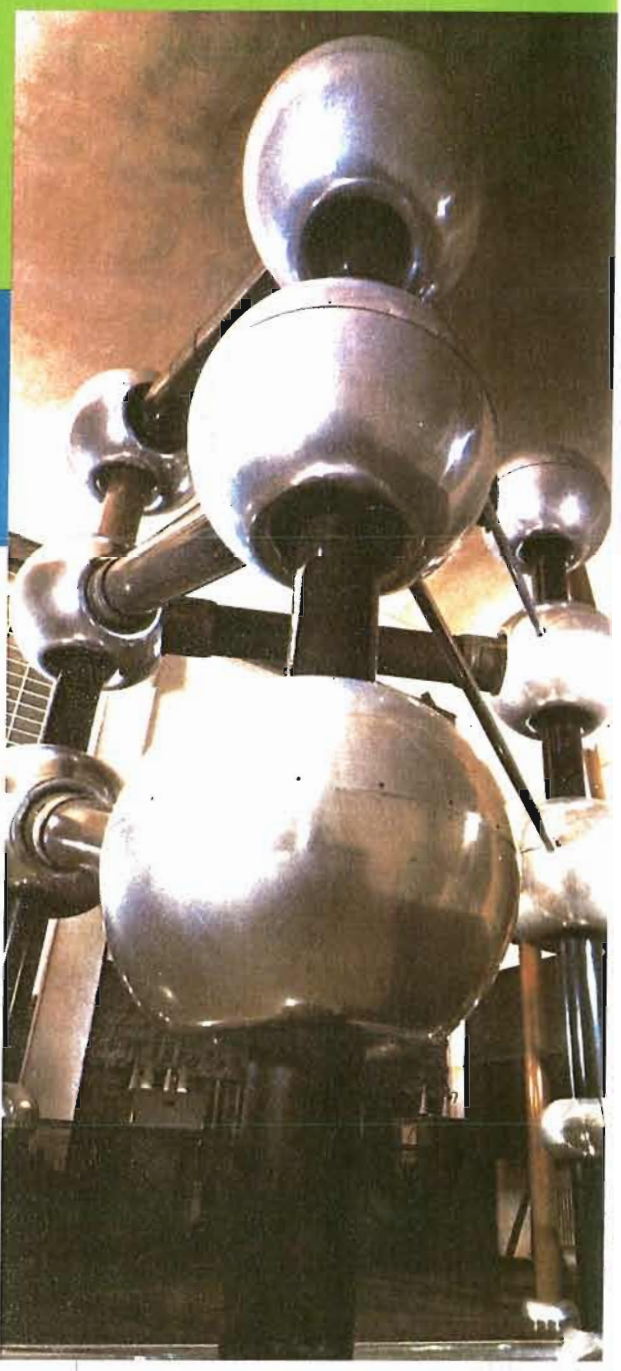
Aceleradores de Partículas

Parte I



CSN

Colección
Informes Técnicos
2.1999

Aceleradores de Partículas

Parte I

EDITORES:

Rafael Caro
Gustavo López Ortiz
Mª Fernanda Sánchez Ojanguren

Aceleradores de Partículas

Parte I

AUTORES:

Rafael Caro *(CSN)*
José Miguel Delgado *(Instituto Madrileño de Oncología)*
Olga Fernández-Flygare *(UCLA, California)*
Luciano González García *(Universidad Complutense)*
Mª Cruz Lizuain Arroyo *(Hospital Princeps d'Espanya, Belvitge)*
Gustavo López Ortiz *(CSN)*
J. Mª Martí Climent *(Universidad de Navarra)*
Santiago Millán Cebrián *(Universidad de Zaragoza)*
Celestino Sánchez Angulo *(Universidad de Sevilla)*
Mª Fernanda Sánchez Ojanguren *(CSN)*
Eliseo Vañó Carruana *(Universidad Complutense)*

Colección
Informes Técnicos
2. 1998

CSN CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR

Colección Informes Técnicos
Referencia INT-10.02

© Copyright 1999, Consejo de Seguridad Nuclear

Edita y distribuye:
Consejo de Seguridad Nuclear
Justo Dorado, 11. 28040 Madrid. España
http://www.csn.es
peticiones@csn.es

Maquetación: Ediciones Doce Calles
Impresión: Artegraf, S.A.

ISBN: 84-87275-93-1
Depósito legal: M. 5.617-1999

A modo de presentación

Los aceleradores de partículas cargadas han sido siempre una especie de asignatura pendiente en nuestro país; y salvo pequeños, o muy pequeños, aceleradores de gabinete de Física y un par de aceleradores serios, –un Van de Graaff y dos Cockroft-Walton de la JEN en la década de los cincuenta– apenas ninguna experiencia se tenía en este campo. Por supuesto, el CERN y otros laboratorios internacionales han puesto a la disposición de nuestros científicos todo su magnífico arsenal, pero lo que se dice conocimiento, diseño, explotación, utilización... a nivel doméstico, el acervo nacional era más bien pequeño. Sin embargo, en la última década, aproximadamente, el panorama empezó a cambiar, sobre todo en el campo clínico, en gran medida debido a la sustitución de fuentes encapsuladas; tanto así que el Consejo de Seguridad Nuclear, una de cuyas competencias, en exclusiva a nivel nacional, es la Protección Radiológica (PR), ha tenido que hacer el esfuerzo de crear una capacidad de actuación para tratar los aspectos de PR asociados a la utilización de los distintos tipos de aceleradores.

En esta monografía, los autores son auténticos protagonistas en nuestro país del día a día de la utilización de los aceleradores de partículas cargadas y sus aplicaciones a la docencia e investigación, y sobre todo en el campo clínico. Naturalmente, esto presta a esta obra un valor incalculable para todos los profesionales relacionados de una forma o de otra con este conjunto de disciplinas. En cuanto a las grandes máquinas, es decir, las del CERN, Brookhaven y otros grandes laboratorios, probablemente sean objeto de un volumen II el próximo año.

Hay que advertir que esta publicación estaba prevista para bien entrado el año 1999, pero que ciertas peculiaridades burocrática-administrativas del CSN surgieron la conveniencia de adelantar el proceso, tarea nada fácil por cuanto el tiempo es un bien escaso; y ciertamente si no hubiera podido contar con la habilidad casi mágica en el manejo de los recursos ofimáticos de mi colaboradora Amparo Castillo Villaverde, la empresa hubiera sido irrealizable. Quiero expresarle aquí todo mi reconocimiento, al igual que a todos los autores y a Mª Fernanda Sánchez Ojanguren, Gustavo López Ortiz y Alfonso Fernández Llorente.

Rafael Caro

Consejero del CSN

Prólogo

El descubrimiento de la radiactividad natural por Henri Becquerel en 1896 no sólo puso en evidencia una importantísima propiedad de nuestro universo físico, ligada a su propia evolución y transformación, sino que proporcionó una herramienta insólita que la mente preclara de lord Rutherford y de otros eximios científicos no tardaron en saber utilizar: las radiaciones nucleares procedentes de las desintegraciones radiactivas eran auténticos bisturíes para penetrar en lo más íntimo de la estructura de la materia. Sólo gracias a esas radiaciones y a la creatividad del ingenio humano –que esa vez sí supo estar a la altura de lo que explica el Génesis– se pudo rasgar la materia como hasta entonces no había habido ocasión de hacer, para encontrar algo tan sorprendente como lo que ahora tan familiarmente llamamos estructura nuclear del átomo: casi toda la masa está concentrada en su núcleo central, que prácticamente no ocupa nada de volumen; y casi todo el volumen está ocupado por la corteza electrónica, que no llega a representar ni una milésima de la masa.

Aquel fue el primer y más importante paso para indagar sobre la estructura de nuestra materia, y curiosa y naturalmente llevó a explicar los fenómenos de lo más minúsculo con idénticas leyes que explican la evolución de lo más grande: las galaxias. Volvía afortunadamente a encontrarse la unicidad newtoniana de que la caída de la manzana obedece a las mismas leyes que gobiernan el movimiento de los planetas.

Muy pronto los científicos encontraron que ese maravilloso bisturí proporcionado por la radiactividad natural les era insuficiente. Se requerían partículas con mayor energía para penetrar aún más hondamente en la materia y descubrir nuevas propiedades y nuevos fenómenos de su estructura más íntima. Nació así la sed por acelerar partículas subatómicas, aprovechando su carga eléctrica. Nació así la historia de los aceleradores.

Los pioneros de este campo fueron gente tan ingeniosa como resuelta, y mueve a simpatía ver a Walton en su laboratorio, metido en un cajón de madera que le servía de aislante eléctrico. Nombres como Van de Graaff, Cockroft, Lawrence o Álvarez son lógicamen-

te reverenciados como padres de esta historia, de la que se derivan los actuales aceleradores que ocupan decenas de kilómetros y en los cuales se inducen reacciones subnucleares que re-crean partículas, como los bosones-vector descubiertos por Carlo Rubbia, que desaparecieron de nuestro universo hace más de diez mil millones de años.

El motor fundamental del desarrollo de los aceleradores ha sido la curiosidad científica, posiblemente el motor más fértil en la historia de la Humanidad, sin querer desmerecer en absoluto la impulsión del pensamiento filosófico, religioso o socioeconómico. Pero la utilidad de los aceleradores ha trascendido el campo de la investigación científica pura, y se encuentra cada vez más orientada a otras aplicaciones, tanto industriales como, sobre todo, médicas.

Directamente aplicados al paciente, o usando su radiación para la producción de radioemisores muy bien caracterizados, los aceleradores son hoy día herramientas médicas en expansión, tanto en tratamientos anticancerígenos como en diagnóstico. La histología humana es complejísima y no poco delicada, y la determinación precoz de malformaciones ocurridas en su seno es una de las aspiraciones fundamentales para luchar contra todo tipo de tumores. Para ello hace falta también una herramienta adecuada que discrimine diversos tipos de tejidos en espacio minúsculo, lo cual exige una resolución casi a nivel atómico –y perdóneseme la exageración– como la que podrían llegar a dar la tomografía por emisión de positrones y otras técnicas parejas.

El positrón no es una partícula de nuestro mundo, sino precisamente del opuesto: la antimateria. De ahí que su rápido aniquilamiento produzca una señal de muy alta precisión. Pero en nuestro hábitat carecemos de nucleidos que emitan positrones, y por ende hay que generarlos –gracias a los aceleradores, naturalmente. Tal es el caso del C-11 o del F-18, por citar dos ejemplos atómicos de nuestra biología.

El campo de los aceleradores ha sido uno de los menos trabajados en nuestro país. Al contrario que en los reactores nucleares, donde España ha hecho un gran esfuerzo de asimilación y desarrollo tecnológico que se ha visto recompensado con un fructífero sector nuclear que produce el 30% de nuestra electricidad, en los aceleradores España no ha desarrollado un sector activo; y en las todavía escasas instalaciones con que contamos, evidenciamos una excesiva dependencia respecto a tecnologías foráneas; lo cual tendrá que paliarse si su futuro desarrollo es tan importante como algunas perspectivas contemplan.

En este libro se presenta, yo diría que por primera vez en España, una visión coherente y sistemática del mundo de los aceleradores y sus aplicaciones, haciendo no obstante la salvedad que este mundo es muy vasto, tan largo intelectualmente como los 27 kilómetros del LEP del CERN, y que por tanto resulta difícil encapsularlo en tan sólo centenares de páginas.

Pero el libro va a tener repercusión notoria, llamará la atención sobre un tema que ciertamente la requiere, y que al estar íntimamente ligado a las radiaciones, es y será objeto de atención por parte del Consejo de Seguridad Nuclear.

Aún cuando hayan pasado más de setenta años desde que los pioneros de esta especialidad iniciaron su andadura, se podría decir que el ámbito de los aceleradores es aún muy joven, y que su extensión fuera de la investigación pura no ha hecho sino iniciarse. En plan jocoso, en la comunidad nuclear suele decirse que es mucho lo que ha pagado la humanidad para propiciar el desarrollo de los aceleradores, y que va siendo hora de que los aceleradores devuelvan a la sociedad, en forma de aplicaciones pragmáticas, lo que la sociedad ha hecho por ellos. Y muchos, en esta comunidad nuclear, creemos que ello es posible.

Por ejemplo, la transmutación de los más indeseables residuos nucleares es algo científicamente posible con aceleradores. Por supuesto, se ha de desarrollar tecnológicamente esta potencialidad para que ello sea económico y, sobre todo, seguro.

Los aceleradores son aparatos complejos, pero su funcionamiento y leyes son sin embargo perfectamente conocidos. Ello da pie a que puedan estudiarse y diseñarse para satisfacer necesidades específicas, de lo cual da cuenta este libro. Y por mor de la irrenunciable seguridad, es lógico y loable que desde el Consejo de Seguridad Nuclear se esté prestando tanta atención al tema.

Quisiera, a guisa de epílogo en el prólogo, agradecer al Consejo su amable invitación para escribir esta presentación; y en particular, quisiera agradecérselo al Consejero que me animó a ello, el Prof. Rafael Caro, maestro de tantas promociones nucleares, cuya inquietud intelectual corre a la par que su dedicación y conocimientos, a todo lo cual hago aquí mi aprecio. Y una de las obligaciones que tienen los intelectuales es dar a la imprenta sus ideas, una vez bien consolidadas, para coadyuvar al mejor desarrollo del conocimiento humano; y a esa obligación se hace honor en estas páginas por parte de los autores. De ahí que me permita parafrasear, para alabar este libro, una de las sentencias castellanas que más admiro. Cambiando el arma por las radiaciones, quisiera apropiarme de la frase cervantina: «Nunca la lanza embotó la pluma».

José Mª Martínez Val

Catedrático de Ingeniería Nuclear, ETS Ingenieros Industriales
Universidad Politécnica de Madrid

Sumario

A modo de presentación 7

Prólogo 9

Sumario 13

Capítulo I 15

Capítulo II 27

Capítulo III 47

Capítulo IV 83

Capítulo V 97

Capítulo VI 131

Capítulo VII 151

Capítulo VIII 169

Autores 193

Índice de contenidos 199

INTRODUCCIÓN HISTÓRICA Y CIENTÍFICA

1

Rafael Caro, Gustavo López Ortiz y Mª Fernanda Sánchez Ojanguren (CSN)

1. Presentación

Este libro pretende mostrar explícitamente el origen y la razón de ser de los aceleradores y de su entorno actual, que comprende desde las aplicaciones médicas e industriales a las grandes máquinas empleadas en la vanguardia científica de la investigación. Por supuesto, siendo el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) quien lo promociona y edita, el énfasis está puesto en los temas de su competencia que, hay que recordarlo, ejerce en exclusiva en España en los temas de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear. Esta es pues la razón por la que los aceleradores médicos y los industriales reciban una atención preferente en esta obra, y se ha dejado para un segundo volumen a publicar en 1999 los grandes aceleradores dedicados a producción y sobre todo a investigación.

El efecto terapéutico, y el dañino, de las radiaciones es un fenómeno conocido desde los primeros tiempos de esta ciencia, que dicho sea de paso, cada vez es más tecnología y menos ciencia. El procedimiento más simple desde el punto de vista operacional para aplicar esta terapia ha consistido en disponer de fuentes de radiación individuales; su encapsulamiento pretendía garantizar la protección a terceras personas. La ventaja fundamental de esta instrumentación está en que no requiere grandes instalaciones, aunque esta sea una característica que varía notablemente de caso a caso. Su mayor desventaja reside en que no se puede interrumpir su funcionamiento y, además y un poco como consecuencia de ello, su intensidad decae, y con el tiempo la fuente debe ser renovada o substituida. Un riesgo adicional, más o menos remoto según los casos, es su posibilidad de extravío.

Asimismo el descubrimiento de la radiactividad artificial por parte de Joliot e Irene Curie en 1934 proporcionó una cantera casi inagotable de radioisótopos o sea emisores de radiación para ser usados en medicina, tanto en el campo del diagnóstico como en el de la terapia.

Este hecho tuvo lugar cuando la pareja de investigadores mencionada hacían interaccionar partículas α emitidas por polonio natural sobre elementos ligeros, como boro, magnesio y aluminio. La sorpresa del experimento consistió en que al retirar la fuente de partículas α, es decir el polonio, seguía teniendo lugar una emisión de positrones (e^+). La interpretación que los Joliot-Curie dieron al fenómeno fue que se trataba de una reacción (α, n) en la primera etapa, seguido de una desintegración e^+ (positrónica) del núcleo formado. Por ejemplo, en el caso del aluminio las ecuaciones serían:

$$He_2^4 + Al_{13}^{27} \rightarrow P_{15}^{30} + n_0^1 \qquad \text{y la desintegración ß subsiguiente}$$

$$P_{15}^{30} \rightarrow e_1^0 + Si_{14}^{30} \qquad (1.1)$$

Esta serie de experimentos fue repetida a partir de entonces en muchos otros laboratorios, y en pocos años se produjeron más de ochocientos radioisótopos diferentes.

Por otra parte, el descubrimiento de la fisión y la entrada en funcionamiento subsiguiente de los reactores nucleares, supuso la aparición en escena de una grandísima cantidad de radioisótopos, puesto que todos los fragmentos de fisión lo son. Tiene este método el gran inconveniente de exigir como fase intermedia de reproceso del combustible irradiado, fase que está prohibida, o al menos inoperante, en muchos países por razones socio-políticas. También hay que advertir sobre la existencia de reactores productores de radioisótopos, conseguidos por irradiación neutrónica sobre muestras introducidas a tal efecto.

Por otra parte, los aceleradores –máquinas que merced a una combinación adecuada de campos eléctricos y magnéticos imparten energía a un haz de partículas eléctricamente cargadas–, son instalaciones complejas que requieren grandes inversiones para su instalación, pero que como contrapartida permiten en general la producción de haces de partículas variables en intensidad y en energía. Incluso se pueden desconectar cuando no están siendo usados; y por supuesto no tienen ninguna posibilidad de extravío. Los tres tipos que pueden considerarse como origen de la gran variedad existente en la actualidad, –Cockroft-Walton, Van de Graaf y Ciclotrón–, se describen brevemente en este capítulo introductorio.

Las partículas cargadas que más frecuentemente se utilizan en aceleradores son los electrones (partículas ß), protones (núcleos de H), deuterones (núcleos de deuterio), partículas α (núcleos de He) e iones pesados. Los electrones son muy fáciles de obtener, y su relación carga/masa es muy elevada, lo que les hace idóneos para ser muy utilizados directamente, o bien en terapia o bien como origen de radiación de frenado (bremsstrahlung) en gammaterapia, o fototerapia. Los protones, núcleos de hidrógeno que tienen la misma carga (aunque positiva) y una masa 1836.0 a la de los electrones, también se prestan muy bien para ser acelerados; se utilizan directamente en neutrón-terapia y mesonterapia. Los deuterones se usan acelerándolos para la producción de ciertos radionucleidos para usos médicos; y las partículas α, tan utilizadas en los tiempos pioneros de la Física Nuclear, están siendo, comparativamente con otras partículas cargadas, menos utilizados en aceleradores.

A pesar de lo dicho, no han sido los usos médicos ni los industriales los principales responsables del espectacular desarrollo de los aceleradores en los últimos 50 años, sobre todo al principio de la vida de esta tecnología. De hecho, la investigación de la naturaleza íntima de la materia, jugó el papel fundamental en este desarrollo. El disponer de partículas aceleradas a velocidades cada vez más altas, siempre se entendió como el camino idóneo para provocar por colisión cambios –transmutaciones– en la estructura de los núcleos atómicos, y así permitirnos analizar su constitución, como se glosa a continuación.

La transmutación de los elementos siempre fue uno de los sueños del Hombre. En la Edad Media los alquimistas lo intentaron reiteradamente con procedimientos no del todo ortodoxos, ciertamente poco científicos, e incluso con toda frecuencia mágicos, como correspondía a la época. Pero sólo el descubrimiento de la radiactividad natural por Henry Becquerel 1898, pistoletazo de salida para la investigación de la naturaleza íntima de la materia, fue el auténtico fundamento de la investigación de las transmutaciones artificiales. Sir Ernest Rutherford fue el primero de una larga fila de investigadores que se empeñó en esta aventura. De las tres radiaciones diferentes que emitían los cuerpos radiactivos existentes en la naturaleza, –partículas ß α y γ–, las α le parecieron idóneas para bombardear la materia con ellas y «ver que pasaba». La esencia del experimento parece brutal, era algo así como bombardear un edificio, para deducir analizando sus escombros, cuál había sido su estructura. Pero sus experimentos fueron exitosos; tanto, que le permitieron establecer una nueva teoría sobre la constitución de la materia que substituyera a la antigua concepción del átomo indivisible.

Al lanzar partículas como proyectiles sobre una delgada lámina de material, observó una desviación de su trayectoria que, habida cuenta de la naturaleza eléctrica positiva del proyectil, indicaba claramente que en la materia había «islotes» de carga eléctrica positiva. Esto junto con el hecho, constatado a diario, de la naturaleza eléctricamente neutra de la materia, llevaba irremediablemente a la conclusión que había de haber tanta carga negativa como la positiva contenida en los «islotes»; y seguramente girando para que su fuerza centrífuga compensara la atracción que fatalmente le precipitaría sobre el núcleo. Así se le ocurrió para el átomo una especie de estructura planetaria que con algunos retoques sigue siendo válida hoy día.

Volviendo a la transmutación, hay que decir que el propio Rutherford en uno de sus primeros experimentos, dispuso una fuente de partículas α (un mineral radiactivo natural) en el interior de un cilindro provisto de una ventana con una pantalla de sulfuro de cinc, para detectar las partículas que pudieran ser creadas por la interacción de la radiación α con los núcleos del gas de relleno el cilindro, mediante los centelleos producidos por su impacto sobre dicha pantalla.

En el curso de sus experimentos, introdujo sucesivamente en el cilindro oxígeno, dióxido de carbono, aire seco y nitrógeno, y después de muchas conjeturas y averiguaciones vino a concluir que probablemente se trataba de la siguiente reacción nuclear:

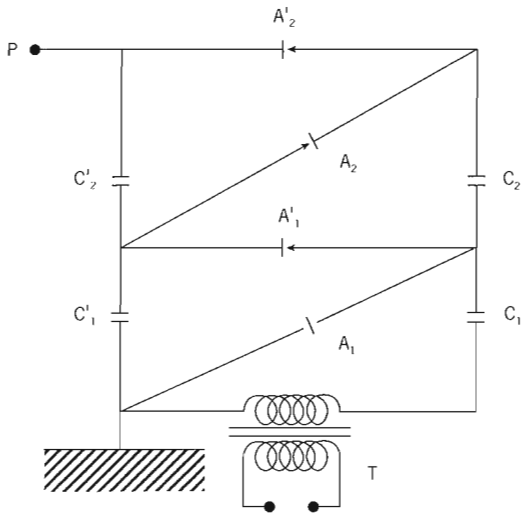
$$N_7^{14} + He_2^4 \rightarrow H_2^1 + O_1^{17} \qquad (1.2)$$

Estas experimentaciones iniciadas en 1919 en Inglaterra, en colaboración con Chadwick, quien pocos años más tarde descubrió el neutrón, vinieron a ser confirmadas en 1921 en USA. Era pues la primera

transmutación que el hombre conseguía de forma artificial. Rutherford había utilizado partículas de 8MeV de energía producidas por un cuerpo radiactivo, y naturalmente se pensaba que si la energía fuera mayor podrían inducirse cambios mucho más violentos en cualquier núcleo, es decir, más y mejor material de investigación.

Y así empezó la carrera de los aceleradores; máquinas capaces de impartir energía a partículas, –proyectiles–, extrayéndola de campos electromagnéticos, de topología cada vez más sofisticada e ingeniosa. Por supuesto, los proyectiles no tenían que ser necesariamente partículas α; de hecho, el procedimiento habitual para provocar más y más interacciones con los núcleos atómicos, vino a ser una reacción nuclear previa que produjera una partícula cargada, generalmente un protón, que luego sería convenientemente acelerada por una de dichas máquinas.

Es pertinente hacer notar aquí, que en paralelo con estos temas cuyo principal protagonista estaba siendo Rutherford, estaba teniendo lugar el desarrollo de la Física a lo largo de dos nuevas líneas: la teoría de la Relatividad y la Mecánica Cuántica; ambas disciplinas ayudaron, y promocionaron el trabajo iniciado por Rutherford. Y así, apoyándose en consideraciones cuánticas, G. Gamow en 1928, sugirió, –¿«demostró»?–, que la energía de la partícula incidente no era lo único a tener en cuenta; que partículas de menor energía podían provocar más efectivamente reacciones nucleares, y que la naturaleza del núcleo blanco era decisiva a tal efecto. Todo ello dependía de la sección eficaz de la interacción, magnitud tomada en préstamo a la Física Cuántica. Sin embargo, se siguieron concibiendo y construyendo, y no totalmente sin razón, aceleradores que impartieran cada vez más energía. Tal es el caso del famoso ciclotrón bautizado por Lawrence «atom smasher» (machaca-átomos) con el que se pensaba «fabricar» proyectiles que destruyeran totalmente los núcleos.



Seguramente, esta idea, asentada de forma más o menos inconsciente en la mente de los científicos, fue responsable de que el experimento de Fermi, bombardeo de uranio con neutrones lentos, que rompió el núcleo (fisión) en dos fragmentos por primera vez en la historia del mundo, permaneciera sin explicación durante tanto tiempo. A los físicos de Francia, Italia, Alemania, Inglaterra... etc... ni siquiera se les pasaba por la imaginación la posibilidad de que los elementos químicos intermedios de la Clasificación Periódica, que parecían aparecer del análisis químico del uranio «bombardeado», pudieran proceder de que realmente este núcleo pesado hubiera sido roto por efecto de un proyectil cuya energía rondaba alrededor de 0.02 MeV.

De hecho, fue en 1932 en el Laboratorio de Rutherford donde J.D. Cockroft y E.T.S. Walton construyeron la primera máquina que podía ceder energía a un haz de partículas cargadas acelerándole. En sus experimentos, los primeros de esta clase en Física Nuclear, las partículas aceleradas eran protones, procedentes de la ionización de hidrógeno, que sometidos a un campo eléctrico de alta tensión se hacían incidir sobre un blanco de óxido de litio. La reacción nuclear producida era:

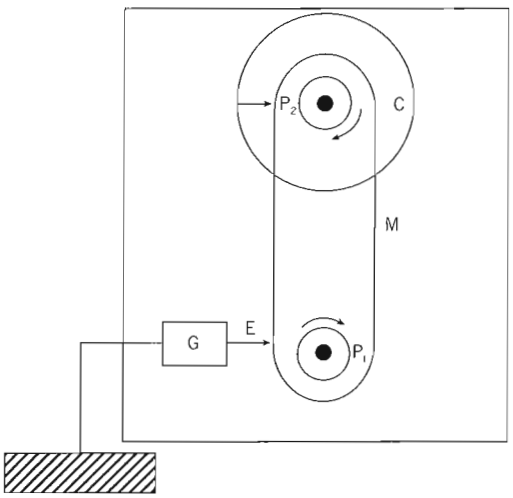
$$Li_3^7 + H_1^1 \rightarrow He_2^4 + He_2^4 \qquad (1.3)$$

el tipo de reacción, que tuvo lugar a 125.000 voltios de tensión, se identificó mediante una pantalla de sulfuro

de cinc que producía centelleos en cada impacto de un núcleo He_2^4 (una partícula). Era la primera vez en la historia del mundo, en que se provocaba una reacción nuclear con proyectiles cuya energía no era «natural», como en los experimentos de Rutherford que utilizaba partículas procedentes de desintegraciones naturales.

En realidad el sistema acelerador utilizado había sido desarrollado originalmente en 1920 por H. Greinacher en Suiza, y utilizado con electrones. Cockroft y Walton lo adaptaron para acelerar protones, según la reacción (1.3), consiguiendo energías de hasta 380 KeV, aunque después, con modificaciones sucesivas llegaron a 3 MeV. Básicamente, el sistema consiste en N etápas idénticas, cada una de las cuales constaba de un condensador y un rectificador. La fuente de tensión, que es el secundario de un transformador T, figura en la primera etapa. En el primer semiperíodo de voltaje se carga el condensador C_1, pero no el C_1' porque lo impide el rectificador A_1. En el segundo semiperíodo es C_1' quien se carga, y C_1 carga a C_2. Así sucesivamente se va acumulando la carga eléctrica, y aumentando la tensión en el punto P, hasta un nivel dependiente del número N de etapas.

En esta misma época, aproximadamente 1931, R.J. Van de Graaff construyó en la Universidad norteamericana de Princeton el primer generador electrostático de alto voltaje mediante el empleo de una cinta



móvil transportadora de cargas; generador con el que actualmente se llegan a acelerar partículas hasta los 15 MeV aunque es bien conocido el problema de las fuertes descargas eléctricas que se producen. Su principio de operación es el siguiente: una correa sin fin de material aislante va montada entre dos poleas separadas en disposición vertical unos pocos metros una de otra, P_1 y P_2. Un motor acoplado a la inferior la hace girar a una velocidad lineal de hasta unas decenas de metros por segundo. Existe un mecanismo junto a la polea inferior que carga eléctricamente a la correa. El sistema consiste básicamente en una punta próxima a la cinta; un campo eléctrico intenso, E, en las proximidades de la punta ioniza el medio (gaseoso) presente, y repele a los iones de su mismo signo eléctrico hacia la correa, que los transporta hacia la polea superior. Una punta de análogas características situada junto a esta polea recoge dichas cargas sobre un electrodo colector, que recibe el nombre de cúpula a cuenta de su forma esférica, C, cargándola a un potencial creciente según acumula las cargas que recibe de la polea. Por supuesto, según crece el potencial, puede llegar a haber chispas de descarga dependiendo de la constante dieléctrica del medio ambiente. Para reducir este fenómeno se suelen utilizar en la actualidad gases a presión (neón o exafluoruro de azufre) en el interior de un contenedor dispuesto al efecto.

Asimismo, unos pocos años antes, en 1928, R. Widerröe, en la Rhenish-Westphalian Technical University de Alemania, para lograr partículas cargadas de cada vez mayor energía, y mediante el empleo de campos alternos de alto voltaje, aceleró iones de sodio y potasio hasta una energía aproximadamente doble de la que se obtenía mediante la aplicación de una tensión única. Este heho puede considerarse como el principio de los denominados aceleradores lineales de resonancia o «linac» con las que se consiguen electrones con energías del orden de 300 MeV). Basados en su principio, Lawrence, E. O. y Sloam, mediante el empleo de campos de alta frecuencia, produjeron iones de mercurio con energías superiores a los 1,2 MeV. No obstante, continuando con el afán investigador, Lawrence y Livingston, mediante sucesivas variaciones en el fundamento del recién nacido acelerador, concibieron el denominado acelerador de

resonancia magnética o ciclotrón, con los que actualmente pueden acelerarse núcleos hasta 8 GeV, que en 1932, produjo protones de más de 1 MeV.

Esta máquina, consiste básicamente en una caja metálica circular dividida en dos partes iguales, internacionalmente conocidas como las Des, entre las que se establece una diferencia de potencial alterna, V, que resulta en un campo eléctrico E también alterno y perpendicular al eje de las Ds. Naturalmente, tal campo es nulo en el interior de las cajas por efecto Faraday.

El sistema va colocado entre las dos piezas polares de un electroimán, que crea en toda la extensión de las Ds un campo magnético uniforme B perpendicular al campo E. Completa el sistema una fuente, S, de partículas cargadas, y una caja C que lo contiene en la que se hace el vacío.

Su funcionamiento es sencillo: una partícula cargada P, creada en F o en sus proximidades, será acelerada hacia, por ejemplo, la semicaja D_1 si tiene polaridad contraria en aquel momento. Una vez en su interior, al ser nulo el campo eléctrico, y no sufre aceleración adicional, y el campo magnético B la obliga a describir una circunferencia. Si el potencial alterno se sincroniza de modo tal que cuando salga de D_1 sea atraída por la D_2, sufrirá la correspondiente aceleración. Y así sucesivamente recorrerá una especie de espiral (en realidad semicircunferencias sucesivas de radio creciente), hasta su salida por una ventana practicada al efecto.

La fuerza $\vec{F}$ que el campo magnético ejerce sobre la partícula de carga q y masa m emitida por la fuente S es, según la electrodinámica clásica.

$$\vec{F} = \vec{v}\,\vec{B}\,q, \qquad (1.4)$$

que al compensarse con la fuerza centrífuga

$$Fc = \frac{m\,v^2}{t} \qquad (1.5)$$

define la trayectoria, –circunferencia de radio r y velocidad v–;

$$r = \frac{m\,v}{B\,q} \qquad (1.6)$$

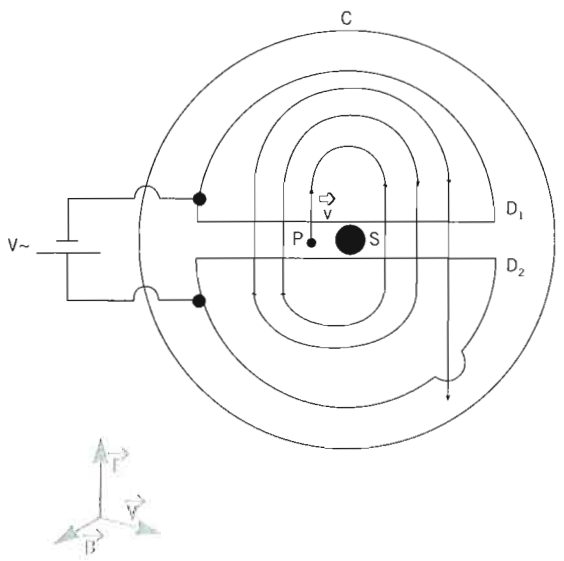
Se comprueba fácilmente que la frecuencia f es independiente de la velocidad de la partícula en proceso de aceleración.

$$f = \frac{m\,v}{2\pi r} = \frac{B\,q}{2\pi m} \qquad (1.7)$$

Algunos años más tarde, en 1940, en la Universidad norteamericana de Illinois, D.W. Kerst construyó el primer acelerador de electrones de inducción magnética o betatrón. No ocurrieron más sucesos significativos sobre los procesos de aceleración, hasta que en 1945 y de forma independiente V.I. Veksler, en E.M. Moscú y McMillan, en la Universidad de Berkeley, descubrieron el principio de la estabilidad de fase, evolución natural de los ciclotrones, abriendo el campo de los aceleradores de resonancia magnética para electrones; los nuevos aceleradores fueron denominados sincrotones.

El siguiente paso tuvo lugar en 1947, cuando W.W. Hansen, en la Universidad de Standford, California, utilizando tecnología de microondas, construyó el primer acelerador lineal de electrones empleando ondas transportadoras con las que, actualmente y en dicha Universidad, pueden obtenerse haces de electrones de hasta 50 GeV.

Figura 3: Esquema del Ciclotrón



Otro nuevo paso tuvo lugar en 1956, cuando D.W. Kerst, evidenció que si se mantienen dos conjuntos de partículas en órbitas interaccionables puedan observarse sucesos en los que una partícula colisiona con otra que se mueve en sentido opuesto, con lo que se originan elevadas energías de reacción, pero ello a su vez implicaba la necesidad de disponer de un gran número de partículas, lo que obligaba a su acumulación previa en lo que denominaron anillos de almacenamiento, recibiendo el nombre de «colisionador» el conjunto de acelerador y anillo de almacenamiento.

En este estado de cosas, los físicos de altas energías, en su creciente afán por descifrar los secretos de las partículas elementales y de sus interacciones, necesitaban disponer de energías cada vez más elevadas, hasta del orden de 1 TeV (10^6 MeV), lo que se logró en 1983 con la instalación de imanes superconductores en el Fermi National Accelerator Laboratory de los Estados Unidos de América (Fermilab), con los que se espera arrojar luz, entre otros apasionantes temas, al conocimiento científico de la estructura y origen del universo.

Actualmente A. Sessler y S. Yu, de los laboratorios nacionales de Lawrence Berkely (LBNL) y Lawrence Livermore (LLNL), entre otros, están desarrollando, para el colisionador lineal de 1 TeV del Fermilab y su aplicación a la física de altas energías, fuentes de radiofrecuencia de gran potencia de tipo klystron, habiéndose llegado a obtener microondas, como guías de onda para controlar la velocidad de un haz de electrones, con potencias hasta de 30 MW.

Es pertinente mencionar en este punto que en el Fermilab la instalación está formada por un acelerador del tipo Cockroft-Walton como productor de iones negativos, formados por átomos de hidrógeno con un protón y dos electrones. Estos iones son acelerados, mediante un campo eléctrico, e inyectados en un acelerador lineal, llegando mediante campos eléctricos oscilantes hasta los 400 MeV, momento en el que, a través de una lámina de carbón para «limpiar» el haz de electrones, son extraídos los protones para su incorporación a un acelerador circular del tipo sincrotrón en el que alcanzan los 8 GeV. Este proceso se repite, en el sincrotón, una docena de veces con lo que se obtienen doce «paquetes» de protones que, inyectados en el anillo principal de otro sincrotrón, llegan a adquirir 150 GeV. En este estadio pasan al anillo de otro sincrotrón, denominado Teratrón, situado debajo del anterior, donde, mediante bobinas superconductoras trabajando a la temperatura del helio líquido, los protones se aproximan a 1 TeV, siendo extraídos hacia los blancos preparados para la experiencia a realizar. Algunos experimentos se llevan a cabo por colisión de un haz de protones con otro de antiprotones, que han sido producidos acelerando protones en el anillo principal hasta los 120 GeV para, una vez extraídos, lanzarlos contra un blanco con la consiguiente producción de partículas secundarias entre las que hay antiprotones que, tras ser transportados y sufrir una reducción de volumen mediante el proceso denominado de «enfriamiento estocástico», se envían a un anillo de almacenamiento. Una vez se dispone, en este anillo, de la suficiente cantidad de ellos, se hacen pasar al anillo inferior o Teratrón para ser acelerados conjuntamente, pero en sentido inverso, con el haz de protones hasta energías muy próximas a 1 TeV y así poder estudiar los impactos frontales.

3. Aplicaciones Médicas, Industriales y Docentes

Volviendo la vista hacia energías más «humildes», del orden de unas pocas decenas de MeV, se encuentran aplicaciones en la industria entre las que cabe destacar la radiografía industrial, la esterilización de materiales biológicos, la irradiación de alimentos, aunque en este entorno sea más competitivo el uso de radiación electromagnética procedente de fuentes encapsuladas, esterilización de material médico y quirúrgico, polimerización de plásticos empleados en aislamientos térmicos y acústicos, así como en el recubrimiento de cables eléctricos, plásticos resistentes al calor empleados en cocinar alimentos en horno convencional, recubrimiento de cintas de vídeo de sonido y para evitar su degradación por temperatura, tratamiento de tejidos, tratamiento de aguas residuales para reducir los agentes patógenos, datación por carbono, tratamiento de gomas empleadas en los neumáticos de

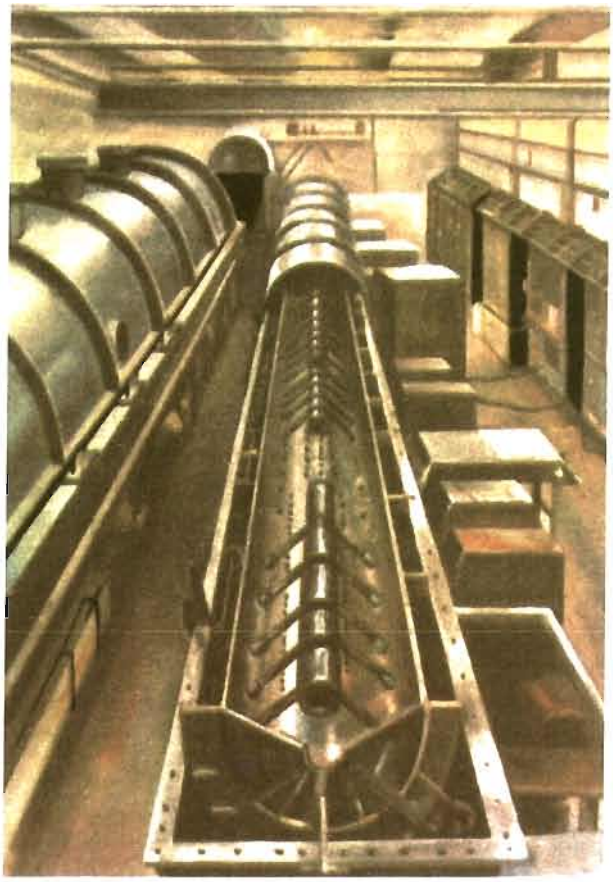


Figura 4: Aceleradó lineal de protones del CERN. 50 MeV.

automóvil, etc..., aplicaciones, todas ellas de haces de electrones y, finalmente aunque también muy importante, el empleo de ciclotrones en la producción y síntesis de determinados radiofármacos de los cuales actualmente hay dos del tipo PET, (Positron Emission Tomography) en nuestro país, uno en Pamplona en la Universidad de Navarra y otro en la Universidad Complutense.

Los betatrones, aceleradores de electrones, suelen usarse también, en el campo industrial y médico, para la obtención de Rayos X muy energéticos, aunque en las aplicaciones clínicas ya pueden ser considerados como historia.

En el campo médico, hay que remontarse en la historia de la medicina a 1825, cuando F.V. Raspail expresó que toda célula procede de otra abriendo el camino para que en 1852 las investigaciones del alemán R. Remak, (1815-1865) neuroanatomista y embriólogo, fueran de las primeras en establecer que la división celular era la causante de la formación de tejidos, y en el mismo año constató la aportación de nuevas células procedentes tanto de tejidos enfermos como de sanos.

En este estado de cosas cuando, y con el descubrimiento de la radiactividad natural y del radio en la última década del siglo XIX, empezaron a usarse las radiaciones ionizantes en el tratamiento del cáncer, asimilando éste a una proliferación continua de células anormales que invaden otros tejidos, y el radio toma papel de protagonista en el campo de la terapia. Comenzó entonces el incremento de energía en los equipos generadores de Rayos X con los que se llegaba, en la década de los 50, mediante la denominada «radioterapia profunda», consistente en haces de 250 KV, a localizaciones inaccesibles con «agujas» de radio. No obstante, este tipo de radioterapia fracasaba cuando la localización de la masa tumoral imponía una fuerte atenuación en el haz de radiación incidente, en su camino para llegar al blanco. Esta barrera vino a remediarse, a comienzos de la citada década, con las primeras unidades de Co-60 situando la energía media efectiva en 1,25 MeV, lo que permite solventar parte de los problemas anteriormente presentados comenzando a destacar, los cálculos de cesión de energía y las curvas de isodosis con la finalidad de optimizar la deseada cesión de energía en el volumen blanco. No obstante, se presentaban formas y tipos de neoplasias cuyo tratamiento presentaba mejores resultados con la aplicación de radiación beta o electromagnética de mayor energía, lo que da lugar a la aplicación de los aceleradores en el campo médico en la década de los años 60. Se ha llegado, con los actuales aceleradores, a alcanzar mayores profundidades gracias a la producción de Rayos X, en el intervalo (4 MV - 18 MV), así como de electrones entre 5MeV y 20 MeV capaces de entregar, tasas de dosis, entre 50 $cGy.min^{-1}$ y 300 $cGy.min^{-1}$, para determinados tamaños de campo, distancia blanco-superficie y profundidad donde ocurre la máxima transferencia de energía. El más reciente de los sistemas (1997) de acelerador, existente en un hospital infantil de los Estados Unidos, mediante tecnología de estado sólido, consigue obtener Rayos X de hasta

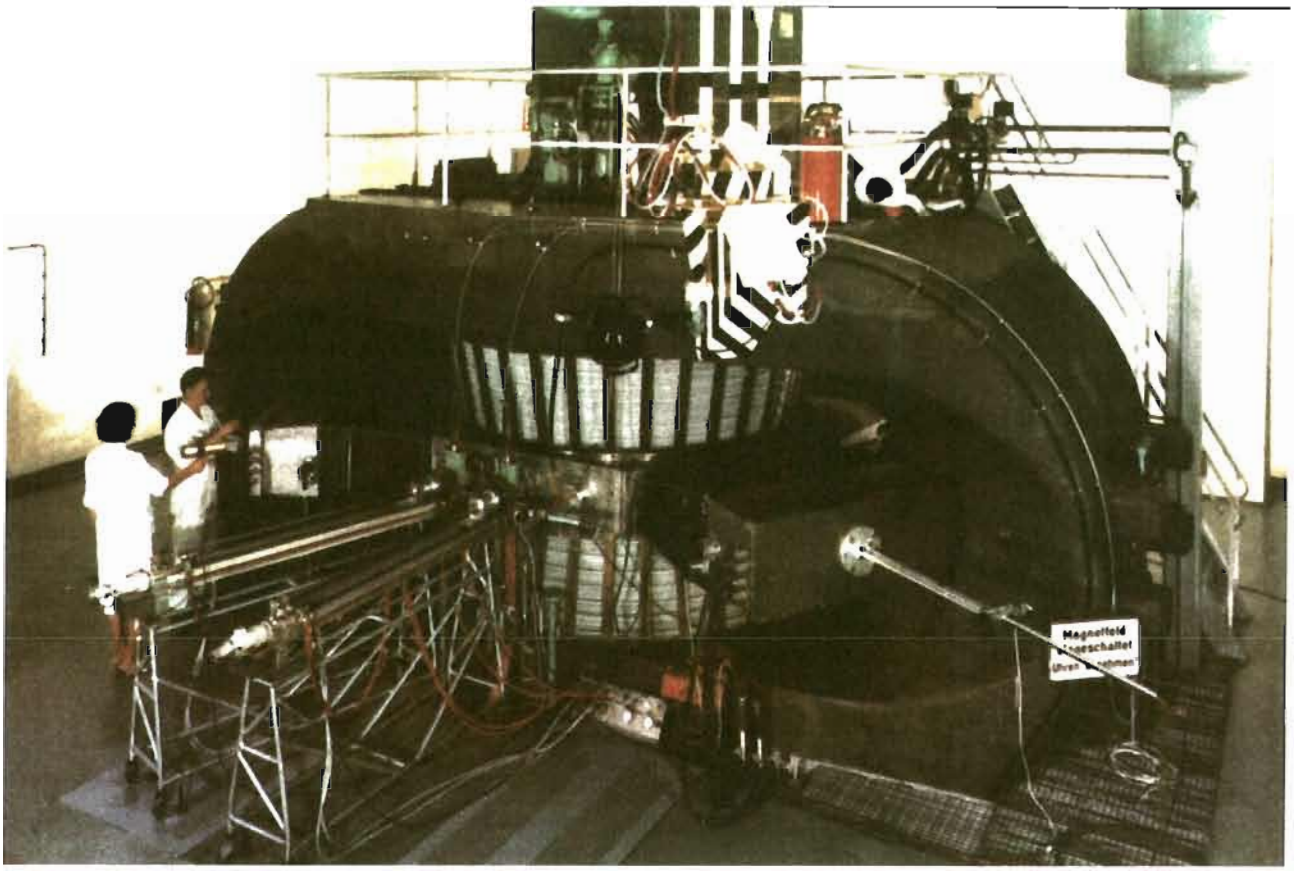


Figura 5. Ciclotrón de KUR 100 MeV
(Universidad de Kyoto, Japón)

25 MV y haces de electrones de 6 MeV a 21 MeV, entregando en determinadas condiciones, tasas de 50 $cGy.min^{-1}$ a 500 $cGy.min^{-1}$ para radiación electromagnética y de 300 a 900 $cGy.min^{-1}$, para haces de electrones.

Esta situación, ha supuesto una progresiva colaboración entre el médico, responsable del tratamiento de la enfermedad y aquellas personas que con los medios que la ciencia pone a su alcance calculan de forma cada vez más precisa, la cantidad de energía o «dosis» en el volumen blanco que el médico ha estudiado para combatir determinados tipos y estadios de tumor, dosis impartida mediante técnicas de campos únicos, mixtos, cruzados, o por la combinación con procesos radioquirúrgicos, que se considere adecuada en cada caso y que a su vez menos efectos deterministas de deterioro puedan producir en tejidos sanos. El conjunto de dichos procesos, para la delimitación de blancos y cesión escalonada de energía, se encuentra en continuo desarrollo y bien lejos, aunque los principios físicos sean los mismos, de los que se podían llevar a cabo hace aproximadamente una treintena de años.

Durante todo este tiempo, la atención de los organismos de vigilancia, en nuestro caso el Consejo de Seguridad Nuclear, se ha enfocado, preferentemente, a la normalización de las prácticas de protección frente a la radiación, con el desarrollo consiguiente a nivel nacional e internacional de las guías correspondientes. Desde el principio OIEA proporcionó directivas y apoyo regulador en los servicios de protección radiológica operacional; así en 1965 editó el *Safety Series* nº 13, titulado «Provision of Radiological Protection Services», código de «buenas prácticas» que incluye la vigilancia física y médica.

A partir de entonces hubo una actividad notable a nivel mundial en este campo. Seguramente las publicaciones más representativas sean la nº 26 y siguientes de ICRP (1997) y el *Basic Safety Standards for Radiation Protection* (1982) publicado en colaboración por OIEA, la Organización Internacional del Trabajo, la Organización Mundial de la Salud y la NEA (OECD). Posteriormente y como consecuencia de la gran atención prestada a este tema hay que citar la *Safety Series* nº 101, «Operational Radiation Protection: A Guide to Optimization», que entre sus colaboradores de mayor renombre ha contado con la USNRC y con la NRPB del Reino Unido.

A un nivel más técnico, aunque aún en este entorno, seguramente merece la pena destacar las nuevas exigencias derivadas de la aparición en escena de los aceleradores multi-haz; la variedad de partículas creciente con la energía del acelerador, en las proximidades del haz primario, y la aplicación del método de Monte Carlo, magnífica herramienta para la evaluación de blindajes y protecciones, sin cuya existencia el problema analítico en estas geometrías sería punto menos que intratable.

Como resumen de las aplicaciones biomédicas de las partículas aceleradas se incluye el siguiente cuadro, que resume de forma indicativa intervalos energéticos, aplicaciones y partículas utilizadas.

Todo lo expuesto en la aplicación de los aceleradores para tratamiento de diversas neoplasias no es más que la cesión de energía a la materia para producir la destrucción de las células malignizadas limitando al máximo el daño que pueda provocarse en tejidos sanos. Así se ha ido pasando del radio a los Rayos X, Co-60, y aceleradores, todos ellos caracterizados por «llegar» con los haces de partículas generados a la mayor profundidad con la mejor calidad de haz posible. Es, sin embargo, evidente que hay que seguir trabajando en «estar» en el volumen blanco, cosa que ya hace en determinados tipos de neoplasias la medicina nuclear y la braquiterapia, pero que aún no es bastante, pues lo verdaderamente interesante en el mundo interdisciplinar en que se mueve el uso médico de las radiaciones ionizantes, es lograr de la forma menos agresiva posible, ceder la mayor cantidad de energía en el menor espacio posible, de lo que se desprende que «llegar» con la radiación electromagnética resulta un tanto «primitivo», siendo más elaborado, físicamente hablando, implantar generadores de partículas de gran transferencia lineal de energía en el propio blanco. Este proceso tiene un antecedente en el tratamiento de tumores cerebrales, en los que se hacen llegar determinados compuestos de boro a las zonas tumorales, que son sometidas después a la acción de neutrones térmicos con la consiguiente emisión de partículas alfa y

Partículas	Intervalo Energético	Aplicación
Iones pesados	70-700MeV/núcleo	Radioterapia experimental
Deuterones	7-20MeV	Producción de radioisotopos
	5-20MeV	Métodos analíticos
Protones	2 - 10MeV	Métodos analíticos
	Decenas de MeVs	Producción de neutrones para radioterapia
	De unos MeVs - 250MeVs	Radioterapia
	500 MeV - 700MeV	Producción de menores en para radioterapia
	10 MeV - 100MeV	Producción de radioisótopo
Electrones	6MeV-25MeV	Radioterapia con electrones y conservación
	2MeV-10MeV	de alimentos y radioesterilación
	Cientos de MeVs-varios	Producción de radiacción-sincrotrón para
	GeV	angiografía

núcleos de litio de elevada transferencia lineal de energía, y por lo tanto poco alcance, produciendo la destrucción de células tumorales sin prácticamente afectar tejidos vecinos. Actualmente, la inquietud científica parece que señala el camino preferente de poder «llevar» determinados isótopos, emisores beta y alfa fundamentalmente, a los conjuntos de células cancerosas para que, de forma totalmente local, provoquen su destrucción clínica, tarea que dado el aspecto multidisciplinario antes comentado necesita de la colaboración de médicos, biólogos, físicos, químicos e informáticos, para dar respuesta al esquema lógico de: qué hacer, dónde, características de la zona tumoral, vectores de traslación, técnicas de fijación con el inmenso y maravilloso reto de la problemática de individualización celular que ello supone y energía necesaria y depositada.

Figura 6. Acelerador Cocroft-Walton de 600 KeV de la JEN.



A modo de colofón parece pertinente informar que en España en la actualidad hay 83 aceleradores en funcionamiento, todos ellos con la debida autorización del CSN. En la antigua Junta de Energía Nuclear se instalaron tres en la década de los 50, uno de ellos de tipo Van de Graaff todavía en uso en el CIEMAT en un programa de investigación de materiales en Tecnología de la Fusión, y otros dos, de 150Kw y 600 Kw respectivamente construidos en la propia JEN, y ya desmantelados, del tipo Cocroft-Walton.

Los restantes aceleradores existentes en España son 74 para usos médicos, 7 para usos industriales y uno más de tipo Van de Graaff, para docencia e investigación, instalado en el Parque Tecnológico de la Cartuja.

Todos ellos fueron instalados en la década de los 90, con un máximo de 20 en el año 1995; número que en la actualidad parece haberse estabilizado en la decena. Esta tendencia ciertamente va a continuar en los próximos años, con su cohorte de problemas de protección radiológica asociados. El tomar conciencia de ello es la razón fundamental de que el CSN haya decidido publicar esta monografía, que como ya se ha mencionado irá seguida de un segundo volumen para dar contenido a los grandes aceleradores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ackerknecht, E.H. *Rudolf Virchow*. Madison University Wisconsin Press, 1953.
2. Albarracín Teulón, A. *La teoría celular*. Alianza Editorial. Madrid, 1983.
3. CERN. Report of Activities in the Divisions. Annual Report 1966.
4. CERN. Accelerator School. CERN-96-02 (1966). Cyclotrons, linacs and their applications. S. Turner, Ginebra.

5. GLASSTONE, S. *Source Book on Atomic Energy*. Van Nostrand Co. Inc., 1970.

6. IAEA *Safety Series* N° 102. Recommendations for the Safe Use and Regulation of Radiation Sources in Industry, Medicine, Research and Training. Viena, 1990.

7. LÓPEZ PIÑERO, J.M. *Ciencia y enfermedad en el siglo XIX*. Editorial Península. Barcelona, 1985.

8. SEGRE, E. *From X-Rays to Quarks*. University of California, Berkeley W.H. Freeman and Company, New York, 1980.

9. WALDEMAR, H.S. *Biomedical particle accelerators*. AIP Press. New York, 1994.

10. WIEDEMANN, H. *Particle Acelerators Physics, Basic Principles and Lineal Bram Dynamics*. Springer, Verlag, 1993.

11. DOUGLAS, J.S., R.L. DIXON. «Secondary Hielding Barriers for Diagnostic X-Ray Facilites, Scatter and Leakage». *Health Physics*, vol. 74, n° 3, 1998.

ACELERADORES VAN DEL GRAAFF EN LA INVESTIGACIÓN

Celestino Sánchez Angulo (Universidad de Sevilla)

2

1. Introducción

En 1932, a la vez que se descubría el neutrón, Cockcroft y Walton en Cambridge, y Lawrence y Livingstone en Berkeley, diseñaron, construyeron y operaron independientemente aceleradores de partículas para investigar la estructura nuclear. Estos aceleradores, denominados «de voltaje continuo», son quizás el método más obvio de acelerar partículas cargadas. La principal dificultad que plantean consiste en mantener un potencial eléctrico continuo que sea estable (libre del rizado de los potenciales alternos, o de las sobretensiones transitorias que pueden aparecer durante la ruptura dieléctrica de aislantes).

El generador electrostático de banda cargada deriva de un trabajo de Van de Graaff, quien en 1931 anuncia haber conseguido un potencial estable de 1,5 MV aproximadamente. En 1936, Van de Graaff y sus colegas en el Massachusetts Institute of Technology (MIT) habían ya diseñado y construido con éxito generadores para uso experimental que estuvieron en operación durante muchos años con un potencial de 2,75 MV. Es en este tipo de acelerador en el que se centrará exclusivamente este capítulo. La principal dificultad en la operación de estos generadores de alto voltaje reside en la inestabilidad del voltaje en su terminal de carga debido al efecto corona (corona discharge) o a chispazos (sparking). Este problema fue mitigado colocando el generador en un recipiente presurizado; innovación debida a Van Atta en 1932. Aunque fueron diseñados inicialmente para experimentos de física nuclear, hoy día han entrado en un campo interdisciplinar de aplicaciones, debido a su relativo bajo coste y facilidad de instalación y mantenimiento. Estas aplicaciones comprenden la física básica, la biología, la medicina, la arqueología, la ciencia de materiales, datación de muestras, etc.

En la actualidad, son tres los fabricantes de aceleradores Van de Graaff : High Voltage Engineering Europa, National Electrostatics Corporation (Pelletron), y Vivirad (Vivitron).

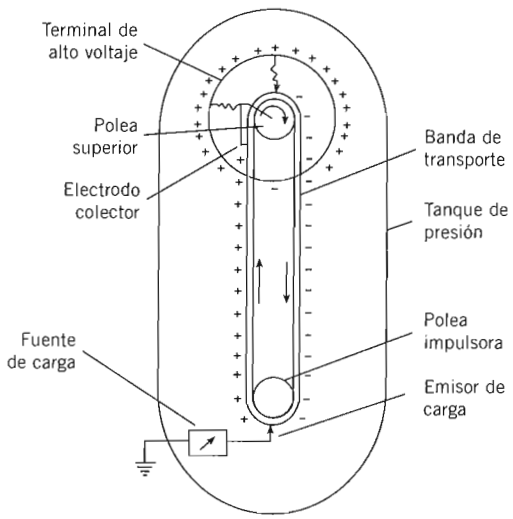
2. Principios de operación de un acelerador Van de Graaff

En principio, el método más simple para acelerar partículas o iones consiste en inyectarlos en una región en la que se mantiene una diferencia de potencial electrostático. Este potencial se puede conseguir mediante la rectificación de corrientes alternas, o mediante el transporte mecánico de cargas eléctricas desde un potencial a tierra hasta un terminal de alta tensión.

El principio de operación del generador Van de Graaff se muestra en la Figura 1. Una banda transportadora sin fin compuesta de un material aislante se monta entre dos cilindros, alejados varios metros entre sí. Uno de ellos actúa como motor, y se comporta como una polea transmisora de movimiento. A esta polea se le suele denominar «polea inferior» (a bajo voltaje), y a la otra, «polea superior» (terminal de alto voltaje). La banda se mueve a una velocidad lineal constante de hasta varias decenas de metros por segundo. El voltaje producido es V=Q/C, donde Q es la carga acumulada y C la capacidad del electrodo.

La polea inferior cuenta con un dispositivo para cargar eléctricamente la banda transportadora. Este consiste en una serie de agujas que actúan como emisores. Bajo el efecto de un fuerte campo eléctrico generado

Figura 1: Esquema del mecanismo interno de un acelerador Van de Graaff.



en las agujas, se generan iones negativos y positivos en el medio gaseoso que rodea las agujas (efecto corona de campos eléctricos en puntas). Si, por ejemplo, se establece una diferencia de potencial entre esas agujas (positivo) y la polea inferior (negativo), las agujas repelen los iones positivos, que se depositan en la superficie aislante de la banda. Estas cargas se distribuyen casi uniformemente sobre la superficie de la banda, y son transportadas mecánicamente hacia la otra polea, que queda así cargada positivamente con la polaridad definida aquí, mediante el dispositivo que se describe a continuación.

En el electrodo superior (terminal de alto voltaje, o electrodo colector) existe otro conjunto de agujas que tienen por misión recoger las cargas positivas de la superficie de la banda, transportándolas hacia la superficie del terminal de alto voltaje que, de esta forma, adquiere un potencial creciente. Las cargas son recogidas por el electrodo colector y depositadas en la terminal de alto voltaje por medio de otra ruptura de efecto corona, que se produce por el campo eléctrico que se establece por las propias cargas superficiales en una zona que, de otra forma, estaría libre de campo.

La máxima corriente que puede transportar un Van de Graaff depende de la densidad máxima de cargas que se pueden depositar en la banda transportadora. Para una banda que se mueva en aire, a la presión atmosférica, la máxima densidad teórica es de $2{,}65 \times 19^{-9}$ A.s.cm^{-2}, aunque en la práctica sólo se alcanza el 50 ó el 60% de este valor.

El electrodo de alto voltaje de un Van de Graaff no se puede cargar hasta un potencial arbitrario. Para aceleradores que trabajen en aire, se pueden producir descargas corona entre el electrodo y las paredes del recipiente donde esté alojado a partir de cierto voltaje (rupturas eléctricas). También pueden producirse descargas a lo largo de la misma banda transportadora. Debido a esta posibilidad, las partes estructurales se fabrican de materiales que puedan soportar gran cantidad de rupturas sin ser dañados. Los generadores que trabajan en aire tan sólo tienen hoy un interés histórico, pues a sus grandes dimensiones unían el hecho de que los aumentos de humedad relativa provocaban descargas eléctricas. La solución a estos problemas consiste en encerrar los generadores Van de Graaff en tanques presurizados. En el interior del llamado «tanque de presión» hay gas comprimido (por ejemplo, SF_6 o una mezcla de N_2+ CO_2) a presiones de hasta decenas de atmósferas, que actúa como aislante. En este rango de presión, la fuerza dieléctrica del gas es aproximadamente proporcional a su presión. Su uso permite aumentar apreciablemente la tensión de operación para un tamaño de acelerador dado, y también se consigue aumentar la corriente que circula en su interior.

Una mejora muy utilizada dentro de los generadores tipo Van de Graaff son los sistemas «pelletron» desarrollados por la compañía norteamericana NEC (National Electrostatics Corporation). En ellos se sustituye la banda transportadora convencional (caucho, algodón, seda engomada) por una cadena formada por pequeños cilindros metálicos, unidos entre sí por piezas de plástico (se alternan así componentes aislantes y conductores). Con este sistema se produce un transporte más uniforme de carga y una mejor estabilidad del voltaje. Además, se evita la producción de polvo por las bandas de goma. Estas cadenas soportan más de 40.000 horas de operación. Las bandas convencionales no tienen una vida mayor de varios miles de horas, lo que implica interrumpir la operación del acelerador para sustituciones con relativa frecuencia.

Estos generadores constituyen el grupo más numeroso de todos los aceleradores de alto voltaje. Entre sus características básicas podemos enumerar las siguientes:

- Operan en modo continuo y, por tanto, la corriente instantánea es igual a la corriente promedio. La operación pulsada también es posible. La estabilidad del voltaje producido es del orden del 0,1%.
- Las partículas aceleradas tienen una gran uniformidad de energía. Con circuitos estabilizadores, es posible alcanzar estabilizaciones energéticas no peores que ± 1 keV. Pueden acelerar partículas de varias cargas. Además, son fáciles de operar y de coste relativamente bajo.
- Como contrapartida, producen una baja densidad de corriente (rango de μA).

3. Aceleradores Van de Graaff multi etapa (tándem)

Los Van de Graaff de etapa simple han sido construidos para tensiones de terminal de hasta 10 MV aproximadamente. El tamaño y coste de la máquina se increenta muy rápidamente con el voltaje máximo y es por lo tanto muy deseable, siempre que sea posible, utilizar un potencial dado V para acelerar partículas hasta energías de T = n.V.e, donde n>1. Una sugerencia obvia consistiría en producir iones múltiplemente cargados eliminando dos o más electrones del helio y otros átomos pesados. Sin embargo, un método más elegante, que también es aplicable a isótopos de hidrógeno, consiste en producir en primer lugar iones negativos a potencial cero. A continuación, se aceleran en el tubo de vacío hasta el terminal positivo, donde se eliminan electrones, para acelerarlos finalmente hacia el blanco, conectado a tierra. Los principios de operación multi etapa por medio de la variación de carga fueron desarrollados en los años 30 por el científico norteamericano Dempsten y por los alemanes Gerthsen y Peter.

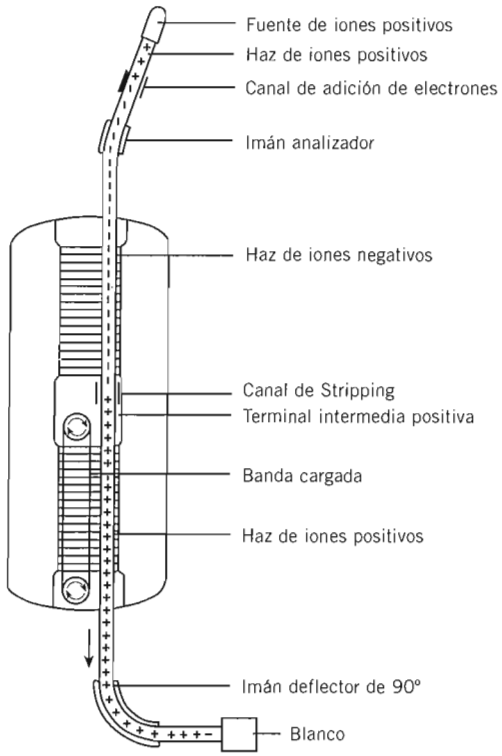


Figura 2: Principio de operación de un acelerador tándem Van de Graaff.

3.1. Principio de operación

La Figura 2 ilustra el principio de operación de un acelerador de dos etapas, conocido comúnmente como un «tándem». Un haz de iones positivos se produce en una fuente exterior al acelerador. El terminal está localizado en el centro del tubo de aceleración. El haz pasa a través de un canal en el que se alimenta gas a baja presión; la interacción de los iones con este gas produce iones negativos por la incorporación de electrones a los iones inicialmente positivos: la carga media se incrementa con el voltaje y por ejemplo, es aproximadamente 2,5 a una tensión de 2 MV. El haz de iones negativos se dirige a continuación hacia un analizador magnético que selecciona los iones con una razón específica q/m. Los iones son entonces inyectados en la cámara aceleradora, cuya sección inicial está a tierra. El electrodo de alto voltaje, que está conectado al otro lado de la cámara, suele estar a potencial positivo (por ejemplo, del orden de varios MV). Los iones se aceleran hasta una energía correspondiente a este valor de potencial y, al pasar por un canal denominado en la literatura de «stripping» (despojamiento –de carga–), situado en el terminal intermedio del acelerador, pierden electrones y se transforman en iones positivos. Este método se conoce como «stripping de carga». El elemento que provoca la pérdida de carga –el stripper– es bien una lámina delgada de metal o de carbono (para tensiones superiores a 10 MV), o bien un gas. Tras la conversión en iones positivos, el haz se acelera nuevamente hasta una energía correspondiente al potencial del terminal de alto voltaje. El final del canal de aceleración está también a potencial cero. Por tanto, el voltaje de la terminal intermedia V se utiliza dos veces para impartir el doble de energía a las partículas. Tras abandonar el acelerador (Fig. 2), el haz es redirigido hacia los analizadores electromagnéticos, pues coexisten en el haz partículas con varios estados de carga, por lo que se deben eliminar del haz los estados no requeridos. Tras esta última etapa, el haz incide en el blanco.

Los aceleradores tándem Van de Graaff presentan también algunas limitaciones, como por ejemplo:

- La intensidad del haz es mucho menor para iones negativos que para positivos, y varía ampliamente según el elemento acelerado.
- Tras el stripping de carga, la intensidad de haz se compone de varios estados de carga (no todos los iones acelerados pierden el mismo número de cargas).
- La focalización del haz es mucho más delicada que con un acelerador de etapa simple.

Para resumir los aspectos más destacados, podemos enumerar las etapas de aceleración en un tándem Van de Graaff de la siguiente forma:

1. Los iones positivos se producen en la fuente de iones y son preacelerados hasta 50 keV aproximadamente.

2. Al pasar por un gas que añade electrones, el 1% de los iones positivos se transforman en negativos capturando dos electrones.

3. Los iones negativos se deflectan en el analizador magnético y son introducidos en la primera etapa del acelerador.

4. Como iones negativos son atraídos, hacia la terminal intermedia a potencial positivo, y ganan una energía de V electronvoltios.

5. En dicho terminal, pasan a través del «stripper de carga». A estas velocidades, prácticamente todos los iones emergentes del stripper habrán perdido gran parte de sus electrones.

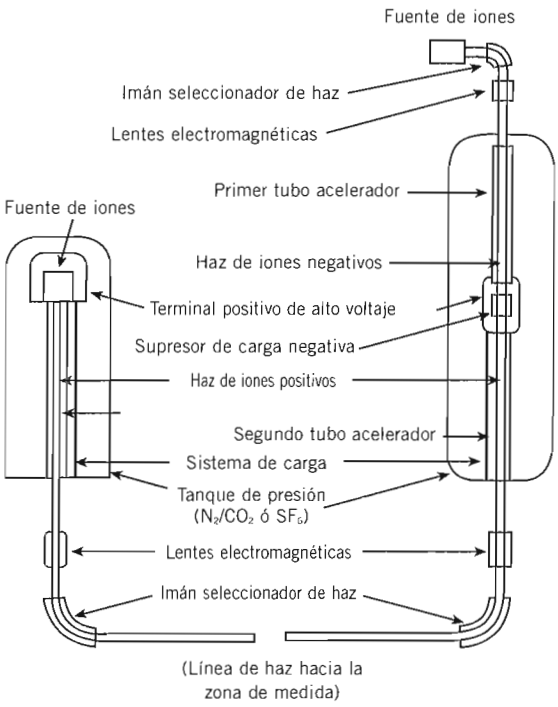
6. Al estar los iones cargados positivamente de nuevo, ganarán otra cantidad de energía correspondiente al potencial del electrodo de alto voltaje V, al pasar desde la terminal hasta el tubo acelerador de la segunda etapa, a potencial cero.

7. Para átomos más pesados que el hidrógeno, se puede arrancar más de un electrón en el stripper; por ello, si la carga de los iones emergentes del stripper es +ne, la energía total de cada ion que alcanzan la salida del acelerador es $(1+n)V$ eV, además de la pequeña energía que poseían al ser inyectados. Por ejemplo, en un tándem de 10 MV en la terminal, los iones de oxígeno se pueden liberar de hasta 7 de sus 8 electrones, ya la energía total adquirida en el acelerador será de 80 MeV. Los iones de hidrógeno ganarán 20 MeV en la misma máquina.

Componentes de un acelerador Van de Graaff

Los componentes básicos de un acelerador Van de Graaff se muestran en la Figura 3. Además del tanque de presión que contiene el dispositivo acelerador, que ha sido ya descrito, podemos considerar básicamente los siguientes:

- Fuente de iones
- Sistema de bombas de presión para el tanque y de vacío para las líneas de haz
- Selección y control del haz
- Cámara de blancos
- Sistema de medición de corriente de haz
- Sistemas de detección de radiación



A continuación ofrecemos una breve descripción de algunos de estos componentes.

3.2.1. Fuente de iones

Su propósito consiste en producir un haz de partículas libres y, en segundo lugar, conducirlas hacia el dispositivo de aceleración. Usualmente, la fuente tiene también la función adicional de pre-acelerar el haz, hasta una energía aproximada de varias decenas de kV

Los Van de Graaff de etapa simple utilizan una fuente de iones positivos que está dentro de la terminal de alto voltaje. Esto hace complicado y difícil las operaciones de mantenimiento y explica la necesidad de fuentes duraderas de iones. En los aceleradores tipo tándem, la fuente es externa, a potencial cero y suministra iones negativos.

Las intensidades requeridas pueden oscilar entre 10^{-10} A hasta 10^{-3} A, siendo muy utilizadas intensidades del orden del nanoamperio. Se utilizan muchos tipos de haces de partículas y de diferentes intensidades, y por ello no existe una única fuente que satisfaga todas las necesidades. Según el tipo de análisis, se utilizan pues distintos tipos de fuentes.

El funcionamiento de las fuentes de iones se basa en diversos procesos:

- Descarga eléctrica o impacto de electrones en un gas o vapor.
- Ionización superficial de un metal o semiconductor con un haz de partículas energéticas,
- Efecto Langmuir: Se produce si la energía de ionización de un átomo en la superficie caliente de un metal es mayor que la función trabajo del metal. En esta situación, los átomos se pueden evaporar en forma de ión positivo.
- Expulsión de átomos superficiales (sputtering)
- Ionización de gases y vapores de elementos con radiación electromagnética de pequeña longitud de onda (UV o Rayos X).
- Ionización por colisión en cámaras de plasmas (duoplasmatron)
- Ionización por campos de radiofrecuencia (un campo de RF crea un plasma en una cámara; las especies iónicas presentes se separan mediante un campo eléctrico).

Para aceleradores de alta energía (mayor que 200 keV), se utilizan ampliamente los dos últimos procesos mencionados; por ello, podemos decir que las fuentes más usuales son las de radiofrecuencia y el «duoplasmatron«. Una descripción más detallada de estas fuentes se puede consultar en Bird y Williams 1989[1], Scharf 1986[3] y Wilson y Brewer 1973[14]. Ambas producen predominantemente iones positivos y el haz que se extrae de ellas contiene normalmente una mezcla de diferentes especies atómicas y moleculares con diferente estado de carga. Por ejemplo, un haz de hidrógeno podría contener H^+, H^{2+}, H^{3+}. Un haz de nitrógeno, N^+, N_2^+, N^{2+}. Los iones positivos se convierten en negativos haciéndolos pasar a través de un intercambiador de carga de vapor de litio (u otro vapor de metales alcalinos).

Las fuentes de sputtering proporcionan un medio de obtener haces a partir de pequeñas cantidades de material sólido. Un haz de gas inerte (Ne, Ar, Kr) o un metal alcalino (Cs) se utilizan para «extraer» una muestra sólida del elemento cuyo haz se requiere. Se obtienen iones secundarios en estado de carga positivo o negativo que se pueden focalizar y analizar según su masa.

3.2.2. Selección y control del haz

Una vez que los iones han sido extraídos del acelerador, la especie iónica a emplear y con el estado de carga requerido ha de ser separada de otros componentes no deseados del haz. Además, el haz puede requerir focalización y/o colimación angular para disponer de un tamaño bien definido. Los haces de alta energía (mayor que 200 keV) requieren normalmente varios componentes en la línea de haz entre la fuente de iones y la cámara de blancos. Las aplicaciones de baja energía (menor que 30 keV) requieren componentes de dimensiones mucho más reducidas, siendo los manipuladores del haz y la óptica electrónica utilizada más simple también. El sistema completo (acelerador, analizador de haz y detectores) está normal-

mente integrado en una única cámara de vacío de tamaño comparable a un microscopio electrónico.

Un ion se mueve en una órbita circular, al estar sujeto a un campo magnético o eléctrico, y el radio de giro depende de su masa M, carga eléctrica q, y la energía cinética T del ion. El radio de curvatura R para un campo magnético B está dado por la expresión (1)

$$R = \frac{(2MT)}{qB} \qquad (2.1)$$

Para un campo eléctrico E, el radio está dado por la expresión (2)

$$R = \frac{2T}{qE} \qquad (2.2)$$

Si los puntos de entrada y salida están definidos por rendijas o aperturas, sólo los iones con un valor específico de la relación ($2MT/q^2$) pasarán a través de un campo magnético, y en el caso electrostático, ($2T/q$) es el valor determinante. Por tanto, podemos decir que la deflección magnética es selectiva respecto a la masa para energía y estado de carga constantes, mientras que la deflección electrostática es selectiva respecto a la energía y el estado de carga.

Una descripción más detallada se puede consultar en Bird y Williams 1989[1] y Scharf 1986[13].

2.3.2 Selector de velocidades

Normalmente se utiliza un selector de velocidades tras la fuente de iones y antes de la etapa de aceleración. El dispositivo es un filtro de Wien que incorpora un campo eléctrico y magnético en ángulo recto. Los campos están ajustados de forma que la componente deseada del haz pase con deflección neta cero. Otras componentes son deflectadas de la trayectoria principal. La ecuación para deflección cero es

$$\sqrt{\frac{2T}{M}} = \frac{E}{B} \qquad (2.3)$$

Alternativamente, una deflección de 30° (por ejemplo) bien en campo magnético o eléctrico puede utilizarse para seleccionar una componente específica de M, T ó q.

Frecuentemente se utiliza un imán analizador como estabilizador energético del haz. Las señales de corriente de un conjunto de rendijas para definir el haz (de aproximadamente 1 mm de anchura) situadas cerca del blanco retroalimentan un sistema que se utiliza para elevar o reducir el voltaje del acelerador de forma que el haz pase simétricamente a través de las rendijas. Este principio se puede utilizar para estabilizar el voltaje del terminal hasta aproximadamente 1 kV.

El imán analizador o un segundo imán y un deflector electrostático se pueden utilizar para dirigir el haz hacia una de una serie de líneas de haz y de cámaras de blancos.

2.3.3 Transporte del haz y blancos

La mayoría de los blancos se localizan a varios metros del acelerador, por lo que la posición, tamaño y divergencia del haz han de ser controlados desde la fuente de iones hasta el blanco. Las técnicas como P.I.X.E., R.B.S. y N.R.A. (que se describirán más adelante) requieren tamaños de haz pequeños (~ 1 mm^2), aunque para muestras que son sensibles al calentamiento se utilizan áreas mayores. Los principios bien establecidos de focalización de electrones también son aplicables a haces de iones.

- Haces de alta energía

  Entre otros, un sistema típico de transporte de alta energía consiste en los siguientes elementos (Fig. 4):

  – Imanes analizadores y direccionadores del haz, con la posibilidad de deflección del haz entre 15° y 90°; analizadores electrostáticos para separar iones tales como D_2^+, H_e^+ y O_2^+ que son transmitidos por el mismo campo magnético.

  – Cuadrupolos magnéticos o electrostáticos

  – Guiado o exploración electrostática en las direcciones X e Y; la deflección electrostática también se puede utilizar para impedir que el haz incida en la muestra mientras que se procesa una señal en el detector.

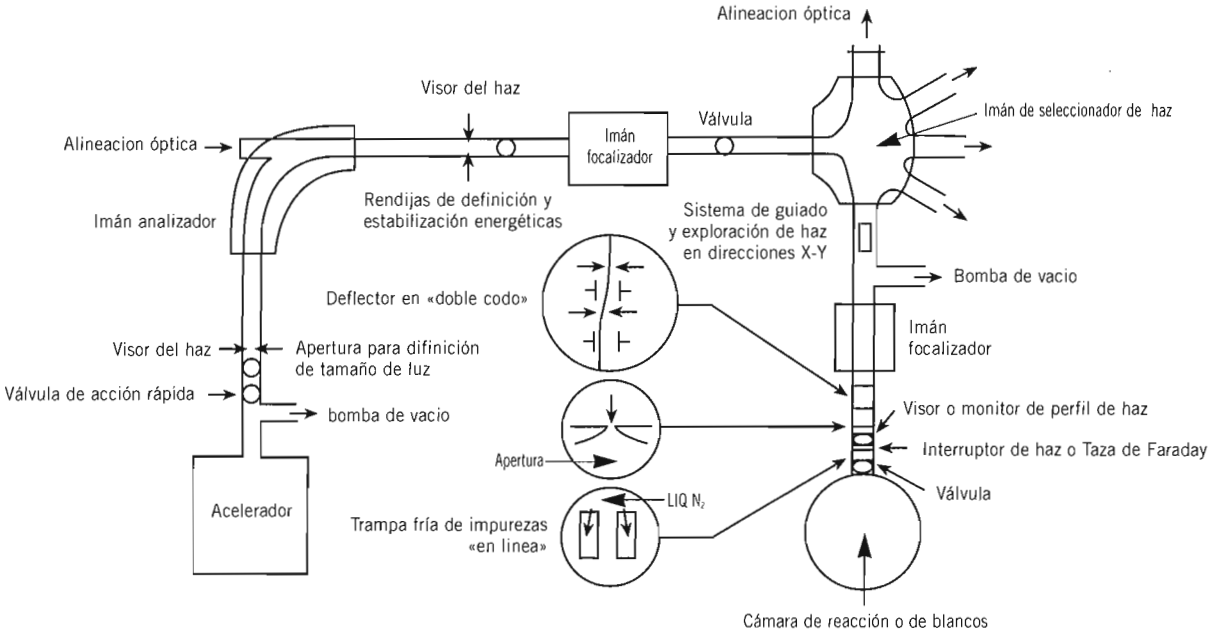


Figura 4: Sistema de transporte del haz.

– Deflección cerca del blanco de aproximadamente 10° simple o doble (codo) para eliminar partículas neutras que pueden constituir un tanto por ciento del haz (especialmente si el vacío es pobre).

– Aperturas o rendijas X-Y para definir el tamaño del haz a la entrada y a la salida del imán analizador y después de la muestra; sus bordes no pueden ser menores que el rango iónico. Pueden ser necesarias aperturas adicionales refrigeradas para evitar el calentamiento de elementos sensibles tales como algunas juntas.

– Visores de cuarzo que se pueden insertar para interceptar el haz y tener así una indicación visual de su forma y tamaño.

– Monitores remotos para conocer el perfil del haz (forma e intensidad en las direcciones X e Y). Interruptores del haz para cortarlo en puntos apropiados a lo largo de la línea de haz, preferiblemente, controlados a distancia. Se utilizan para ello materiales de alto Z, tales como tántalo o platino, para minimizar la producción de neutrones para energías inferiores a 5 MeV. Por encima de este valor, los iones ligeros producen neutrones al incidir en la mayoría de los materiales (NCRP 51)[9].

- Haces de baja energía

  El transporte de haces de alta y baja energía se basa en los mismos principios, pero los de baja energía están afectados por factores tales como:

  – El pequeño tamaño del equipo.

  – Los requerimientos predominantes para haces de iones pesados (ej, O_2^+, Ar^+, Cs^+, etc.).

  – El uso frecuente de haces de pequeño diámetro (< 10μm) para el análisis de microsondas.

  – La mayor probabilidad de cantidades significativas de componentes neutros en el haz

  – El uso de condiciones de vacío extremo (Ultra High Vacuum) para el control de condiciones superficiales.

3.2.3. Cámaras de reacción o dispersión

Los blancos se posicionan en las llamadas cámaras de reacción o dispersión y pueden ser básicamente de dos tipos: los que son ellos mismos objeto de estudio y los que se usan en la producción de partículas secundarias.

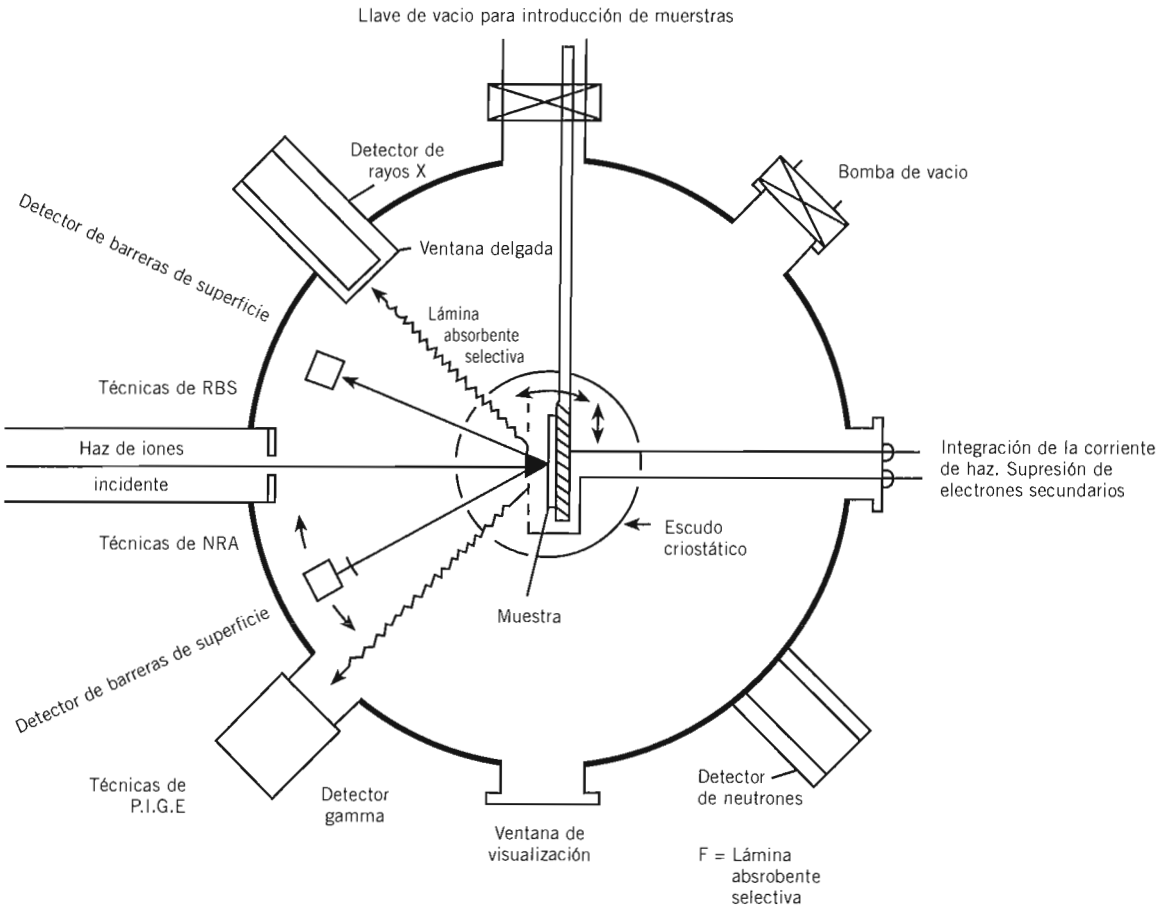


Figura 5: Cámara de blancos esquemáticos para análisis de haces de iones de alta energía.

Las cámaras de análisis pueden ser muy simples cuando se dedican a un tipo de medidas, y constan de no más de un soporte de blancos y un sistema de detección para medir el rendimiento de interacción. Los sistemas más complejos son válidos para varias técnicas diferentes, ya que permiten una manipulación sofisticada del blanco o el cambio automático de muestras. Los sistemas más completos incluyen manipuladores de precisión que combinan rotaciones y traslaciones de la muestra. Para traslaciones, por ejemplo, es deseable una reproducibilidad menor que 0.25 mm; para espectroscopía de retrodispersión Rutherford (RBS), el alineamiento angular de la muestra requiere una precisión menor que 0.1°, necesitando al menos dos rotaciones angulares.

Muchos sistemas de baja energía poseen todos los elementos en una única cámara de vacío (fuente de iones, elementos de aceleración y focalización, blancos y detectores). Sin embargo, es más corriente tener separados los componentes de producción del haz y de manipulación del blanco y el sistema de detección, al menos por medio de una válvula de vacío que facilite el cambio de blanco sin dejar al sistema completo a presión atmosférica.

La Figura 5 muestra un diagrama esquemático de una cámara de blancos de alta energía. Algunas de sus características operacionales son:

– Traslación (X, Y, Z) y rotación de la muestra (ϕ, γ, ω)

– Orificio de introducción de muestras con válvula de vacío

– Dispositivos para integración de corriente (para determinación de dosis iónica y obtención de rendimientos absolutos)

– Colimadores y supresores de electrones secundarios

– Puerto de observación para posicionamiento del haz sobre el blanco

– Refrigeración o calefacción del blanco

– Detectores de iones localizados dentro de la cámara y ajustables externamente

– Detectores de fotones y neutrones montados dentro o fuera de la cámara

3.2.3.1. *Haces externos*

Una opción a la utilización de cámaras de reacción es el uso de haces externos. Los protones de alta energía tienen suficiente rango (típicamente 10 a 100 μm) como para pasar a la atmósfera a través de una ventana delgada. El rango de un protón de 3 MeV en aire es de alrededor de 140 mm. Esto ofrece ventajas especiales en las siguientes situaciones:

– Muestras que pueden cambiar de composición o descomponerse en el vacío.

– Geometría extremadamente cercana para detectores de Rayos X o gamma que puede requerirse en situaciones de bajo rendimiento.

– Muestras demasiado grandes para la cámara de blancos.

– Muestras que requieran refrigeración especial.

La ventana de salida del haz suele ser una lámina muy delgada (típicamente de 5 a 10 μm) fabricada con Cu, Fe, Al, Ni, o plástico.

Los haces externos se utilizan básicamente en análisis de PIXE, PIGE y RBS, técnicas que se describen en la sección 4 de este capítulo.

3.2.4. Medición de corriente de haz. Sistemas detectores usuales. Requerimientos de vacío

3.2.4.1. *Medida de la corriente de haz*

Un aspecto importante en cualquier medida de análisis por haces de iones es la determinación de la integración de la corriente del haz. Su medida es esencial para la determinación de la dosis iónica en cada medida y para obtener los rendimientos absolutos.
Corrientes desde 10 pA ($6x10^8$ iones s^{-1}) hasta 10 mA ($6x10^{13}$ iones s^{-1}) han de ser medidos con una precisión mínima del 1 %. Las relaciones entre carga (Q), corriente (I), tiempo (t) y número de iones o la dosis (N iones cm^{-2}) son (Bird y Williams 89)[1]:

$$Q = I\,t\ ;\ N = 6 \times 10^{18} Q \qquad (2.4)$$

La integración de la carga leída en el blanco es el método más práctico de monitorizar la dosis del haz, aunque existen métodos alternativos. Uno de los mejores consiste en un alambre que rota a través del haz, dispersando una fracción del mismo a un detector de semiconductor tipo barrera de superficie, previamente calibrado frente a la corriente del haz medida anteriormente con precisión. Estas medidas se realizan normalmente con un dispositivo denominado «taza de Faraday». Básicamente consiste en un recipiente metálico donde incide el haz de iones.
La corriente se que se produce se mide con un microamperímetro. Es importante evitar las pérdidas por electrones secundarios, que constituirían una fuente importante de error. Para ello existen diseños específicos para limitar estas pérdidas y para recoger e integrar el haz en la cámara de blancos. Estos aspectos se tratan más extensamente por Bird y Williams 1989[1].

3.2.4.2. *Sistemas detectores*

Los detectores que se utilizan normalmente son semiconductores de Si(Li) para rayos X, de germanio para rayos gamma y de barrera de superficie para iones. Para neutrones en análisis de reacciones nucleares, se utilizan detectores de BF_3, centelleadores, etc.

3.2.4.3. *Requerimientos de vacío*

Para un eficaz transporte del haz y correcta incidencia en los blancos existen ciertos requerimientos de vacío. La mayoría de las técnicas de baja energía utilizan condiciones de ultra-vacío para eliminar contaminaciones superficiales en la muestra (presiones en la cámara de blancos inferiores a 1 μPa). Las técnicas de

alta energía requieren en cambio vacío en el rango de 1 μPa a 100 μPa. Normalmente la presión en la cámara de blancos es diferente de la existente en las líneas de haz. Las bombas de vacío en la cámara de blancos deben también eliminar gases producidos en el blanco (como en muestras pulverizadas y prensadas) y en la misma cámara, por lo que se requiere una bomba de alta velocidad y condiciones de limpieza para alcanzar ultra-vacío cerca del blanco. También, los gases y vapores se pueden eliminar de la cámara de blancos y de las líneas de haz utilizando trampas enfriadas con N_2 o He. Los componentes no deseados se congelan así en la superficie fría y permanecen inactivos hasta que la superficie se calienta; lo que debe hacerse periódicamente para purgar impurezas en el sistema.

4. Técnicas y aplicaciones de los aceleradores en temas interdisciplinares

Son numerosas hoy día las aplicaciones de los aceleradores Van de Graaff en muchos campos de investigación. Las partículas aceleradas se hacen incidir sobre blancos, y según la energía y naturaleza de los iones incidentes y composición del blanco, se utilizan diversos tipos de interacciones para obtener información sobre la muestra. De manera resumida, podemos citar en primer lugar las técnicas siguientes:

- Análisis y caracterización de materiales (Ion Beam Analysis):
  - Retrodispersión Nuclear: (R.B.S.: Rutherford Backscattering Spectrometry, y E.R.A.: Elastic Recoil Analysis)
  - Emisión de rayos X y rayos g inducidos por partículas (P.I.X.E.: Particle Induced X Ray Emission, y P.I.G.E.: Particle Induced Gamma Ray Emission)
  - Análisis mediante reacciones nucleares (N.R.A.: Nuclear Reaction Analysis)
  - Microsondas
- Modificación de materiales
  - Implantación iónica
  - Mezclado («mixing») mediante haces de iones
  - Expulsión de átomos superficiales (sputtering)
- Daños por irradiación: Con electrones, protones, neutrones, alfas, deuterio y partículas pesadas.
- Espectrometría de masas con aceleradores.

Las aplicaciones son muy variadas y no es inusual utilizar varias técnicas conjuntamente en un mismo tipo de muestra, para obtener la mayor cantidad de información posible. De forma general, podemos ofrecer los siguientes ejemplos:

1. Ciencia de materiales: Estudio de películas finas, semi y super conductores, materiales cerámicos y aleaciones metálicas.
2. Medio ambiente y geología: Control de aguas, aerosoles, sedimentos y suelos. Datación geológica.
3. Arte y arqueometría: Análisis no destructivo de metales, cerámicas, pinturas, datación.
4. Medicina y biología: Análisis de materiales biológicos.
5. Física básica: Atómica, nuclear, de partículas, astrofísica...

4.1. Descripción de las técnicas

A continuación se reseñan brevemente las características más destacadas de las técnicas de análisis enumeradas anteriormente.

4.1.1. Espectroscopía de retrodispersión Rutherford (R.B.S.)

Fue la base del descubrimiento de Rutherford del núcleo atómico, y es un método simple que hoy se utiliza ampliamente para análisis de muestras en la espectrometría por retrodispersión. El método se basa en la colisión elástica de una partícula incidente cargada con el núcleo de un átomo. En este proceso elástico la partícula incidente y el núcleo impactado permanecen en su nivel fundamental de energía tras la interacción y por ello, se conserva la energía cinética total. Las ecuaciones de conservación conducen a una relación simple entre la energía de la partícula retrodis-

persada «E_{rd}» (emitida a un ángulo cercano a 180°) y la energía de la incidente «E_{in}»:

$$E_{rd} = E_{in}\left(\frac{M - m}{M + m}\right)^2 \qquad (2.5)$$

donde «m» y «M» son, respectivamente, las masas del proyectil y del núcleo blanco (siempre m<M). Si m es muy ligera en comparación a M, ambas energías son similares; por ello, para distinguir las partículas dispersadas de masa m de varios núcleos de masa M, m ha de ser lo mayor posible, pero siempre inferior a M. En la práctica, para propósitos de aceleración y detección, la partícula incidente es un protón o una partícula alfa.

El método consiste pues en la medida del número y distribución en energía de iones (usualmente iones ligeros muy penetrantes, como H^+ ó He^+) y con energías del orden del MeV, que son retrodispersados por átomos dentro de la región próxima a la superficie de blancos sólidos. De tales medidas es posible determinar, con algunas limitaciones, la masa atómica y la concentración de constituyentes elementales del blanco en función de la profundidad bajo la superficie.
La R.B.S. es ideal para determinar los perfiles de concentración de elementos traza que son más pesados que los constituyentes principales del sustrato. Con ellos es posible resolver isótopos individuales pesados en matrices que contengan elementos ligeros o medios. La RBS es muy complicada para materiales que contengan elementos con masas atómicas parecidas y no es útil para elementos ligeros en matrices pesadas.

La pérdida de energía de los iones cuando la dispersión ocurre a cierta profundidad bajo la superficie, da lugar a un espectro de energía continuo de retrodispersión hasta un valor máximo dictado por la relación cinemática del átomo más pesado del blanco. También se utiliza la R.B.S. para estudiar defectos en la estructura cristalina de la materia.

4.1.2. Análisis de retroceso elástico (E.R.A.)

Esta técnica utiliza el retroceso de los átomos del blanco, que puede ser detectado si reciben suficiente energía en una colisión ion-átomo y el suceso tiene

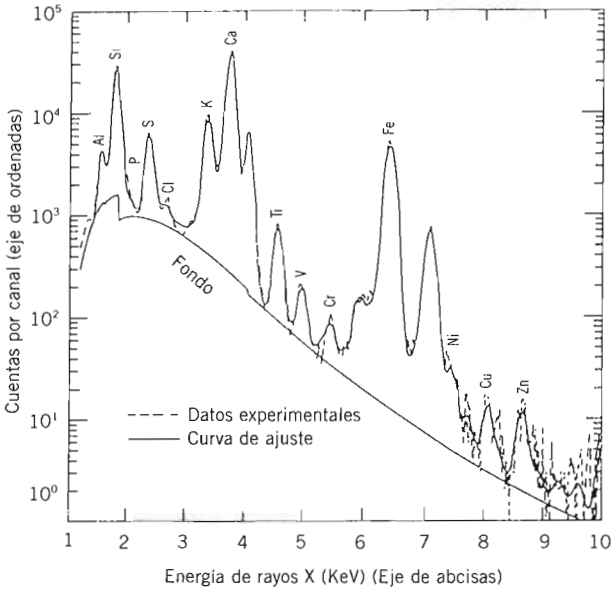


Figura 6: Espectro típico de rayos X tras emplear la técnica de P.I.X.E. en una muestra de petróleo de esquisto.

lugar cerca de la superficie de la muestra. Se utilizan haces de iones de alta energía más pesados que los de la muestra incidiendo con un ángulo pequeño sobre la superficie de la misma, detectándose los átomos ligeros en retroceso. La técnica hace posible la determinación del perfil en profundidad de átomos ligeros.

4.1.3. Emisión de Rayos X inducida por partículas (P.I.X.E.)

El P.I.X.E. es una técnica potente para el análisis multielemental no destructivo de elementos traza en muestras pequeñas, que requiere únicamente unos pocos minutos de irradiación para cada muestra. Utiliza partículas de energía comprendida en el rango de (0.5 a 10) MeV/uma y detectores para Rayos X de Si(Li). La mayoría de los elementos por encima del sodio se pueden analizar en el rango de Rayos X de 1 a 100 keV. Con detectores de semiconductor sin ventana el rango se puede ampliar hasta el berilio. La energía de los Rayos X emitidos es característica del átomo bombardeado, y la cantidad producida es proporcional a la concentración elemental. Pueden analizarse, simultáneamente, entre 25 y 30 elementos con límites de detección inferiores a 1$\mu g\ g^{-1}$ en algunas circunstancias. La emisión de Rayos X es un proceso

multi-etapa; en primer lugar, los iones incidentes crean vacantes en las capas electrónicas del átomo blanco y, en segundo lugar, estas vacantes son llenadas por electrones de capas más externas, liberándose el exceso de energía en forma de fotones o electrones Auger.

La Figura 6 muestra un espectro típico de Rayos X que se encuentra tras aplicar la técnica de P.I.X.E. a una muestra de petróleo de esquisto. La Figura 7 muestra un espectro de P.I.X.E. de una pieza arqueológica de oro procedente de Centro América. Se aprecian los fotopicos de energía que han sido asignados a la presencia de diversos elementos, por corresponder, la energía asociada a los mismos, a los valores conocidos de transiciones entre capas electrónicas de dichos elementos.

En principio, se puede realizar el análisis de todos los elementos pero, en la práctica, sólo se consiguen determinar cuantitativamente elementos de peso atómico mayor que 20. Los elementos de peso atómico inferior a 20 se determinan con más precisión mediante la detección de los rayos gamma producidos por la excitación de la estructura interna del núcleo o la detección de partículas cargadas surgidas tras la interacción entre la partícula incidente y el núcleo. Además, los Rayos X tipo K de los elementos ligeros son altamente absorbidos en la muestra de forma que no se pueden hacer correcciones para obtener suficiente precisión con P.I.X.E.

4.1.4. Análisis por reacciones nucleares (N.R.A.)

Este es uno de los métodos más complejos de análisis. Cada isótopo puede experimentar varias reacciones nucleares, cada una de las cuales tiene características únicas tales como liberación de energía, energías de estados excitados, secciones eficaces y distribuciones angulares. Las aplicaciones a problemas analíticos específicos requieren la determinación de todos estos factores para el isótopo de interés y para posibles reacciones competidoras en otros isótopos presentes en la muestra. En general, estas reacciones implican la incidencia de una partícula (p) sobre un núcleo (A) del blanco, con la subsecuente reemisión de otra partícula (p') y la creación en la muestra de otro núcleo diferente (B). En la nomenclatura usual en física nuclear, el proceso se describiría como una reacción A(p, p')*B*. Es siempre conveniente considerar las reac-

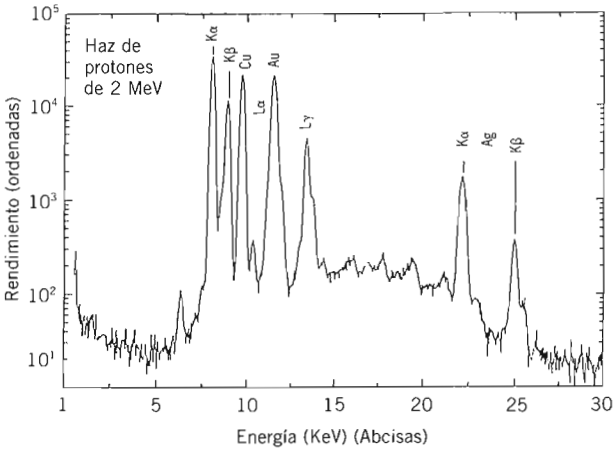


Figura 7: Espectro de P.I.X.E.

ciones de acuerdo con el tipo de radiación que se va a originar tras la interacción, pues esto determina los métodos y detectores necesarios. Así, por ejemplo, se puede utilizar, para estudiar la reacción, la emisión de diversos productos, como fotones gamma, partículas alfa, protones, o radiactividad inducida. Las características más importantes del N.R.A. son:

- Alta selectividad en la determinación de núclidos ligeros específicos.
- Buena sensibilidad para muchos núclidos que son difíciles de determinar con otras técnicas.
- Buena capacidad para determinar perfiles de profundidad de núclidos ligeros específicos.
- Determinación absoluta y precisa de muchos núclidos.

Existen diversos tipos de reacciones que podemos clasificar, según el ión incidente y la partícula emergente, como:

4.1.4.1. Reacciones ion-gamma (p, γ)

Estas reacciones son la base de la técnica de P.I.G.E (Emisión de rayos gamma inducida por partículas) reseñada anteriormente. Es una técnica muy versátil para análisis no destructivo de perfiles en profundidad. Es, además, la aplicación más común de análisis por reacciones nucleares. En el proceso, los núcleos en estado excitado tras ser bombardeados con una partícula

pueden emitir uno o más fotones gamma correspondientes a los saltos entre niveles energéticos nucleares (desde estados excitados a otros de inferior energía). Tras la emisión gamma, permanece un núcleo estable, habiéndose producido una transmutación nuclear. El espectro de rayos gamma es característico de los niveles energéticos del núcleo involucrado en la reacción, y su intensidad se utiliza para determinar la concentración del núcleo inicial en la muestra. Típicamente se emplean como proyectiles protones de energías entre (2 a 3) MeV, y suele complementar a la técnica de P.I.X.E. en la detección de elementos ligeros (Z<13) para los que esta última es prácticamente insensible.

El hecho de que las emisiones gamma provengan del núcleo hace que el espectro de fotones que se obtiene puede ser capaz de poner de manifiesto la presencia de varios isótopos en la muestra; la sensibilidad para cada uno puede ser diferente, según la energía del fotón emitido, la intensidad de emisión y su abundancia en la muestra. Asimismo, otra ventaja la constituye el hecho de que la energía de los fotones gamma excede los 100 keV, y muy frecuentemente incluso 1 MeV. Por ello, la atenuación de fotones en la muestra no es significativa, y no es necesario realizar correcciones por autoabsorción en la misma. Este aspecto hace del P.I.G.E. una técnica muy apropiada para el análisis con haces externos.

Es muy frecuente la aplicación del P.I.G.E. en arqueología para analizar vidrios. En las Figuras 8 y 9 mostramos los espectros de P.I.G.E. de un vidrio contemporáneo y otro romano tardío. Apreciamos la diferente composición de ambas muestras.

I.1.4.2. Reacciones ion-ion

Se utilizan para la determinación de la mayoría de los isótopos desde el ^{1}H al ^{32}S. Las reacciones más utilizadas son de los tipos (p, α), (d, p) y (d, α). Las reacciones con ^{3}H proporcionan alternativas útiles para la determinación de isótopos como el ^{2}H, ^{12}C y ^{16}O. Las energías de los iones incidentes varían entre 0.5 MeV y 2 MeV. Para el estudio de metales, se utiliza la reacción (d, p) con energías superiores a 3 MeV. Se obtienen sensibilidades del orden de 10mg g^{-1} o incluso menores, con tiempos de medida del orden de 10 minutos. La profundidad máxima analizable es del orden de 1 μm.

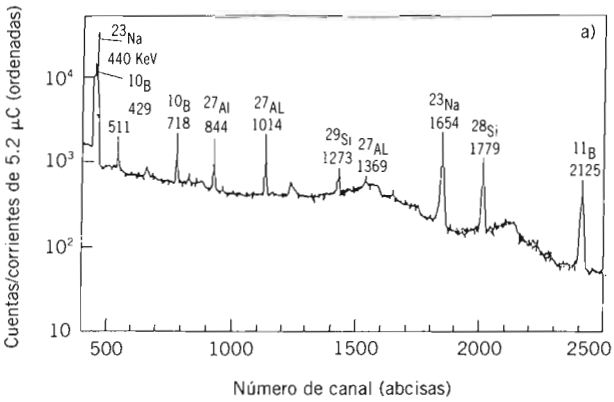


Figura 8: Espectro de P.I.G.E. de una muestra de vidrio contemporáneo.

I.1.4.3. Análisis por activación inducida por partículas (P.A.A.)

El núcleo formado tras la incidencia de un ion es radiactivo, como por ejemplo, en la reacción $^{19}F(p, n)\ ^{19}Ne \rightarrow (\beta+) \rightarrow 19F$. Una vez que la irradiación ha concluido, la radiación beta o cualquier emisión gamma asociada se puede medir en la muestra, de manera análoga a la técnica de análisis por activación neutrónica. Podríamos considerar el P.A.A. como una faceta de una reacción tipo ion-neutrón, en la que se está interesado en analizar la radiación emitida por el núcleo formado, más que intentar utilizar los neutrones como fuente de información.

I.1.5 Microsondas

Esta técnica consiste en la utilización de un haz de iones incidentes finamente focalizados. Con esta característica, se pueden irradiar un punto de 1 mm o menos de diámetro y explorar así la superficie de la muestra para obtener información bidimensional sobre su composición. Existen tres aproximaciones para la utilización de esta aplicación:

- Microsonda de iones: Se utiliza un micro haz de iones de baja energía (1 a 5 μm de diámetro), que se desplaza a través de la superficie junto con medidas sincronizadas, para obtener una distribución espacial de la especie analizada.
- Microscopio o microanalizador iónico: Un haz de sputtering de gran área y baja energía se utiliza junto con un sistema óptico de imagen para los

iones expulsados de la superficie analizada; se obtiene una distribución espacial de la especie analizada.

• Microsonda de protones o nuclear: Se utiliza un micro haz de alta energía de protones u otros iones ligeros (1 a 5 μm de diámetro) para analizar un punto pequeño o explorar a lo largo de la superficie; se registran medidas sincronizadas para obtener distribuciones espaciales multielementales. Si se utilizan técnicas de R.B.S. E.R.A. o de N.R.A. se obtiene información isotópica y del perfil en profundidad.

Una descripción más detallada puede consultarse en Bird y Williams 1989[1]. Sus aplicaciones más importantes abarcan campos desde la metalurgia, microcircuitos, geología, arqueología, etc.

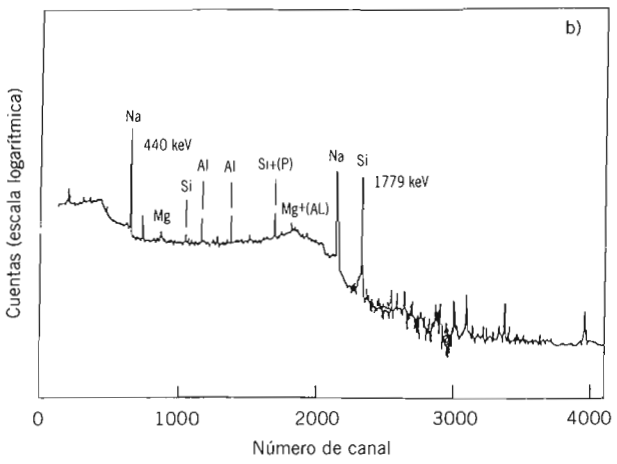
4.1.6 Modificación de materiales con haces de iones

Estas técnicas pueden modificar sustancialmente la estructura y composición de las capas superficiales de una muestra. Con ellas se pueden modificar las propiedades de los materiales. Existen cuatro tipos de procesos involucrados:

• Implantación iónica: Introducción de una nueva especie atómica

• Daños por radiación: Desplazamiento de átomos de la muestra

Figura 9: Espectro de P.I.G.E. de una muestra de vidrio del imperio romano tardío.



• Mezclado mediante haces de iones: Provocación de difusión y migración de especies atómicas

• Sputtering: Consiste en la expulsión de átomos superficiales a una tasa que depende del tipo de ion, energía, corriente de haz, ángulo de incidencia y composición de la muestra. La tasa de expulsión también depende de la especie química presente en la superficie de la muestra, incluyendo la presencia de oxígeno u otra especie reactiva.

Como ejemplos de aplicaciones podemos citar la implantación de átomos dopadores en semiconductores para la fabricación de circuitos integrados, fabricación de aleaciones superficiales y compuestos para modificar las propiedades mecánicas (desgaste, dureza y fricción), químicas (catálisis y corrosión), ópticas y eléctricas de metales, aislantes y semiconductores.

4.1.7. Espectrometría de masas con aceleradores (A.M.S.)

Los aceleradores Van de Graaff también pueden utilizarse junto con analizadores de masas magnéticos y electrostáticos para medir isótopos radiactivos en concentraciones muy bajas. Se pueden así detectar varios isótopos de período largo que eran muy difíciles de cuantificar a través del recuento de sus desintegraciones (^{10}Be, ^{14}C, ^{26}Al, ^{36}Cl, ^{41}Ca, ^{129}I). Gracias a esta técnica se ha podido reducir el tiempo de recuento y el tamaño de muestra en varios órdenes de magnitud. En el último decenio, las aplicaciones de la A.M.S. en la investigación se centraron en física nuclear (medida de semividas y secciones eficaces), astrofísica (estudios de rayos cósmicos y detección de neutrinos solares), ciencias geológicas y en la antropología y arqueología (datación por ^{14}C). También se utiliza en el análisis de materiales biológicos (estudios de ADN con ^{14}C, metabolismo de aluminio con ^{26}Al, investigaciones de osteoporosis con ^{41}Ca).

La utilización de un acelerador previo al análisis tiene ciertas ventajas, como en lo relativo a la supresión de fondo en las medidas. El acelerador se utiliza como parte de un proceso de filtrado del haz, al final del cual se obtiene la alta sensibilidad que se requiere. Podemos resumir las etapas de «filtrado» del haz como sigue (Suter 1997)[11]:

a. Primer filtro: El análisis comienza introduciendo la muestra en una fuente de iones y bombardeándola con un haz de iones positivos de cesio (5keV-40 keV) para producir un haz de iones negativos con los átomos de la muestra. Esto significa la supresión a la entrada del acelerador de un número de interferencias causadas por núcleos isóbaros estables, que son incapaces de formar iones negativos (como por ejemplo el nitrógeno).

b. Segundo filtro: Las masas de interés son seleccionadas en un primer espectrómetro de masas. Los iones que pasan son acelerados hacia la terminal de alto voltaje del Van de Graaff.

c. Tercer filtro: En la terminal pasan por el stripper de carga, donde los iones negativos son desprovistos de sus cargas negativas y la mayoría de ellos alcanzan un estado de carga positivo. En este proceso de cambio de carga las moléculas que existan en el haz pueden ser destruidas, pues el stripper supone la eliminación de moléculas que son inestables en estado de ionización positivo.

d. Cuarto filtro: Los iones positivos son acelerados hasta potencial cero y analizados en un espectrómetro de masas de alta energía que, generalmente, consiste en un sistema de deflección electromagnético.

e. Quinto filtro: Los iones son identificados en un sistema detector de ionización gaseosa o de semiconductor.

En resumen, tras los procesos mencionados, se consigue eliminar impurezas y aumentar la sensibilidad de la espectrometría de masas tradicional, que sólo separa los iones por su masa. La A.M.S. mide generalmente la masa y la carga nuclear para iones contados individualmente (cocientes A/Z). Para conseguir esto, los iones deben ser acelerados hasta varios MeV por nucleón. Tras la aceleración y preselección, las partículas de alta energía entran en un sistema de detección. Los detectores utilizados (corrientes en experimentos de física nuclear) pueden identificar iones que serían de otra forma no identificables al medir propiedades que dependen de la carga nuclear en lugar de la carga iónica: en particular, se utilizan el alcance y poder de frenado en la materia. De esta forma, se determinan la masa A y número atómico Z, con lo que se identifica el ion sin ambigüedad. Los detectores se conocen como del tipo «ΔE-E» (Knoll 1989, p. 380 y ss.)[6]. Consiste en una combinación de dos detectores, uno delgado (menor que el alcance de las partículas), donde se mide la pérdida de energía por ionización, y otro masivo en el cual se detengan y cedan toda su energía. Sólo se aceptan los sucesos en coincidencia, por lo que en la medida del haz se obtienen simultáneamente los valores de dE/dx y E. Para partículas cargadas no relativistas de masa m y carga ze, la fórmula de Bethe predice que

$$\frac{dE}{dx} \alpha \frac{mz^2}{E} \ln \left(k\frac{E}{m}\right) \qquad (2.6)$$

donde k es una constante. El producto $E(dE/dx)$, es sólo suavemente dependiente de la energía de la partícula a la vez que es un indicador sensible del valor mz^2 que la caracteriza. La energía de la partícula incidente se puede obtener de la suma de las medidas en los dos detectores, con lo que se puede obtener a la vez el valor de su masa. Esta información, junto con el cociente A/Z conocido, permite la total identificación de las partículas.

La datación con ^{14}C es una de las aplicaciones más tradicionales. Existen actualmente unas 20 instalaciones en el mundo. Muestras tan renombradas como la Sábana Santa de Turín o el hombre de hielo del Tirol han sido fechadas con esta técnica. La técnica convencional de datación con ^{14}C registra exclusivamente las desintegraciones producidas en la muestra durante el proceso de medida, y ésto sólo ocurre en una pequeña fracción de los átomos de ^{14}C presentes. Una técnica de análisis directa como la espectrometría de masas puede mejorar la eficiencia de detección significativamente. Sin embargo, aparecen nuevos problemas:

- El ^{14}N tiene una masa que difiere en una cantidad muy pequeña de la del ^{14}C (1/84000), y está presente incluso en las mejores condiciones de vacío.
- Existen moléculas que también tienen masas cercanas a las del ^{14}C, como $^{12}CH_2$, ^{13}CH y $^{7}Li_2$. En principio, la diferencia de masas con estas moléculas es lo suficientemente grande como para ser separadas con un espectrómetro de masas de alta resolución.

Pero debido a la baja abundancia isotópica del ^{14}C ($^{14}C/^{12}C \sim 10^{-12} - 10^{-15}$), estos componentes moleculares han de ser suprimidos hasta 10 órdenes de magnitud, lo que no es posible hasta la fecha en los espectrómetros de masas convencionales.

En 1977 se demostró que el uso de aceleradores de alta energía puede obviar las interferencias mencionadas anteriormente en el recuento de ^{14}C y otros isótopos radiactivos de período largo (Gove et al. 1987) [4].

5. Fuentes de radiación en un acelerador Van de Graaff. Protección Radiológica

En la operación de un acelerador Van de Graaff están presentes varias fuentes de radiación, que podemos englobar en dos grandes grupos: el haz de iones acelerados y otras emisiones secundarias originadas por la interacción del haz sobre los materiales sobre los que incide. Podemos distinguir pues los siguientes componentes en el campo de radiación mixto presente:

- Iones ligeros (hidrógeno y helio): Se incluyen en esta categoría los iones positivos y negativos de hidrógeno y helio. Los rangos de los iones en la materia son considerablemente más cortos que los de los electrones (protones de 2 MeV tienen un alcance de 1/100 del de un electrón en el mismo material). Por debajo de 10 MeV, estos iones no llegan a salir a la atmósfera, pues incluso una delgada ventana metálica entre el vacío y la atmósfera es suficiente para absorber una fracción muy significativa de su energía. Sin embargo, estos iones ligeros si son origen de varios tipos de reacciones nucleares, con la subsiguiente aparición de fotones gamma o neutrones.
- Iones pesados (desde el litio): Generalmente, los haces de iones pesados que se pueden obtener con aceleradores Van de Graaff (y hasta energías de 100 MeV) no constituyen por sí mismos un riesgo de radiación, siempre que estén confinados dentro de la región de vacío del acelerador. Además, las radiaciones que se producen por la incidencia de iones pesados tienen relativamente baja intensidad de emisión comparadas con otras radiaciones que se pueden producir en el mismo acelerador.
- Electrones secundarios: Se pueden crear por la interacción de iones con la materia, por ejemplo al incidir el haz de iones en diversos elementos del sistema acelerador (colimadores, stripper, etc.). Estos pueden ser acelerados hacia la terminal positiva de alto voltaje. Al incidir posteriormente sobre elementos del sistema, se emiten Rayos X.
- Radiación de frenado: Originada por la incidencia de electrones secundarios en diversos componentes del sistema. Aunque también es posible, los protones u otros iones pesados provocan una tasa de emisión de radiación de frenado mucho menor que los electrones. Si consideramos una partícula incidente de masa m y carga ze, que penetra en el campo eléctrico de un núcleo atómico de carga Ze, la intensidad de radiación de frenado es proporcional a z^2Z^2/m^2. Por ello, esta intensidad es de menor importancia para partículas cargadas e iones pesados que para electrones que atraviesan un medio material.
- Rayos X característicos: Se producen por la incidencia de electrones o iones en la materia y como

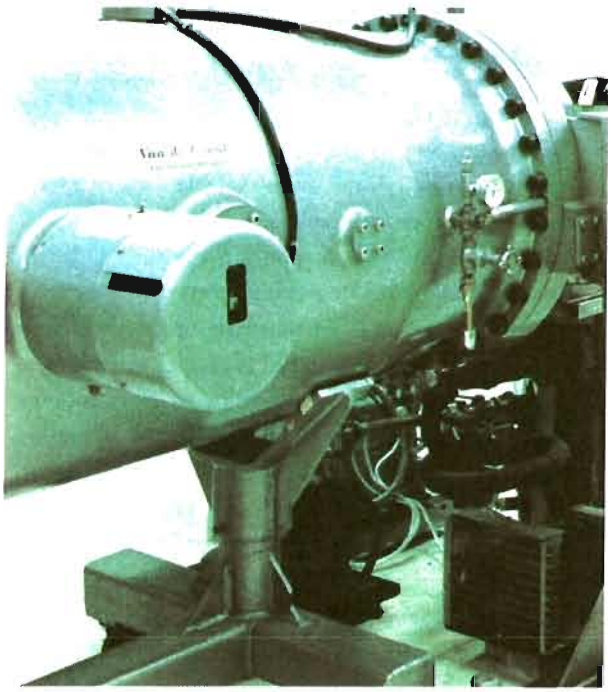


Figura 10: Acelerador Van de Graaff del CIEMAT.

consecuencia de la liberación de electrones orbitales de un átomo. Tienen energía relativamente baja (menor que 100 keV).

- Neutrones: Se producen por la incidencia de electrones, fotones o iones en la materia. Los neutrones se producen en muchos tipos de reacciones nucleares, y sus tasas de emisión, energías y distribuciones angulares dependen fuertemente tanto del tipo y energía de las partículas incidentes como de la naturaleza del material blanco. Las reacciones con deuterio son muy prolíficas, sobre todo las del tipo (d, n), y sobre todo, si el blanco es berilio [reacción $^{9}Be(d, n)^{10}B$]. Las reacciones tipo (p, n) son también fuente de neutrones, pero el rendimiento de producción de neutrones es al menos un orden de magnitud inferior al de las reacciones (d, n) a bajas energías. Sin embargo, al aumentar la energía de los protones, los rendimientos se incrementan rápidamente hasta alcanzar magnitudes comparables a las de muchas reacciones (d, n). Los rendimientos de reacciones (g, n) son también de inferior magnitud a las de reacciones (d, n). Con haces de electrones de alta energía se obtienen así mismo elevadas tasas de fluencia de neutrones, con energía que se aproxima a la de los electrones incidentes.

  Otra posible fuente de neutrones es la terminal intermedia. Una pequeña fracción de los iones negativos acelerados hacia esta terminal incide en los materiales estructurales del sistema de cambio de carga (stripper). Con suficiente energía (y especialmente en el caso de deuterio), se pueden producir neutrones debido a reacciones nucleares entre estos iones y el sistema de cambio de carga.

  En el caso de aceleradores Van de Graaff, para haces de protones o iones de helio de energía menor que 3 MeV e intensidad menor que 1 mA, los neutrones no constituyen un problema serio de protección radiológica, a menos que se utilicen elementos ligeros como blancos: ^{3}H, ^{7}Li, ^{9}Be. Algunos metales, como el cobre, tienen umbrales de producción de neutrones inferiores a 3 MeV. Con corrientes superiores a unos pocos μA se pueden producir niveles apreciables de neutrones en rendijas y aperturas (Bird y Williams 89)[9]. Datos sobre producción de neutrones se pueden consultar en NCRP-51 y IAEA 88[5].

- Radiación gamma inmediata: Originada por la incidencia de iones o neutrones en diversas partes del equipo y blindajes. Siempre que los neutrones tengan energías superiores al umbral mínimo de excitación de los núcleos con los que interactúan, pueden producirse dispersiones inelásticas del neutrón, que dejan al núcleo en un estado excitado. La sección eficaz de estos procesos es usualmente menor que 3 barn. Las energías de los fotones son características del núcleo que es bombardeado, y pueden variar desde decenas de keV hasta 20 MeV, aproximadamente. Los neutrones decelerados son finalmente capturados, lo que también conlleva la emisión de fotones gamma (captura radiativa). Por ejemplo, la captura de neutrones lentos en el hidrógeno de un blindaje de hormigón provoca la reacción $n+^{1}H\rightarrow^{2}H+\gamma$ (2,2 MeV). Es necesario tener en cuenta esta reacción al diseñar blindajes de hormigón u otro material hidrogenado para neutrones, pues el mismo blindaje es una fuente de rayos gamma.

- Radiactividad inducida: Además del campo de radiación inmediata, puede existir otro campo que continúa tras el cese del funcionamiento del acelerador. Este campo de radiación está producido por el decaimiento de la radiactividad inducida en la estructura del acelerador y en sus equipos auxiliares, y su duración depende del período físico del isótopo particular. Sus características dependerán de muchos factores, como el tipo y energía de las partículas aceleradas, la intensidad del haz y los materiales irradiados por el haz primario y por radiaciones secundarias (IAEA 88)[5]. Puede estar originada por diversas reacciones que creen un núcleo radiactivo, como la reacción $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ para haces de energía mayor que 1.88 MeV; el ^{7}Be decae por β+ con un período físico de 53 días. También es posible la aparición de radiactividad inducida por reacciones tipo (γ, n), y por activación neutrónica.

  Para reacciones fotonucleares (g, n) en aire, las predominantes originan ^{15}O ($T_{1/2}$ =2 min), ^{13}N ($T_{1/2}$ =10 min), y, en algunos casos, ^{16}N ($T_{1/2}$ =7 s)

(NCRP-51)[9]. Las energías umbrales de los fotones gamma son elevadas (desde 8 MeV a 18 MeV en materiales usualmente presentes en la instalación de un Van de Graaff). Dado que los fotones gamma que se pueden originar no sobrepasan generalmente esos umbrales, las reacciones de producción de fotoneutrones no son muy probables.

La activación neutrónica es otra posibilidad, como en toda instalación donde se produzcan neutrones. Son fuentes potenciales de activación el propio acelerador, los equipos auxiliares, las paredes de hormigón y el aire. Sin embargo, de la experiencia de más de 40 años en el uso de pequeños aceleradores de investigación se desprende que la mayoría se opera por debajo de la energía e intensidad de haz a las cuales la activación neutrónica representa un serio problema de radioprotección.

En aire, los radionúclidos significativos para contaminación ambiental son ^{3}H, ^{7}Be, y, quizás, ^{11}C, ^{13}N, y ^{15}O. A pesar de el largo período físico del ^{3}H su impacto ambiental queda limitado debido a su baja tasa de producción. Con la excepción del ^{3}H, y del ^{7}Be, el período físico de la mayoría de los radionúclidos es corto, por lo que incluso se producirá algo de decaimiento incluso durante el tiempo que inviertan en alcanzar todas las zonas alrededor del acelerador; además, debido a los sistemas de aireación usuales, el tiempo de residencia del aire en el acelerador (y por tanto su tiempo de irradiación) es corto, por lo que la producción de las concentraciones de gases radiactivos con período físico largo es mínima. Datos de los radionúclidos de período físico mayor que 1 minuto que se pueden producir a partir de los isótopos más usuales en aire pueden consultarse en IAEA 88[5]. La magnitud de la actividad específica total S debida a «i» radionúclidos en un volumen cerrado de gas radiactivo alrededor de un acelerador se puede estimar con una expresión propuesta por Patterson y Thomas 73[10], con la que se obtienen resultados concordantes con los valores experimentales en un factor dos o mejor. También es posible la reacción $^{40}Ar(n, \gamma)^{41}Ar$ ($T_{1/2}$ = 1.8 h). Su intensidad sin embargo no es elevada, dado que la concentración atmosférica de 40Ar es de un 0.46%.

- Con todo, la mayor fracción de radiactividad inducida se puede producir en la estructura y componentes del transporte del haz del acelerador. Para minimizar la producción de neutrones, se construyen algunos componentes del acelerador con tántalo. En el hormigón de los blindajes, los datos experimentales (IAEA 88) muestran que es posible la aparición de ^{24}Na ($T_{1/2}$ = 14.96 h), formado por captura neutrónica del sodio presente en el hormigón; usualmente puede dominar el campo de radiación en la superficie del mismo inmediatamente tras el cese de la operación del acelerador. De esta forma contribuye al aumento de la radiación ambiental en la sala tras el uso repetido del acelerador.

Agradecimientos

Al Prof. D. Manuel Garcia León por la revisión del texto y al Prof. D. Miguel Respaldiza Galisteo por sus valiosas sugerencias bibliograficas.

BIBLIOGRAFIA

1. BIRD, J.R. - J.S. WILLIAMS, Editores. *Ion beams for material analysis*. Academic Press (Australia) 1989.
2. KISS, A.Z. «Elemental analysis based on nuclear reactions». *Applications of ion beam analysis techniques to arts and archaeometry*. Ed. M.A. Respaldiza y J. Gómez Camacho. Publicaciones de la Universidad de Sevilla, 1997, pags. 41-61.
3. DEMORTIER, G. «Essential of pixe and rbs for archeological purposes». *Applications of ion beam analysis techniques to arts and archaeometry*. Ed. M.A. Respaldiza y J. Gómez Camacho. Publicaciones de la Universidad de Sevilla 1997, pags. 25-40.
4. GOVE, H.E. A.E. LITHERLAND, K.H. PURSER. «Anno decimo session». Nuclear Instruments and Methods, B29, 437, 1987.
5. International Atomic Energy Agency. «Radiological safety aspects of the operation of proton accelerators». *Technical Reports Series* No. 283, 1988.

6. KNOLL, G.F. *Radiation detection and measurement*. Wiley & Sons, 1989.

7. KUTSCHERA, W. «Accelerator mass spectrometry in nuclear physics and astrophysics». *Annual Review of Nuclear Particle Science*. 40:411-38, 1990.

8. KUTSCHERA, W. «Accelerator mass spectrometry: a versatile tool for research». *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. B50, 252-261, 1990.

9. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Radiation protection design guidelines for 0.1-100 mev particle accelerator facilities*. Publication 51, 1977.

10. PATTERSON, H.W. - R.H. THOMAS. «Accelerator health physics». Cap. 7: Induced Radioactivity. Academic Press, 1973.

11. SUTER, M. «Radiocarbon dating with accelerator mass spectrometry and applications to art and archaeometry». *Applications of ion beam analysis techniques to arts and archaeometry*. Ed. M.A. Respaldiza y J. Gómez Camacho. Publicaciones de la Universidad de Sevilla, 1997, pp. 64-74.

12. ROZANSKI, K. - K. FROEHLICH. «La radiactividad y las ciencias geológicas: comprensión del medio natural». *Boletín del O.I.E.A.*, pags. 9-15, vol. 38, Nº 2, 1996.

13. SCHARF. W. *Particle accelerators and their uses*. Harwood Academic Publishers 1986.

14. WILSON, R.G. - G.R. BREWER. *Ion beams*. John Wiley & Sons, 1973.

ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO

Santiago Millán Cebrián (Universidad de Zaragoza)

3

1. Introducción

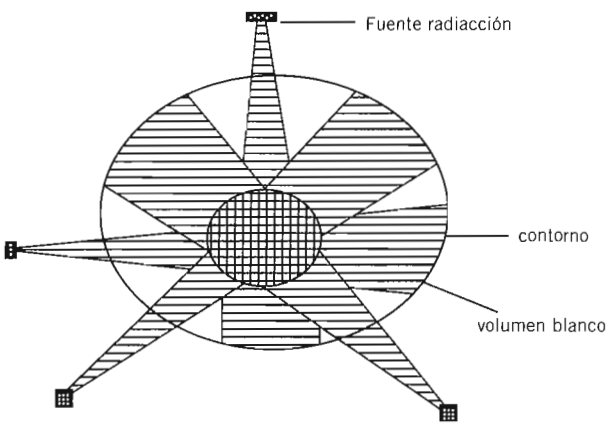
Los métodos más usuales en el tratamiento del cáncer son la cirugía, la irradiación y la quimioterapia. Uno de ellos, que cada vez resulta más efectivo, es la irradiación, bien sola, o combinada con otras modalidades de tratamiento.

El objetivo que se pretende con un tratamiento radioterápico es conseguir una irradiación homogénea del volumen a tratar, con una dosis suficiente, procurando reducir al mínimo la dosis absorbida por órganos y tejidos sanos contiguos (Fig.1)

Para lograr este objetivo es preciso realizar una correcta planificación de la técnica de tratamiento; ello implica decidir qué tipo de radiación y energía es la más adecuada, cuáles serán el número de puertas de entrada de la radiación, el tamaño del campo, su angulación y sobre todo el tiempo necesario para suministrar, al volumen tumoral, o volumen blanco, la dosis adecuada. Para realizar una planificación de un tratamiento, es preciso determinar con exactitud la localización anatómica del volumen blanco y de los órganos críticos circundantes; este proceso se denomina localización y simulación.

A partir de un contorno del paciente, en un plano sagital al nivel de la lesión, y de la situación de las secciones de los volúmenes blanco, se debe obtener un mapa de distribución de dosis (curvas de isodosis) en las condiciones de tratamiento establecidas y se debe calcular el tiempo de irradiación para el caso de una

Figura 1



Unidad de Telegammaterapia o de Unidades de Monitor para un Acelerador de Electrones. Estos cálculos pueden realizarse de una forma manual o automática mediante programas de ordenador específicos. La ventaja del cálculo automático en lo que se refiere a su precisión y rapidez es trivial.

Todo es relativamente fácil cuando la lesión es superficial, de manera que con una radiación de baja energía se puede lograr un buen tratamiento. El problema se complica conforme aumenta la profundidad a que se sitúa la lesión. Para conseguir llegar a una profundidad con una dosis determinada, la dosis a la entrada será muy superior y tanto mayor cuanto menor sea la energía de la radiación utilizada. Además, en ciertos casos, aunque la lesión sea relativamente superficial interesará minimizar la irradiación de los tejidos más profundos situados por debajo del volumen blanco; en cuyo caso lo más conveniente será la utilización de haces de electrones.

Así pues, y en función de estas consideraciones, el desarrollo técnico de los equipos a utilizar en radioterapia se ha dirigido a conseguir haces de fotones de alta energía y de electrones de energía variable.

Cronológicamente, la primera fuente de radiación, utilizada en los tratamientos de radioterapia, fueron los Rayos X de energía pico inferior a 200 KV. que actualmente denominamos radioterapia superficial o convencional.

Los problemas que plantea la utilización de esta radiación se pueden resumir en:

- Alta dosis en superficie (ausencia de «build-up»).
- Dosis, en profundidad, relativamente pequeña.
- Penumbra ancha en los bordes del campo.

Con ello se producían considerables lesiones dermatológicas, no era factible irradiar volúmenes profundos y presentaba grandes dificultades a la hora de definir los límites del campo de irradiación.

Una aportación importante a la radioterapia fue la utilización de fuentes encapsuladas de radioisótopos emisores gamma tales como el Cs-137 y principalmente el Co-60, ubicados en máquinas denominadas Unidades de Telegammaterapia.

En particular las Unidades de Telegammaterapia por Co-60 disponen de una fuente de este isótopo, emisor gamma de energía media 1,2 MeV.; su actividad oscila entre los 3.000 y 9.000 Ci. La fuente se coloca en el interior de un bloque de plomo (cabeza de la Unidad), por el que se puede desplazar para ocupar dos posibles posiciones: «Reposo» y «Tratamiento». En la posición de «Reposo», la radiación emitida por la fuente se atenúa por efecto de la absorción de la cabeza de la Unidad. En la posición de «Tratamiento» el haz de radiación colimado llega directamente al paciente sujeto a tratamiento.

Con la radiación gamma emitida por el Co-60 se suplían en gran medida los inconvenientes de la utilización de Rayos X de alto voltaje: Existe un espesor de «build-up» de 5 mm; aumenta en gran medida la dosis en profundidad y disminuye de una forma apreciable la penumbra de los bordes del campo.

Sin embargo, para disponer de radiación fotónica de mayor energía y de otro tipo de radiación de características muy diferentes como son los haces de electrones, a partir de 1940 se comenzaron a utilizar en medicina equipos desarrollados técnicamente con anterioridad y utilizados en investigaciones físicas. Nos referimos a los Betatrones.

Aunque el ciclotrón fue el primer acelerador circular de partículas que se puso en funcionamiento, a final de los años 20 y principio de los 30 se hicieron experimentos para acelerar electrones en una órbita circular. En 1922 Slepian presentó en Estados Unidos la primera patente del entonces llamado «induction accelerator», posteriormente denominado betatrón.

Aunque en el periodo 1928-1929 se realizaron numerosos experimentos con el fin de desarrollar técnicamente el betatrón, no fue hasta 1941 cuando Kerst construyó el primer betatrón que llegó a funcionar con éxito.

En términos simples el funcionamiento del betatrón es similar al de un transformador en el que las bobinas del secundario son reemplazadas por electrones moviéndose en una órbita circular bajo la influencia de un campo magnético. La aceleración es obtenida por la fuerza inducida que proporciona el gradiente de flujo dependiente de los electrones orbitales, obtenidos mediante anillos con una frecuencia de resonancia adecuada, normalmente un múltiplo bajo de 60 Hz.

Desde el primer éxito en el funcionamiento de un betatrón de 20 MeV, se construyeron diversos aceleradores de este tipo aumentando su energía máxima hasta 300 MeV. El betatrón fue un equipo que suministraba rayos x y electrones en un rango de energías de 50 a 100 MeV, con una tasa de exposición de hasta 1000 R/h. a un metro de distancia, características lo hicieron apropiado para su uso en radioterapia.

Posteriormente a partir de la segunda guerra mundial, donde se produjo un importante desarrollo de las técnicas de producción de microondas de alta potencia, se comenzaron a utilizar en medicina los Aceleradores Lineales de Electrones.

De esta manera, y actualmente, los Aceleradores de Electrones han sustituido casi por completo a los betatrones en su utilización clínica. Como consecuencia, en los Servicios de Radioterapia existen con Unidades de Telegammaterapia por Co-60 o Aceleradores Lineales de Electrones.

Un Acelerador Lineal de Electrones es una máquina que genera haces de electrones de alta energía, variable y seleccionable a voluntad del usuario, y haces de Rayos X de alta energía, obtenidos al intercalar un metal de alta densidad en la trayectoria del haz de electrones. Para la adaptación a su utilización clínica, se les ha dotado de adecuados sistemas de seguridad y control con el fin de evitar cualquier riesgo de los pacientes sujetos a tratamiento.

En esta monografía se presenta de una forma simple las bases del proceso de aceleración de electrones en los Aceleradores Lineales y los componentes más significativos que los hacen apropiados para su utilización clínica. Para ello se comenzará exponiendo unas ideas generales relativas al proceso de aceleración de electrones bajo la acción de campos eléctricos.

2. Aceleración de electrones bajo la acción de campos eléctricos.

En la Figura 2 se muestra el dispositivo más simple de aceleración de electrones. Consiste en una batería de

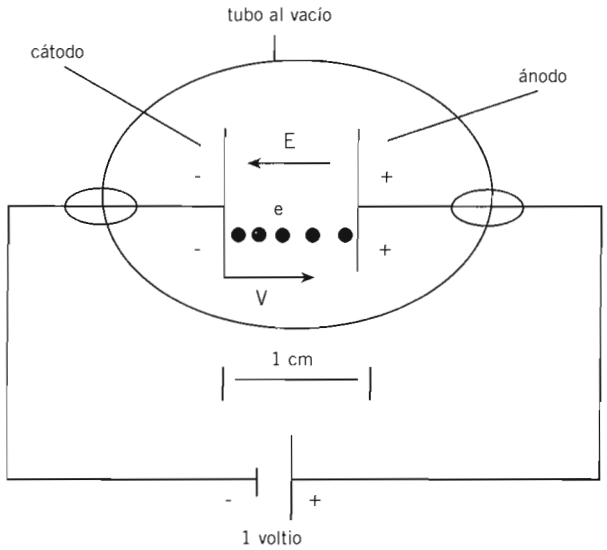


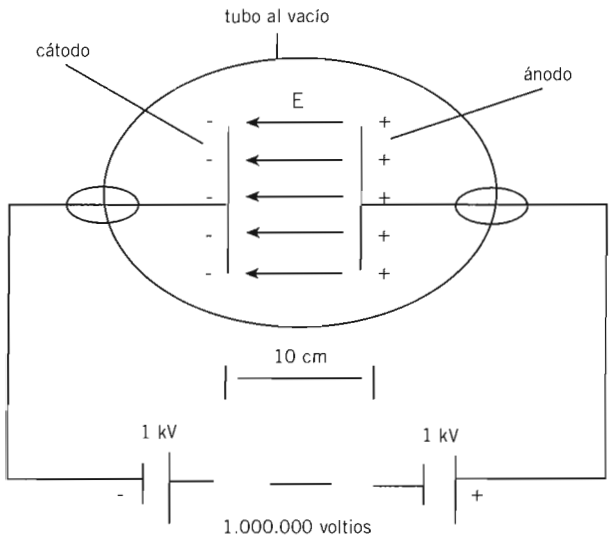
Figura 2

1 V conectada a dos electrodos planos situados a 1 cm de distancia en un tubo de vidrio en el que se ha hecho el vacío, el electrodo negativo o cátodo y el positivo o ánodo. La batería da lugar a un flujo de electrones por el circuito exterior hacia el cátodo, y como consecuencia una acumulación de carga negativa en el cátodo y de carga positiva en el ánodo. Esta distribución de cargas crea un campo eléctrico «E» en la región situada entre los dos electrodos que se definiese como la fuerza que ejerce sobre la unidad de carga positiva situada entre los electrodos. En este caso particular el valor del campo eléctrico sería 1 V/cm. Además de por su valor, el campo eléctrico se caracteriza por una dirección y sentido que, en todo caso, es perpendicular a los electrodos y dirigido hacia el cátodo.

Si n electrones se sitúan bajo la acción de un campo eléctrico se ejerce sobre ellos una fuerza en sentido contrario al campo eléctrico, como se observa en la Figura 3. Por acción de la fuerza indicada aumenta su energía; en este caso particular la energía total ganada al paso del cátodo al ánodo, es n electrón-voltios (eV), y si la distancia entre los electrodos es l, la intensidad del campo sería neV/l.

Es evidente que la energía de los electrones acelerados sólo depende de la diferencia de potencial entre los electrodos y que el valor del campo eléctrico depende, además de la diferencia de potencial, de la distancia entre ellos.

Figura 3

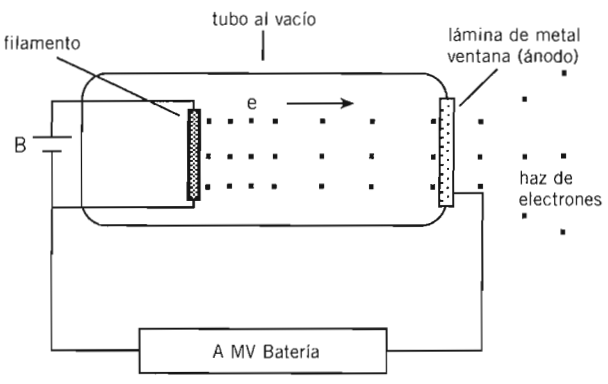


3. Un Acelerador Lineal teórico.

A partir de un dispositivo tan simple como el expuesto con anterioridad, podría diseñarse, de una forma teórica, un Acelerador Lineal de Electrones (Fig.4).

En primer lugar el cátodo se sustituye por un filamento interpuesto en un circuito alimentado por una batería B. Posteriormente una batería teórica de A MV, se conecta entre el ánodo y el cátodo. En tal caso los electrones generados al ponerse incandescente el fila-

Figura 4



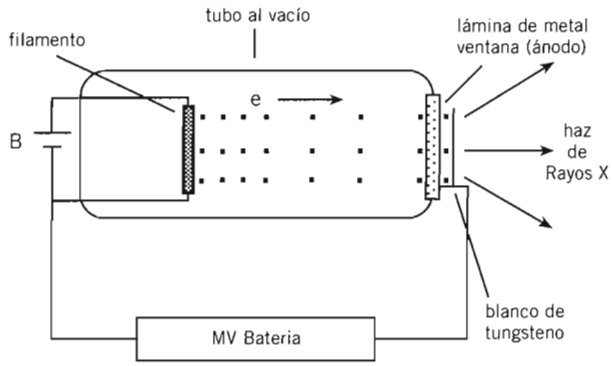


Figura 5

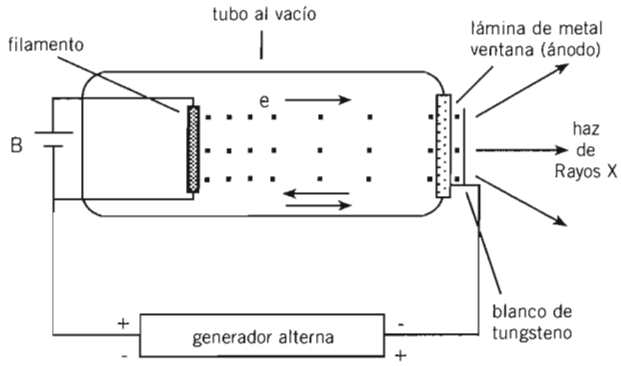


Figura 6

mento se aceleran por la diferencia de potencial creada, de manera que cuando alcanzan al ánodo su energía será de A MeV.

El polo positivo o ánodo está constituido por una lámina fina de metal (ventana) que mantiene el vacío necesario en el tubo de aceleración y permite que los electrones la atraviesen perdiendo sólo una pequeña energía, y logrando de esta manera un haz de electrones de una energía ligeramente más pequeña que A *MeV*.

Para obtener un haz de Rayos X se interpone un «blanco», de número atómico elevado (tungsteno), en la trayectoria del haz de electrones emergente del ánodo (Fig. 5). Por los fenómenos de interacción de los electrones en el blanco, y en especial por el efecto de frenado o «Bremsshtralung», se produce una haz de fotones (Rayos X)

Estos Rayos X tienen una energía variable desde 0 hasta A MeV, ya que aunque originalmente son generados todos por electrones de A MeV éstos pueden ceder su energía en una sola colisión o en colisiones sucesivas. El resultado es que se produce un haz de Rayos X de un espectro continuo cuya energía máxima es de A MeV; en tal caso se dice, por convenio, que su energía es de A MV; entendiendo por tanto, que cuando en la expresión MeV se elimina la «e», es la notación con que se designa la energía de un haz de Rayos X generado por un haz de electrones.

Al tratarse de alta tensión, la batería se sustituye por un generador de corriente alterna.

A título de ejemplo, la corriente eléctrica de uso doméstico tiene una frecuencia de 50 Hz. Y por tanto su polaridad cambia 50 veces en un segundo. Las ondas de radio tienen una frecuencia de 1MHz y la alta tensión de un acelerador lineal puede llegar a 3.000 MHz que es el rango de frecuencia de las microondas.

Analicemos pues, qué sucede con el Acelerador Lineal elemental diseñado cuando se alimenta con un generador de corriente alterna (Fig. 6).

Cuando el «blanco» es eléctricamente positivo y el filamento negativo los electrones parten del filamento y son acelerados hasta alcanzar el blanco. Cuando el voltaje cambia de polaridad, y por tanto cambia el sentido del campo eléctrico «E», los electrones emitidos por el filamento, no son acelerados hacia el «blanco».

4. Un Acelerador Lineal real.

Es evidente, que para lograr un haz de electrones o Rayos X que puedan ser utilizados en radioterapia (R.T.), el dispositivo no es tan simple como el que se ha descrito de una forma teórica en el apartado anterior. De hecho, y sin contar con los sistemas de seguridad y control necesarios, el disponer de un generador de alta tensión que pueda alcanzar los valores requeridos es prácticamente inviable. Es por esto, por lo que el sistema de aceleración de los electrones se realiza mediante la acción de microondas de alta potencia.

Las microondas son ondas electromagnéticas que implican la existencia de un campo eléctrico y magnético perpendiculares entre sí y variables según una ley sinusoidal y que se desplaza en el espacio con la velocidad de la luz (c). Lo que las diferencia de otro tipo de ondas electromagnéticas es su frecuencia; en particular las utilizadas en un Acelerador Lineal de Electrones, alcanzan una frecuencia de: 3.000 MHZ

El mecanismo de aceleración de los electrones, por efecto de las microondas, consiste, básicamente, en una cesión de energía de un haz de microondas de alta potencia a un paquete de electrones. Este efecto se produce en el interior de un dispositivo que se expondrá posteriormente y que se denomina sección de aceleración. El proceso de aceleración se produce en tres etapas.

La primera etapa consiste en que el cátodo inyecta electrones con una cierta velocidad inicial a la sección de aceleración.

La segunda etapa sucede en la primera sección de aceleración y se caracteriza por el incremento de velocidad de los electrones acompañado de una ganancia continua de energía a costa de la energía de las microondas.

Una vez que la velocidad de los electrones alcanza un valor cercano a «c» (velocidad de la luz) comienza la última etapa, en la que los electrones entran en la zona relativista.

Para analizar de una forma básica este proceso se emplean las expresiones que muestran la masa relativista en función de la velocidad.

$$\frac{m}{m_0} = (1-\beta^2)^{-\frac{1}{2}} \qquad (3.1)$$

Donde ß es la relación entre la velocidad del electrón y la velocidad de la luz «c», m_0 es la masa en reposo del electrón y m es la masa a la velocidad v.

La ganancia de masa de los electrones por aumento de la velocidad, implica un aumento de energía cinética de los electrones, que es proporcional a la diferencia de masas ($m-m_0$) según la siguiente ecuación.

$$E_r - ev = (m - m_0).c^2 \qquad (3.2)$$

Según estas expresiones, para la energía con que son inyectados los electrones por el cañón a la sección de aceleración (unos 25 eV), su velocidad es aproximadamente 0,41 de la velocidad de la luz. Electrones de una energía de 1 MeV y 5 MeV tienen velocidades de 0,94 c y 0,99 c respectivamente.

Es de hacer notar que para un aumento de 1 a 5 MeV de energía, la velocidad no varía más de un 6% y que posteriormente al aumentar la energía por encima de 5 MeV, la velocidad permanece prácticamente constante ya que nunca puede superar la velocidad de la luz por lo que el aumento de energía se corresponde con un aumento de la masa.

4.1. Estudio de estructuras de aceleración de electrones.

En la Figura 7 se muestra un esquema de los diferentes componentes que intervienen en el proceso de aceleración de los electrones en un Acelerador Lineal que se describen a continuación.

4.1.1. Cañón de electrones.

Es un recipiente cerrado, en general de forma cilíndrica, en el que existe un alto grado de vacío. En él se localiza el filamento o cátodo que se pone incandescente al intercalarlo en un circuito alimentado por un generador de corriente. En el otro extremo se coloca una rejilla que actúa como ánodo.

Entre el ánodo y el cátodo se establece una alta tensión, pulsada, suministrada por el modulador, que puede alcanzar los 25 Kv.

Esta distribución de elementos hace que los electrones generados en el filamento se aceleren hasta alcanzar una energía de unos 25 KeV. Además generalmente, en los aceleradores lineales de uso médico, el haz de electrones emergente no es continuo sino en forma de paquetes o pulsos de una duración de unos 5 μs. y con una frecuencia de unos 200 impulsos por segundo.

Los paquetes de electrones generados se inyectan en la sección de aceleración situada contigua al cañón.

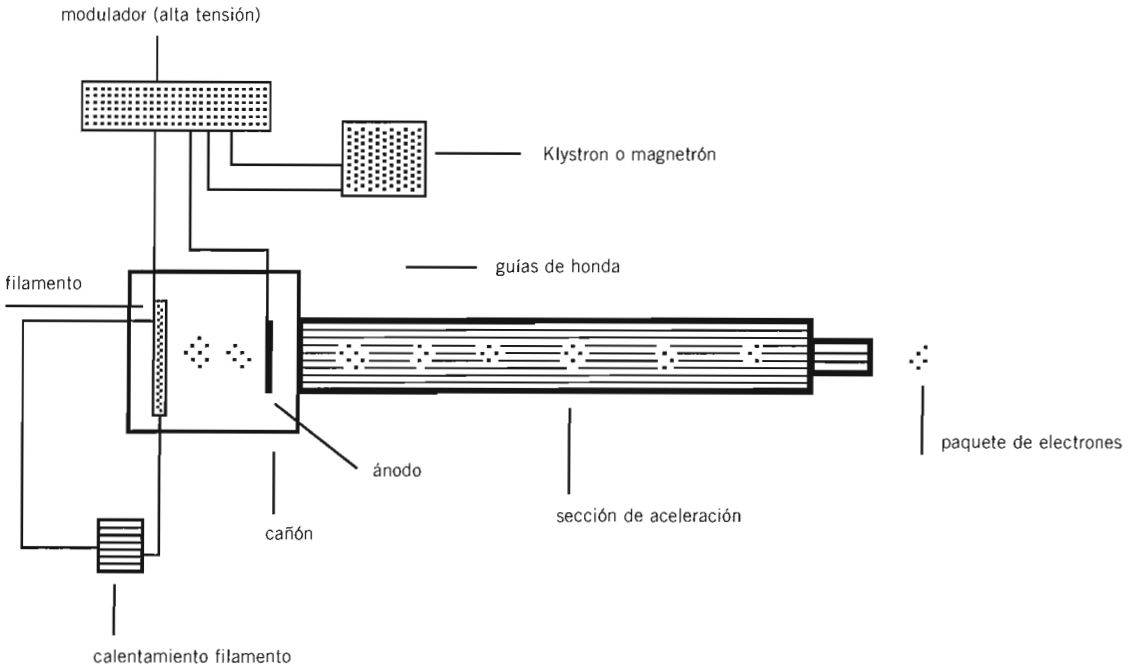


Figura 7

4.1.2. Fuentes de microondas de potencia.

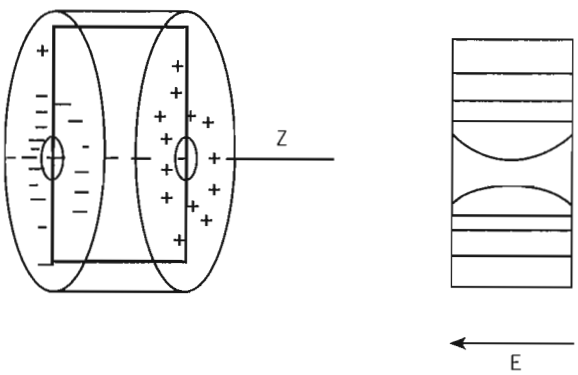
El elemento básico, tanto para el Klystron como para la sección de aceleración son las cavidades resonantes que son cilindros perfectos de unos 10 cm de diámetro y varios cm de longitud, con dos orificios circulares situados al principio y fin de la cavidad. Las paredes de la cavidad son de cobre, lo que proporciona una alta conductividad eléctrica y térmica. Los fenómenos de resonancia que se producen están condicionados por la longitud de la cavidad de igual manera que en cualquier instrumento acústico. De ahí la importancia que tiene la exactitud en la construcción de la cavidad, especialmente en lo que se refiere a su longitud.

Se puede decir que una cavidad resonante es un dispositivo de gran eficacia para lograr campos eléctricos intensos que se originan por acumulación de cargas eléctricas en las paredes de la cavidad como se muestra en la Figura 8. Este hecho da lugar a un flujo de carga eléctrica de unas cavidades a otras originándose una corriente eléctrica que en ningún caso ha de confundirse con la corriente originada por el haz de electrones inyectado por el cañón.

Se observa también que las zonas en las que se tiene una mayor densidad de carga eléctrica son las zonas centrales de las paredes de la cavidad, por lo que el campo eléctrico es más intenso en el eje central. Se aprovecha por tanto esta propiedad para hacer pasar el haz de electrones por dicha zona central a través de los orificios de la cavidad.

El campo eléctrico, la corriente y la distribución de densidad de carga que existen en la cavidad tienen una compleja dependencia con el tiempo, de manera que tanto la dirección del campo eléctrico como la

Figura 8



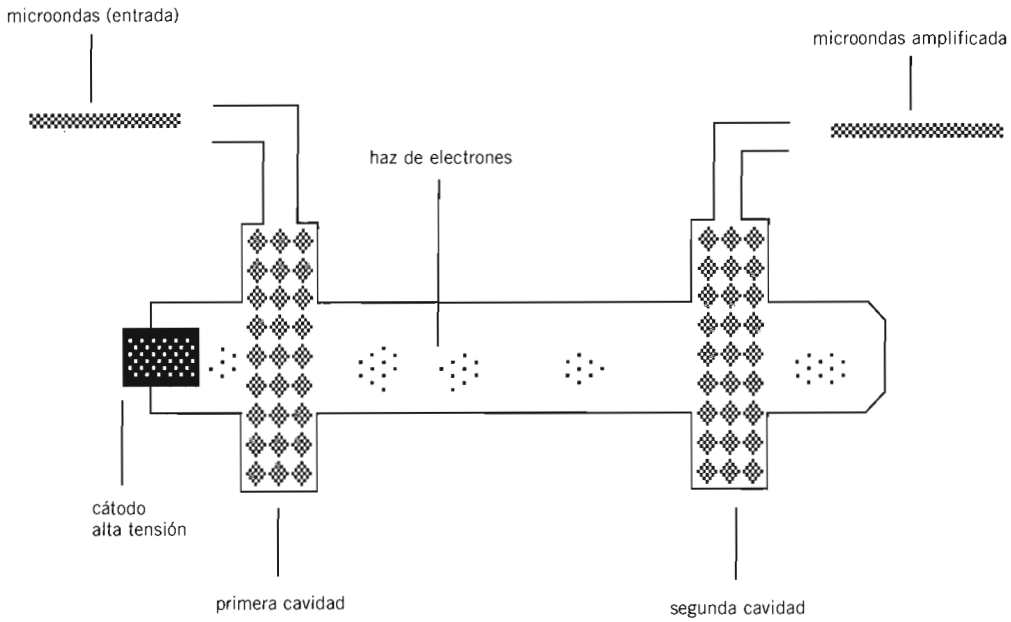


Figura 9

polaridad de la carga y corriente eléctrica cambian con cada semiciclo de la onda, del orden de 6 billones de veces por segundo.

El Klystron es una fuente de microondas de alta potencia; su funcionamiento se basa en producir una amplificación de un haz de microondas de baja potencia generadas en un dispositivo externo que se denomina piloto oscilador.

Un esquema de un Klystron elemental se muestra en la Figura 9. Al Klystron le llega por una parte el haz de microondas de baja energía provenientes del piloto oscilador, y por otra, una alta tensión pulsada proveniente del modulador. Del Klystron sale el haz de microondas amplificado que, a través de las guías de onda, se inyecta en la sección de aceleración.

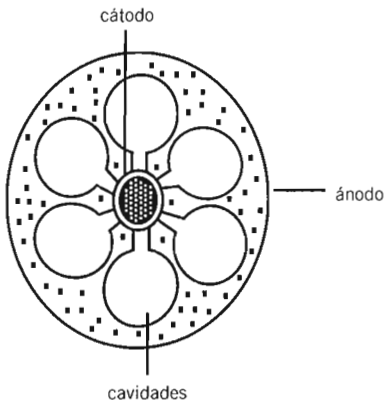
En síntesis está formado por dos cavidades resonantes de características similares a las descritas anteriormente, una entrada de microondas no amplificadas, una salida de microondas amplificadas y una entrada de potencia.

No se entrará en detalles de la forma de cesión de la energía proporcionada por la fuente de alta tensión al haz de microondas, pero sí destacar el hecho de que el Klystron permite la obtención de microondas de potencia de pico hasta 30 MW., valor muy superior al que se puede obtener con el Magnetron.

El Magnetrón es un dispositivo de geometría cilíndrica con cavidades resonantes en un número habitual de seis y situadas según una distribución axial en torno a un eje central que constituye el cátodo.

La pared exterior del cilindro hace las funciones de ánodo. Un campo magnético estático e intenso se aplica perpendicularmente al plano de la sección axial de las cavidades. Un intenso campo eléctrico pulsado, y siempre de la misma dirección, se aplica entre el cáto-

Figura 10



do y el ánodo de manera que los electrones generados por emisión termoiónica en el cátodo son acelerados hacia el ánodo (Fig. 10). Por efecto del campo magnético creado, los electrones siguen una compleja trayectoria cediendo energía en forma de microondas de alta potencia, deduciendo, por tanto, que el Magnetrón, a diferencia del Klystron, no requiere un oscilador externo.

El Magnetrón fue desarrollado inicialmente como generador de pulsos para uso en radar. Dado que la frecuencia de las ondas generadas era de unos 3.000 MHZ, se aprovechó para su aplicación en los aceleradores lineales. Un Magnetrón usado en máquinas de radioterapia es capaz de suministrar una potencia de 2 MW de pico (unos 2 KW de media) en impulsos de varios microsegundos de duración y en una repetición de varios centenares de impulsos por segundo. La máxima potencia de pico que se puede obtener en los magnetrones es de unos 5 MW.

La diferencia esencial entre la aplicación de un Megnetrón y un Klystron estriba en la potencia máxima de microondas que puede obtenerse.

El Magnetrón tiene un tope, como ya se ha citado, que le hace inviable para su utilización en aceleradores de energía superior a 20 MeV. En tal caso es imprescindible la utilización de un Klystron.

El Klystron, aunque no tiene problemas en cuanto al limite de potencia, es técnicamente mucho más complejo y su costo económico lo es también. Asimismo, hay que reseñar, que la vida media del Klystron suele ser mucho más larga que la de un Magnetrón.

4.1.3. Guías de onda.

Las guías de onda conducen las microondas amplificadas desde el Klystron hasta la Sección de Aceleración. Pueden tener una sección circular o rectangular y el fenómeno de conducción se realiza por reflexión en sus paredes. Para aumentar la capacidad de conducción las guías de onda se llenan de Freon o exafluoruro de azufre a la presión adecuada. Existen dos ventanas de cerámica para separar las guías de onda de la sección de aceleración y del Klystron respectivamente aunque permiten la transmisión de microondas.

Algunos aceleradores en los que, la variación de energía se basa en la diferencia de fase de las microondas, la guía de ondas que inicialmente sale del Klystron se bifurca hacia dos entradas en la sección de aceleración introduciendo en la bifurcación una lámina capaz de producir el desfase necesario en función de la energía seleccionada.

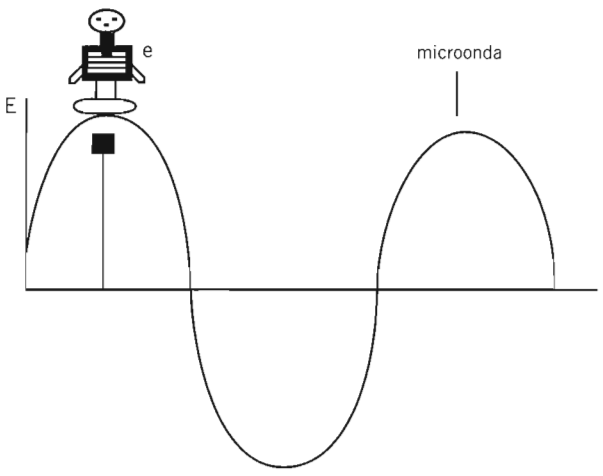
4.1.4. Sección de aceleración.

Es el elemento de un Acelerador donde se produce la aceleración del paquete de electrones generado por el cañón por efecto de las microondas de alta potencia generadas por el Klystron o el Magnetrón. Este fenomeno se produce porque estos están expuestos a un campo eléctrico constante a lo largo de toda la sección de aceleración. De una forma intuitiva, y a título de ejemplo, este hecho se puede asimilar a un «surfista» que se situase en una ola moviéndose a la misma velocidad que ella (Fig. 11).

Evidentemente, en función de la situación del paquete de electrones en la onda sinusoidal, el valor del campo varía y como consecuencia cambia la aceleración de los electrones y su energía final.

La energía máxima se obtendría cuando el paquete de electrones se situase en la cresta de la onda (E máximo) y no sufriría aceleración si se situase en el punto de inflexión (E = 0). Del valor máximo al valor mínimo pueden existir posiciones intermedias que dan lugar a

Figura 11



las diferentes opciones de energía final de los electrones que se pueden obtener con un acelerador lineal.

En general, se puede asumir que la energía adquirida por un electrón sujeto a la acción de microondas amplificadas, que es acelerado en una distancia «d», podría expresarse como

$$V = K\int^{d} E_0 \cos\phi \cdot d\,z \qquad (3.3)$$

Siendo: V: La energía alcanzada.

K: Constante de proporcionalidad.

Eo: Campo eléctrico máximo

Ø: Fase (posición del electrón con respecto a la cresta de la onda).

Es evidente por tanto, que existen tres métodos para lograr variar la energía final de los electrones acelerados.

a) Cambiar la longitud de la sección de aceleración.

b) Cambiar la amplitud del campo eléctrico (amplificar más o menos las microondas).

c) Cambiar la fase Ø, es decir, la posición del paquete de electrones con relación a la onda.

Para una longitud de sección de aceleración determinada, las formas de modificar la energía del haz serán las otras dos restantes, de manera que, para cada Acelerador, se adopta una u otra en función de la concepción técnica del equipo.

4.1.4.1. Estructura de la sección

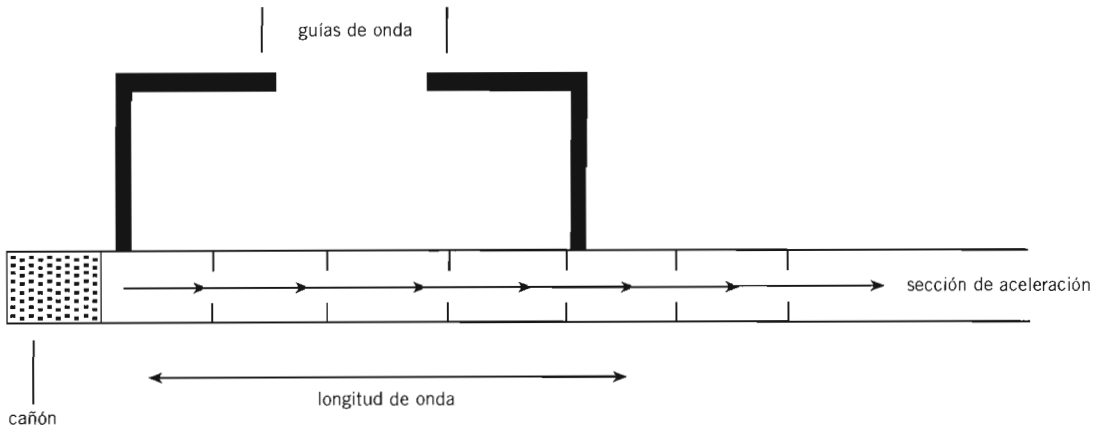
La sección de aceleración en un Acelerador Lineal consta de una larga serie de cavidades resonantes de microondas adyacentes y ubicadas en el interior de un cilindro hueco en el que se ha hecho el vacío. De una forma general la estructura de aceleración en los Aceleradores Lineales, utilizados habitualmente en medicina, tiene una longitud variable desde 30 cm. para una energía de 4 MeV hasta varios metros para más altas energías. Las primeras cavidades varían en tamaño hasta lograr que la velocidad de los electrones alcance valores cercanos a la velocidad de la luz. Recordemos que el paquete de electrones inyectado por el cañón tiene una energía de unos 25 KeV lo que equivale a decir que su velocidad es aproximadamente 0,5 c.

La longitud total de la sección de aceleración varía en función de la energía máxima que se pretende obtener, como ya se ha dicho, pero a su vez varía en función del tipo de estructura aceleradora que puede ser de dos tipos.

• Estructura de aceleración por ondas en movimiento.

En este caso, la estructura de aceleración podría considerarse como una guía de ondas cilíndrica en la que se ubican unos discos de cobre con un orificio central de manera que la guía total se ha transformado en una serie de cavidades resonantes adyacentes. La distancia

Figura 12



a que se sitúan los discos coincide con la cuarta parte de la longitud de onda de los microondas, unos 2,5 cm (Fig.12) hecho que viene condicionado por las propiedades resonantes que deben cumplir las cavidades.

De acuerdo con esta estructura, el valor del campo eléctrico variará de sentido, con el tiempo, en cada una de las cavidades. Esto da lugar a un desplazamiento del campo a lo largo del eje de las cavidades a la velocidad de las microondas (c). Si el paquete de electrones se desplaza a la misma velocidad, siempre estará sujeto a la acción de un campo eléctrico constante a lo largo de toda la trayectoria.

Para este tipo de estructura, la inyección del paquete de electrones se realiza por uno de los extremos y la salida del haz acelerado se realiza por el otro, habiendo hecho un sólo recorrido a través de la sección de aceleración. La inyección del haz de microondas se realiza cerca del cañón y la energía residual se absorbe al final de la sección de aceleración.

• Estructuras de aceleración por ondas estacionarias.

Las estructuras de aceleración de los Aceleradores Lineales actuales, se basan en ondas estacionarias a causa de la posibilidad que esta estructura tiene de disminuir la longitud de la sección de aceleración para lograr la misma energía.

El fundamento de una estructura de aceleración por ondas estacionarias, es similar a la anterior con una diferencia significativa: El campo *E* varía en magnitud con el tiempo de una forma sinusoidal, pero el modelo permanece estacionario a lo largo del eje y el campo no avanza de la forma que lo hacía en el caso de ondas en movimiento consiguiendo un aumento de la energía de manera similar al ejemplo ya citado de un surfista situado sobre una ola. En la Figura 13 se muestra un esquema de una sección de aceleración por ondas estacionarias.

En este caso la inyección del haz microondas puede realizarse en cualquier punto de la sección ya que las ondas llevan ambas direcciones debido a que se refleja al comienzo y al final de la sección de aceleración. Existen, por tanto, dos ondas: Una que avanza en el sentido de la onda incidente, y otra que lo hace en sentido contrario como onda reflejada. Esas dos ondas se reflejan en ambos extremos de la sección.

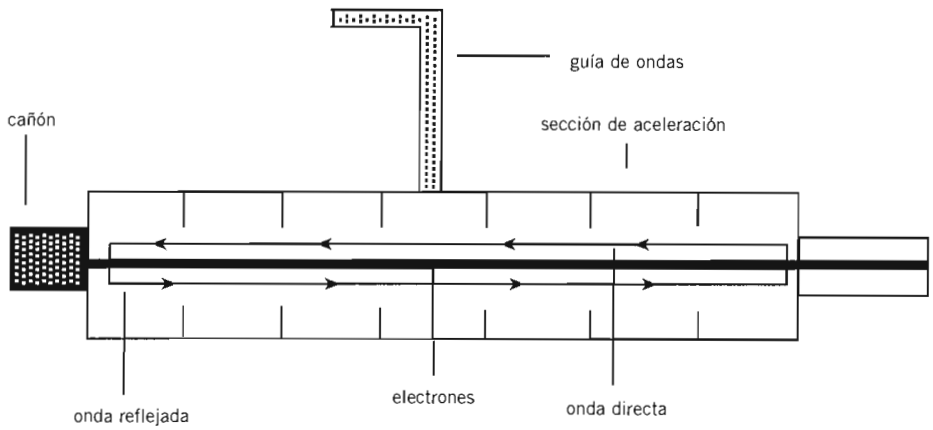
4.2. Sistemas auxiliares en un Acelerador Lineal.

Además de los componentes básicos de aceleración, existen unos dispositivos auxiliares imprescindibles para un funcionamiento normal en algún caso, o para su aplicación clínica en otros. A continuación se analizan los más importantes.

4.2.1. Modulador.

Una característica fundamental de los aceleradores lineales es que funcionan en modo pulsado. El modu-

Figura 13



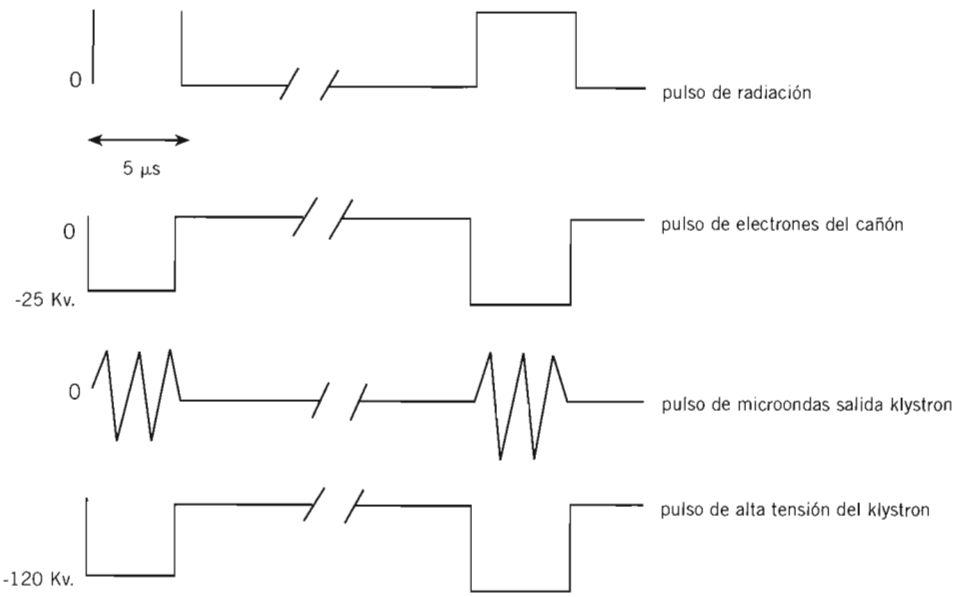


Figura 14

lador suministra y modula los impulsos de alta tensión al cañón, y al Klystron de una forma sincrónica. Un esquema de ello se muestra en la Figura 14.

La duración de los impulsos suele ser de un 5 μs y la frecuencia de repetición de los mismos es de unas 200 veces por segundo. Durante los 5 μs de intervalo el número de ciclos completos de microondas será de 3.000 x 5 = 15.000.

4.2.2. Sistema de presión

Con el fin de aumentar la capacidad de conducción de las guías de onda, se introduce en ellas una presión adecuada de exafluoruro de azufre desde una bombona de almacenamiento a través de un grupo de control de presión.

Como, tanto el Klystron como la sección son elementos de vacío, existe una separación física entre estos elementos y las guías de onda, consistente en una lámina de cerámica que puede transmitir el haz de microondas pero conserva el vacío en los elementos contiguos.

4.2.3. Control automático de frecuencia (AFC).

La energía final ganada por el haz de electrones depende de la condición de resonancia del tamaño de las cavidades con respecto a la frecuencia de las microondas.

Una pequeña variación en la frecuencia puede dar lugar a una variación importante en la energía del haz o en la intensidad emergente.

Variaciones de la temperatura de las cavidades de la sección pueden dar lugar a modificaciones de su longitud y, por tanto, variaciones del valor de la frecuencia de resonancia.

Los dispositivos de control automático de frecuencia tienen como finalidad el obtener una información fiable sobre las condiciones de resonancia en las cavidades y la influencia que la temperatura del circuito de refrigeración tienen en ella.

La información suministrada por el circuito de control actúa automáticamente sobre el Klystron o el Magnetrón modificando ligeramente la frecuencia hasta alcanzar el valor óptimo.

4.2.4. Sistema de vacío

Una bomba iónica provee a la estructura de aceleración y al cañón de electrones de un grado de vacío adecuado. Sin esta situación el filamento del cañón se fundiría rápidamente y el haz de electrones inte-

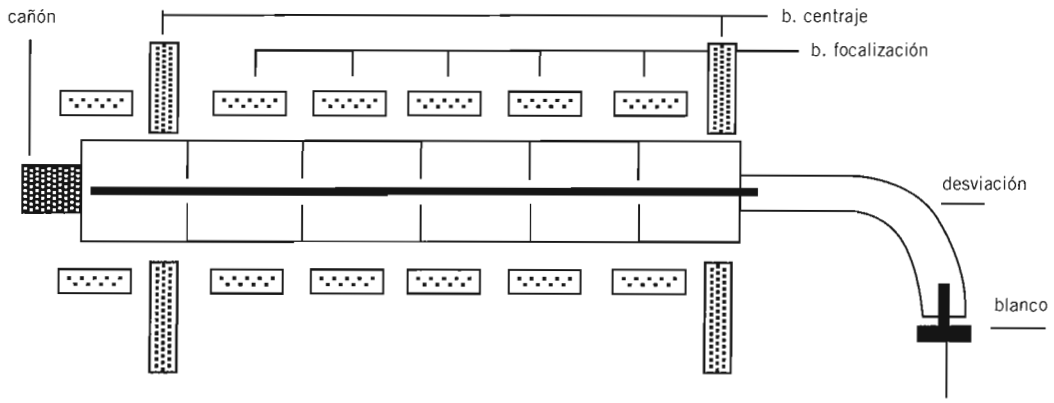


Figura 15

raccionaría con las moléculas de aire que hubiese en la sección dificultando totalmente el proceso de aceleración.

4.2.5. Sistema de refrigeración

La energía calorífica que se disipa en los distintos componentes del Acelerador y especialmente en el blanco productor de Rayos X, daría lugar a aumentos de temperatura que han de ser subsanados mediante un correcto sistema de refrigeración por conducción de agua a una temperatura lo más constante posible.

4.2.6. Bobinas focalizadoras

A lo largo de la estructura de aceleración, el haz de electrones puede no estar correctamente focalizado. Para corregir este defecto, se colocan, alrededor de la sección de aceleración, unas bobinas, por las que circula una intensidad de corriente continua, que crean un campo magnético capaz de producir la citada corrección (Fig. 15).

Cuando la sección es larga, además se colocan cuatro pequeñas bobinas a lo largo de la sección para contrarrestar la acción del campo magnético terrestre.

Por otra parte, tanto al comienzo como al fin de la estructura de aceleración, se colocan dos pares de bobinas cuya función es lograr el centrado del haz, de manera que entre correctamente, por su centro en la sección de desviación. Son las denominadas bobinas de centrado.

La intensidad de todas estas bobinas, y por tanto su efecto de desviación, se controla automáticamente en función de las características del haz emergente.

4.3. Sistemas de corrección y control del haz de radiación para su uso clínico

4.3.1. Sistemas de desviación del haz

El haz de electrones que emerge de la sección de aceleración, pasa a través de un tubo provisto de unas bobinas, por las que circula una alta intensidad de corriente continua, capaces de crear un campo magnético de dirección transversal a la del haz de electrones emergente, y que origina una desviación de su trayectoria.

La desviación tiene dos funciones: la primera es lograr que la incidencia del haz de electrones sea sobre el plano de tratamiento y la segunda que proporciona un método para selección y control de la energía del haz emergente.

En efecto, la intensidad de las bobinas de desviación, se calcula para que un haz de electrones de una determinada energía sea desviado a la angulación prefijada.

La angulación de la desviación y el número de bobinas que hay que intercalar depende de cada máquina en particular. Pudiéndose encontrar los siguientes casos:

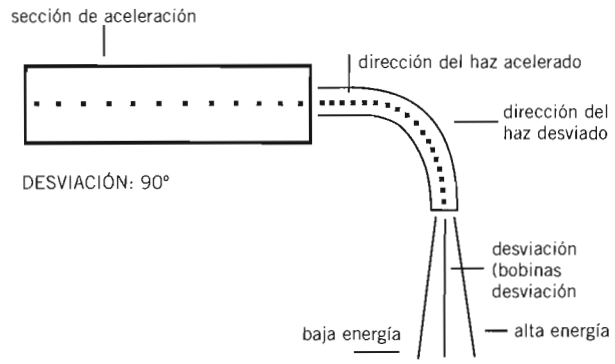


Figura 16

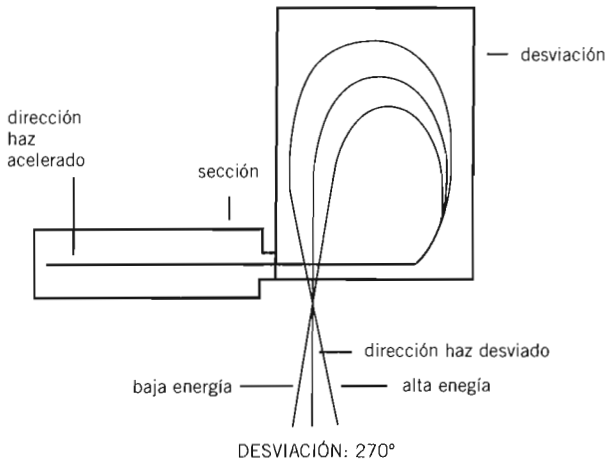


Figura 17

4.3.1.1. Desviación múltiple

Utilizado en el caso de los antiguos aceleradores con estructura de aceleración mediante ondas en movimiento y con una sección de aceleración extremadamente larga. Existen 4 bobinas de desviación: La primera produce una desviación de 37°, la segunda 37° en sentido contrario, la tercera 37° en el mismo sentido que la primera y la cuarta 127°, con lo que se consigue que el haz emergente horizontal cambie su trayectoria hacia la vertical.

Es evidente que las posibles desventajas de este sistema de desviación deriven de la posibilidad de desajustes por ser varios los elementos que intervienen.

4.3.1.2. Desviación 90° y desviación 270°

Se utilizan en el caso de nuevos aceleradores con estructura de aceleración mediante ondas estacionarias y con una sección de aceleración corta. Un esquema de ambos se muestra en las Fig. 16 y 17. Ambos sistemas producen el mismo efecto y la única diferencia es que la desviación 270° requiere un espacio superior para su ubicación, lo que da lugar a que la altura del isocentro de la máquina aumente. Así, una altura normal del isocentro para máquinas con este sistema de desviación es de 130 cm, mientras que para máquinas con sistema de desviación de 90° es de 118 cm.

4.3.2. Sistemas de obtención de un haz extenso

El haz de electrones emergente de la estructura de aceleración y de la desviación tiene una sección de pequeño diámetro que puede alcanzar algunos mm. Evidentemente para su utilización clínica es preciso convertirlo en un haz extenso capaz de alcanzar una superficie suficientemente grande. Este objetivo se consigue mediante lámina difusora y mediante barrido del haz.

4.3.2.1. Efecto de lámina difusora

Si a la salida del haz de electrones se coloca en su trayectoria una lámina de metal ligero, los electrones serán difundidos a un determinado ángulo con respecto a la dirección de la trayectoria incidente como se muestra en la Figura 18.

Teóricamente, la probabilidad de que un electrón sea desviado un ángulo Ø al atravesar un elemento difusor de espesor t se expresa como:

$$\varnothing_y = \frac{15}{E}\left(\frac{t}{X_0}\right)^{\frac{1}{2}} \qquad (3.4)$$

Donde Øy es la probabilidad de que el electrón sea difundido en ángulo Ø, E es la energía inicial de los electrones, t el espesor del elemento difusor y Xo longitud de radiación o distancia para la que la energía cinética del electrón incidente se reduzca a 1/e.

Asimismo se produce un efecto de Bremsshtralung que supone una contribución adicional con una dosis

de Rayos X cuya estimación se realiza de acuerdo con la siguiente expresión.

$$\frac{dE}{dt}\,rad = \frac{t}{X_0}\,E_0 \qquad (3.5)$$

Siendo *Xo* la longitud de radiación y *Eo* la energía inicial de los electrones.
Se puede afirmar, por tanto, que este sistema presenta dificultades para su correcta utilización que se pueden concretar en:

- Distribución de intensidad de radiación variable en el plano perpendicular al eje del haz (más intensidad en la dirección del haz incidente).
- Disminución de la energía del haz al atravesar la lámina difusora.
- Contaminación del haz con fotones por efecto de Bremsshtralung.
- Dependencia de todo lo anterior con la energía del haz incidente.

Para salvar la primera dificultad, que es la de mayor importancia desde el punto de vista clínico, se suele utilizar una doble lámina difusora de espesor variable (más espesor en el centro) (Fig.18) cuya finalidad es provocar una diferencia de absorción que dé lugar a una distribución homogénea en plano perpendicular al eje.

Al introducir la segunda lámina, es evidente que se deterioran los efectos de disminución de energía del haz y de contaminación por fotones, pero su utilización es inevitable. En todo caso es preciso buscar un compromiso entre los distintos parámetros que intervienen.

El efecto de dependencia en la energía se subsana mediante la selección de láminas de difusión diferente en función de la energía seleccionada.

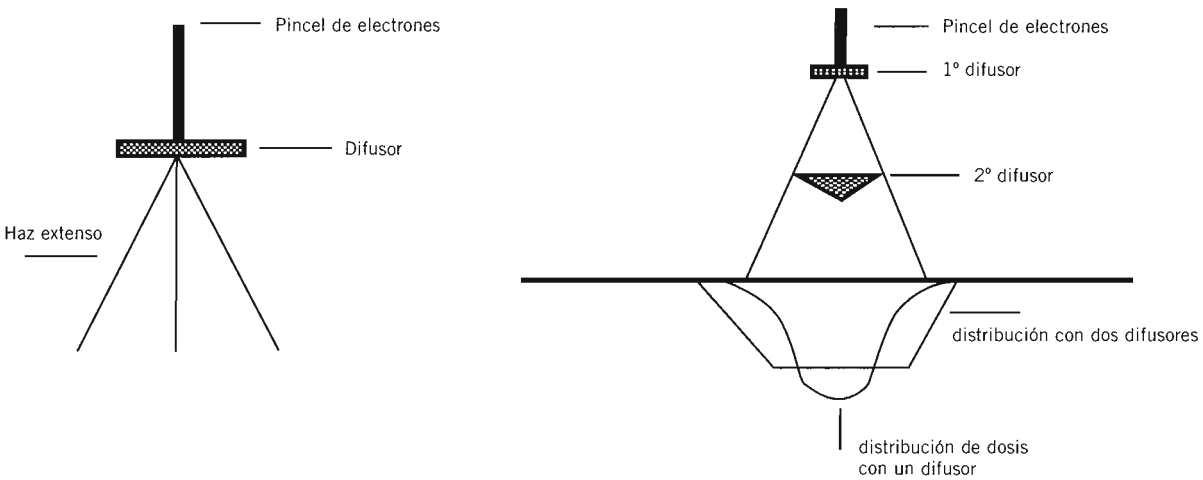
4.3.2.2. Sistema de barrido del haz

Un método alternativo es conseguir un campo de irradiación extenso mediante la realización de un barrido del haz inicial a lo largo de toda el área que constituye el campo de irradiación. El barrido se realiza mediante un campo magnético alterno, creado por un cuadripolo situado a la salida del haz, con frecuencia variable en cada uno de los ejes, según un método similar al que se utiliza en un monitor de televisión.

Evidentemente este método es más complejo técnicamente, pero se evitan los inconvenientes que supone la utilización de una lámina difusora.

Como precaución a tomar en el caso de aceleradores con este sistema de barrido, hay que referirse al efecto de recombinación que se produce en las cámaras de ionización con las que se realiza la dosimetría, dada la alta intensidad en el haz, lo que puede originar errores de dosimetría si no se tienen en cuenta.

Figura 18



4.3.2.3. Obtención de un haz de Rayos X

Si en la trayectoria del haz de electrones emergente se interpone un blanco grueso de un elemento de alta densidad (tungsteno), se producen fenómenos de interacción por Bremsshtralung que dan lugar a un haz de fotones (Rayos X).

El haz de Rayos X originado tiene un espectro continuo, cuya energía máxima coincide con la energía del haz de electrones incidente, de manera que: si el haz de electrones tiene una energía E (MeV), el haz de fotones, se dice (por convenio), tiene una energía E (MV).

El haz de Rayos X obtenido tiene dos características que perjudican a su calidad para la utilización clínica. La primera es que existirá un cierto grado de contaminación de electrones provenientes de la interacción con el blanco, y la segunda, como más importante, es que la distribución de dosis en un plano perpendicular al eje del haz no es homogénea, observándose una distribución gausiana con el pico coincidente con el eje del haz.

Para evitar la contaminación de los electrones, se inserta en la trayectoria una bobina que crea un campo magnético constante. El haz de Rayos X no sufre ningún tipo de desviación dada su condición de radiación electromagnética, mientras que los posibles electrones contaminantes del haz serán desviados fuera de los límites del campo y absorbidos por la carcasa de protección exterior.

4.3.2.4. Cadena de dosimetría

Un dispositivo esencial desde el punto de vista de seguridad del paciente en un tratamiento de radioterapia en un Acelerador Lineal es su cadena de dosimetría.

Es sabido que tanto la estabilidad del haz, como su homogeneidad, son parámetros que han de ser verificados de una forma continua y precisa; esto se realiza mediante su cadena de dosimetría.

Aunque existen diferentes sistemas de cadenas de dosimetría según las diferentes máquinas, se analizará uno que puede ser representativo.

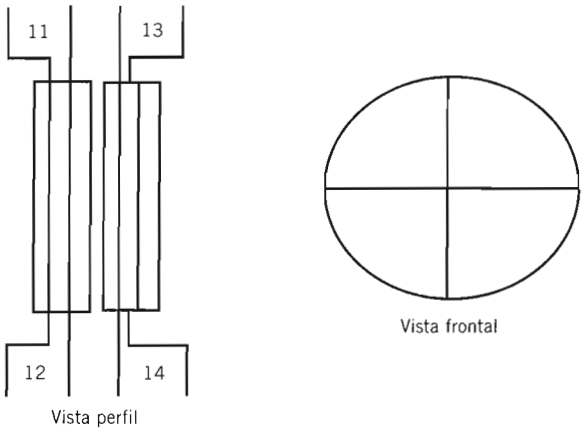


Figura 19

Se sitúan dos cámaras de ionización por transmisión (una debajo de la otra), en la cabeza de la Unidad, interpuestas en la trayectoria del haz. Las cámaras son cilíndricos (en forma de disco) y se dividen en dos partes iguales, de manera que la división de ambas se sitúa en dirección perpendicular (Fig. 19).

Por una parte, y de cada cámara, se obtiene información de cada uno de los semidiscos, de manera que la diferencia de intensidad de carga colectada proporcionará información de la simetría del haz; la suma de intensidades, o de carga colectada suministrará información sobre la tasa de dosis o la dosis total absorbida. La respuesta de ambas cámaras de ionización se muestra en dos monitores de contaje situados en la consola de control. El contaje se realiza en unidades arbitrarias que se denominan Unidades de Monitor. Esta medida es relativa y será preciso relacionarla con el verdadero valor de dosis absorbida en las condiciones de calibración de la Unidad; este proceso se denomina verificación de la respuesta del monitor.

Una cadena de dosimetría de estas características permite por una parte verificar la simetría del haz en las dos direcciones del campo disponiendo de un sistema de seguridad redundante en cuanto a la dosis total seleccionada.

Las particulares condiciones de obtención del haz de radiación pueden acarrear una inestabilidad del mismo y para su control se necesita utilizar la cadena de dosimetría; el método que se sigue para la determinación de la dosis total de irradiación de un paciente,

será la selección de un número determinado de unidades de monitor, que previamente se han calculado a partir de la relación entre unidad-monitor y dosis absorbida. En el momento en que cualquiera de los dos monitores llegue al valor seleccionado, la Unidad parará su irradiación.

La respuesta de las cámaras de ionización da lugar a poder adaptar sistemas de control y seguridad en la irradiación, que se refieren a condiciones impuestas de márgenes de diferencia de respuesta de los semidiscos o de respuesta total de las cámaras.

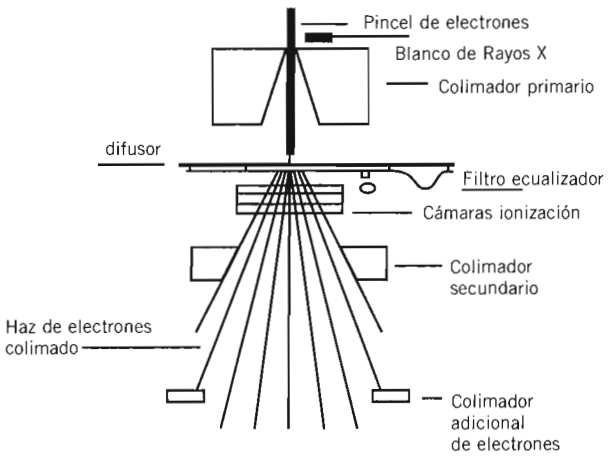
4.3.2.5. Simulación luminosa

Con el fin de conocer la zona del paciente que va a ser alcanzada por el haz de radiación, se proyecta, bajo condición de simulación, un haz luminoso que cumple las mismas funciones que el equivalente en una Unidad de Telegammaterapia.

La posición de la fuente luminosa ha de ser coincidente con el foco de radiación; como esto no se puede conseguir directamente, se utiliza un espejo, de manera que la imagen virtual de la fuente luminosa sí que coincide con el foco de radiación. De esta manera, la colimación del haz luminoso será idéntica a la del haz de radiación.

Claramente se deduce la necesidad de que coincida con exactitud el campo de irradiación con el luminoso simulado, lo que deberá ser objeto de revisión sistemática.

Figura 20



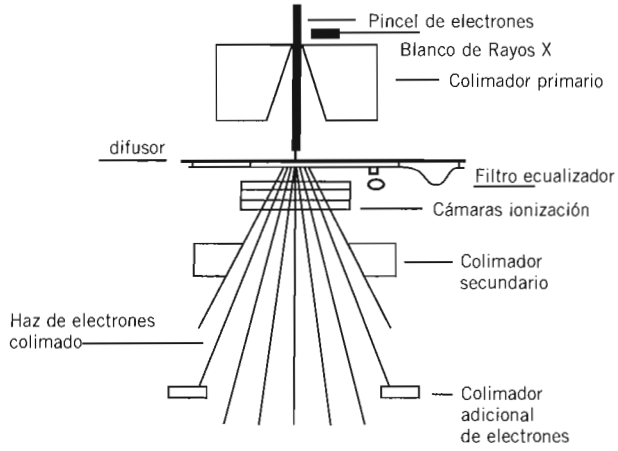


Figura 21

4.3.2.6. Colimación

El haz emergente, sea de Rayos X o de electrones, debe adaptarse en su forma y tamaño al volumen blanco a irradiar. Esto se consigue mediante un sistema de colimación apropiado, situado en la cabeza de tratamiento como se muestra en la Figura 20.

El sistema de colimación está formado por dos partes en el caso de un haz de Rayos X: Un colimador primario y un colimador secundario. Ambos están constituidos por un material de alto número atómico (en general Tungsteno) y siempre alineados con el foco de radiación. El colimador primario es fijo y el secundario está constituido por cuatro mandíbulas móviles que se pueden desplazar de una forma simétrica con respecto al eje, dando lugar a campos de tamaño rectangular. El tamaño de campo conseguido a una distancia determinada se suele mostrar en un monitor adicional, que indica digitalmente las dimensiones del campo según el eje X e Y.

En el caso del haz de electrones (Fig. 21) se añaden unos nuevos colimadores específicos para evitar la divergencia del haz a causa de la interacción con las partículas de aire. Estos colimadores pueden ser fijos en algún caso y se denominan aplicadores, o móviles acoplados al colimador secundario del equipo.

El haz colimado se transmite en el espacio en un ángulo sólido que determina el foco de radiación y los colimadores. El eje del haz es la recta que partiendo del foco es perpendicular al plano que determina la

salida de los colimadores y pasa por el isocentro de la Unidad. La intersección del haz de radiación colimado con la superficie de entrada en el paciente se llama campo de irradiación.

4.4. -Componentes de un Acelerador Lineal

En la Figura 22 se muestra un diagrama de bloques de los componentes de un Acelerador Lineal de Electrones moderno con una sección de aceleración corta que permite su ubicación en el propio equipo.

Los componentes más representativos de un Acelerador son los siguientes:

4.4.1. Estativo.

Es el soporte anclado al suelo sobre el que se fija el brazo. Su capacidad interior se aprovecha para la ubicación del Klystron o Magnetrón, y del sistema de refrigeración. Requiere, por tanto un fuerte anclaje en el suelo para soportar todo el peso del aparato.
Se coloca en la sala de tratamiento.

4.4.2. Brazo

En su interior se ubica la sección de aceleración y el cañón de electrones, así como los elementos auxiliares que requieren estos dispositivos tal como la bomba de vacío. Puede girar en torno a un eje que se denomina isocentro. Se coloca en el interior de la sala de tratamiento.

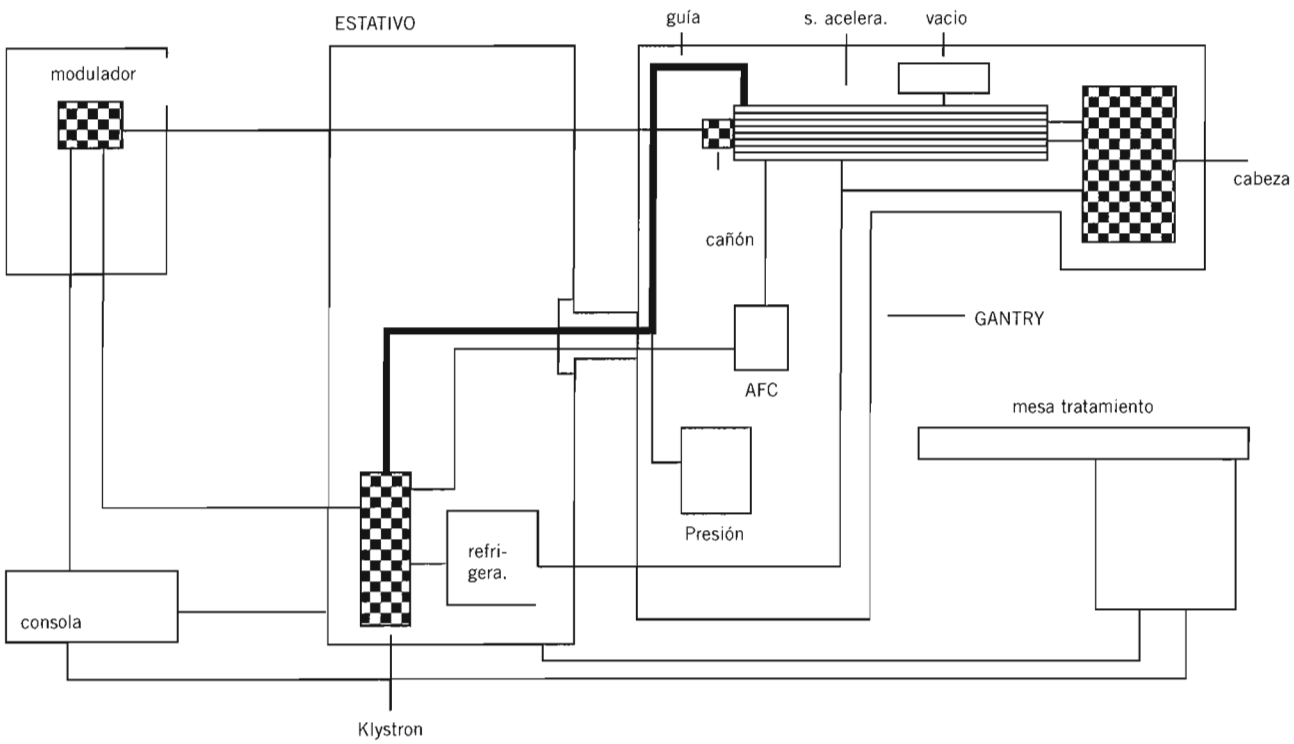
4.4.3. Cabeza

La cabeza de tratamiento de un Acelerador Lineal está fijada al Brazo y consta de un considerable número de dispositivos asociados con la colimación y monitorización del campo de radiación, específicos para la utilización clínica de la unidad.

El conjunto de dispositivos de que consta la cabeza se podría clasificar como sigue:

- Dispositivos de obtención y homogeneización del haz.
- Dispositivos de colimación.
- Dispositivos de simulación.
- Dispositivos de dosimetría y monitorización.

Figura 22



El hecho de mostrar una distribución homogénea de dosis en un plano perpendicular al eje del haz se resuelve interponiendo en el haz de fotones conos homogeneizados. Los conos homogeneizados, son bloques de plomo de forma cónica y de dimensiones apropiadas para cada unidad, para lograr homogeneizar al máximo la distribución de dosis en el plano.

4.4.4. Consola de control

La fijación de los parámetros de irradiación, así como la puesta en marcha y parada se realizan desde la consola de control situada en la sala de mandos de la Unidad; desde donde se pueden seleccionar las siguientes opciones:

- Opción de electrones o Rayos X.
- La energía del haz de electrones.
- La tasa de dosis.
- La dosis total administrada.

En determinados Aceleradores, se pueden seleccionar además, los parámetros que caracterizan la técnica de irradiación y que se refieren a:

- Angulo de giro del brazo.
- Angulo de giro del colimador.
- Dimensiones del campo.

Estos parámetros quedarán indicados correctamente y también los posibles incidentes que ocurrieran en el proceso. Todo ello se puede realizar de una forma manual o automática mediante un procesador incorporado a la consola.

4.4.5. Elementos auxiliares

El modulador se encuentra generalmente fuera de la sala de tratamiento. En el caso de aceleradores antiguos, además del modulador se hallan fuera de la sala de tratamiento, la sección de aceleración, el Klystron, el sistema de refrigeración y la bomba de vacío.

4.4.6. - Mesa de tratamiento.

Sobre ella se coloca al paciente durante el tiempo que dura el tratamiento en las condiciones prefijadas en su protocolo. Está dotada con sistemas automáticos de movimiento en las diferentes direcciones para lograr una correcta colocación del paciente. Un medio auxiliar para conseguirlo es la colocación de tres centradores luminosos (a poder ser tipo lasser), cuya proyección ha de hacerse coincidir con sendas marcas previamente señaladas sobre la piel del paciente.

4.5. Sistemas de control del haz y de su estabilidad

La naturaleza de la aplicación de la radiación emitida por estos aceleradores en tratamientos de radioterapia, exige unas altas condiciones de estabilidad de los diferentes parámetros que intervienen. Teniendo en cuenta que en un Acelerador existen las siguientes opciones de elección:

a) Selección de electrones de diferentes energías.

b) Selección de Rayos X.

c) Selección de la tasa de dosis.

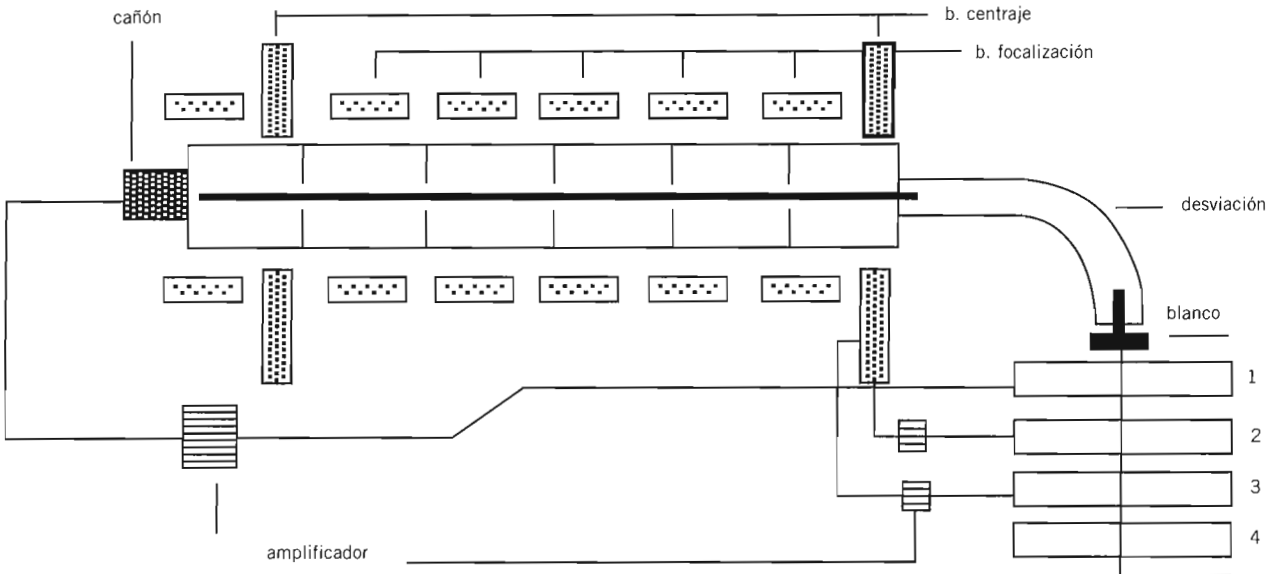
d) Selección de la dosis total.

Todas ellas influyen decisivamente en la técnica de tratamiento propuesta y cualquier variación de las mismas, con respecto a lo previsto teóricamente, puede ocasionar graves errores de tratamiento en el mejor de los casos, o accidentes irreparables.

Se requiere un control preciso de estas condiciones mediante sistemas de seguridad automáticos que sustituyan, o al menos minimicen las posibilidades de actuaciones personales sujetas a errores humanos.

En modo de tratamiento con electrones los requerimientos para la estabilidad de la energía son muy precisos. Hay que tener en cuenta que la isodosis del 80% está situada a una profundidad, que en cm se expresa con 1/3 de la energía del haz expresada en MeV. Se considera como tolerable una variación de 2 mm. en la dosis en profundidad, lo que implica que el margen de variación de la energía será de ± 0,5 MeV.

En el modo de irradiación con Rayos X se exige que la repetibilidad de dosis en profundidad, a nivel del



1.- Detector de energía
2.- Detector de desplazamiento vertical
3.- Detector de desplazamiento horizontal
4.- Primer monitor de dosis
5.- Segundo monitor de dosis

Figura 23

eje central, esté dentro de un margen del 1% lo que implica que la energía incidente debe estar comprendida en un margen de ± 4%.

Otros parámetros importantes son los que condicionan la homogeneidad del campo, entre los que cabe destacar: los movimientos del pincel de electrones en la superficie de la ventana de salida de la sección y los elementos ecualizadores que se interponen en el haz, tales como el difusor, en el caso de electrones o los conos ecualizadores, en el caso de Rayos X.

Estas exigencias en cuanto a la estabilidad del haz se resuelven mediante la utilización de sistemas de servo-control cuya complejidad varía en función de las características técnicas con que se ha desarrollado cada máquina en particular. Sin embargo, y en todas ellas, el dispositivo último responsable del control es la cadena de dosimetría. Aunque con anterioridad ya se ha citado un tipo de lo más simple, se expone a continuación un método más complejo, que supone unas características más fiables en cuanto a la seguridad. Un esquema de la misma se muestra en la Figura 23.

1. - Detector de energía.
2. - Detector de desplazamiento vertical.
3. - Detector de desplazamiento horizontal.
4. - Primer monitor de dosis.
5. - Segundo monitor de dosis.

Como se observa, el campo de radiación se monitorea mediante ocho secciones de cámaras de ionización.

Las dos primeras controlan la energía del haz y su simetría; la señal que proporcionan, en función de estos parámetros, actúa automáticamente sobre la intensidad del filamento del cañón para corregir posibles alteraciones con respecto a lo seleccionado.

Las cuatro secciones siguientes controlan la homogeneidad del campo según dos direcciones perpendiculares. Su respuesta actúa sobre las bobinas de centrado con el fin de corregir posibles deficiencias.

Las dos secciones restantes sirven para integrar la dosis total monitoreada así como la tasa de dosis. Su respuesta actúa sobre la intensidad del cañón que tiene una directa relación con la intensidad del haz emergente.

Otros dispositivos de control pueden ser utilizados en diferentes Aceleradores aunque todos ellos se basan en la cadena de dosimetría y pretenden el mismo objetivo: controlar a energía del haz, su homogeneidad y la dosis suministrada.

5. Comparación de los Aceleradores de Electrones con otras máquinas generadoras de radiación

5.1. Acelerador de electrones y generador de Rayos X de diagnóstico

Existen muchas similitudes entre un Acelerador de electrones y un generador convencional de Rayos X, aunque su función sea diferente.

Ambos parten de una fuente de electrones desde un filamento (cátodo) situado en un tubo de vacío. Ambos requieren un voltaje de aceleración entre el cátodo y el ánodo. Este voltaje es ajustable en un generador de Rayos X para diagnóstico o para radioterapia convencional de 30 KV hasta 200 KV. Por el contrario en el caso de un Acelerador de Electrones, la energía del haz de Rayos X no es variable, y se fija para cada unidad en particular desde 4 MV hasta 25 MV. Los Rayos X de diagnóstico se emiten en forma de un pulso de una duración de 0,01 a 10 segundos con una frecuencia de 60 a 720 Hz, mientras que un Acelerador Lineal emite radiación en forma de impulsos de 5 μs de duración repetidos con una periodicidad de algunas centenas de veces por segundo, y cada impulso con una frecuencia de 3.000 MHz. Evidentemente, los Rayos X obtenidos con un Acelerador Lineal tienen un poder de penetración superior, hecho por el que se utilizan en tratamiento. Existen también diferencias relativas en sistema de colimación y en el blindaje de las salas en que se ubican.

5.2. Acelerador de Electrones y Unidad de Telegammaterapia

Son dos máquinas cuyo fundamento es diferente, aunque su función es similar ya que ambas se utilizan en Radioterapia.

A continuación se muestra de manera simple las ventajas o inconvenientes que, desde el punto de vista de utilización clínica y de radioprotección tienen los Aceleradores Lineales de Electrones con respecto a las Unidades de Telegammaterapia.

En primer lugar, los Aceleradores de Electrones permiten seleccionar opciones de tratamiento con fotones (Rayos X), o electrones de diferentes energías, mientras que en una Unidad de Telegammaterapia por Co-60, únicamente tenemos opción de utilizar radiación gamma de una energía fija que, como media, es 1,2 *MeV*. Asimismo, y dado que se pueden obtener, en un Acelerador Rayos X, energías superiores a la radiación emitida por el Co-60, no sólo se puede obtener una dosis en profundidad mayor, sino que la penumbra de los bordes del campo es más pequeña cuanto mayor es la energía. Estas diferencias suponen una ventaja considerable a la hora de realizar una correcta técnica de tratamiento, ya que en función de la situación anatómica del volumen a tratar nos resultará más viable lograr el objetivo del tratamiento al que hemos hecho referencia.

En segundo lugar, una Unidad de Telegammaterapia requiere una fuente de Co-60; esto implica que cuando su actividad haya disminuido hasta hacerla inutilizable clínicamente, ha de considerarse como un residuo radiactivo con la problemática que lleva consigo referente a su almacenamiento y evacuación. No es el caso de los Aceleradores de Electrones, que no generan residuos radiactivos y no presentan ningún tipo de dificultad a la hora de su sustitución cuando han quedado obsoletos.

En tercer lugar, la existencia de la fuente de Co-60 en una Unidad de Telegammaterapia implica la existencia de una tasa de exposición determinada en la sala de tratamiento, incluso en posición de reposo. Bien es cierto, que la cabeza de la Unidad debe sufrir un control en este sentido, de manera que tanto en contacto como a 1 metro de distancia, los valores de tasa de exposición no superen un tope establecido, pero indudablemente, desde el punto de vista de protección del personal, este hecho supone una desventaja clara con respecto a los Aceleradores de Electrones. En ellos, en el momento en que termina el tiempo de irradiación, deja de existir

riesgo de irradiación en el interior de la sala de tratamiento (sin contar con la pequeña contribución que pudiese ser debida a fenómenos de activación).

En esta línea de consideraciones hay que destacar la posibilidad de accidente en el caso de Unidades de Telegammaterapia, accidente causado por el hecho de que la fuente de Co-60 quedase en posición de tratamiento transcurrido el tiempo seleccionado y que ocasionaría una sobredosis en el personal encargado de subsanarlo, en el mejor de los casos, o del personal de operación que no lo hubiese observado, en el caso más desfavorable. De nuevo hay que resaltar que éste no es el caso de los Aceleradores de Electrones, que dada su forma de obtención del haz de radiación hace inviable la posibilidad de que ocurra, o, al menos, muy remota.

Por otra parte, los inconvenientes que supone el uso de Aceleradores con respecto a las Unidades de Telegammaterapia se refieren a la dosimetría, la estabilidad y homogeneidad del haz de radiación emitido.

Es evidente que en una Unidad de Telegammaterapia, la dosis absorbida en unas determinadas condiciones de calibración, variará con el tiempo de acuerdo con el periodo físico del isótopo Co-60 (5,6) años; pero durante el tiempo que dura un tratamiento se sabe con toda certeza que no existirá variación en la tasa de dosis. Así pues, para administrar a un paciente una dosis determinada será suficiente con seleccionar un tiempo de tratamiento mediante un temporizador o mediante dos como sistema de seguridad. En resumen, podemos asegurar que en este caso el haz es perfectamente estable y homogéneo y su dosimetría será relativamente sencilla.

En el caso de los Aceleradores de Electrones, la estabilidad y la homogeneidad del haz emergente dependen de las condiciones eléctricas con que se trabaje y de los filtros ecualizados que se sitúan en la trayectoria del haz. Aunque la fijación de estos parámetros sea automática, siempre cabe la posibilidad de que pueda ocurrir un accidente que dañe al paciente sujeto a tratamiento. Es cierto que existen unos sistemas de seguridad tal como se ha expuesto y en especial el que se refiere a su cadena de dosimetría, pero no cabe duda de que esto supone una desventaja con respecto a la Unidad de Telegammaterapia.

Esta es la causa de que en los Aceleradores, la administración de una dosis a un paciente no se hará seleccionando un tiempo de tratamiento; esto originaría un desconocimiento total de la dosis absorbida por el paciente dada la falta de estabilidad del haz. Será necesario basarse en la respuesta de las cámaras de ionización interpuestas en el haz de radiación. Su lectura se muestra en la consola de control en forma de Unidades de Monitor.

La complejidad técnica de los Aceleradores de Electrones frente a la simplicidad relativa de una Unidad de Telegammaterapia, supone un riesgo de averías mas frecuentes, con las consecuencias, económicas y de buena marcha del Servicio, que ello lleva consigo.

6. Sistemas de seguridad ligados a la emisión del haz en un acelerador lineal de electrones para evitar una irradiación «no deseada»

La utilización de los Aceleradores de Electrones para uso clínico exige que los equipos dispongan de una seguridad intrínseca en función de las consideraciones siguientes.

Por una parte existe un gran número de parámetros a seleccionar («grados de libertad») con los cuales se puede formar un número más elevado de combinaciones. No todas las combinaciones posibles son útiles en la práctica, e incluso algunas suponen un riesgo elevado si se produjeran por fallo humano o del equipo, o bien si se olvida seleccionar uno de los parámetros y la máquina asumiera el que estaba ya seleccionado del tratamiento anterior.

Por otra parte, para que la dosis total y la distribución de dosis no sufra distorsiones es preciso que un gran número de variables se mantengan en los valores prescritos y no tengan desviaciones importantes; algunas de las cuáles podrían producir accidentes graves.

De todo lo anterior se deduce que debe existir:

- Una cadena de enclavamientos o bloqueos que aseguren que sólo se puede irradiar si se han seleccionado expresamente todos los parámetros y que no puedan producirse combinaciones incompatibles entre los mismos.
- Una cadena de vigilancia que se encarga de mantener, dentro de un margen de tolerancia, a todas las variables que influyen sobre la dosis y controle si estas tolerancias se superan de modo que suponga un riesgo para el paciente.

Estos bloqueos vienen materializados en componentes electromecánicos, electrónicos y en los equipos modernos, los bloqueos van coordinados mediante programa de ordenador. Dado que estos enclavamientos podrían también fallar se prevén una serie de chequeos (manuales o automáticos parcialmente, según el equipo), que constituyen las comprobaciones de seguridad a efectuar durante la vida útil del Equipo.

Por último, los equipos han de estar construidos con componentes de alta fiabilidad. Esta se mide por factores, tales como el MTBF (tiempo medio entre dos averías o fallos), para lo cual existe normativa detallada.

Aunque no esté dicho por igual en todas las normas, se pueden distinguir, a fines prácticos, cinco etapas en la utilización del equipo, de manera que no se pueda pasar a la siguiente sin haber completado la anterior. Estas cinco situaciones son:

a) Desconectado de la red.

b) Conectado a la red.

En posición de espera (Stand-by); sólo se puede efectuar ajustes geométricos con el equipo desde el interior de la sala de irradiación (posicionado del paciente, inclinación, tamaño de campo etc.). No es posible ni siquiera seleccionar parámetros de radiación, condición necesaria para irradiar. Es la situación que se presenta cuando el personal está posicionando al paciente y, para ello, se encuentra en el interior de la Sala. En estas circunstancias debe estar bloqueada eléctricamente la posibilidad de conectar la irradiación inadvertidamente.

c) En preparación.

Ya se pueden seleccionar parámetros del haz (tipo de radiación, energía, dosis), es decir todos los parámetros que generalmente se seleccionan desde el exterior de la sala de tratamiento (puesto de control).

d) Listo para pasar a irradiación.

A este estado sólo se pasa cuando ya se han seleccionado todos y cada uno de los parámetros y se han eliminado con ello todos los enclavamientos. A partir de este estado ya es posible pasar a irradiar.

e) Irradiación.

Una vez eliminados todos los enclavamientos (incluido el de la puerta), sin olvidar ninguno, y pulsado el mando correspondiente, se emite radiación.

Existen dos posiciones más, no incluidas en la secuencia anterior, que se refieren a la interrupción y finalización de la irradiación. Estas consisten en:

f) Interrupción de la irradiación.

Se trata de una detención de la irradiación, con posibilidad de volver a continuar, sin tener que repetir el proceso desde el principio, es decir el Acelerador queda en posición 4 «Preparado». Esta interrupción se puede producir voluntariamente.

g) Finalización de la irradiación.

Se detiene también la irradiación, pero no se puede volver a irradiar sin repetir todo el proceso desde la situación 3 (En preparación).

Se tiene que poder «Finalizar la Irradiación» actuando sobre un interruptor desde el pupitre de mandos.

También se «Finaliza» la irradiación por actuación automática de un dispositivo de seguridad o vigilancia de los parámetros de radiación, cuando hay desviación de algunos de ellos.

Observaciones

1°) La norma CEI prescribe además que actúe una señal acústica permanente, en las situaciones 4 («Listo

para irradiar») y 5 («Irradiación»). Ello forma parte más bien de la instalación que del equipo y no se ha generalizado en la práctica.

2°) La norma DIN 6847 prescribe además que, en caso de fallo de la alimentación, el equipo no debe volver automáticamente a situación 4, es decir que deben actuar los enclavamientos de modo que no se pueda conectar «Irradiación» directamente, al volver la alimentación.

6.1. Seguridad intrínseca del equipo contra olvido de seleccionar parámetros y bloqueo contra parámetros incompatibles

Del protocolo de tratamiento es preciso transferir a la máquina una serie de parámetros de tratamiento, de los cuáles se pueden resumir los siguientes:

Tabla 1. Equipos simples (solo Rayos X y un sólo potencial de aceleración)

Datos del protocolo	Implicación sobre la máquina
1. – Nombre del paciente	
2. – Campo fijo	Ángulo para cada campo fijo
o	
Terapia cinética	Ángulo inicial y final
3. – Con o sin cuña	Con o sin cuña
N° de cuña	N° de cuña
4. – Tamaño de campo	Apertura del colimador
Orientación	ángulo del colimador
5. – Localización (marcas sobre el paciente) y distancia foco-piel	Altura de la mesa, desplazamiento longitudinal y transversal, giro isocéntrico o excéntrico
6. – Dosis prescrita en campo fijo	Número de unidades del monitor y tiempo de seguridad
o	
Dosis prescrita en terapia cinética	Número de unidades, velocidad angular, o dosis/grado

Cuando la máquina admite ambos tipos de irradiación (Rayos X y electrones) y posiblemente más de una energía será imprescindible seleccionar otros parámetros.

Tabla 2. Parámetros adicionales en máquinas con irradiación por Rayos X y electrones y diferentes energías así como enclavamientos de seguridad.

Datos del protocolo	Implicación física sobre la máquina
1. – Tratamiento por Rayos X	Anodo de Rayos X en posición
2. – Tratamiento con electrones	Anodo de Rayos X retirado
3. – En caso de Rayos X	
Calidad de radiación (MV) 1	Filtro aplanador 1
" " " 2	" " 2
4. – En caso de electrones	
Energía 1	Lámina dispersora 1
Energía 2	" " 2
.....	.....
Tamaño de campo 1	Aplicador 1
" " " 2	" 2
.....	.....

El esquema presentado es simplificado y orientativo, con el fin de explicar el principio en que se basan los enclavamientos y la filosofía de la seguridad. Este principio se suele denominar: «Selección-Confirmación de parámetros». La confirmación puede ser mediante señalización óptica, o mediante preguntas y respuestas por programa ante una pantalla de informática, que recibe del equipo, la confirmación de haber ejecutado físicamente la orden dada.

A continuación en la Figura. 24 se expone un ejemplo resumido del conjunto de estos enclavamientos. A éstos se suman otros relacionados con cuestiones técnicas imprescindibles para el funcionamiento de la máquina (sistemas de vacío, refrigeración, corriente en las bobinas de localización, etc.).

Los enclavamientos B1. Bn están relacionados con parámetros de la Tabla 1. A esta serie se incorporan otras condiciones externas tales como el enclavamiento de la puerta Bp, los interruptores de emergencia Be, así como otros interruptores de seguridad a accionar por personas cuando entran o salen a la sala. Cuando se ha seleccionado la dosis, en el monitor (o monitores) y en el temporizador, se cierran los contactos correspondientes Bd y Br.

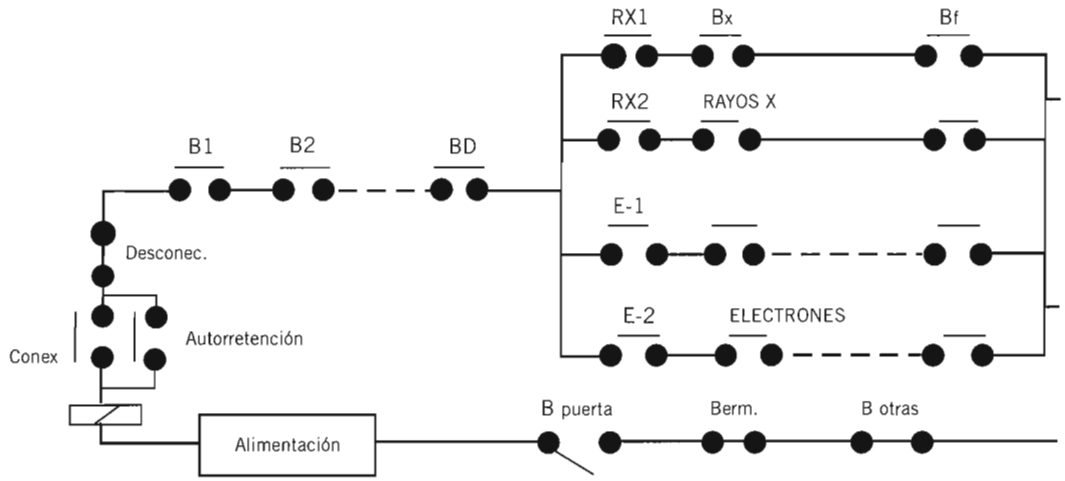


Figura 24

Los contactos que están en paralelo son aquellos que corresponden a distintas alternativas, que admite la máquina Rayos X, electrones. Ejemplo: cuando se seleccionan Rayos X, Calidad 1, es preciso que quede confirmado que está bien situado el ánodo Bx y el filtro aplanador correspondiente Bf. La irradiación se interrumpirá o finalizará cuando se abra alguno de los contactos de la serie, por ej.: el del monitor al alcanzarse el número de unidades prescritas.

A estos bloqueos hay que añadir, los interruptores de seguridad de la Cadena de vigilancia, que se explica en el apartado siguiente, cuyos contactos están cerrados en condiciones normales y sólo abren cuando alguno de los parámetros vigilados se sale de tolerancia.

6.2. *Vigilancia automática de los parámetros dosimétricos*

Una vez seleccionados y confirmados los parámetros del tratamiento es necesario que el equipo vigile sus propios fallos posibles o aquellas desviaciones que supongan un riesgo para el paciente, causados por mal funcionamiento o avería de algunos de sus componentes. Esta cadena de vigilancia se puede resumir así.

- Tipo de radiación (Rayos X, electrones).
- Energía nominal.
- Vigilancia de la dosis absorbida.
- Vigilancias de la distribución espacial del haz.
- Vigilancia de la tasa de dosis.
- Vigilancia del tiempo de seguridad.
- Terapia estática o cinética.

A continuación se da una breve explicación de estos circuitos de vigilancia, cuyos requisitos detallados pueden encontrarse en la norma CEI y en su correspondiente norma UNE (20613-2-1).

6.2.1. Tipo de irradiación. (Rayos X, electrones)

Ya ha sido citado en el apartado de la selección y compatibilidad de parámetros. Se exige de este circuito que no permita irradiar si no se ha seleccionado uno de los tipos de radiación y si no están correctamente posicionados los componentes necesarios (filtros, ánodo, láminas)o si son incompatibles entre sí (p. ej. : irradiación con Rayos X con accesorios de confirmación del haz por electrones).

6.2.2. Vigilancia de la energía

Además de no poderse irradiar si ésta no ha sido seleccionada, la cadena de vigilancia controla si hay desviaciones de más de ± 20% ó ± 3 MeV (lo que sea menor) respecto al valor nominal y desconecta la irra-

diación si se sobrepasa esta tolerancia. Esta energía está referida a la de llegada de los electrones al final de la carrera de aceleración.

6.2.3. Vigilancia de la dosis absorbida

El equipo debe finalizar la irradiación cuando se ha alcanzado el valor seleccionado. Para ello deben existir dos monitores a la salida del haz, los cuáles pueden ser de tipo

- Primario/secundario o
- Redundantes

El primer tipo quiere decir que al seleccionar un valor de dosis en el monitor primario, automáticamente queda seleccionada en el secundario una dosis ligeramente superior, y éste actuará si falla el primario. El modelo redundante significa que hay dos monitores independientes y por tanto hay que seleccionar la dosis en ambos con una ligera diferencia. La diferencia será en todo caso inferior al 15%.

La normativa (UNE) establece además algunos requisitos adicionales de seguridad, de los cuales se señalan los más importantes:

- Cada uno de los monitores debe poder cortar la irradiación de manera independiente y no deben poderse dar fallos comunes (que tenga que producirse un fallo doble para que ambos fallen, y no un fallo único que afecte a ambos).
- Debe existir un dispositivo para controlar que ambos actúan bien y un enclavamiento que impida irradiar sin controlar antes que los monitores actúan.
- Los valores seleccionados en ambos han de permanecer indicados hasta que intencionadamente se seleccione el valor para la siguiente irradiación. Si falla la alimentación de red, debe mantenerse 20 minutos.
- Si los detectores son fijos, no debe ser posible desplazarlos más que con herramientas, debiendo de existir, si son móviles, un enclavamiento que bloquee la irradiación en caso de defecto de posicionado (por ej.: posición relativa entre el filtro y el detector).
- Ambos monitores deben medir correctamente sin saturarse aunque la tasa de dosis aumente al doble de la nominal.

6.2.4. Distribución espacial del haz

Una vez prefijado el tipo de radiación y la energía, influyen en la distribución espacial del haz los objetos que se interponen en el mismo (filtros aplanadores y filtros en cuña para los fotones y láminas dispersoras para electrones) así como los sistemas de barrido en aceleradores de este tipo y los conformadores del haz.

Se exigen por norma UNE identificar enclavamientos de compatibilidad de:

- Filtro aplanador (cono homogeneizador) de Rayos X, en función de la calidad del haz (MV).
- Lámina dispersora de electrones, o señales de control de barrido de electrones.

Debe además quedar confirmado y señalizado el valor del filtro o lámina realmente interpuesta.

La irradiación debe quedar bloqueada si no se halla el filtro o lámina correcto en la posición correcta.

Si bien las desviaciones «finas» de la distribución de dosis sólo pueden ser detectadas por las verificaciones dosimétricas hechas por especialistas en radiofísica con el instrumental adecuado, el equipo debe monitorear permanentemente la distribución del haz y detectar a tiempo variaciones relativamente «groseras» que pudieran hacer inaceptables incluso el continuar la sesión iniciada y tener que «cortar» la irradiación. Ni la norma CEI ni la UNE presentan todavía los límites de tolerancia en este sentido.

La Norma DIN 6847, sin embargo da un límite máximo del 20% de diferencia en los detectores encargados de vigilar si la distribución de dosis es lo bastante plana.

Los filtros en cuña deben cumplir asimismo el requisito de que se impida la irradiación, caso de que no

haya sido seleccionado uno de los filtros en cuña, o el filtro «cero» y si no está correctamente posicionado. Debe existir además una indicación del espesor de la capa del filtro.

Por último, en los equipos que se suministran con localizadores, debe existir un enclavamiento para impedir la irradiación si no está colocado un localizador, o el localizador «cero».

6.2.5. Vigilancia de la tasa de dosis

Cuando un acelerador trabaja en régimen de irradiación con Rayos X, la intensidad media de los pulsos de corriente en el tubo acelerador, necesaria para conseguir la tasa de dosis especificada (p. ej. 300 cGy/min) es mucho mayor que cuando se irradia directamente con electrones con tasa de dosis similar. Esto es debido a que en este segundo caso la tasa de dosis no viene afectada por el rendimiento de conversión de electrones en Rayos X en el anticátodo.

Si bien la tasa de dosis no es un factor excesivamente crítico respecto al éxito del tratamiento, existen razones para no permitir que varíe excesivamente: Los monitores que totalizan la dosis pueden no trabajar correctamente si la tasa de dosis se desvía fuertemente y pueden presentarse errores de dosificación importantes. En el caso de la terapia cinética, la tasa de dosis sí que es especialmente crítica ya que de ella depende la dosis por cada grado.

Por todas estas razones, la normativa CEI y UNE exige una vigilancia de la tasa de dosis, pudiendo resumirse este requisito en la forma siguiente:

- La tasa de dosis debe controlarse e indicarse en el pupitre de control.
- Debe existir un «Control de Seguridad» que haga «Finalizar» la irradiación sí la tasa de dosis sobrepasa al doble del valor nominal.
- Si existe el riesgo de que en determinadas condiciones, la tasa de dosis pueda llegar a ser 10 veces la nominal, (recuérdese que irradiando con electrones, la intensidad de corriente de los pulsos debe ser drásticamente menor) debe existir un dispositivo que controle la corriente del tubo acelerador, e impida que ésta sobrepase el doble de la nominal, ya que de lo contrario los monitores de dosis y de tasa de dosis no servirían como elementos de seguridad.
- Si la tasa de dosis fuera del haz útil sobrepasa cinco veces los valores especificados (ver apartado sobre las limitaciones fuera del haz útil) debe cortarse la irradiación.

Aclaración: este requisito viene impuesto porque la proporción entre dosis dentro del haz/dosis fuera del haz, puede variar sustancialmente si el haz de electrones se desvía del anticátodo (Rayos X) o de la salida de electrones (irradiación con electrones), y somete al paciente a una irradiación no deseada. Este control se ejerce indirectamente, comparando la tasa de dosis con la corriente en el tubo acelerador.

6.2.6. Vigilancia del tiempo de Seguridad (Temporizador)

Las normas CEI y UNE recomiendan (aunque no lo plantean en términos de exigencia) que exista además un temporizador de seguridad que finalice la irradiación si fallan los monitores de dosis. El tiempo que debe seleccionarse ha de ser ligeramente superior al que se deduce a partir de la tasa de dosis nominal y la dosis seleccionada en los monitores de dosis.

6.2.7. Terapia estática o cinética

Además de los enclavamientos mencionados en el apartado 2 (la irradiación debe bloquearse mientras no se haya seleccionado el tipo de terapia estática o cinética en el pupitre de control y quedar «confirmado» en el mismo) deben existir interruptores de seguridad que finalicen la irradiación si el equipo comienza a rotar en caso de terapia estacionaria o viceversa. Asimismo debe «cortarse» la irradiación si la dosis cada diez grados difiere más de un 20% del valor prefijado y se debe impedir que la rotación sobrepase en más de 5° el ángulo final.

Observaciones

- Todos los parámetros que se pueden elegir desde dos lugares distintos (p. ej.: desde dentro de la sala y desde el pupitre de control) deben llevar un enclavamiento de manera que si los valores seleccionados en ambos lugares no coinciden, se debe bloquear el paso a «Irradiación».
- Para todos los enclavamientos de seguridad, el equipo debe llevar dispositivos para comprobar que dichos enclavamientos cumplen su función correctamente.
- Si en alguna operación de mantenimiento o comprobación recomendada en los do-cumen-tos de acompañamiento, requiere inutilizar o puentear un enclavamiento, esto sólo se debe poder efectuar con una llave o que esta condición quede claramente señalizada (Es decir que no pueda ignorarse después).

6.3. Protección del paciente contra radiación parásita dentro del haz útil

Por la propia naturaleza de los fenómenos que se utilizan para producir y homogeneizar los haces de radiación es inevitable la presencia de radiación parásita que modifica ligeramente la dosis en función de la profundidad y que consiste en:

a) Rayos X en un haz de electrones ya que estos producirán radiación de frenado en cualquier cuerpo interpuesto.
b) Electrones en un haz de Rayos X producidos por la interacción de éstos con la materia antes de alcanzar al paciente.
c) Neutrones producidos principalmente por reacciones nucleares fotón-neutrón y en menor cuantía, electrón-neutrón.

La normativa impone limitaciones a esta «contaminación» con otros tipos de radiación:

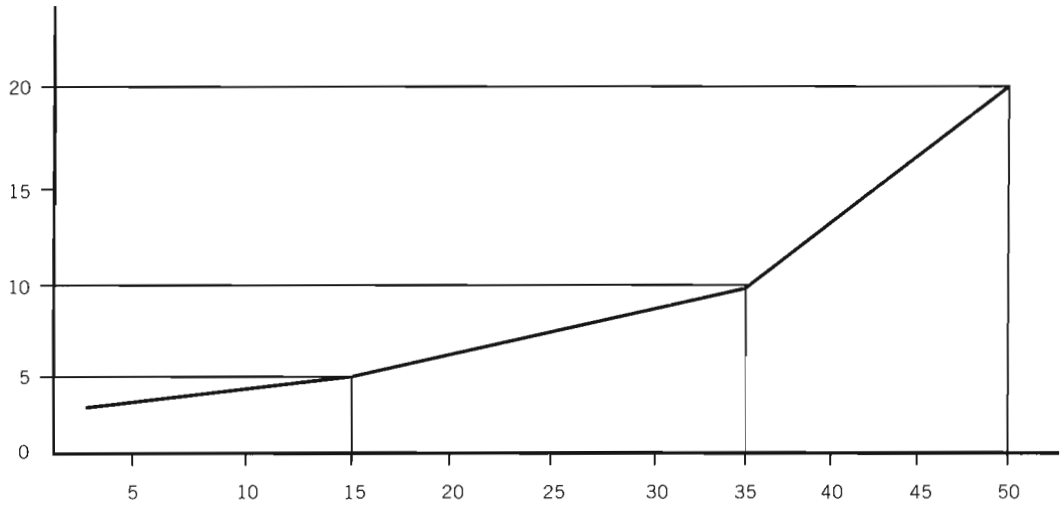
6.3.1. Radiación parásita en irradiación con electrones

En los documentos de acompañamiento debe figurar la proporción de Rayos X que puede existir en el haz de electrones, expresado en % de la dosis absorbida.

Este valor no debe sobrepasar los porcentajes indicados a continuación, medidos a 10 cm por detrás del alcance práctico de los electrones (ICRU-21)

Para	1 MeV	3%
	15 MeV	5%

Figura 25. Limitación de la radiación parásita en un haz de electrones. En ordenadas está representado el % de dosis absorbida que no debe sobrepasarse 100 mm más allá del alcance práctico de los electrones.



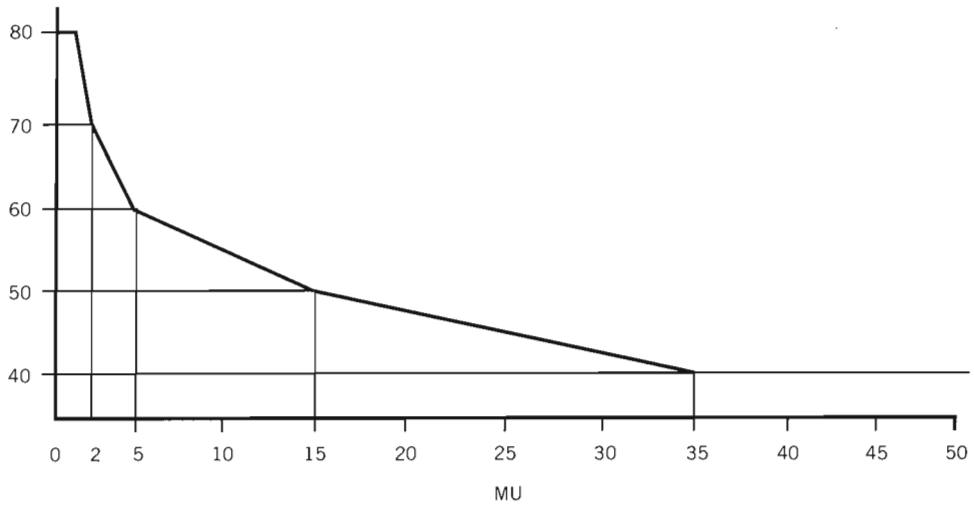


Figura 26. Limitación de la dosis absorbida en superficie durante la irradiación con R. X.

35 MeV	10%
50 MeV	20%

Las mediciones deben hacerse con maniquí de agua, con la cara de entrada perpendicular al haz, a la distancia normal de tratamiento, con los tubos aplicadores especificados. El tamaño de maniquí debe de ser como mínimo 5 cm mayor en ambas direcciones que el campo y 5 cm mayor en profundidad que la máxima profundidad de medida.

6.3.2. Dosis superficial en irradiación con rayos X

La dosis absorbida en el eje del haz, y en superficie no debe sobrepasar los % siguientes referidos al punto de máxima dosis en agua:

1 MeV	80%
2 MeV	70%
5 MeV	60%
15 MeV	50%
35 MeV	40%

Las mediciones han de efectuarse en maniquí de agua cuyas dimensiones cumplan las condiciones. El instrumento empleado debe permitir extrapolar para obtener la dosis absorbida en superficie.

Deben retirarse todos los accesorios utilizables sin herramienta, pero dejando los filtros homegeneizadores.

6.3.3. Radiación parásita de neutrones dentro del haz

En los documentos de acompañamiento se debe indicar la máxima dosis absorbida causada por neutrones, a la distancia normal de tratamiento, expresado % de la dosis absorbida total, o bien el máximo flujo de neutrones esperado. Debe indicarse el método de medida y /o estimación, de la distribución de energía.

Las mediciones efectuadas en el haz primario y publicada en la bibliografía muestran que la dosis equivalente debida a neutrones es inferior al 1% de la del haz primario de fotones. Esto implica que la dosis absorbida sea inferior a 0,1% (ICRP-33).

6.4. Protección del paciente contra la radiación fuera del haz útil

Es preciso proteger al paciente de las radiaciones fuera del haz útil, tanto en la zona delimitada por el sistema de colimación como el resto del cuerpo, man-

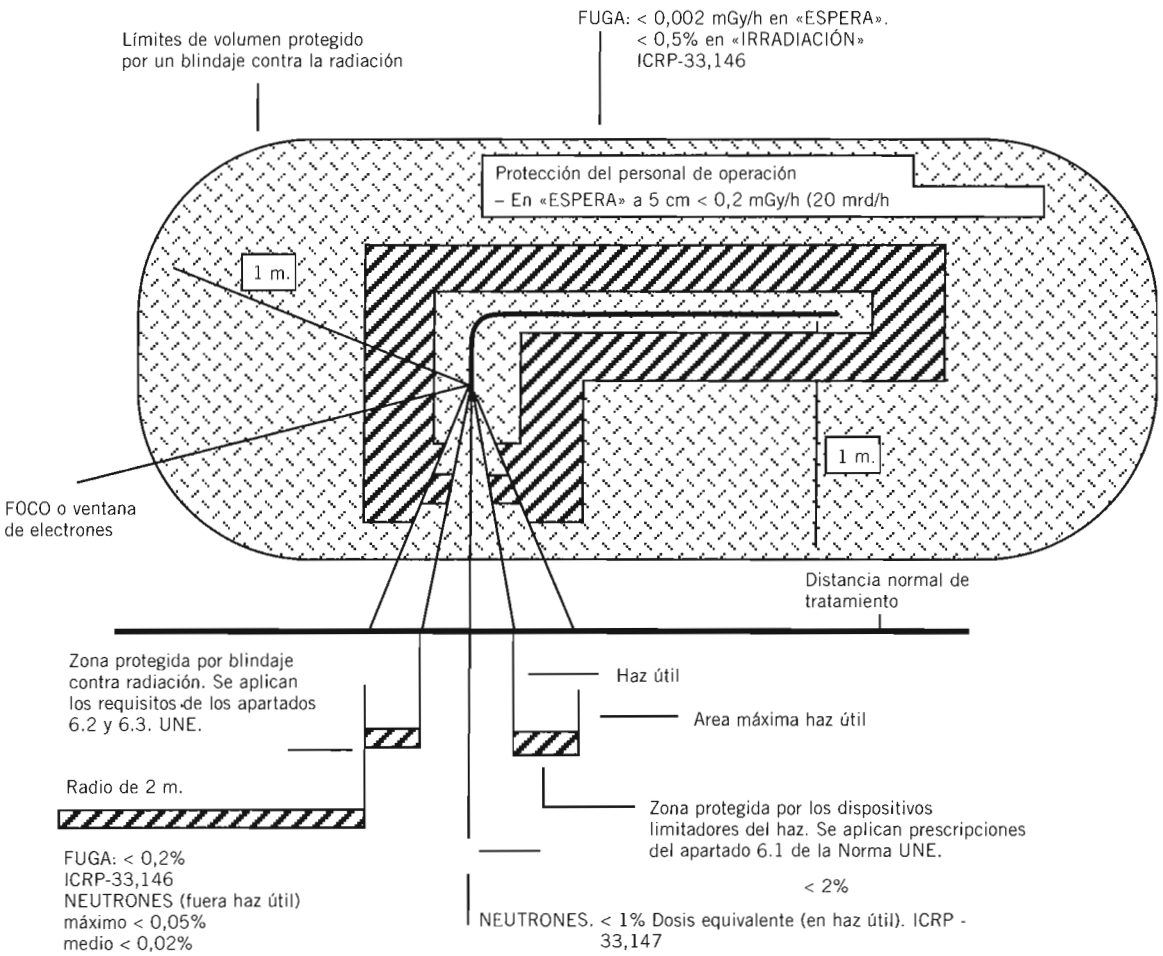


Figura 27

teniendo con ello la dosis integral fuera del volumen irradiado, en valores aceptablemente bajos.

Cualquier parte del equipo sobre la que puedan incidir electrones puede ser origen de Rayos X de bajo nivel: estructuras del tubo acelerador y los alrededores del ánodo. La normativa establece limitaciones que deben ser cumplidas en el diseño del equipo y que para abreviar se han resumido en la Figura 27, por lo que se prescinde de una explicación exhaustiva.

Estos límites se pueden resumir así:

1. Límites a la radiación de fuga a través del Sistema de colimación:

- En irradiación con Rayos X:

  2% (medidas con un detector cuya superficie sea = 1 cm^2 y en condiciones de máxima acumulación).

- En irradiación con electrones:

  2% en promedio (aplicado a la zona comprendida entre la línea de 4 cm al exterior de la isodosis del 50% y el campo máximo).

  10% como máximo en puntos situados en una zona de 2 cm al exterior de la isodosis del 50% y el campo máximo.

2. Límites a la radiación de fuga (sin contar los neutrones) en un círculo de 2 cm de radio en el plano del paciente, fuera del sistema de colimación.

   máximo 0,2%

   medio 0,1%

3. Límites a la radiación de fuga debido a neutrones en la misma superficie del apartado anterior:

   máximo 0,05%

   medio 0,02%

   de la dosis en el centro del haz útil.

7. Seguridad y protección radiológica del personal de operación y de miembros de público en un acelerador lineal de electrones

La exposición del personal de operación y la de los miembros del público, a las radiaciones procedentes de un acelerador de usos médicos, es muy reducida, tanto por las bajas dosis que se reciben funcionando en condiciones normales como por la baja probabilidad de que se produzcan incidentes o accidentes con las medidas de seguridad que se adoptan en la práctica.

Con respecto al personal de operación consideraremos dos situaciones bien diferenciadas: las operaciones que se realizan en el interior de la sala y las que se efectúan en el exterior. En la primera de ellas, dado que la máquina está en la etapa de «espera» o Stand-by, no hay más riesgo que el de las posibles sus-tancias activadas durante las irradiaciones anteriores. Esta exposición debe ser baja por diseño del equipo. Por otra parte es preciso considerar que las posibilidades de que una persona permanezca dentro inadvertidamente cuando se produce irradiación, son extremadamente bajas. Se estudiarán los medios para prevenirlo, así como la parada de emergencia en caso de producirse el incidente.

En cuanto a los riesgos en el exterior de la sala, éstos se limitan a la radiación transmitida a través de los blindajes, los cuáles estarán diseñados con criterios de optimización (reducir las dosis tanto como sea razonablemente practicable), lo cual significa quedar-se siempre por debajo de los límites del Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes.

En cuanto a los miembros del público, los riesgos permanecen también muy reducidos por diseño del servicio ya que las zonas destinadas a ellos están protegidas por diseño (blindaje) y por un control de acceso que evite una circulación innecesaria por las zonas no previstas para ello.

Antes de entrar en detalle es conveniente recordar los diversos fenómenos que generan radiación, para explicar a continuación las medidas de Seguridad y de Protección Radiológica.

7.1. Radiaciones producidas en aceleradores

7.1.1. Haz primario

En primer lugar es preciso protegerse del haz útil o primario que se utiliza para el tratamiento: los haces que se utilizan son de Rayos X y de electrones de alta energía. Dada la mayor penetración de los fotones, el blindaje se diseña para ellos. Este blindaje hace que la contribución de los haces de electrones sea poco significativa (en realidad el cálculo de blindajes frente a los haces de electrones se efectúa únicamente teniendo en cuenta la proposición de radiación parásita de frenado producida por los mismos).

7.1.2. Radiación parásita

- Fotones (radiación de fuga y radiación dispersa).

Las barreras a las que no llega radiación directa se calculan para proteger de los fotones parásitos que también son los más penetrantes, excepto el laberinto, cuyo cálculo se efectúa teniendo en cuenta además los neutrones que pueden llegar hasta la puerta de acceso.

- Neutrones.

Se producen principalmente por reacciones de los fotones de energía superior a los 8 MeV, con los núcleos de los elementos que forman las piezas próximas a la salida del haz así como en el aire y en el paciente.

A continuación se dan los umbrales de energía de algunos elementos de interés:

W	8,0	MeV
Pb	8,2	"
Cu	9,9	"
Fe	13,66	"
Al	13,0	"

En cuanto al aire y al paciente, los elementos de interés son:

C	18,7	MeV
O	15,6	"
N	10,5	"

Los fotoneutrones solamente se producen durante la emisión de radiación, pero los blindajes calculados para los fotones (hormigón y hormigón baritado) son suficientes para que la contribución de los neutrones no sea significativa. Únicamente hay que considerarlos en el cálculo del laberinto y la puerta de acceso a la sala.

- Activación de núcleos.

Tras las reacciones (fotón, neutrón) los núcleos afectados quedan con un exceso de protones por lo que, principalmente son emisores de positrones. Las consecuencias de la activación se mantienen después de que finaliza la irradiación.

En cuanto a las piezas activadas en las proximidades del haz, éstas afectan esencialmente al personal de mantenimiento, cuyas precauciones son recomendadas, en forma escrita por el fabricante. No obstante, también el personal de operación tiene que observar dichas recomendaciones del fabricante contenidas en los manuales de utilización del equipo.

En cuanto a la posible inhalación de O-15 y N-13, (caso de que el acelerador produzca fotones de energía suficiente para generar dichos radionucleidos) tal producción únicamente resulta significativa si el haz de fotones transporta una energía por unidad de tiempo superior a 1 W. Esta potencia corresponde aproximadamente a 2,5 mGy x m²/s. Si las tasas de dosis en un haz son del orden de unos 3 Gy/min, El valor indicado se alcanzaría a partir de dimensiones de campo de unos 22 cm x 22 cm. o superiores. Los periodos de los mencionados radionucleidos son del orden de 2 y 10 minutos respectivamente por lo que basta con ventilar la sala expulsando el aire por una salida elevada con un número aproximado de renovaciones horarias.

- Producción de ozono en aire.

Se forman moléculas de ozono sobre todo con haces de electrones, con los cuales la densidad de ionizacion en el aire es mayor. (El límite de concentración aceptable de ozono en aire es del orden de 0,1 partes por millón en peso). No obstante la producción de ozono en estos aceleradores no representa un problema significativo (Holloway, and Cormack, 1980).

También se puede producir ozono por fallos en componentes de alta tensión que produzcan arco eléctrico (en el acumulador). Los equipos van protegidos contra este fenómeno desconectando automáticamente la alta tensión.

Hay que tener en cuenta que la la ventilación no sólo se diseña para disipar el calor sino para obtener la renovación de aire necesaria.

7.2. Protección del personal de operación

7.2.1. En el interior de la sala

Hay que distinguir la protección en condiciones normales y la seguridad contra irradiaciones accidentales.

En condiciones normales, parte del personal permanece en la sala con el fin de posicionar al paciente y efectuar los ajustes geométricos del tratamiento. En esta fase el equipo se encuentra en una de estas dos etapas (descritas en el capítulo de Sistemas de Seguridad):

a: Conectado a la red en situación de espera (stand-by) o

b: «En preparación».

En ninguna de estas dos etapas se puede pasar a irradiación. Según la norma UNE-20613-2-1, los niveles de radiación parásita, si existe, han de ser inferiores a 0,02 Gy/h a 1 m de distancia del equipo.

La protección en este caso se puede resumir así:

- Frente a materiales activados. En general (si el equipo tiene energía suficiente) el riesgo no es significativo. Respecto a las proximidades del haz, seguir instrucciones del fabricante que está obligado por norma UNE a hacerlos constar en sus manuales.
- Frente a la activación del aire. Todas las salas han de estar ventiladas en especial aquellas cuyos aceleradores tienen energía suficiente para producir activación de materiales.
- Niveles de radiación en la situación espera o stand-by muy bajos o nulos.

En cuanto a la Protección contra Irradiaciones Accidentales, existen los siguientes bloqueos:

- Enclavamientos para evitar el paso de la situación de «Preparado» o «Listo para irradiar». Mientras el personal esté en la sala, con la puerta abierta, no se cierra la cadena de enclavamientos y no es posible llegar a la situación 4 ni 5 descritas en el mencionado capítulo de sistemas de seguridad
- Adicionalmente se recomienda colocar interruptores a la entrada que han de ser accionados conscientemente por la persona que entra o sale.
- Si alguien cerrase inadvertidamente la puerta y todos los enclavamientos, con el circuito cerrado de televisión puede observarse si alguien ha quedado dentro.
- Por si, no obstante, se comenzase a irradiar estando alguien en el interior debe existir, por imposición de norma UNE, una señalización acústica que advierte de ello. En el interior deben existir interruptores de emergencia claramente visibles, y por último la puerta debe poderse abrir desde el interior en cualquier circunstancia.

7.2.2. Protección del personal fuera de la sala

Esta protección viene determinada por el diseño del Servicio y el blindaje. Dado que el diseño se efectúa con criterios de optimización, las dosis que se reciben suelen estar incluso por debajo de 1/10 de los límites para trabajadores expuestos.

7.3. Protección radiológica y seguridad de miembros del público

Los miembros del público que pueden estar en las inmediaciones de la sala de irradiación pueden ser:

- Trabajadores no profesionalmente expuestos del Centro Hospitalario (p. ej.: con puesto de trabajo fijo y situado encima de la sala de irradiación).
- Pacientes y acompañantes que se encuentren en habitaciones fuera del Servicio de Radioterapia, o en consultas, y salas de espera o recepción del Servicio de Radioterapia.

La protección en condiciones normales viene dada por el cálculo de blindajes, realizado con criterios de optimización (ALARA).

La seguridad contra irradiaciones accidentales se garantiza, mediante un control de accesos, señalización, carteles indicadores claros, y en resumen, organizando el Servicio de manera que las personas sólo puedan estar en recepción, consultas, y por tiempos limitados en las salas de espera, evitando circulación innecesaria por el interior del Servicio. En última instancia el interruptor de puesta de la sala de irradiación impide cualquier accidente, aunque es altamente improbable que un miembro del público pueda acceder inadvertidamente hasta la misma sin ser visto por el personal del puesto de control.

7.4. Barreras de protección. Criterios aplicables y método resumido de cálculo de blindajes

7.4.1. Criterios aplicables

Partiremos de la filosofía básica de la Protección Radiológica. Una vez justificada la necesidad de una instalación, es preciso optimizarla (de manera que la dosis colectiva se mantenga tan baja como sea razonablemente practicable) y garantizar que ningún individuo alcanzará los límites de dosis Reglamentados.

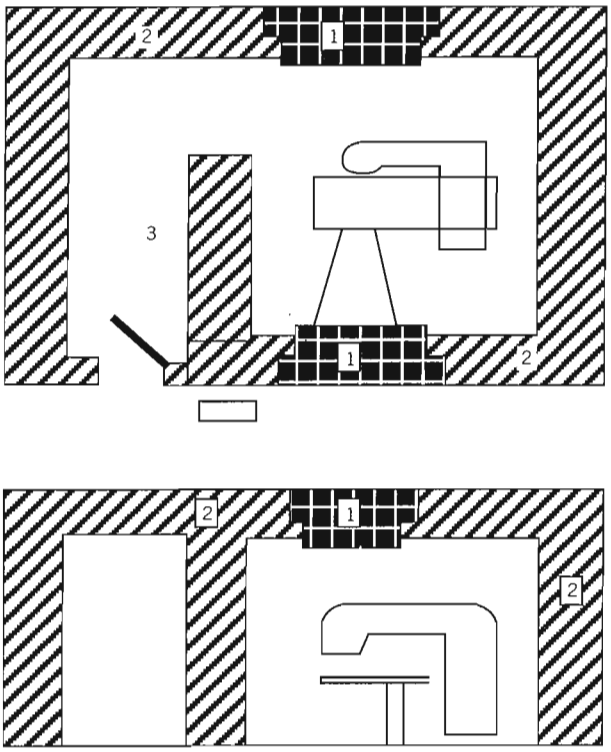


Figura 28

Optimizar un blindaje supone analizar la evolución del coste en función de sucesivas reducciones de dosis hasta que las reducciones empiecen a ser tan insignificantes que resulte desproporcionado e injustificado el aumento de coste que implican.

Por ejemplo, si partiendo de un determinado blindaje se pretende seguir reduciendo la dosis a 1/10 del valor anterior tendremos que aumentar al blindaje en una capa Décimo-Reductora. Si reducimos ahora la dosis resultante a 1/10 de su valor, tendremos que aumentar de nuevo otra capa Décimo-Reductora, es decir el mismo aumento de blindaje para conseguir una reducción de dosis de 1/10 del 1/10 anterior es decir de una centésima. Cuando ya se está muy por debajo de límites, reducciones de una centésima no tendrían sentido ni en términos de dosis colectiva ni individual ya que nuestro caso, el número de personas expuestas en cada momento es relativamente reducido.

El método tradicional de cálculo de blindajes basado en no superar ninguno de los límites, aunque aparentemente no es un método «optimizado», en la práctica, teniendo en cuenta las hipótesis conservadoras que se introducen en los factores que intervienen en el cálculo, resulta que las dosis calculadas en la practica las dosis suelen estar 1/100 por debajo de los límites la dosis colectiva resulta aceptablemente optimizada y dada la sencillez de este método, se siguen recomendando en la mayoría de la normativa .

Estas hipótesis conservadoras son:

1° Suponer que las personas afectadas permanecen fijas, «arrimadas» al otro lado del muro durante el tiempo de ocupación (factor T) aun cuando podría haberse adoptado una criterio de tipo probabilistico con resultados, sin embargo, menos conservadores.

2° Suponer que este lugar de permanencia es justo el más desfavorable.

3° Se desprecia la atenuación del paciente.

4° Se parte de una supuesta carga de trabajo que es siempre superior a la real.

5° Se consideran las mayores energías y tamaños de campo.

A la hora de combinar estos valores, resulta un factor de seguridad mayor que 10 con lo que en definitiva hay una aplicación implícita del criterio ALARA. Por tanto será éste el método que se explica a continuación.

Observación: En caso de aplicar con todo rigor el método de optimización, no sería correcto tomar hipótesis conservadoras, ya que éstas llevarían a un blindaje más allá de lo razonablemente practicable lo cual no sería optimizar. En este caso habría que aplicar hipótesis realistas.

7.4.2. Método práctico de cálculo

Como ya se ha indicado, se va a escoger el método más sencillo que resulta aceptable como es el de imponer que no se superen límites pero imponiendo asimismo hipótesis conservadoras, que hagan que las dosis reales estén considerablemente por debajo de dichos límites.

El esquema general de cálculo por este método consiste en los siguientes pasos simplificados:

1° Imponer que a otro lado del blindaje no se superen los límites (L).

2° Calcular, a partir de la utilización del equipo (carga semanal), las dosis (D) en el mismo punto si no hubiera blindaje.

3° Calcular la atenuación o la transmisión que ha de tener el muro para reducir la dosis D al límite L

Atenuación = D/L

Transmisión = L/D

4° Con el valor de la atenuación o transmisión, a partir de curvas o tablas, determinar el espesor que ha de tener el muro.

Para estas altas energías, es aceptable suponer que la atenuación puede tomarse aproximadamente como exponencial por lo cual algunas normas (DIN 6847) proporcionan directamente valores de capa decimoreductora (TVL).

7.4.3. Tipos de barreras a calcular

El método de cálculo del apartado anterior hay que aplicarlo a las zonas siguientes resumidas en la fig. 28 que se presentan a continuación.

1. Zona afectada por radiación directa.

   Protección reforzada, generalmente con hormigón baritado, para evitar espesores excesivamente grandes, como resultaría si fueran de hormigón.

2. Zonas afectadas por radiación parásita (dispersa y de fuga). Estos muros son generalmente de hormigón.

3. Accesos de forma de laberinto. El objetivo es que la radiación que alcanza la puerta tenga que haber sido dispersada dos veces (dos «rebotes»), por lo menos, o bien una vez (sí se trata de radiación de fuga). De este modo el peso de la puerta, se puede mantener en valores razonables, e incluso hacer innecesario blindaje alguno en la puerta (ver observación).

4. Puerta. Ha de estar diseñada para atenuar:

- La radiación dispersada dos veces (p. ej.: en el paciente o en el suelo y en el fondo del laberinto).
- La radiación de fuga a través del cabezal dispersada, p. ej.: en el fondo del laberinto.
- Los neutrones (en el caso de que el acelerador proporcione a los fotoelectrones energía suficiente como para que se produzcan neutrones).

En este último caso, la puerta llevará parafina (o materiales ricos en hidrógeno, o de bajo número atómico, o incluso boro para mejorar la absorción) por la parte interior y plomo por la parte exterior: este último absorbe tanto la radiación parásita formada por fotones, como los fotones producidos en la parafina al absorberse los neutrones.

Observaciones

Es posible llegar a prescindir de blindajes en la puerta si el laberinto se diseña de forma que, la radiación que llega a la misma, haya sufrido tres fuertes atenuaciones, lo que supondría:

- Que la radiación dispersa haya tenido que sufrir tres «rebotes» para alcanzar la puerta (tanto los fotones como los neutrones)
- Que la radiación de fuga haya sido dispersada dos veces, según muestran los esquemas.

BIBLIOGRAFÍA

1. KARZMARK, C.J y N.C. PERING. «Electron linar accelerators for radiatiotherapy: History, principles and contemporary developments». *Physics in Medicine and Biology* 18:321-354, 1973.
2. KRAMER, S., N. SUNTHARALIGAM, and G.F. ZINNINGER, Eds. *High Energy Photons and Electrons*. Proccedings of international symposium, «The Clinical Usefulness of High Energy Photons and Electrons (6-45 MeV) in Cancer Management.» Thomas Jefferson University, Philadelphia, Pa., May 22-24, 1979.
3. TAPLEY, Norah duV, Ed. *Clinical Applications of the Electron Beam*. John Wiley & Sons, N.Y., 1976.
4. *The Use of Electron Linear Accelerators in Medical Radiation Therapy: Physical Characteristics*. HEW Publication (FDA) 76-8027, 1976.
5. DIN-6847 Teile 1v.2- Medizinische Elektronen beschleu-ni-ger -Anlagen, 1977.

6. HOLLOWAY AF and CORMACK D.V. *Health Physics* 38,673-7, 1980.

7. GREENE D. *Linear Accelerators for Radiation Therapy,* 1986. Adam Hilger Ltd, Bristol and Boston in collaboration with the Hospital Physicist's Association.

8. NCRP-49. - Structural Shielding Design and Evaluation for Medical use for X-Ray and Gamma Ray Protection of Energies up to 10 MeV, 1976.

9. UNE 20613-2-1. Requisitos particulares de los Aceleradores de Electrones para uso Médico 1 MeV a 50 MeV, 1985.

4

1. Introducción

Una de las áreas que cobran especial relevancia a la hora de emplear, con fines médicos, los haces de radiación producidos por los aceleradores lineales, es la de poder asegurar la calidad de dichos haces, objeto de la dosimetría física, y cuyos parámetros de estudio constituyen el presente capítulo. La calidad del haz, es a su vez, requisito indispensable en la determinación de la dosis absorbida y en la asignación de esta dosis a los volúmenes blanco del tratamiento, objeto de la dosimetría clínica, así como la de minimizar la dosis absorbida en el resto de los órganos y tejidos.

2. Geometría del haz de radiación

Es de la máxima importancia conocer la geometría del haz de radiación, ya que la distribución de la dosis absorbida en un medio está directamente relacionada con los parámetros geométricos que definen el haz de radiación. Aquí nos limitaremos a dar unas definiciones de los principales parámetros, remitiendo al lector a las referencias [15, 16, 21] donde se incluyen definiciones más extensas, así como recomendaciones respecto a los métodos de determinación, verificación y rangos de tolerancia.

2.1. Fuente efectiva

Los haces de electrones producidos por un acelerador lineal podrían ser caracterizados por tres parámetros [14] que dependen tanto de las características del haz primario como de la dispersión que se produce al interaccionar el haz en los distintos materiales que se encuentra a lo largo de su camino hasta la superficie del paciente. Dichos parámetros son la posición, tamaño y dispersión angular de una fuente efectiva o virtual que produciría la misma fluencia de electrones en la superficie del paciente o del maniquí que el haz real.

La posición de la fuente efectiva se «acerca» a la superficie del paciente cuando aumenta el material dispersor y este efecto se acentúa cuanto más baja es la energía de los electrones. El tamaño de la fuente influirá en la dispersión angular y por lo tanto en la forma de la distribución de la dosis en profundidad, y también en la anchura de la zona de penumbra.

En el caso de los haces de fotones, debido a la presencia de los conos homogeneizadores, la fuente efectiva tampoco tiene carácter puntual.

Con fines dosimétricos el problema se puede reducir a la determinación de la posición de una fuente efectiva de radiación puntual, o «foco geométrico» [23], a partir de la cual podremos conocer las dimensiones del campo en función de la distancia, para una apertura del colimador, y de un «foco de dosis» [23] o fuente virtual puntual, que nos permitirá calcular la tasa de dosis absorbida a distintas distancias.

2.2. Eje del haz

En una unidad de irradiación se deben considerar cuatro ejes diferentes que han de coincidir en condiciones ideales y cuya alineación se ha de verificar periódicamente.

- Eje mecánico o eje de rotación del sistema de colimación.
- Eje geométrico o línea que une el centro de la fuente efectiva y el centro del diafragma que limita el haz.
- Eje de radiación o línea que une el centro de la fuente efectiva y el centro de gravedad del área limitada por la curva del 50% de la dosis absorbida máxima en el plano de calibración de un maniquí.
- Eje luminoso o línea que une la fuente de luz (que simula el haz) y el centro de gravedad del área en que la intensidad luminosa es mayor que el 50 % de la máxima intensidad luminosa en la superficie del maniquí.

2.3. Campo de radiación

Se define como la sección plana del haz, perpendicular al eje de éste. El campo se puede definir a cual-

quier distancia de la fuente. También se puede definir un campo luminoso como la proyección del haz de luz sobre la superficie de un maniquí.

El tamaño del campo de radiación es el área limitada por la curva del 50% (en algunas unidades el campo se define al nivel del 80 ó 90%) de la dosis absorbida máxima, medida en un maniquí, a la profundidad de referencia y a una distancia de la fuente de 100 cm. La diferencia entre las dimensiones del campo luminoso y las del campo de radiación debería ser inferior a 2 mm, si la unidad está bien ajustada.

3. Determinación de la energía de un haz de electrones y de fotones

Los parámetros necesarios para determinar la dosis absorbida en un medio dependen de los poderes de frenado, los coeficientes de absorción energética y los factores de perturbación y estos, a su vez, son función de la energía o calidad del haz.

3.1. Haces de electrones

El haz de electrones antes de atravesar la ventana de vacío presenta una pequeña dispersión energética que depende de las características físicas del acelerador lineal (sección aceleradora, sistema de inyección y extracción, etc.). Después de pasar a través de la ventana, y hasta llegar a la superficie del maniquí (o paciente), el haz de electrones encuentra una serie de elementos como los filtros difusores, las cámaras monitoras y el sistema de colimación que degradan el espectro de energía, disminuyendo la energía media y aumentando la dispersión.

A efectos de dosimetría, la calidad del haz se especifica mediante la energía media $\overline{E}_0$ y la energía mas probable $E_{p,0}$ en la superficie del medio irradiado. La determinación de ambos parámetros se basa en relaciones empíricas entre la energía cinética de los electrones y los parámetros de alcance definidos a partir de curvas de porcentaje de dosis en profundidad.

En la Figura 1 se representan estos parámetros, siendo especialmente importantes el alcance R_{50} o profundidad del 50% de la máxima dosis absorbida y el alcance práctico R_p, definido como la profundidad donde la tangente a la parte descendente de la curva corta a la prolongación de la cola de radiación de frenado. El alcance R_{85} se denomina alcance terapéutico.

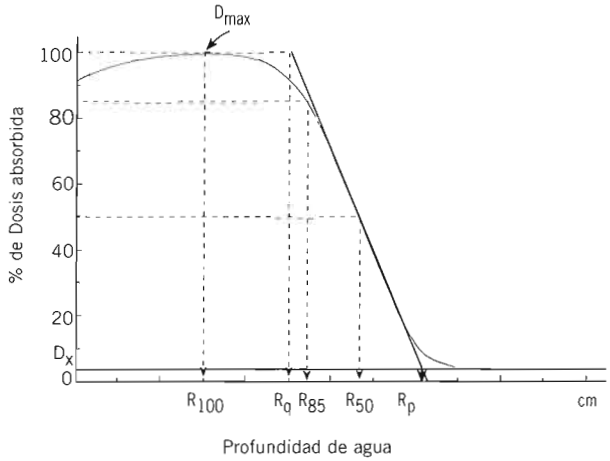


Figura 1: Curva de distribución de dosis absorbida en profundidad. Electrones de 16 MeV de energía nominal. Campo de 20 x 20 cm a 100 cm de DFS. Se muestran la profundidad del máximo de dosis y los alcances R_{50} y R_{85} definidos en el texto.

Si la distribución de dosis es obtenida a una distancia foco superficie (DFS) de 100 cm y con un campo de superficie ≥ 20x20 cm², se pueden utilizar las siguientes relaciones para el cálculo de y $\overline{E}_0$ y $E_{p,0}$:

$$\overline{E}_0\ (\text{MeV}) = 0.656 + 2.059\ R_{50,D} + 0.022 R^2_{50,D} \qquad (4.1)$$

si $R_{50,D}$ ha sido determinado a partir de una curva de dosis en profundidad, o

$$\overline{E}_0\ (\text{MeV}) = 0.818 + 1.935 R_{50,I} + 0.040 R^2_{50,I} \qquad (4.2)$$

si $R_{50,I}$ ha sido determinado en una curva de ionización [13], expresándose ambos en cm de agua.

$E_{p,0}$ viene dada por la siguiente expresión:

$$\overline{E}_{p,0}\ (\text{MeV}) = 0.22 + 1.98\ R_p + 0.0025 R^2_p \qquad (4.3)$$

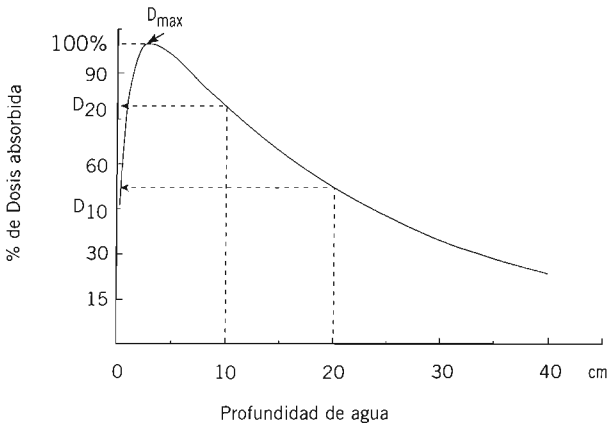
Otro parámetro de interés es la energía media a una cierta profundidad z: E_z. Para la evaluación de este parámetro distintos protocolos [13,14,17,21] recomiendan utilizar la tabla publicada por Andreo y Brahme en 1981.

En la Tabla 1 se presenta un ejemplo de estos parámetros. Corresponden a distintas energías nominales de electrones, han sido determinados en un maniquí de agua, con una apertura de colimador de 20x20 cm^2, en superficie y DFS = 100 cm.

Los valores de los parámetros de alcance se expresan en cm de agua (R_w), pero en el caso de utilizar un medio distinto se debe hacer la correspondiente corrección según la expresión siguiente:

$$R_W\,(cm) = R_{pl}\,(cm)\,\frac{\rho_u}{\rho_{tabla}}\,C_{pl} \qquad (4.4)$$

siendo R_{pl}, el alcance medido en plástico, ρ_u la densidad del plástico del usuario y ρ_{tabla} las densidad dada en (4.4) para el mismo material. C_{pl} es un factor de escala cuyo valor pueden ser obtenido de la misma referencia.



3.2. Haces de fotones

En un acelerador lineal de electrones, se producen Rayos X, al bombardear un blanco metálico (tungsteno) mediante electrones de alta energía. Las características del espectro de radiación de frenado que se obtiene, dependen de muchos factores: energía de los electrones incidentes, material y espesor del blanco y tipo del filtro homogeneizador (aplanador), por lo que no es posible caracterizar un haz de fotones mediante parámetros análogos a los utilizados en el caso de los electrones. Es un error importante, aunque frecuente, especificar la energía de un haz de fotones mediante el valor del potencial acelerador de los electrones, ya que haces de fotones producidos con igual potencial acelerador (MV) pueden tener espectros energéticos muy diferentes.

Por esta razón, la mayoría de los protocolos de dosimetría [1,12,20,21] recomiendan utilizar para espe-

TABLA 1. Parámetros que caracterizan los haces de electrones producidos por un acelerador lineal (IAEA, 1987).

Energía nominal (MeV)					
Profundidad del 50% R_{50}(vm)	1.3	2.3	3.5	4.9	6.5
Energía media en superficie $\bar{E}_0$ (MeV)	3.3	5.6	8.2	11.3	15.0
Alcance práctico R_p (cm)	1.6	2.9	4.4	6.0	7.9
Energía más probable en superficie E_p (MeV)	3.5	6.0	8.9	12.2	16.1
Profundidad del máximo de dosis z_{max} (cm)	0.6	1.4	2.1	2.9	3.0
Energía media a la profundidad z_{max} $\bar{E}_z$ (MeV)	1.9	2.4	3.4	4.7	8.2

TABLA 2. Parámetros que caracterizan los haces de fotones determinados en un campo de 10 cm x 10 cm a 100 cm de distancia de la fuente.

Energía nominal (MV)	6	10	18
Índice de calidad del haz (TPR^{20}_{10})	0.68	0.74	0.79
Profundidad de la dosis máxima (cm)	1.5	2.3	3.3

cificar la calidad del haz, un parámetro relativo al poder de penetración en el medio, esto es el cociente de la dosis absorbida (Fig. 2), determinada a 20 y 10 cm de profundidad, a una distancia fuente detector constante, en un campo de 10x10 cm^2 (TPR_{10}^{20}), llamado índice de calidad del haz. Ya que el espectro energético en el caso de los haces de fotones no varía apreciablemente con la profundidad, las razones de poderes de frenado, Sw,air se pueden considerar independientes de dicha profundidad y se han tabulado en función del (TPR_{10}^{20}), lo cual simplifica la dosimetría.

En la Tabla 2 se incluye un ejemplo de estos valores para los haces de fotones producidos por los aceleradores Clinac 2100 C y Clinac 18.

4 Determinación de la distribución de dosis absorbida en un medio irradiado

Habitualmente la distribución de dosis absorbida en un medio irradiado por haces de electrones o fotones se obtiene en dos fases. En una de ellas se determina la dosis absorbida en el punto y condiciones de referencia, conocida como «dosis de referencia» y en la siguiente se miden las distribuciones de dosis en diferentes ejes o planos del volumen irradiado que generalmente se expresan en valores porcentuales respecto a la dosis de referencia o la dosis máxima en el maniquí. En muchas ocasiones se utilizan sistemas de medida diferente en las dos fases del proceso.

4.1. Condiciones de referencia

En la Tabla 3 se especifican las condiciones de referencia recomendadas para la determinación de la dosis absorbida a partir de medidas efectuadas con cámara de ionización en el seno de un maniquí.

4.2. Punto efectivo de medida: P_{eff}

Debido a las dimensiones no despreciables del detector, existe un gradiente de la fluencia en el volumen de detección, por lo que no se puede asignar la lectura integrada en dicho volumen al centro del mismo. Se define el punto efectivo, como un punto localizado a un cierta distancia del centro y más cercano a la superficie del medio irradiado, al cual se asigna la lectura. La posición del punto efectivo depende de la energía y tipo del haz y de las dimensiones del detector. Se recomienda hacer coincidir el punto efectivo del detector con la profundidad de referencia, desplazando el plano de referencia de la cámara una distancia z_{eff} igual a la recomendada en la tabla. En aquellos casos en que no se pueda efectuar con precisión este

Tabla 3. Condiciones de referencias recomendadas para la determinación de las dosis absorbida en agua a partir de medidas con cámara de ionización. [12, 13]

	Haces de electrones		Haces de fotones	
Calidad del haz	$\bar{E}_0 \geq 10$ MeV	$\bar{E}_0 < 10$ MeV	$TPR_{10}^{20} \leq 0.70$	$TPR_{10}^{20} \leq 0.70$
Tipo de cámara de ionización	Cilíndrica o Plano Paralela	Plano Paralela	Cilíndrica	Cilíndrica
Posición del punto efectivo de la cámara de ionización (z_{ref})	0.5 r* o centro de la superficie frontal de la cavidad de aire	Centro de la superficie frontal de la cavidad de aire	0.6*	0.6*
Profundidad de referencia (z_{ref})	Máximo de dosis absorbida	Máximo de dosis absorbida	5 cm	10 cm
Distancia Fuente Superficie (cm.)	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100	Usual de tratamiento 100
Superficie del campo (cm. x cm.)	≥ 10 x 10	≥ 10 x 10	≥ 10 x 10	≥ 10 x 10

(*) r = radio interno de la cámara cilíndrica

desplazamiento es recomendable utilizar un factor de corrección por desplazamiento p_d [21].

4.3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Utilizando como detector una cámara de ionización calibrada y según la relación de Brag-Gray, la dosis absorbida en un medio (agua) D_w, en el punto efectivo de medida (P_{eff}) puede ser determinada en dos pasos:

a) Determinación de la dosis media absorbida en el aire de la cavidad:

$$\overline{D}_{air,u} = M_u N_{D,air} \qquad (4.5)$$

b) Determinación de la dosis absorbida en un punto Peff del maniquí de agua:

$$D_w (P_{eff}) = \overline{D}_{air,u} (s_{w,air})_u p_u \qquad (4.6)$$

Luego:

$$D_w (P_{eff}) = M_u N_{D,air} (s_{w,air})_u p_u \qquad (4.7)$$

Siendo:

M_u Lectura del conjunto cámara de ionización-electrómetro (C o div.) corregido por los efectos de temperatura, presión, humedad, polaridad y saturación.

$N_{D,air}$ Dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara expresado en Gy/Co Gy/div. Es el factor de calibración de la cámara que permite transformar la lectura, en dosis absorbida en la cavidad, en unas condiciones estándar establecidas por el Laboratorio de Calibración.

$(S_{w,air})_u$ Razones de poderes de frenado agua-aire para la energía del haz del usuario. En referencias [12,13,22] se pueden encontrar tablas de razones de poderes de frenado en función de $(\overline{E}_{0,z})$ para haces de electrones y, en función de, (TPR_{10}^{20}) para haces de fotones.

p_u Factor que corrige la perturbación producida por la falta de equivalencia entre el detector y el medio en el que se realiza la medida. Depende del tipo (fotones o electrones) y de la energía del haz, así como de las dimensiones y material del detector. Generalmente se expresa como un producto de varios factores, cada uno de los cuales representa la corrección por los diferentes efectos:

$$P_u = P_{cav} P_{wall} P_{cel} \qquad (4.8)$$

p_{cav} Factor de corrección por la perturbación por la cavidad o por la diferencia en la fluencia. Corrige por las diferencias existentes en la dispersión de los electrones en la cavidad de aire con respecto al volumen de agua que reemplaza. Es de poca importancia [19] en el caso de fotones, por lo que se puede tomar $p_{cav}=1$. En los haces de electrones y para cámaras cilíndricas pear es función del radio de la cámara.

p_{wall} Factor de corrección por la perturbación producida por el material de la pared de la cámara de ionización, que no es equivalente ni al aire de la cavidad ni al agua o plástico en la que está inmersa.

p_{cel} Factor de corrección por el electrodo central. En el caso de utilizar cámaras cilíndricas en las que generalmente el electrodo central es metálico, este factor corrige por la no equivalencia a aire de este electrodo.

La perturbación producida por el detector será tanto más grande cuanto más baja sea la energía del haz, lo que adquiere especial importancia en el caso de haces de electrones de baja energía. De aquí la recomendación de utilizar cámaras de ionización plano- paralelas en la dosimetría de electrones de $\overline{E}_0 < 10$ MeV, estas cámaras están especialmente diseñadas, en cuanto a tamaño de la cavidad y material de la pared, con objeto de minimizar el valor del factor p_u. Datos relativos

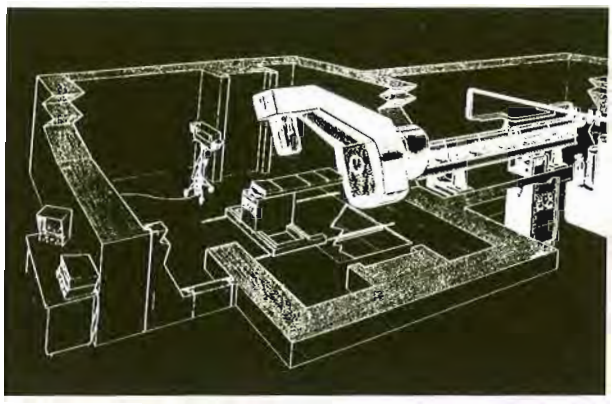


Figura 3: Esquema de blindajes en sala de tratamiento con acelerador lineal.

a las cámaras plano-paralelas y valores recomendados de los factores de perturbación para haces de electrones, aparecen publicados en [13] .

En [5] se presenta una interesante revisión sobre factores de perturbación para haces de fotones.

4.4. Curva de porcentaje de dosis absorbida en profundidad.

Se obtiene determinando la dosis absorbida a lo largo del eje del haz y se expresa en porcentaje respecto del valor máximo (Figs. 1 y 2). Habitualmente se obtiene mediante medidas con cámara de ionización o diodos en el seno de un maniquí de agua. Si se trata de un haz de electrones medido con cámara de ionización se ha de corregir por la variación del $s_{w,air}$ con la profundidad. (Si se trabaja con diodos, las razones de poderes de frenado $s_{w,air}$ son prácticamente constantes). En ambos casos tanto fotones como electrones se ha de tener en cuenta la posición del punto efectivo del detector y corregir por el correspondiente desplazamiento. Otro factor a considerar cuando las medidas se efectuán con cámara de ionización es la corrección por recombinación, que puede ser diferente a los distintos tramos de la curva.

Si la medida se realiza en un maniquí de plástico, se ha de tener en cuenta el factor de escala y pasar de cm de plástico a cm de agua.

Una curva de porcentaje de dosis en profundidad suministra información sobre el grado de penetración del haz y por lo tanto de la calidad del mismo, aunque las relaciones entre los parámetros que caracterizan la energía y la curva solo son válidos para unos tamaños de campo y DFS determinados.

Además de los parámetros antes definidos, en el caso de los haces de electrones podemos determinar el porcentaje de radiación de frenado, representado en la figura 1 por D_x.

El gradiente de dosis ($\frac{1}{D}\frac{dD}{Dz}$), es un parámetro importante que cuantifica la variación de la dosis absorbida que se produce por una pequeña variación en la profundidad. En el caso de los haces de electrones este parámetro es equivalente a $R_p/(R_p-R_q)$.

4.5. Distribución de dosis en planos perpendiculares al eje del haz

Se representan en forma de curvas de isodosis en porcentajes respecto del valor de dosis en el punto del eje del haz y a la profundidad del plano. Proporcionan información sobre la uniformidad, la simetría y la penumbra del haz. Normalmente se obtienen a partir de medidas efectuadas con diodos o con películas. Las cámaras de ionización pueden resultar demasiado grandes para obtener una buena resolución en los límites del campo, donde la dosis varía bruscamente.

Otro método más rápido es efectuar solamente barridos en los ejes principales del campo y en las diagonales, de estas curvas llamadas perfiles (Fig. 4), se puede extraer suficiente información sobre la uniformidad, la simetría y la penumbra del haz de radiación.

Definiciones y criterios sobre estos parámetros así como métodos de determinación se pueden encontrar en las referencias [15,16].

4.6. Distribución de dosis absorbida en planos que contienen al eje del haz

La forma de obtención y representación de los datos es análoga a la de los planos perpendiculares al eje del haz (Fig. 5). Se utilizan principalmente como datos de partida en la planificación de tratamientos.

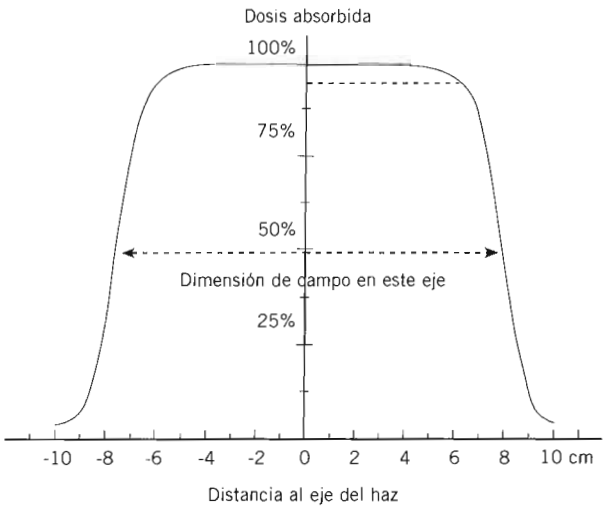
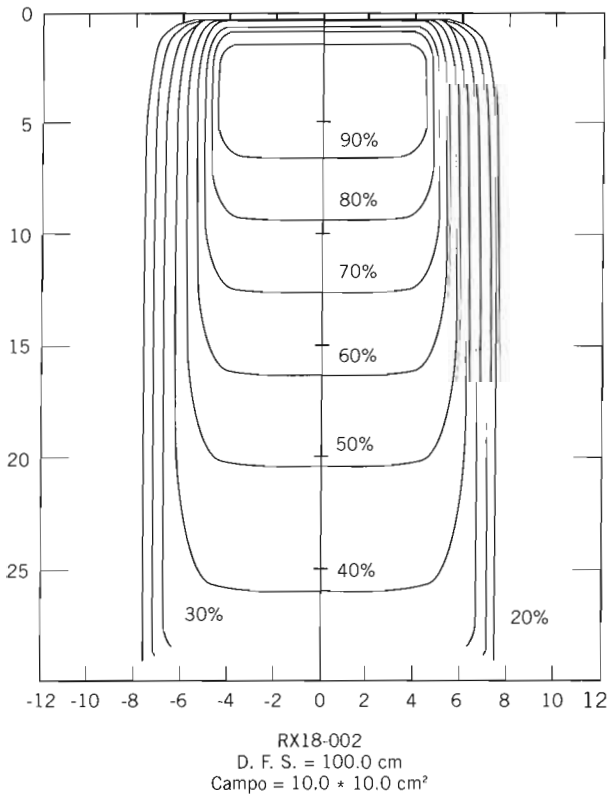


Figura 4: Distribución de dosis absorbida a lo largo de un eje del campo de radiación a la profundidad del máximo de dosis. Electrones de 12 MeV. Campo de 15 x 15 cm² a DFS 100cm.

Figura 5: Distribución de dosis en un plano que contiene el eje del haz. RX 18 MV. Campo de 10 x 10 cm² a DFS 100 cm.



5. Garantía de calidad

La construcción de una acelerador lineal para usos médicos deberá seguir las normas dadas por la IEC [15,16], tanto en lo que se refiere a la seguridad y protección radiológica del paciente y del personal encargado de su manejo, como en las características mecánicas, geométricas y dosimétricas del haz de radiación. El fabricante estará obligado a facilitar toda la información respecto al funcionamiento de la máquina.

Después de la instalación de un nuevo acelerador lineal se ha de comprobar que se cumplen todas las especificaciones incluidas en el contrato de compra. Habitualmente a estas comprobaciones se les llama «pruebas de aceptación» y son efectuadas por la unidad o servicio de Física, conjuntamente con el personal técnico responsable de la instalación. Durante estas pruebas se corrigen si fuera necesario, aquellos parámetros o métodos de funcionamiento que no estuviesen de acuerdo con las especificaciones o con las normas nacionales o internacionales.

Independientemente de las pruebas de aceptación o como complemento de las mismas se ha de establecer «el estado de referencia o el estado inicial» de la unidad de radiación para lo cual se implementarán un conjunto de procedimientos y pruebas que permitan verificar el funcionamiento de la unidad con todas su prestaciones (haces de fotones y electrones, técnicas de rotación o fijas, diferentes tipos de filtros, etc., etc.).

Se determinarán las características mecánicas de la unidad y de la mesa de tratamiento y las geométricas y dosimétricas de los haces de radiación. En las referencias [4,9,11,18] se incluyen métodos y pruebas de verificación así como rangos de tolerancia recomendados para los diferentes parámetros.

Estas pruebas se repetirán periódicamente, con una determinada frecuencia, que dependerá tanto de la inestabilidad del parámetro como de la influencia que tenga en el tratamiento del paciente.

Si los valores obtenidos en las pruebas periódicas no estén dentro del rango de tolerancia aceptado por el responsable del control de calidad, se podrá solicitar

al fabricante que, si es posible, efectúe las modificaciones o reparaciones para llevar a la unidad a su estado inicial o en caso contrario, se establecerá un nuevo estado de referencia.

A continuación se relacionan algunos de los sistemas y parámetros que deben ser controlados periódicamente:

Sistema de seguridad de la unidad:

- Interruptores de emergencia
- Interruptores de la puerta de la sala de tratamiento
- Alarmas ópticas y acústicas
- Detectores de radiación

Indicadores y escalas:

- De distancia (telémetro, etc.)
- Del tamaño de campo
- De la posición del haz (cabezal, colimador, etc)
- De la posición de la mesa de tratamiento
- Centradores láser

Estabilidad y linealidad del sistema monitor del haz de radiación.

Parámetros que definen la calidad del haz de radiación:

- Energía
- Homogeneidad o uniformidad.
- Simetría

Dependencia de la dosis absorbida de:

- La posición del brazo
- El tamaño de campo
- La distancia de tratamiento
- La profundidad (curvas de porcentaje de dosis en profundidad, TPR, etc.)
- La distancia al eje (perfiles)

Accesorios que modifican el haz:

- Filtros en cuña
- Bandeja porta bloques de protección

6. Instrumentación

Cualquier método de medida utilizado para la determinación de la dosis absorbida en un medio o maniquí, irradiado con un haz de fotones o electrones de alta energía, se basa en la sustitución de un pequeño volumen de dicho medio por un material sensible a la radiación, un detector. Las dimensiones de este detector deberían de ser lo suficientemente pequeñas para tener una buena resolución espacial y producir el mínimo de perturbación en la fluencia de partículas y en cuanto al material de que está construido, éste debería ser equivalente al del medio.

Existen distintos sistemas de detección como calorimetría, detectores químicos, detectores de estado sólido, cámaras de ionización y películas fotográficas fundamentelamente, unos basados en métodos directos y otros indirectos. En este documento se repasarán brevemente algunas características de las cámaras de ionización, detectores de estado sólido tipo diodo y dosimetría fotográfica, que son los habitualmente utilizados en los departamentos de Física Médica de los hospitales para la dosimetría de los aceleradores lineales.

6.1. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización con cavidad de aire son el método de elección para la dosimetría de haces de electrones y fotones de alta energía, recomendado en todos los protocolos [1,12,13,14,17,20,21] para la determinación de la dosis absorbida en un punto de un maniquí.

Las cámaras de ionización pueden tener un volumen de detección perfectamente determinado, por lo cual es posible calcular la dosis absorbida en el aire de la cavidad a partir de la carga colectada, o bien este parámetro se obtiene por comparación con un instrumento de referencia.

Las cámaras de ionización utilizadas en los hospitales son este segundo tipo y es imprescindible su calibración en un laboratorio oficial para poder ser usadas en la medida de magnitudes absolutas.

El laboratorio de calibración emite un certificado con un factor de calibración determinado en el aire, en un

haz de Co-60: N_k (kerma en aire) o $N_{D,air}$ (Dosis absorbida en aire) para las cámaras cilíndricas. Las cámaras plano-paralelas actualmente las calibra el usuario por comparación con una cámara cilíndrica, bien en un haz de cobalto o de electrones de alta energía [13].

6.1.1. Cilíndricas tipo dedal

Se utilizan en haces de fotones y electrones de energía superior a 10 MeV. El volumen de detección en las cámaras recomendadas para dosimetría, es menor que 1 cm^3. El radio interno del modelo más utilizado es de 3 mm aproximadamente y la longitud de 24 mm. El material de la pared de la cámara o electrodo externo suele ser de grafito o plástico (PMMA, poliestireno, etc.) y disponen de una caperuza de equilibrio. El electrodo interno o colector en un gran número de casos es de aluminio. Existe un tercer electrodo o electrodo de guarda cuya misión es impedir que se recojan corrientes de fuga producidas en el material aislante por la alta tensión de polarización.

6.1.2. Plano-paralelas

Utilizadas en la dosimetría de haces de electrones de energía $\overline{E}_0$ menor que 10 MeV. Tienen forma de disco (cilindro de 1 a 2 cm de radio y 0.5 cm de altura aproximadamente) con una ventana de circular de 1 mm de espesor. La parte interna de la ventana es uno de los electrodos y el otro es un disco conductor situado a unos 2 mm de esta ventana. El electrodo de guarda, en forma de anillo, tiene como misión evitar que el campo eléctrico se deforme en la periferia. En la referencia [13] se incluye una tabla con las características físicas de un gran número de cámaras existentes en el mercado.

6.2. Correcciones a introducir en la carga recogida por una cámara de ionización

Las cámaras de ionización cilíndricas y planas presentan algunos problemas [10], que es necesario conocer y corregir al efectuar las medidas.

Corriente de fugas: Debido al material aislante utilizado en su construcción, se producen corrientes de fugas (pre y post irradiación) que es necesario cuantificar y tratar de eliminar o corregir la lectura en el caso de que esto no sea posible.

Efecto de polaridad: Más importante en el caso de las cámaras plano paralelas y en haces de electrones de baja energía. El valor de la carga recogida es diferente al cambiar la polaridad de la tensión de colección. Se recomienda utilizar como valor de lectura la media de la carga recogida con tensión positiva y negativa, siempre que el cociente de ambas difiera de la unidad, en menos de 1%.

Recombinación: Existe una falta de eficiencia en la recogida de la carga, debido a la recombinación de iones, especialmente en los haces pulsados o pulsados y barridos en los que la densidad de carga liberada por pulso es muy alta. Depende de la geometría de la cámara, del valor de la tensión de colección y de la tasa de carga producida por la radiación. Se recomienda utilizar un método experimental para determinar el factor de recombinación [7,8].

Corrección por presión, temperatura y humedad: Debido a que las cámaras son abiertas al aire, la masa del volumen de aire de la cavidad puede ser diferente durante la medida a la masa en el momento de la calibración, así como la humedad relativa. Es necesario corregir teniendo en cuenta las condiciones atmosféricas en que se realizó la calibración.

6.3. Detectores de estado sólido. Diodos

Presentan la ventaja sobre las cámaras de ionización de su pequeño tamaño y alta sensibilidad, pero debido a que el volumen de detección es casi imposible de determinar, no se pueden utilizar en medidas absolutas aunque si en relativas, sobre todo en zonas donde existe un alto gradiente de dosis.

Se ha de tener en cuenta que su respuesta varía con la energía, el ángulo de incidencia del haz, la temperatura y la dosis acumulada, por lo que es recomendable que antes de utilizarlos de manera rutinaria para la obtención de distribuciones de dosis, se comparen con las curvas obtenidas con cámara de ionización, corregidas por los diferentes factores que influyen en la respuesta.

Por ejemplo en el caso de obtención de curva de dosis en profundidad, para la caracterización del haz es de



Figura 6: Acelerador lineal con sistema de coincidencia de imágenes prescritas recibidas.

suma importancia comparar con los valores obtenidos con la cámara de ionización, tanto si el haz es de electrones como de fotones.

Resultan especialmente útiles en la verificación de la simetría y uniformidad del haz y la obtención de mapas de isodosis en planos.

6.4. Dosimetría fotográfica.

Es un método simple y rápido de obtención de distribuciones de dosis absorbida en planos. La emulsión fotográfica produce una alta resolución espacial por lo que resultan sumamente útiles cuando se trabaja en zonas del haz de radiación donde existen altos gradientes de dosis. La forma de la curva sensitométrica o curva de densidad óptica en función de la dosis absorbida depende del tipo de emulsión utilizada por lo que es imprescindible para trabajar con películas obtener previamente dicha curva, irradiando diferentes películas a distintos valores de dosis conocidos en el intervalo de trabajo. Dicha curva ha de repetirse periódicamente y siempre que se cambie de lote o tipo de película. Aunque la forma de la curva sensitométrica no varía con las condiciones de revelado, el valor de densidad óptica para una dosis dada, si depende fuertemente de la temperatura y del tiempo de revelado, por lo que es extremadamente importante que estas se mantengan. En general se recomienda que el revelado se haga manualmente, lo cual resulta bastante laborioso.

La película se ha de colocar desnuda entre las láminas de un maniquí y si se trata de obtener distribuciones de dosis en planos paralelos al eje del haz de radiación, es sumamente importante ajustar el borde de la película a la superficie del maniquí.

Siendo muy cuidadoso en el manipulado y procesado, se pueden obtener distribuciones de dosis en cualquier plano con un considerable ahorro en el tiempo de uso del acelerador. Aún así y debido a los inconvenientes de falta de linealidad, procesado laborioso etc., en la práctica habitual se suelen usar principalmente para la verificación de la alineación del haz, de la coincidencia del haz luminoso y el de radiación, determinación del tamaño y forma del campo, etc.

6.5.- Maniquíes

La determinación de la distribución de dosis absorbida se debería hacer en un medio cuyo comportamiento en cuanto a los fenómenos de atenuación y dispersión de la radiación fuera lo mas parecido posible al tejido biológico.

El agua es el medio recomendado por todos los protocolos de dosimetría, ya que por un lado tiene una densidad y composición constante, y por otro la distribucion de dosis absorbida en tejido y en agua son bastante similares.

En algunos casos, puede ser más practico utilizar un maniquí en forma de láminas de un material sólido, por ejemplo en la dosimetría de electrones de baja energía o cuando se usan películas fotográficas como sistema de detección.

Existen una serie de materiales como poliestireno, grafito, PMMA, A-150, etc., para los cuales se pueden encontrar en los protocolos de dosimetría factores de conversión a agua, ya que los datos de la dosimetría siempre han de estar referidos a este material.

En cuanto a las dimensiones, han de ser superiores a las del mayor haz que se ha de medir, en general se recomienda que a cualquier profundidad (considerando la divergencia del haz) siempre haya una franja de 5 cm de material por fuera del haz de radiación.

BIBLIOGRAFÍA

1. AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 21: «A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams». *Med. Phys.* 10: 741, 1983.
2. AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 25: «Clinical electron beam dosimetry». *Med. Phys.* 18: 73, 1991.
3. AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 39: «The Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of 1983 protocol». *Med. Phys.* 21: 1251, 1994.
4. AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 40. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Commitee Task Group 40. *Med. Phys.* 21: 581, 1994.
5. ANDREO, P. «Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams». *Phys. Med. Biol.* 37: 2189, 1992.
6. ANDREO. P., A. BRAHME, «Mean energy in electron beams». *Med. Phys.* 8: 682, 1981.
7. BOAG, J.W., J. CURRANT, «Current collection and ionization recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation». *Br. J. Radiol.* 53: 471, 1980.
8. BOAG, J.W., «The recombination correction for an ionzation chamber exposed to pulsed radiation in a "swept beam" technique». I. Theory, *Phys. Med. Biol.* 27: 201, 1982.
9. BRAHME A. «Accuracy requeriments and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons». *Acta Oncologica*, supplementum 1: 1988.
10. BROSED, A. Conceptos de dosimetría, cámaras y electrómetros. CURSO PRÁCTICO DE DOSIMETRÍA FÍSICA EN RADIOTERAPIA. Universidad de Texas, Health Science Center & Cancer Therapy and Research Center. San Antonio Texas (1988).
11. Comité de Dosimetría en radioterapia de la SEFM. Medios necesarios y frecuencia de las comprobaciones periódicas de las unidades de radioterapia externa de alta energía contemplados en el proyecto de reedición de los documentos SEFM nº1 (1984) y SEFM nº2 (1987) Comunicación en IX Congreso nacional de Física Médica. Tenerife, septiembre de 1993.
12. IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice. Technical Report Series no. 277. Vienna, 1987.
13. IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photons Beams: An International Code of Practice. Technical Report Series no. 381. Vienna, 1997.
14. ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV. Rep. ICRU 35, ICRU, Bethesda. MD, 1984.
15. IEC. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISION. Medical electrical equipment. Medical electron accelerators. Functional performance characteristics. CEI/IEC 976, Geneve (1989).
16. IEC. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISION. Medical electrical equipment. Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV. Guidelines for functional performance characteristics. CEI/IEC 977, Geneve, 1989.
17. IPEMB. INSTITUTION OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY. «Working Party. The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on an air kerma calibration». *Phys. Med. Biol.* 41: 2557, 1996.
18. IPSM. Report No. 54, The Institute of Physical Sciencies in Medicine. Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators. York, 1988.
19. JOHANSSON, K.A., L.O. MATTSSON, L. LINDBORG, H. SVENSSON, Absorbed-dose determination with ionizatión chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV (IAEA-SM-222/35). National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol.2, IAEA, Vienna, 1978: 243.

20. NACP. NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. «Procedures in external radiation therapy dosimetry with electrons and photon beams with maximum energies between 1 and 50 Me». *Acta Radiol. Oncol.* 19: 55, 1980.

21. SEFM. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. SEFM 84-1, SEFM, Madrid, 1984.

22. SEFM. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA. Suplemento al documento SEFM nº 1. SEFM 87-2, SEFM, Madrid, 1987.

23. SOTIL, J., J. GULTRESA, C. SAEZ, Determinación de los parámetros de un haz de radiación. XIII Congreso Nacional de Radiología, Oviedo, 1976.

24. UNE 20-613-85 Seguridad de los equipos electromédicos. Requisitos particulares de los aceleradores de electrones para uso médico de 1 MeV a 50 MeV. Madrid, 1985.

DOSIMETRÍA CLÍNICA EN ACELERADORES DE ELECTRONES



José Miguel Delgado (Instituto Nacional de Oncología)

5

1. Introducción

El tratamiento con radiaciones ionizantes en diferentes patologías oncológicas comienza prácticamente desde el propio descubrimiento de los Rayos X y la radiactividad. La tecnología necesaria para llevar a cabo este tipo de terapia ha ido desarrollándose cada vez más hasta lograr, hoy en día, disponer de elementos generadores de radiaciones lo suficientemente fiables para poder establecer las estrategias óptimas de irradiación.

Durante el transcurso de un siglo hay que considerar varias etapas fundamentales en el desarrollo de esta tecnología. En primer lugar, los años posteriores al descubrimiento de las radiaciones ionizantes y su aplicación medica inmediata a partir de los Rayos X y los elementos radiactivos y, alrededor de la mitad del siglo, el desarrollo de los métodos de aceleración de partículas con aplicación a la terapia así como la posibilidad de producir Co-60. El diseño de una unidad denominada Bomba de Cobalto cambio radicalmente el tratamiento del cáncer a partir de la década de los 50. El Co-60 aportaba un rendimiento en profundidad muy superior a los Rayos X utilizados hasta entonces.

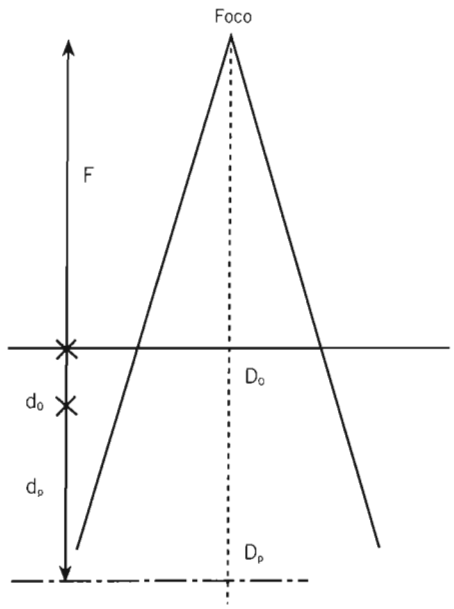
De forma similar, fue el desarrollo de los aceleradores de electrones para uso médico, sin embargo, su uso no estuvo tan extendido dentro de la comunidad médica hasta muy superada la década de los sesenta, si bien numerosas instituciones disponían de este tipo de terapia. El desarrollo de la electrónica y especialmente la electrónica de control ha hecho que los aceleradores de electrones sean cada vez más fiables permitiendo su extensión, hoy en día, a la gran mayoría de centros que se dedican al tratamiento del cáncer.

Paralelamente al desarrollo de ésta tecnología, ha avanzado el conocimiento de los parámetros físicos que caracterizan los diferentes campos de radiación. De esta manera puede conocerse de forma más eficiente la magnitud radiológica que determina la pauta de administración de un tratamiento radioterápico, la «dosis absorbida». Este conocimiento concomitantemente con el desarrollo de la Radiobiología, las técnicas imagenológicas de localización del volumen blanco a tratar y los nuevos sistemas informáticos de cálculo, permiten actualmente suministrar dosis terapéuticas cada vez más restringidas hacia el volumen blanco, con la posibilidad de un mayor depósito de dosis que se traduce generalmente en un mayor control local de la enfermedad.

El propósito del presente capítulo es revisar la aplicación de las diferentes técnicas terapéuticas con aceleradores de electrones y la dosimetría clínica asociada a las mismas, que garantiza su utilización.

El objetivo fundamental de la terapia con radiaciones es la destrucción de las células neoplásicas, eliminando las formaciones tumorales que puedan presentarse sin producir un daño irreparable para las estructuras tisulares que las rodean. El mecanismo por el cual se produce este objetivo es multiple. En primer lugar las interacciones de fotones y electrones producen iones al ser absorbida su energía por el medio biológico dando lugar a una serie de reacciones químicas y calor. La elevación de temperatura (10^{-3} °C/Gy) producida es insignificante, de manera que los cambios químicos que se producen son los protagonistas de las alteraciones biológicas que tienen lugar a continuación.

El efecto biológico más importante es la muerte celular, debido a los cambios producidos en el interior de la célula. Sin embargo, la sensibilidad de la célula depende de diferentes factores, de manera que con la administración de una dosis de radiación, sólo podemos aspirar a la destrucción de una cierta cantidad de las células presentes en un tumor. Por ello, es necesario la administración de la dosis mediante un sistema de fraccionamiento acorde con las características de sensibilidad de los diferentes tejidos. La administración de una dosis en el rango de las utilizadas en clínica (100 cGy y 600 cGy) permite a la célula dividirse, una o más veces, pero le hace perder su capacidad de formar colonias. Una porción constante de células se destruye con cada dosis de radiación. La misma dosis reduce, una población de 10^{10} a 10^{9} células que de 10 a 1 célula (1). La respuesta de una población celular a la dosis de radiación puede conocerse observando las curvas de supervivencia celular, que nos muestran el porcentaje de células presentes en una población en función de la dosis



recibida. Existen varios factores que modifican estas curvas. Entre los factores más importantes que debemos tener presente está la posición dentro del ciclo celular de las células irradiadas. A cada fase del ciclo le corresponde una radiosensibilidad. En general la fase de mitosis es más sensible que la G_1 de sintesis de proteínas o G_0 de reposo. El tiempo entre cada dos fracciones da lugar a un proceso de reparación de daño subletal.

El grado de oxigenación de las células aumenta el efecto de la radiación. Este también diferencia las células de tejidos normales (euoxicas) de las tumorales cuya proporción de células hipoxicas es más de un 20% superior, siendo ésta falta de oxigenación uno de los motivos del fallo de control local de la irradiación.

Teniendo en cuenta la poca diferencia existente entre células normales y tumorales la dosis total que puede administrarse está limitada por el riesgo de producción de necrosis en los tejidos.

De acuerdo con la gráfica de la figura donde se representan la probabilidad de efecto en función de la dosis vemos que existe un rango muy restringido en torno a los 6000 cGy para obtener el control tumoral sin producir un efecto indeseado sobre los tejidos próximos que lo rodean.

La dosimetría clínica tiene por objetivo disponer de los procedimientos de irradiación más adecuados y las técnicas más apropiadas para lograr la máxima ganancia terapéutica.

Esto es posible gracias al aporte de una tecnología que proporciona diferentes haces de radiación y combinación de los mismos, y a un adecuado control de la dosis absorbida. Del conocimiento de la distribución de estos haces depende el éxito terapéutico de los procedimientos empleados.

2. Características dosimétricas de los haces de radiación

En capítulos precedentes, se han estudiado las características de interacción de los haces de fotones y electrones generados en un acelerador, y que permiten determinar la dosis absorbida en un punto del medio a irradiar.

A la Dosimetría Clínica le interesa la diferente contribución de la dosis absorbida, dependiendo de las características de los haces y del volúmen a irradiar con objeto de seleccionar o modificar aquellas propiedades de los haces que permitan optimizar un tratamiento. Para ello es necesario definir un conjunto de parámetros que nos permitan comparar las diferentes posibilidades de distribución de los haces.

Se considerará, a continuación, el comportamiento, de los haces de fotones y de electrones.

2.1. Haces de fotones

La distribución de la dosis en un medio irradiado, depende de las características energéticas de la radiación y de las condiciones geométricas del haz, esto es, de la forma y dimensiones.

Una de las características que mejor información da sobre el proceso de absorción de energía, a medida que el haz interacciona, es el denominado Porcentaje de Dosis en Profundidad, definido como el cociente entre la dosis absorbida a una profundidad determi-

nada, D_p, y la dosis absorbida a una profundidad de referencia D_0, que suele coincidir con el punto máximo de acumulación de dosis absorbida. Esto es,

$$PDP(E, F, L, d, do) = D_p/D_o \times 100 \qquad (5.1)$$

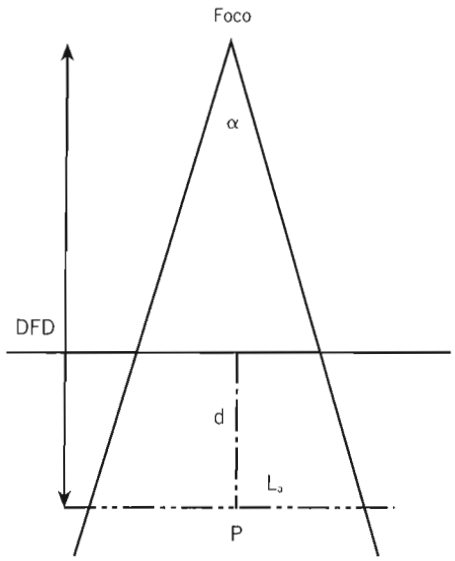
El rendimiento en profundidad PDP depende de un conjunto de factores, que son en realidad los parámetros de los que depende la dosis absorbida. Esto es, la energía E, la distancia desde el foco a la superficie F, el tamaño de campo limitado por los colimadores L, y las profundidades d y D_0 en las que se determina la dosis absorbida. El diagrama correspondiente ayuda a comprender algunos de estos parámetros para diferentes energías en el rango de las proporcionadas por los aceleradores.

Si representamos los valores de PDP en función de la profundidad, obtendremos gráficas similares. En ella se muestran un conjunto de PDP para el mismo tamaño de campo (10 cm x 10 cm) y distancia foco-superficie (100 cm) para diferentes energías en el rango de las proporcionadas por los aceleradores.

Observando las gráficas podemos conocer algunos aspectos del comportamiento de los haces con la energía. El rendimiento en profundidad vemos que depende de la energía. Si observamos los rendimientos a 10 cm de profundidad vemos un aumento más importante en el caso de haces de baja energía. A medida que que la energía se aproxima a los 25 MV, las curvas tienden a estabilizarse. En ella también se aprecia que la diferencia con la energía aumenta con la profundidad como puede verse comparando los rendimientos en dos profiindidades de 10 cm y 20 cm. A partir del máximo la fluencia de fotones decrece continuamente debido a la absorción y dispersión y esta disminución es prácticamente exponencial.

Las curvas demuestran que a partir de una determinada energía, la elección de haces más energéticos representa una ganancia muy pequeña desde el punto de vista terapeútico.

La gráficas muestran un desplazamiento del punto de máxima dosis hacia profundidades mayores. La región de máxima dosis se considera comprendida entre los



puntos que representa el 98% de la dosis máxima. Esta región es tanto más plana cuanto mayor es la energía, lo que implica un aumento significativo de la región de acumulación de dosis con la energía y una disminución de la dosis a la entrada o dosis en superficie con la energía. En esta región el número de electrones puestos en movimiento se incrementa progresivamente y se ve influenciada por la radiación dispersada por el sistema de colimación y accesorios que modifican el haz. La dosis en superficie se define a una profundidad de 0.5 mm (1). Sin embargo, la energía no es el único factor que afecta este primer tramo de la curva, existe una clara dependencia de factores geométricos como la distancia foco-superficie, el tamaño de campo y la distancia entre el extremo del colimador y la superficie y de la presencia o ausencia de bandejas de conformación.

La influencia con el tamaño de campo o la sección del haz está en relación con un aumento del volumen dispersante; sin embargo como la proporción de radiación dispersa es más importante en profundidad (Tubiana, pp. 416, 180) el aumento de la dosis es más rápido en profundidad que cerca de la superficie y el rendimiento crece con la sección del haz. La curva de la Figura 2 representa el rendimiento para varias profundidades en función del lado de un haz cuadrado para un haz de 10MV de energía.

Podemos obsevar un aumento inicial del rendimiento y una variación muy pequeña a medida que la energía aumenta. (Tubiana p. 418). La variación con la distancia foco-superficie (DFS) no es simple y puede observarse (Fig. 6) que existe un aumento a medida que la distancia aumenta, de manera, que podemos tener dos haces de diferente energía que nos proporcionan el mismo rendimiento en profundidad en dos distancias foco-superficie diferentes.

El efecto del rendimiento esta relacionado fundamentalmente con el volumen del medio dispersor que ve el haz.

Otro efecto importante y muchas veces poco considerado es la influencia del espesor del maniquí en la curva de rendimiento. En efecto, las curvas de dosis en profundidad se obtienen considerando un maniquí semiinfinito de manera que, en cada profundidad, siempre consideramos la aportación de la radiación retrodispersa del espesor existente después del punto en observación; sin embargo, en la práctica clínica los espesores están dados en función del área a tratar. Se puede mostrar la variación de las curvas de rendimiento para distintos espesores del maniquí comparadas con la existente en las condiciones normales de medida.

En ellas podemos observar que la dosis en piel a la salida es entre un 10 y un 15% menor que cuando existe una situación de retrodispersión completa.

La dependencia del rendimiento en profundidad con la distancia foco- superficie, dificulta la determinación de la dosis absorbida en un punto de un maniquí, en especial en aquellas técnicas denominadas isocéntricas, donde el punto de cálculo se mantiene a una pdistancia fija del foco, con lo que la superficie puede encontrarse a cualquier distancia del foco. Por ello, es conveniente la utilización de un parámetro que sea independiente de la DFS. Dicho parámetro fue introducido por Johns que lo denominó TAR, (Tissue-Air Radio), relación aire-tejido, y viene definido como:

$$TAR(d, l_d, E)= Dw(d, DFD, L_d)/ D_{air}, (d, DFD, L_d) \quad (5.2)$$

Donde D_w es la dosis en un maniquí de agua a la profundidad d, para un tamaño de campo a dicha profundidad L_d y para una distancia foco detector DFD.

D_{air}, es la dosis en las mismas condiciones, pero con un espesor de maniquí alrededor del punto de observación justo, para asegurar la existencia de equilibrio electrónico.

Para haces de fotones con energía máxima mayor de 3MV, es difícil poder establecer un maniquí de dimensiones reducidas alrededor del punto de observación.

Así conviene definir un parámetro similar, denominado TPR (Tissue-Phantom Ratio), Relación tejido maniquí, definido de la siguiente forma. (figura 8):

$$TPR(d0,, d, d1\ E)= \frac{Dw\ (d,L0,DFD,E)}{Dw(do,\ Ld\ ,DFD,\ E)} \quad (5.3)$$

donde

D_w (d,L_0,DFD,E), es la dosis absorbida en agua, a una profundidad d, para un tamaño de campo Ld a esa profundidad, a una distancia foco-detector DFD y para una energía E.

D_w (d_o, L_d ,DFD, E), corresponde a la dosis absorbida en agua en idénticas condiciones geométricas a las anteriores, pero a una profimdidad de referencia d_o.

La profundidad de referencia depende de la energía. Así, para energías menores de 10M, se recomienda d_0= 5cm, y para superiores, d_0 = 10 cm. Cuando $d_0 = d_{max}$, es decir, cuando la profundidad de referencia es justo la necesaria para conseguir el equilibrio electrónico, el TPR se denomina TMR (Tissue maximum ratio). El TMR presenta algunos problemas debido a que el punto máximo, como hemos indicado, varía con el tamaño de campo y con la profundidad, con lo que el valor de TMR depende ligeramente de la profundidad y se pierde, en parte, la ventaja que pretendía buscarse.

El valor del TMR extrapolado a un tamaño de campo 0 cm x 0 cm nos da una idea de la atenuación de la radiación primaria en el medio, libre de dispersos y poder expresar dicha atenuación como una función exponencial de la forma: $TMR\ (d,u) = A_0 e^{-\mu(d-dmax)}$ donde μ es el coeficiente de atenuación lineal efectivo y d_{max} la profundidad de la dosis máxima.

Existen en dosimetría clínica situaciones donde es preciso conocer la dosis dispersada en el medio y poder separar la dosis absorbida en sus componentes primaria y dispersa. Está situación es corriente cuando se evalúan campos irregulares. Para ello podemos definir un concepto similar al TPR o TMR denominado SPR (scatter-phantom Ratio) o SNM (scatter-maximun ratio), como la relación entre la radiación dispersa y la radiación primaria en un punto.

Los valores de SMR estan en general tabulados para campos circulares considerados los más aproximados, debido a que su uso servirá para el cálculo del componente disperso de radiación de campo con una forma cualquiera.

La cantidad de radiación que llega a un punto, limitado por el sistema de colimación, depende del rendimiento de emisión de la fuente y a la propia limitación del colimador, es decir por el tamaño de campo. Así el rendimiento de emisión de la fuente (out-put) para diferentes tamaños de campo y en ausencia de medio dispersar, diferente del constituido por el sistema de colimación, podemos expresarlo definiendo un parámetro dependiente de la emisión de la fuente y del tamaño de campo, denominado S_c, (colimator scatter factor) definido como el cociente del rendimiento en aire de emisión de la fuente para un campo L_d y el rendimiento para un campo de referencia L_0, que generalmente se considera 10 x 10 cm. La medida de un parámetro de estas características en aire resenta problemas debido a la necesidad de incluir alrededor del detector, el espesor de medio absorbente justo para producir la necesaria acumulación de electrones en el punto de medida. El espesor necesario hace que cambien las propiedades de la pared del detector; sin embargo, teniendo en cuenta que S_c (d) corresponde a un valor relativo de magnitudes ligadas a la fluencia, el cambio en las propiedades de la pared sería corregido por un factor que afectaba a ambos términos del cociente de la misma forma y por tanto su efecto sería nulo. El valor de S_c (d) generalmente es medido a la distancia foco-eje del acelerador (DFE).

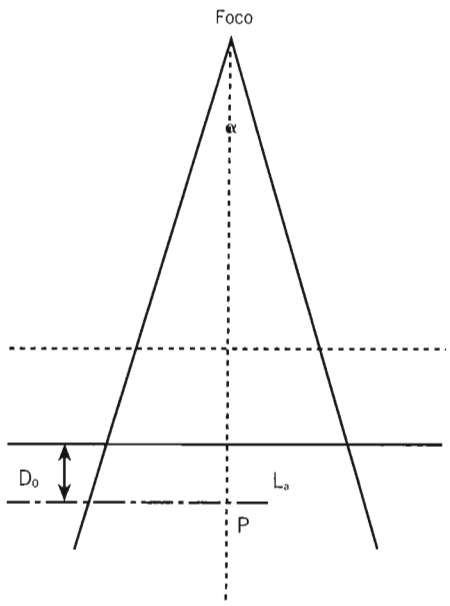
Otro efecto importante sobre la medida del rendimiento de emisión de la fuente de RX consiste en conocer el efecto que aporta sobre la fluencia en un punto el volumen de medio dispersor limitado por un sistema de colimación S_p (L_d). Esto es, el cociente entre la tasa de dosis absorbida en un punto del eje para un tamaño de campo L_d y la existente en el mismo punto para un tamaño de campo de referencia L_0, cuando la abertura del colimador se ha mantenido constante. Debido a esta limitación su medida presenta algunos inconvenientes, por lo que es más conveniente medir el efecto conjunto del colimador y del volumen del medio dispersor en función del tamaño de campo. Así podemos definir (Klian, p. 184) el factor S_{cp} (L_d) como:

$$S_{cp}\ (L_d)=S_c\ (L_d) / S_p\ (L_d) \qquad (5.4)$$

Denominado Total Scatter Correction Factor, definido como la tasa de dosis a la profundidad de referencia para un tamaño de campo Ld dividido por la tasa de dosis a la misma profundidad de para un tamaño de campo de referencia, generalmente 10 cm x 10 cm.

Conocido S_{cp}, la obtención de S_p puede hacerse sin más que despejar el parámetro en la ecuación.

Los valores de Scp se miden, generalmente, para campo cuadrados. En el caso de campo rectangular la influen-



cia del colimador lo aproxima a la de campo cuadrado cuya relación área/perímetro sea igual al campo cuadrado correspondiente, denominado «cuadrado equivalente» y cuyo lado viene dado por la expresión:

$$L_{eq} = 2L.l/L+l \qquad (5.5)$$

donde L y l son las dimensiones del campo rectangular y L_{eq} la del campo cuadrado.

Los parámetros definidos anteriormente nos permitirán el conocimiento de la dosis en cualquier punto de un maniquí, conocidas las condiciones geométricas y energéticas del haz.

Los valores de TMR están relacionados con el PDP a través de la relación

$$TMR\ (d, L_d) = PDP(d, L_d\ DFS)/100 \times (f+d)^2 / (f+_{dmax})2 \times Sp\ (L_{dmax}) / (L_d) \qquad (5.6)$$

Por otro lado:

$$SMR\ (d, L_d) = TMR(d, L_d) \times S_p\ (L_d)/ S_c\ (0) - TMR\ (d,0) \qquad (5.7)$$

Con:

$$S_p\ (L_d) = S_{cp}\ (L_p)/ S_c\ (L_p) \qquad (5.8)$$

Una representación más completa, de las propiedades de un haz de radiación, podemos obtenerla representando la dosis absorbida a lo largo de una dirección, perpendicular al eje del haz. Un perfil de estas características viene representado en el texto.

En él podemos considerar dos regiones:

- Puntos próximos al eje del haz, que representan el nivel de uniformidad de la dosis desde el eje hacia los extremos del campo. Generalmente se considera una distancia próxima al 80% de la dimensión del campo donde debe existir una falta de uniformidad menor del 3%.
- Puntos próximos al extremo del campo que nos dan una idea de la penumbra que proporciona el tamaño de la fuente y la disposición de los colimadores. La cola del perfil está condicionada por la penumbra de transmisión que tiene en cuenta la trasmisión, a través del colimador, de la radiación emitida por la fuente. Esta penumbra depende de la energía del haz y de las características de absorción del material del colimador. En general para propósitos clínicos se considera penumbra la distancia comprendida entre los valores del 80% y 20% de la dosis en el eje del haz.

La simetría del perfil nos da una medida del centrado del ecualizador del haz. Su valor de acuerdo al Protocolo Español de Dosimetría deberá ser menor del 3 %, considerando la media de los pares de puntos homólogos con respecto al eje.

Una representación espacial de las características del haz nos la proporcionan las curvas de isodosis, es decir, la curva que representa puntos de igual dosis. En general la representación se hace en planos que contengan al eje del haz o en planos perpendiculares a los mismos.

Las curvas de isodosis son modificadas una vez definida la distancia foco-superficie, tamaño de campo y energía por tres causas:

a. Oblicuidad de la superficie con respecto al eje del haz. La curva sufre un desplazamiento de acuerdo al nivel de oblicuidad que encuentre el haz.

   Existe un método empírico para determinar en cada punto el valor del desplazamiento en función de un parámetro K que depende de la energía.

1 a 5 MV	0.7
5 a 15 MV	0.6
15 a 30 MV	0.5

   El valor de K nos da la proporción en cada punto que es necesario desplazar la curva de isodosis estandar sobre la superficie para obtener el valor de la isodosis en un punto.

b. Inclusión entre la fuente y la superficie de filtros modificadores de las características dosimétricas. Construidos generalmente en plomo o acero permiten obtener una asimetría en la distribución de la dosis por conveniencia clínica o compensar la falta

de medio absorbente en alguna región del volumen de irradiación. El caso más común lo representan los filtros cuña de diferentes ángulos que modifican el haz obteniendo unas curvas de isodosis asimétricas con una asimetría definida por el ángulo de la cuña.

El ángulo de asimetría producido por la cuña se mide a la profundidad de 10 cm y responde al formado por la tangente a la isodosis con 1a dirección perpendicular al eje del haz. Los filtros modifican la fluencia que llega a cada punto que deberá corregirse a través de un factor cuña definido como la razón de tasas de dosis absorbidas en el punto maximo con la cuña puesta y sin poner.

Las curvas están generalmente normalizadas en el punto de dosis máxima cuando no está incluida la cuña, por tanto existirán curvas de isodosis con valores superiores al máximo existente sin cuña.

Un aspecto a tener en cuenta es el endurecimiento del haz debido a la acción del filtro, que puede modificar significativamente las curvas de rendimiento en profundidad.

c. Inclusion dentro del volumen de irradiación de zonas heterogéneas donde existe una diferencia del valor de la densidad apreciable.

De acuerdo a los mecanismos de interacción de la radiación observamos que ésta depende de la densidad electrónica por unidad de volumen. Los factores de corrección que deben aplicarse dependerán pues de la densidad electrónica, el espesor de la heterogeneidad y la energía.

Las heterogeneidades encontradas en dosimetría clínica son cuatro: cavidades de aire, pulmón, hueso y grasa.

Se han desarrollado diferentes métodos para corregir el efecto de una heterogeneidad. Entre ellos destacamos los más comunes: método de desplazamiento de la isodosis, Método del TMR y método de Batho generalizado (Purdy, 157).

En el primer caso, las curvas de isodosis son desplazadas una longitud igual a la diferencia entre la profundidad del punto considerado con densidad uniforme y la profundidad corregida por el cociente entre las densidades electrónicas de tejido blando y heterogeneidad. Las curvas de isodosis se desplazan alejándose de la supefficie para el pulmón y cavidades de aire y acercándose a la superficie en el caso de huesos.

El método del TMR consiste en calcular un factor de corrección definido por según:

$$F_c = TMR\ (_{defec},\ L_d\ ) / TMR\ (d,\ L_d) \qquad (5.9)$$

con $d_{efectiva}$ como función de d_t ,d_h y la densidad electrónica y $d = d_t + d_h$ donde dt es el espesor de tejido blando, y dh es el espesor de hetereogeneidad.

El método de Batho fue desarrollado para haces < 3MW y generalizado por Young and Gaylord (Purdy 157).

Este método tiene en cuenta la naturaleza de la inhomogeneidad, y la posición relativa al punto de cálculo, pero no a la superficie, así como tampoco a la forma o extensión de la hetereogeneidad. El factor de corrección para la dosis absorbida en un punto P viene dado por:

$$F_c = [TMR\ (d_2,\ L_d\ ) / TMR\ (d_1\ ,L_d)]^{p-1} \qquad (5.10)$$

Este método está basado en consideraciones teóricas suponiendo interacción Compton solamente. En ambos casos debe suponerse que el tamaño lateral de la hetereogeneidad es mayor o igual que el tamaño de campo.

2.2 Haces de electrones

Cuando los electrones interaccionan con la materia pierden su energía en un corto recorrido, ello es debido fundamentalmente a los dos mecanismos más importantes de interacción: las pérdidas por radiación y por colisión. La magnitud de estos efectos depende de la energía del haz y de las características del medio. En medios de número atómico bajo tales como el agua y los tejidos, las pérdidas de energía son predominantemente debidas a interacciones con los electro-

nes atómicos, a diferencia de las pérdidas por radiación de frenado que ocurren más en elementos de número atómico alto y alta energía. Después de una colisión algunos electrones son desplazados con energías suficientemente altas como para producir nuevas ionizaciones. Estos electrones secundarios son conocidos como rayos δ. Los electrones pierden continuamente su energía hasta llegar a poseer energías térmicas y siendo entonces capturados por el medio.

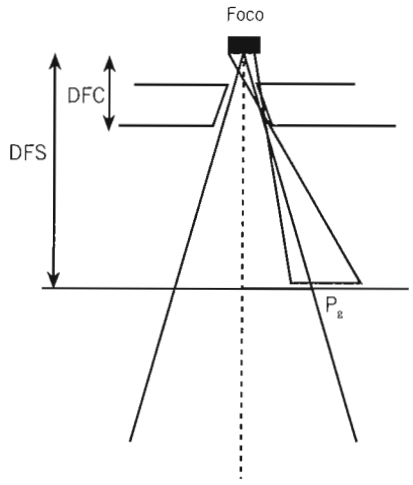
La pérdida de energía puede medirse a través de un parámetro conocido como poder de frenado dE/dx que nos indica la pérdida de energía por unidad de longitud que tienen los electrones. La importancia relativa de los procesos de radiación y colisión puede estimarse mediante la relación aproximada:

$$(dE/dx)_{rad} / (dE/dx)_{col} = E\,(Z+1)/800 \qquad (5.11)$$

donde E es la energía de los electrones y Z el número atómico del medio.

La dispersión nuclear y la dispersión electrón-electrón producen un gran número de deflexiones de ángulo pequeño incluso para distancias pequeñas dentro de medio absorbente. Esto hace que el haz se ensanche dentro del medio y varíe el espectro en profundidad. El tratamiento analítico de este fenómeno es complejo y usualmente la distribución angular y energética de los electrones se describe a través de modelos estadísticos ya que un ángulo neto de deflexión después de atravesar una cierta longitud es el resultado de la acumulación estadística de un conjunto de dispersiones de ángulo pequeño (Klevenhagen, p. 56). Asimismo una proporción del haz de electrones se desvía en las primeras capas con grandes ángulos (>90°) dando lugar a un mecanismo de retrodispersión de gran importancia clínica. Estos mecanismos son siempre dificiles de manejar desde el punto de vista clínico debido a la complejidad analítica y deben buscarse simplificaciones que nos den información suficiente para su aplicación clínica y dejando las aproximaciones analíticas más para los procedimientos de cálculo.

Bajo condiciones de irradiación fijas dentro del medio, se establece una distribución espectral en equilibrio (Klevenhagen) consistente en electrones de



Penumbra.doc

todas las energías desde la más alta en supeficie hasta las próximas a energías térmicas. Si ψe es la fluencia energética del haz en un punto, la dosis absorbida podemos expresaría como:

$$D = \int_{\epsilon}^{E_0} \Psi_e \cdot \left(\frac{S}{\rho}\right)_{\Delta} dE \qquad (5.12)$$

donde $(s/\rho)_{\Delta}$ es el poder másico de frenado para electrones de energía E. El cálculo de la dosis absorbida debe tener en cuenta el espectro total de electrones en el medio. Esto no siempre es posible y debemos relacionarlo con parámetros energéticos mas sencillos simplificando el problema. En efecto, cuando un haz de electrones emerge de la ventana del acelerador, se dispone de un haz prácticamente monocromático, esto es, con un espectro muy reducido. Este espectro podemos caracterizarlo estadísticamente distinguiendo la energía máxima Em ,la energía más probable E_p y la energía media E_m,. Después de atravesar el sistema de colimación y espacio de aire hasta la superficie del medio absorbente el espectro se ensancha ligeramente, aumentando la diferencia entre la energía media y la más probable. Cuando consideramos el espectro a una profundidad z este se ha ensanchado considerablemente existiendo una gran diferencia entre la energía más probable y la energía media a esa profundidad.

El conocimiento del espectro a una profundidad z es complejo, sin embargo Harder (1965) ha encontrado

una relación lineal que demuestra como la energía más probable y la media decrecen con el espesor del absorbente. Esto puede expresarse, mediante la relación:

$$E_{p,z} \cong E_z = E_0 (1-z/R_p) \qquad (5.13)$$

donde $E_{p,z}$ y Ez son las energías más probable y media a la profundidad z, E_0 la energía en superficie y R_p el rango práctico o alcance máximo de los electrones en el medio.

A través de $E_{p,z}$ y E_0 puede conocerse la relación de poderes de frenado agua-aire que nos permite, aplicando la ecuación de Bragg-Gray, determinar la dosis absorbida.

La cantidad de radiación proporcionada por el acelerador para cada haz depende, del tamaño del mismo que llega al dispersor, la absorción en este, en el filtro y el sistema de colimación disponible. La figura nos muestra la dependencia del factor de campo con el tamaño del mismo para diferentes energías. En ella puede observarse un aumento del rendimiento del haz con el tamaño de campo, siendo la variación mayor para bajas energías que por altas.

Desde el punto de vista clínico además del conocimiento de la dosis absorbida en un punto nos interesa la distribución de la misma en el medio irradiado. La curva de rendimiento de dosis en profundidad nos proporciona la información necesaria sobre la degradación energética del haz.

Se muestra la forma general de una curva de rendimiento en profundidad de un haz de electrones que podemos caracterizar por un conjunto limitado de parámetros que nos permite comparar el comportamiento de los haces en diferentes situaciones clínicas. En ella podemos distinguir algunas características que definen un haz de electrones. La forma de la curva muestra una dosis en superficie muy próxima a la dosis máxima que se mantiene con una variación menor del 10% durante un recorrido importante hasta que por fin decae bruscamente hacia valores del 10% en un recorrido muy pequeño. Esta característica hace que los electrones sean especialmente útiles para el tratamiento de tumores profundos y semiprofundos con campos únicos. Modificando la energía podemos conseguir aumentar la región de «plateau» donde la dosis es uniforme y próxima al máximo. Los aceleradores de uso clínico más comunes suelen tener un rango de energías entre 4 y 20 MeV, permitiendo el tratamiento desde tumores superficiales hasta a 6 cm de profundidad. Por encima de los 20 MeV las curvas de rendimiento en profundidad son menos abruptas con lo que la irradiación fuera del rango terapeútico aumenta considerablemente, por tanto, deja de ser una ventaja comparada con los fotones de alta energía. Se puede mostrar un conjunto de curvas de rendimiento en profundidad en función de la energía donde puede apreciarse un aumento de la penetración con la energía y un descenso brusco con una pendiente similar hasta energías menores de 20 MeV.

Dependiendo de la energía del haz existe una zona de acumulación (build-up) que es más pronunciada a medida que la energía disminuye, es debido fundamentalmente, a un incremento de la fluencia por la dispersión de los electrones en las primeras capas del medio, hasta que llegan a un punto donde el haz paralelo que interacciona en la superficie es dispersado completamente y únicamente existe una disminución de la fluencia debido a la pérdida de energía por unidad de longitud, que es una función muy lenta de la energía. El hecho de un mayor incremento de la fluencia cuando disminuye la energía, se puede atribuir a una mayor facilidad de dispersión de los electrones de baja energía y por tanto un mayor incremento relativo de fluencia (Klevenhagen). Esta región de acumulación condiciona negativamente la uniformidad de dosis en tumores poco profundos que incluyan la superficie de la piel y que deben tratarse con energías bajas. En otros casos en los que se utilizan energías más altas la inexistencia de una región de acumulación hace que no pueda protegerse la piel siendo conveniente mezclar los haces de electrones con otros de fotones,de alta energía. En el primer caso puede eliminarse la región de acumulación utilizando «bolus» que absorben esta región.

Debido a la imposibilidad de medir la dosis en superficie no refiriremos más a la dosis en superficie no

referiremos más a la entrada considerándola definida a una profundidad de 0.5 mm. A partir de una energía de 10 MeV, la dosis en superficie difiere menos de un 5% de la dosis máxima para tamaños de campos mayores de 10 cm x10 cm.

La región de acumulación condiciona, asimismo, el rango terapéutico o profundidad limitada por el contorno del volumen blanco. A pesar de que generalmente se requiere una uniformidad de irradiación del volumen blanco ± 5% de la dosis de referencia, esto no es posible siempre obtenerlo con haces de electrones. Generalmente se utilizan energías en las cuales la profundidad del 90% o el 85% cubre el volumen blanco. Esto depende mucho de las características del acelerador y sobre todo del sistema de dispersión que utilice.

La pendiente de caída de la curva de rendimiento en profundidad nos muestra la degradación del espectro en energía y distribución angular. Brahme y Svensson (1976) han definido un parámetro adimensional que da una medida de lo abrupto de la caída como relación entre los rangos R_q y R_p que corresponden a la dosis máxima y la dosis donde empieza a contabilizarse sólo la radiación de frenado.

$$G = R_p / R_p - R_q = (R_p / D_m - D_x).(dD/d_z) \qquad (5.14)$$

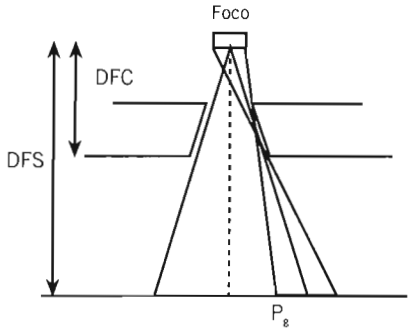
donde dD/d_z corresponde al gradiente absoluto.

El parámetro G, que tiene un valor comprendido entre 2 y 3, tiene muy poco valor en dosimetría clínica. La importancia de la pendiente de la curva está en relación con la protección de estructuras situadas a una profundidad superior al volumen blanco.

Otro parámetro de importancia clínica menor es D_x, dosis absorbida debida a la producción de radiación de frenado por la interacción del haz de electrones con todas las estructuras que se encuentra a su paso desde que sale de la ventana del acelerador y el producido en el propio paciente. En general se admite que una dosis menor de un 3% de la dosis máxima es un valor aceptable, pero esto depende de cada tipo de acelerador y es importante su determinación en tratamiento especiales como la irradiación corporal total.

Las curvas de rendimiento en profundidad varían con el tamaño de campo debido a la dispersión lateral de los electrones. Esto es especialmente importante cuando se utilizan tamaños de campo menores de 8 cm. La curva de rendimiento de dosis en profundidad no cambia significativamente si la distancia a los extremos del haz es mayor que la mitad del rango de los electrones (ICRU, 1972). Cuando la energía del haz de electrones aumenta, los cambios en las curvas de rendimiento en profundidad con el tamaño del campo, son más pronunciadas (ICRU, 1984). También cuando disminuye el tamaño de campo aumenta la dosis en superficie y existe un desplazamiento de la profundidad del máximo y de R90% hacia la superficie.

Una información más completa de la distribución de dosis absorbida por un haz de electrones en un medio material, la obtenemos a través de una representación de líneas de isodosis. Una línea de isodosis es el lugar geométrico de los puntos de un plano que reciben la misma dosis, generalmente se presentan en forma normalizada con respecto al punto de máxima dosis. La forma de las curvas de isodosis es de principal importancia en la dosimetría clínica, ya que permite una mejor elección de energía y tamaño de campo en relación al volumen tumoral al que pretende adaptarse el haz. Ahora bien el conocimiento exclusivo de la dosis absorbida en el eje del haz no informa sobre la superficie cubierta por la isodosis terapeútica. Las isodosis se curvan hacia el eje en los niveles más próximos a la isodosis máxima y progresivamente van alejándose de forma que las curvas de nivel inferior al 50% presentan una forma de «hongo» debido a la



dispersión lateral. Comparando el campo luminoso con el radiante se observa que a la profundidad de la isodosis del 90% los puntos que están próximos al borde del campo quedan claramente subdosificados con respecto al eje central, lo que exigiría, si el haz luminoso cubre estrictamente el volumen blanco, la elección de un tamaño de campo mayor.

La distribución de las curvas de isodosis se modifica por una variedad importante de situaciones que es preciso conocer para elegir convenientemente las características de irradiación clínicas. De manera general debe tenerse en cuenta el sistema de obtención de haz extenso que disponga el acelerador. Las distribuciones no son iguales, para la misma energía y tamaño de campo, si el haz es obtenido mediante un proceso de dispersión o mediante un barrido. Asimismo, existen importantes diferencias entre los sistemas con dispersión simple o doble. La longitud y disposición de los colimadores también afecta a la distribución de las citadas curvas de isodosis.

Existe además otro conjunto de factores que tienen que ver con la disposición del medio a irradiar en relación con el haz o las características propias del medio. Así, la variación de la distancia foco-superficie, la distancia desde el extremo del colimador a la superficie, la incidencia oblicua, la forma irregular del haz o la falta de homogeneidad tisular, son aspectos que pueden modificar la distribución de dosis absorbida.

Normalmente los equipos están diseñados de manera que el extremo del colimador, bien sea fijo o móvil esté a una distancia fija de la fuente. Para este distancia existe asimismo una distancia fija hasta la superficie del paciente, dejando un «gap» entre la superficie del paciente y el extremo del colimador. En estas condiciones se caracterizan físicamente los haces y son las condiciones de uso habituales de los mismos. Sin embargo, con alguna frecuencia se presentan situaciones fuera de las condiciones de referencia bien por irregularidades de los contornos del paciente, por la posición, etc. que requieren modificar la distancia foco-superficie y con ello el «air gap» existente.

Estas variaciones pueden predecirse en parte aplicando la ley del inverso del cuadrado de la distancia, considerando la distancia foco-superficie efectiva. De acuerdo con ello (AAPM, p. 99) las curvas de rendimiento en profundidad no sufren variaciones significativas, de manera, que en este sentido y cuando las variaciones no sean mayores de 15 cm pueden utilizarse las estándar. Donde más se notan los efectos es en la distribución de la penumbra que se ensancha significativamente cuando aumenta la distancia, disminuye la energía (AAPM, p. 100) y disminuye el tamaño de campo.

Estas variaciones de distribución son difíciles de predecir, aunque existen algunos algoritmos matemáticos que se aproximan en condiciones particulares. Por tanto, la mejor forma de evitar los efectos es eliminando la penumbra con una colimación adicional o estudiando dosimétricamente el haz en caso de que exista un solapamiento entre dos campos. Las distribuciones de dosis se desvían sensiblemente de las estándar cuando la forma del haz es irregular. La conformación de un haz de electrones se hace interponiendo en el extremo del colimador un metal absorbente con la forma del haz deseado o sobre la propia superficie del paciente. Se considera aceptable un espesor de material absorbente que transmita una cantidad de radiación $\leq 10\%$. La relación entre el espesor de material y la energía suele ser lineal. En el caso del Pb, por ejemplo, la pendiente muestra un valor de 0.5mm Pb/MeV. En el caso de utilizar algún tipo de aleación conviene, por razones prácticas, elegir el espesor de la energía más alta de todo el rango de energías.

La distribución de dosis es difícil de conocer salvo los valores en el eje que pueden estimarse por métodos aproximados (Clarson, it.), partiendo del conocimiento de partiendo del conocimiento de las distribuciones estándar. Sin embargo, existen algunos algoritmos que pueden predecir aproximadamente el comportamiento en la región próxima al borde del campo (Pencil beam) a través de un proceso de convolución con un núcleo obtenido a partir de datos experimentales.

La incidencia oblicua también modifica sensiblemente la distribución de dosis absorbidas para la cual, asimismo, sólo puede predecirse su comportamiento en puntos del eje del haz (Khan, AAPM, p. 103). Si el ángulo de oblicuidad es pequeño <30°), el efecto de la

oblicuidad en la porción central del campo es un desplazamiento de las curvas de isodosis paralelamente a la superficie. Cuando la oblicuidad aumenta, el efecto de la dispersión lateral de los electrones es cada vez mas importante dando lugar a cambios significativos en la distribución de dosis. La figura 6 muestra estos efectos para un haz de 9 MeV, a partir de un trabajo realizado por Ekstrand and Dixon (1982); de acuerdo con ello podemos apreciar un aumento de la dosis cerca de la profundidad del máximo, un desplazamiento de rango terapeútico (R_{90}) hacia la superficie y un aumento de la dosis cerca del rango práctico. Con respecto a la variación de la forma de la penumbra se observa un ensanchamiento de la misma en el lado del campo más lejos del colimador y un estrechamiento en la región del campo más próxima al colimador.

Las heterogeneidades tisulares son quizás la mayor causa de cambio de la distribución de dosis en un haz de electrones. Numerosos investigadores han tratado de determinar los efectos de las hetereogeneidades tisulares (Laughlin *et al.*, 1965, Boone *et al.* 1967, Almond *et al*, 1967). Los estudios realizados muestran que los cambios producidos dependen de la forma, tamaño, densidad electrónica y número atómico efectivo de la hetereogeneidad. Las heterogeneidades de importancia en el cuerpo son los tejidos y órganos que difieren en densidad y número atómico. El pulmón y las cavidades aéreas difieren en densidad del tejido blando, en tanto que el hueso y el hígado difieren en densidad y número atómico.

Es difícil establecer un procedimiento que permita conocer el efecto de una hetereogeneidad. Ello ha estado motivado fundamentalmente por el conocimiento de las características tisulares de las inhomogeneidades. Los avances de la topografía axial computarizada han permitido mejorar este conocimiento pero, a pesar de ello, el avance conseguido en obtener un mayor conocimiento de las distribuciones de dosis en presencia de hetereogeneidades es limitado.

El efecto en las curvas de isodosis puede sin embargo intuirse dependiendo de las características de la heterogeneidad. Si se dispone de una heterogeneidad de alta densidad en el entorno de un tejido blando como puede ser el hueso, ocurrirá que por efecto de la densidad, éste presente una mayor facilidad para dispersar los electrones, con lo cual, en la zona próxima al borde de la hetereogeneidad, se producirá un aumento de la dosis así como una disminución en los puntos inmediatamente detrás de la misma.

Si la hetereogeneidad, por el contrario es de menor densidad (aire) que el entorno, la situación es contraria, debido a que el menor poder dispersor del aire produce un aumento de la dosis en puntos detrás de la hetereogeneidad debido a los electrones dispersos en el medio de mayor densidad y un mayor desplazamiento en profundidad de las curvas de isodosis debido a la ausencia de interacciones en el aire de la hetereogeneidad. Brenner *et al.* (1969) y Hogstrom (1983) han demostrado experimentalmente que estas diferencias en la dosis absorbida pueden ser superiores al 20%, dependiendo de la profundidad y de la energía.

Un método aproximado para conocer la variación de dosis absorbida por la presencia de una hetereogeneidad consiste en utilizar un coeficiente denominado CET (Coefficient of equivalent thickness) definido como la razón del espesor del agua y el de una hetereogeneidad que produjera la misma transmisión de dosis absorbida. Se supone por tanto que la atenuación por un espesor z de hetereogeneidad es equivalente a la atenuación de z.CET de agua. El CET para un material está aproximadamente dado por su densidad electrónica relativa al agua. La dosis en un punto situado detrás de una hetereogeneidad puede determinarse calculando la profundidad efectiva, a lo largo de una línea que una el punto de cálculo con la fuente virtual de electrones, mediante la siguiente ecuación:

$$d_{ef} = d - z\,(1 - CET) \qquad (5.15)$$

donde d es la profundidad de cálculo desde la superficie.

Estrictamente deberá tenerse en cuenta que el método CET corrige solamente el efecto de transmisión de manera que debe incluirse una corrección por efecto del inverso del cuadrado de la distancia.

El valor de CET varía, en general con la profundidad en tejido y con la energía (Almond *et al.*, 1967; Boone, *et al* 1967). Para el tejido pulmonar, el CET decrece

cuando se incrementa la profundidad y aumenta cuando se incrementa la energía. En el caso del hueso, el CET depende de la densidad electrónica situándose en valores próximos a 1.65 para el tejido óseo compacto y próximo a la unidad para el esponjoso (esternón).

Otro aspecto importante de las hetereogeneidades es el producido cuando se introducen elementos de alta densidad para proteger estructuras internas al haz como pueden ser labios, mucosa bucal, párpados, etc. La protección se coloca detrás del volumen blanco para proteger estructuras adyacentes. Esta protección puede producir un aumento de la dosis por retrodispersión sobre el material que se utiliza como blindaje al que hay que considerar. La cuantificación del efecto de la retrodispersión es difícil, hay que considerar sobre todo debido a la dispersión, y es conveniente colocar una capa de material de bajo número atómico entre el blindaje y las estructuras anteriores a él para minimizar los efectos.

En términos generales denominamos Dosimetría clínica al conjunto de actuaciones que permiten seleccionar la mejor opción para la irradiación de una estructura anatómica. Dentro de esta estructura anatómica podemos diferenciar distintos volúmenes de acuerdo a las características de los mismos y sobre los que se establecen diferentes objetivos dentro de un plan de irradiación. Así el ICRU nº 50 define un conjunto de volúmenes a los que referirse cuando se realice una irradiación terapéutica. El objetivo primario de la irradiación comienza con la desaparición de un tumor del que poseemos un conocimiento topológico. A la región delimitada por este tumor se le denomina como «tumor volume» GTV (Gross Tumor Volume). Su localización se determina a simple vista o por medio de sistemas de imagen, especialmente los tomográficos, CT y MR. En la mayor parte de los casos la irradiación del GTV no es suficiente para la erradicación de la enfermedad ya que los procesos de proliferación no son visibles hasta que no se ha acumulado una considerable población celular.

Para que un tumor pueda llegar a ser visible debe de tener un número de células del orden de 10^{10}. Así pues la irradiación únicamente del GTV puede dar lugar a que no se elimine la enfermedad microscópica adyacente al tumor visible o enfermedad nodal que serán objeto de recidiva por falta de tratamiento. Por ello debe considerarse un volumen mayor del objetivamente observado y que fundamentalmente está basado en consideraciones de tipo clínico, teniendo en cuenta las características del GTV, su histología, etc. A este volumen nos referiremos como CTV (Clinical Target Volume), es decir, un volumen que contiene al GTV y/o enfermedad subclínica microscópica, la cual debe eliminarse.

Debido a que la irradiación generalmente se hace en un número determinado de sesiones, la reproductibilidad del plan de irradiación estaría asegurada con una absoluta inmovilización del paciente en la posición y condición en que se hayan determinado las características de CTV. Sin embargo, esto no siempre es fácil de realizar y en algunos casos imposible debido a la movilidad de determinadas estructuras internas sobre las que evidentemente no se puede actuar. Por ello debe proveerse que el CTV pudiera quedar fuera de los márgenes definidos por los haces de irradiación y ampliar el volumen clínicamente definido a uno mayor, denominado PTV (Planning Target Volume), que superará al CTV en una proporción que dependerá de los métodos de inmovilización disponibles y de la movilidad de la estructura que deba irradiarse. Sobre este volumen deberán ajustarse los haces de radiación, sin embargo, ni la forma de colimación disponible ni la distribución energética se adaptan de forma exacta al PTV. Generalmente un conjunto de haces de radiación da lugar a una distribución de dosis que va más allá de las dimensiones del PTV. A este volumen al que nos referiremos como Volumen Tratado, viene definido por una isodosis específica de la distribución que ha sido elegida por el médico radioterapeuta como la apropiada para llevar a término el plan terapéutico propuesto.

Asimismo es necesario considerar el volumen que recibe una determinada dosis con el fin de poder valorar la posible toxicidad que va a inducir el tratamiento

en regiones próximas al mismo o de características especiales de sensibilidad a la radiación (médula, riñones, etc.). El «volumen irradiado» es aquel que recibe una dosis que es considerada significativa en relación a la tolerancia del tejido normal. Tal volumen podría venir definido por la isodosis del 50%.

La definición de los volúmenes a considerar en la planificación es el punto de partida para elaborar tanto la estrategia adecuada como un reparto en las funciones entre el personal involucrado en la terapia así, el radiólogo participa en la elección del GTV, mientras que la definición del CTV es responsabilidad del médico radioterapeuta y la definición del PTV corresponde más al radiofisíco responsable de la planificación. La definición de volúmenes permite definir puntos en el interior de los mismos que de forma inequívoca nos definan la dosis en el volumen y permitan comparar mejor los diversos tratamientos que a través de, simplemente, especificar la dosis. Así para los informes de la dosis debe especificarse un punto de referencia, denominado punto ICRU, que debe de cumplir los siguientes requisitos:

1. El punto debe ser clínicamente relevante y estar definido sin ninguna ambigüedad.
2. Debe estar localizado donde la dosis pueda determinarse de forma precisa.
3. No debe estar localizado en una región de fuerte gradiente.

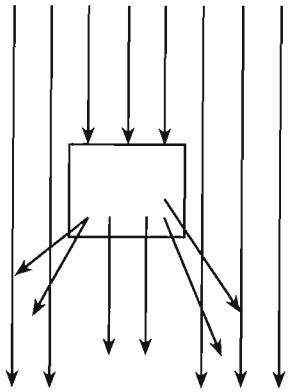
En los casos en los cuales los haces se cortan en un punto dado, este punto de intersección deberá ser el recomendado como punto de referencia ICRU. Adicionalmente a la dosis en el punto de referencia ICRU, debe ser reportada la dosis máxima y mínima en el PTV.

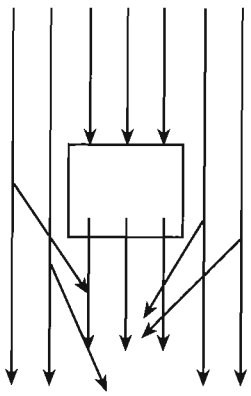
Finalmente es conveniente disponer de Histogramas de Dosis-Volumen para el PTV y para los tejidos normales con riesgo que faciliten la interpretación de los resultados de los tratamientos y la comparación de la bondad de diferentes técnicas.

La definición de los volúmenes nos marca la ruta que habitualmente se sigue en un proceso de planificación.

El primer paso que se realiza en un tratamiento radioterápico es el establecimiento de la posición de tratamiento que deberá mantenerse durante cada sesión terapeútica. Algunas veces es difícil conseguir la reproductibilidad de la posición, con lo que deben de utilizarse sistemas de inmovilización de diferentes características y sofisticación dependiendo de la importancia del riesgo de reproductibilidad de la terapia. Así por ejemplo, en la irradiación craneal podemos inmovilizarla colocando simplemente una cinta que presione sobre los extremos laterales de la mesa de tratamiento o un sistema estererotáxico incrustado en el cráneo. Este proceso lleva implícita la definición de un origen y un sistema de coordenadas que será necesario para el resto del proceso de irradiación.

Este proceso puede llevarse a cabo en un simulador o en Tomógrafo axial ya que, después de definir las





marcas y puntos de referencia que nos permitirán reproducir el tratamiento, deberemos utilizar los procedimientos radiológicos oportunos que nos permita visualizar los volúmenes de tratamiento y relacionarlos con el sistema de coordenadas previamente definido.

La proyección del origen de coordenadas, definido en la superficie del paciente con las estructuras internas puede documentarse a través de dos radiografías ortogonales que luego permitirán definir el volumen de tratamiento.

Una correlación más precisa con las estructuras internas puede conseguirse realizando una tomografía axial computarizada (TAC) que nos permite visualizar todas las estructuras anatómicas de forma independiente. La complejidad de la exploración (número de cortes, espesor de corte, etc.) dependerá de la dificultad de localización de las estructuras a irradiar o proteger. Adicionalmente el TAC nos permite definir la superficie externa del paciente, imprescindible para poder realizar el cálculo de la distribución de dosis.

En algunas situaciones la detectabilidad de bajo contraste que dispone el TAC no es suficiente para definir los volúmenes de tratamiento y se acude a otras técnicas tomográficas como la Resonanacia Magnética (MR), especialmente cuando se trata de estructuras del sistema nervioso central o a procedimientos nucleares como el SPECT o el PET que, mediante técnicas de fusión de imágenes, nos permiten trasladar al TAC las regiones que no pueden visualizarse por el procedimiento en sí mismo.

4.2. Determinación de volúmenes de tratamiento

Con la información obtenida en el proceso anterior, el médico radioterapeuta, ayudado en su caso por el radiólogo deberá determinar las estructuras anatómicas necesarias para diseñar la terapia más adecuada. Fundamentalmente se determina un conjunto de tres tipos diferentes tipos de estructuras (Fraass, *et al.*) como se define a continuación.

Órganos críticos o conjunto de estructuras donde la dosis de radiación está limitada por el alto riesgo derivado de la irradiación por encima de un nivel que haría incompatible la propia terapia. Estructuras como la médula espinal, los riñones, cristalino, etc., deberán ser consideradas y estar delimitado en todas el volumen de irradiación, de manera que nos permita un análisis de la bondad de la distribución a través de los histogramas de dosis volumen.

Anatomía Ósea o estructuras óseas esenciales, ya que permiten la verificación de la reproductibilidad de los tratamientos a través de las imágenes portales que se realizan periódicamente en el curso del tratamiento.

Volúmenes de tratamiento, las imágenes obtenidas permiten delimitar el volumen de las estructuras que constituyen el GTV. El CTV deberá dibujarse a través de las imágenes teniendo en cuenta la probabilidad de extensión de la enfermedad microscópica y la extensión de las cadenas linfáticas y en relación con las áreas críticas próximas. Dependiendo de reproductibilidad y del movimiento de las estructuras se definirá asimismo el PTV.

4.3. Optimización del tratamiento

Una vez completada la descripción anatómica, el siguiente paso es definir un conjunto apropiado de haces de radiación utilizando, habitualmente utilizando un sistema de planificación. No siempre es fácil apreciar cómo, combinando un conjunto de haces, se puede optimizar el tratamiento, debido al gran número de grados de libertad de que normalmente se dispone. Combinación de energías, forma de los haces, densidad de los haces, etc., hacen que la optimización sea un proceso laborioso dependiendo del nivel de precisión y homogeneidad que requiera el tratamiento. Generalmente está establecido que la dosis absorbida debe estar determinada con una exactitud inferior al 5% incluyendo los procedimientos físicos de determinación de la dosis absorbida. Este nivel de exactitud está basado en un número de estudios randomizados la existencia de pérdidas de control de la enfermedad, en algunas patologías, cuando existe variación en la dosis absorbida mayor que el 5%.

Por ello, en principio, no deberíamos tener dentro de nuestro PTV un nivel de inhomogeneidad superior al 5%, como criterio de máxima optimización que probablemente no sea necesario en todos los casos y que

debe ser determinada por el médico radioterapeuta, pero que nos define una cota superior de optimización.

Los sistemas de planificación actuales permite un cálculo rápido de la distribución de dosis de manera que podamos variar las diferentes variables y visualizar la distribución en todo el volumen delimitado por el médico radioterapeuta, aspecto será analizado con más detalle posteriormente.

Durante este proceso deben construirse los bloques de material absorbente, que permitan conformar los campos, diseño de «bolus» y compensadores, que permitan modificar la distribución de dosis de acuerdo a las características de la anatomía, y todos los dispositivos necesarios para la realización del plan de tratamiento.

3.4. Verificación e implementación del plan

Antes de comenzar un tratamiento debe verificarse que las condiciones establecidas en la planificación pueden ser reproducidas en la unidad de terapia. Si existe una imposibilidad de llevarla a efecto deberá diseñarse una nueva planificación o modificar determinadas condiciones que la hagan posible sin alterar sustancialmente el objetivo de la misma.

El procedimiento para llevar a cabo la verificación consiste en situar al paciente en un simulador, esto es, un dispositivo de características geométricas y mecánicas igual al acelerador, pero que dispone de una fuente de Rx con intensificador de imagen y permite situar las condiciones de la planificación y comprobarlas a partir de radiografías. De esta manera puede comprobarse si la imagen que ve el haz a través del simulador coincide con la obtenida en el planificador a través del sistema BEV (Beam Eye View) una opción de la mayoría de los sistemas de planificación que nos muestra bien pantalla o bien en forma impresa, la imagen que veríamos si el ojo del observador se situara en la fuente de radiación.

Los simuladores presentan algunos pequeños inconvenientes debido a que no siempre sus características son estrictamente las del equipo de irradiación especialmente bien porque se trata de máquinas de diferente marca bien por los diferentes dispositivos de conformación de los campos. En el caso de colimadores multihoja no es posible o es muy complejo simular la forma del campo. Esto, unido al alto coste de los simuladores, hace que se tienda a una simulación en el propio acelerador, utilizando imágenes portales o bien con dispositivos de reconstrucción digital de la imagen mediante un sistema de intensificación de imagen acoplado al brazo del acelerador. De esta forma es más fácil integrar y comprobar las imágenes obtenidas a través del sistema de planificación y las obtenidos mediante este dispositivo portal.

Generalmente el primer día de tratamiento se llevan a cabo estas operaciones y quedando registrados, en el ordenador del acelerador los parámetros de irradiación que han sido aceptados y comprobados. Adicionalmente a las condiciones de tratamiento, estos parámetros deben verificarse en distintos períodos de tiempo para asegurar que las características de irradiación se mantienen igual que el primer día de puesta en tratamiento.

3.5. Planificación dosimétrica

La distribución de dosis dentro del volumen de tratamiento depende de un número importante de factores, como son la forma, volumen y localización del volumen blanco. Optimizar un tratamiento exige una combinación lo más conveniente posible de manera que la distribución de dosis en el PTV sea lo más uniforme posible y que las zonas críticas adyacentes superen ciertos niveles de toxicidad.

El elemento más primario a la hora de elegir los haces necesarios para realizar una irradiación lo define la profundidad sobre la superficie en que se encuentre situado el volumen blanco. Un acelerador de uso clínico generalmente dispone de un conjunto de haces de fotones (2 energías) y varias de electrones que permiten optimizar fácilmente la capacidad de penetración en relación a la posición del volumen blanco. Cuando únicamente se dispone de energía de fotones la planificación de los haces es más compleja, pero no por ello menos útil si es posible reproducirla fácilmente. Sin embargo, debe tenderse a utilizar los haces que hagan que el tratamiento sea lo más fácilmente reproducible. De todas las tareas que se llevan a cabo, para administrar un tratamiento radioterápico, sin duda alguna la que presenta mayor riesgo de error es la

reproductibilidad del mismo durante las 25 ó 30 sesiones que dure el tratamiento, de manera que un primer criterio de optimización deberá ser el lograr que sea siempre fácilmente reproducible.

Si nos dejáramos llevar exclusivamente por este criterio utilizaríamos únicamente campos directos de forma rectangular que cubrieron el PTV. Sin embargo, la uniformidad de la dosis dentro de PTV induciría un nivel de toxicidad dentro y fuera del PTV incompatible en muchos casos con una terapia efectiva, debido a que no podríamos llegar a los niveles de dosis terapéuticas que requieren muchos tipos de tumores ya que no serían aceptables los niveles de toxicidad, para otros órganos o tejidos por ellos producidos.

Un parámetro que ayuda a valorar el nivel de aceptación de una distribución es una estadística elemental de la dosis absorbida dentro del PTV. Esto permitiría conocer si la masa tumoral está recibiendo la dosis adecuada diariamente. Cualquier variación de la uniformidad dentro del PTV hace que diferentes grupos de células reciban dosis menores o mayores que las establecidas como terapéuticas con el consiguiente incremento de toxicidad o de falta de eficacia con el riesgo asociado de recidiva. Un tratamiento adecuado no debe tener variaciones dentro del PTV con valores superiores al 5%. Sin embargo no debemos observar exclusivamente el PTV sino el volumen tratado ya que una planificación puede que cumpla criterios aceptables dentro del PTV y sin embargo, la pérdida de uniformidad en el volumen tratado será lo suficientemente alta para que no sea compatible con la toxicidad de estructuras críticas.

Por ello una forma más conveniente de valorar la bondad de un tratamiento consiste en obtener los histogramas de dosis volumen de volúmenes de interés dentro del volumen a tratar. De ellos podemos establecer la dosis integral (Gy/cm³) o energía depositada en un volumen definido que podemos relacionarla con parámetros de control tumoral o de probabilidad de toxicidad (NTCP).

De acuerdo con estos criterios de optimización, se deberán elegir los haces de radiación y la forma de los mismos, dando lugar a diferentes técnicas desde las

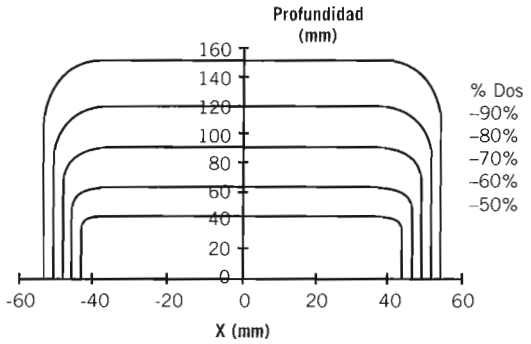


Figura 7a. Plano que contiene al eje del haz

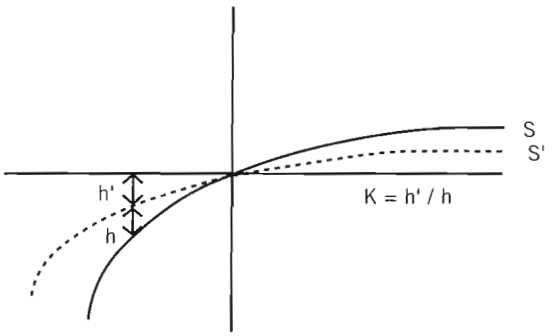


Figura 7b. Plano perpendicular al eje del haz

más sencillas (campo directo) hasta las más complejas de combinación de campos o técnicas rotatorias que aumente la uniformidad de la distribución.

3.5.1. Campos simples

De acuerdo con lo dicho, la técnica más elemental estaría compuesta por un campo directo de forma rectangular. La energía que sería más conveniente dependería del PTV. Si la lesión es superficial esto es, desde la piel hasta una profundidad de unos 5 cm, podemos tratarla convenientemente con haces de electrones, siempre que las condiciones de heterogeneidad de las estructuras vecinas no afecten significativamente la distribución de las energías.

La elección de la energía debe estar de acuerdo con la profundidad de la lesión y deberá tenerse muy en cuenta el efecto de disminución de uniformidad del campo de radiación, en relación con el campo luminoso, a medida que aumenta la profundidad. La utilización de «bolus» en la superficie, hace que este efecto

deba compensarse más aún, a riesgo de una pérdida de uniformidad.

La relación entre el volumen definido por la superficie de la entrada a la profundidad de tratamiento y el volumen definido por la isodosis que alcanza la misma profundidad.

Deberán, asimismo, tenerse en cuenta las variaciones debidas a la DFS así como la oblicuidad y corrección por heterogeneidad tisular.

Los haces de electrones se utilizan como campos únicos en casi todos los tratamientos y sólo en algunas situaciones, se combinan diferentes energías con el mismo campo, o se utilizan campos adyacentes que no llegan a sumar más que las penumbras.

En algunas situaciones es necesario conformar el campo rectangular y darle la forma que se adapte de mejor manera al volúmen de tratamiento. Esto puede hacerse con aleaciones especiales (cerrobem) e insertando el dispositivo de conformación en el extremo del colimador.

Como ya hemos indicado, debe tenerse mucho cuidado al manejar los campos irregulares con electrones, ya que modifican sensiblemente las penumbras, las dosis en profundidad y la tasa de dosis; de manera que el cálculo de la dosis y la elección de los parámetros energéticos, deben ser valorados a través de un sistema de planificación muy probado.

Cuando la profundidad de volumen blanco supera los 5 cm o el alcance máximo de los electrones disponible, deben utilizarse haces de fotones.

La radiación fotónica, al ser más penetrante, cubrirá con un campo directo el volumen de tratamiento; sin embargo, la dosis a la salida o dosis en estructuras posteriores al volumen blanco, reciben un nivel de dosis importante. Sin embargo su uso puede ser conveniente en determinados tratamientos con dosis relativamente pequeñas o tratamientos paliativos, donde exista dificultad o imposibilidad de acomodar al paciente para una técnica de varios campos (Gunilla).

La distribución de dosis sigue las curvas de isodosis de base, obtenidas en la dosimetría física, con las correcciones debidas a la oblicuidad, DFS, heterogeneidad y forma de campo.

3.5.2. Campos múltiples

En una gran variedad de tratamientos, el volumen de planificación engloba prácticamente todo el espesor del paciente, al menos en una primera fase del mismo, donde es preciso irradiar las cadenas ganglionares de diseminación del tumor y que se encuentran a distinta profundidad, dependiendo de la región de que se trate. En estos casos el tratamiento más utilizado son los campos paralelos y opuestos, especialmente el de la región mediastínica donde la inclusión de campos laterales tiene como consecuencia la inclusión de pulmón.

La utilización de campos paralelos y opuestos, requiere una elección conveniente de la energía en función del espesor que pretenda tratarse. A medida que el espesor aumenta por encima de 20 cm, deben utilizarse energías superiores a 15 MV, debido a que en caso contrario se produce un calentamiento en las regiones más próximas a la superficie. La fig. muestra un perfil de dosis para un espesor de 25 cm así como la variación a lo largo del eje central de la distribución.

Para espesores inferiores a los 15 cm., la elección de la energía da un nivel de uniformidad suficiente, con lo cual el utilizar una energía u otra a efectos de uniformidad de la dosis, es indiferente. Sin embargo, si se quiere proteger la región próxima a la piel como es el caso de la irradiación holocraneal, el uso de alta energía hace que disminuya la dosis cerca de la superficie en relación con energías más bajas. En el caso de la irradiación craneal, la utilización de alta energía puede evitar o disminuir la alopecia producida por la radiación.

En la utilización de los campos paralelos y opuestos, es especialmente conveniente a utilización de la técnica isocéntrica, es decir, el isocentro del acelerador se sitúa a mitad del espesor. Esto permite una colocación de los campos más simple, incluso sin necesidad de entrar en la unidad, puede colocarse el campo posterior en la mayor parte de las unidades modernas.
Debe tenerse, sin embargo, en cuenta que la definición del tamaño del campo se hace a mitad de espesor

y esto puede reducir el volumen limitado por la isodosis terapéutica. Dos distribuciones con técnicas diferentes, una con la distancia de tratamiento definida en la superficie, esto es el isocentro en superficie y otra a mitad de espesor.

Ambas distribuciones se han normalizado a mitad de espesor para poder comparar la diferencia. Se observa muy poca variación en las curvas y sí una ligera disminución del volumen tratado con la técnica isocéntrica, de manera que, en el caso isocéntrico, el campo debe ajustarse ligeramente. Algunas veces es conveniente desplazar las curvas de isodosis hacia uno de los extremos del espesor a irradiar. Para ello, pueden combinarse diferentes energías y pesos. Sin embargo, si el espesor no es muy grande, la ganancia es pequeña. En otras situaciones esto puede conseguirse utilizando una mezcla de fotones y electrones en el mismo campo.

Los campos paralelos y opuestos se utilizan generalmente en campos con formas complejas, de manera que la distribución de dosis debe de hacerse por métodos aproximados (Método de Clarkson) que, hechos a mano, resultan ser muy laboriosos y requieren el uso de sistemas de planificación. Cuando se dispone de campos rectangulares paralelos y opuestos, un cálculo a mitad de espesor basta para predecir como será la distribución en todo el volumen, con un pequeño margen de variación. Esto no puede inferirse para los campos irregulares ya que, dependiendo de la proximidad al eje central de los bordes del campo, las penumbras cambian sensiblemente, así como también el rendimiento en profundidad. Esta situación es más compleja cuanto mayor sea la irregularidad y exista, además, la presencia de heterogeneidades tisulares.

Cuando el volumen de tratamiento lo permita o la dosis que debe alcanzarse haga incompatible una técnica de campos paralelos y opuestos, pueden conseguirse distribuciones con un alto nivel de uniformidad, mediante la utilización de oblicuos a los que puede incluirse filtros cuña que permitan uniformizar la dosis. El tratamiento de una parótida después de haber recibido una dosis a través de campos paralelos y opuestos, muestra que es suficiente para un tratamiento profiláctico de las cadenas, pero incompatible con la dosis terapéutica en el tumor. Los campos oblicuos con cuñas de 45°, permite obtener una distribución que cubre perfectamente el volumen blanco.

Esta distribución puede conseguirse de forma similar si utiliza una combinación de fotones y electrones de energía conveniente.

En alguna situación, puede conseguirse una mayor uniformidad utilizando técnicas de varios campos, tres o cuatro, que puedan tener diferentes pesos, diferente energía o puedan incluir filtros cuña para tratar de compensar aquellas zonas donde exista una especial acumulación de dosis. Estos tratamientos son típicos de la región pélvica. La figura muestra diferentes distribuciones dependiendo del volumen blanco y de las áreas que deban protegerse.

En estos casos, las técnicas isocéntricas son especialmente útiles debido a la sencillez en la colocación de los campos, aunque existe igualmente el riesgo de limitar el volumen a tratar, especialmente en los extremos del volumen a irradiar, ya que el campo luminoso que cubre radiográficamente el volumen blanco, puede diferir significativamente con el volumen de la distribución.

15.3. Técnicas Rotatorias

Cuando se aumenta la incidencia de campos sobre una región, la distribución de dosis se hace cada vez más uniforme aunque aumenta la complejidad de los tratamientos. Un caso limite, lo presenta la terapia rotatoria que, sin embargo, es de ejecución relativamente sencilla, si bien, la distribución de dosis no es fácilmente previsible y debe ser realizada mediante técnicas computarizadas, dada la complejidad de optimización de las mismas.

Esta técnica es por definición, isocéntrica y el campo va girando alrededor del paciente con el eje de giro colocado en el centro del volumen blanco. Esto permite administrar una alta dosis en el centro de la distribución con respecto a la periferia, de manera que existe una región de gran uniformidad, próxima al centro de giro, menor que el tamaño de campo elegido y con un alto gradiente en el borde limitado por el campo. Cuanto menor sea el tamaño del campo, el gradiente en el borde será mayor.

Si el campo es rectangular, la distribución de dosis tiene forma casi cilíndrica con una disminución del gradiente en la dirección del eje de giro.

La distribución de dosis varía ligeramente con la energía. Cuanto mayor es la energía, el efecto del espesor del contorno en cada. Esta diferencia es importante, cuando el contorno del paciente tenga una dirección significativamente mayor que la otra, como ocurre en el caso de la pelvis.

En los tratamientos con técnica rotatoria, debe tenerse especial cuidado con la posición de giro del colimador en relación con el eje de giro de brazo. Una variación del giro, puede modificar significativamente la distribución.

Las técnicas rotatorias pueden hacerse limitando el recorrido del haz. En este caso se produce un desplazamiento de la distribución y una variación del centro de la distribución con respecto al isocentro del campo.

En ocasiones especiales, puede ser conveniente proteger determinadas estructuras, como por ejemplo, el recto y la vejiga en los tratamientos pélvicos. En estos casos, puede hacerse que el haz sólo esté activo entre sectores relacionados.

También pueden conseguirse, utilizando filtros cuña, distribuciones con un aumento de gradiente en una determinada dirección.

Existen situaciones donde no puede conseguirse con un haz de electrones un nivel de uniformidad adecuado, dentro del volumen blanco. Esto es debido a que existe una diferencia de espesores o que, por la posición del haz con respecto a la superficie, es difícil conseguir que una energía homogeneice la dosis. La solución consistiría en utilizar un conjunto de haces adyacentes donde cada uno de ellos tenga la energía requerida en esa posición. Esta solución presenta problemas de reproducibilidad, por lo que se acude a una solución rotatoria que, en definitiva, es una solución de campos a lo largo de la superficie del paciente. El caso más usual de este tipo de tratamiento, es la irradiación de la pared costal en un tratamiento de cáncer de mama.

El procedimiento consiste en adaptar al acelerador, un sistema de conformación que nos proporcione un campo rectangular de dimensiones próximas a 5cm x 30 cm. Como en la arcoterapia con fotones, la dosis en un punto dentro del volumen de tratamiento, será la suma de las contribuciones de dosis del haz durante cada grado del arco. Este tratamiento es muy conveniente para aquellas áreas del cuerpo que presentan una forma cilíndrica, como el tórax, abdomen, brazos y piernas.

El isocentro es colocado en un punto que aproximadamente sea equidistante de cada punto del contorno, para cualquier posición del haz en su recorrido. De esta manera, el isocentro siempre se encuentra a una profundidad mayor que el máximo alcance de los electrones y no es posible acumulación de dosis en el mismo. Las distribuciones de dosis producen un gradiente relativamente pequeño en los extremos del arco, de manera que, para lograr una distribución uniforme del arco debe superarse el volumen de tratamiento. Con el fin de eliminar la zona de gradiente en los bordes, se sitúa una colimación terciaria sobre la superficie del paciente, con el fin de que absorba esta dosis.

4 Irradiación corporal total

Existe una variedad de patologías donde el volumen a tratar no se centra en una región más o menos grande de órganos, sin que es necesario la irradiación completa de individuo para poder asegurar el éxito de la terapia.

En algunos casos el volumen blanco comprende todo el espesor del individuo y su tratamiento se realiza con haces de fotones; como es el caso de la irradiación previa al transplante de médula ósea, donde se pretende destruir los centros de formación de células hemotológicas y dejar al paciente en condiciones de inmunosupresión con el fin de poder realizar el transplante.

En otros casos lo que se pretende es irradiar lesiones muy superficiales que no llegan a superar una profundidad de 1 cm, pero que al no tener una limitación de

extensión debe realizarse la irradiación de toda la superficie del organismo. Es el caso del sarcoma de Kaposi, la micosys fungoide, la enfermedad de sezasi, etc. Para ello es preciso utilizar haces de electrones de baja energía, algunos degenerados debido a que la energía máxima proporcionada por el propio acelerador tiene un alcance superior al requerido para la terapia.

En ambos casos las técnicas son muy complejas tanto desde el punto de vista de la dosimetría física de los haces como de su implementación. La tasa de dosis generalmente debe ser baja, bien por razones clínicas o bien por el hecho de que sólo es posible conseguir campos tan grandes a unas distancias que hacen que la tasa de dosis sea mucho menor que en los tratamientos habituales. Esta situación incrementa el tiempo de irradiación que, con el requerido para colocar al paciente y las pausas necesarias entre campos diferentes, consumen un tiempo muy importante de máquina.

Así mismo, es necesario realizar una permanente dosimetría en vivo que asegure la dosis recibida en toda la extensión del volumen blanco, para en caso de presentar una inhomogeneidad en la distribución de la misma, poder complementarla con el fin de que todo el tejido reciba la dosis terapeútica.

Debido a la especial situación del paciente que suele presentar unas condiciones físicas algo reducidas tanto por la enfermedad en sí, como por el propio acondicionamiento farmacéutico a que está sometido, las diferentes técnicas han considerado la posición del paciente como uno de los condicionantes más importantes de la terapia. De acuerdo con las recomendaciones de la ICRU el nivel de incertidumbre en el tratamiento no debe superar el 5%. Además de ello se ha comprobado que variaciones de un 5% en la dosis recibida por el pulmón incrementa en un 20% la incidencia de peumonitis (Sánchez Doblado, p. 16).
A pesar de ello una variación de la dosis de un 10% sería aceptable.

Estos dos condicionantes hacen que la elección de la técnica haya sido muy variada por los diferentes grupos que la han desarrollado, ya que todas las utilizadas presentan ventajas e inconvenientes. En la figura

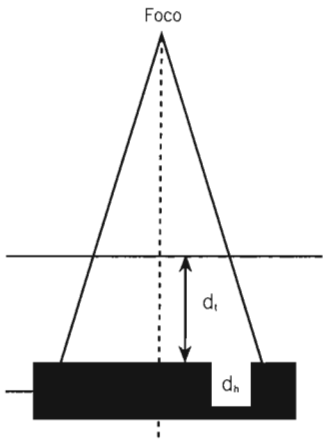


Figura 33

se muestra una variedad de posiciones del paciente con respecto a las posibilidades del haz que puede proporcionar el acelerador.

En general las dimensiones de las bunker disponibles hacen que la distancia máxima que pueda obtenerse para la realización del tratamiento sea entre 4 m y 5 m de la fuente. Suponiendo una abertura máxima de colimadores de 40 cm x 40 cm en el isocentro, el campo disponible a la distancia de tratamiento está comprendido entre 160 cm y 200 cm, que es suficiente para cubrir la longitud de la mayor parte de los pacientes. Cuando ésta quedara limitada, un giro del colimador nos permite aumentar el campo de irradiación disponible, con el paciente en posición decúbito supino o decúbito lateral sin ningún tipo de flexión. De no disponerse de las distancias referidas debe situarse al paciente en posición fetal con una cierta inhomogeneidad en la posición decúbito lateral. Algunas unidades presentan la ventaja de disponer de un foso que permite alargar la distancia de tratamiento, con lo que puede llevarse a cabo la irradiación en decúbito supino y con campos anterior y posterior lo que permite presentar una gran uniformidad en la distribución: de no disponer de estas características, la única posibilidad para cubrir el cuerpo entero es un conjunto de campos adyacentes o técnicas rotatorias que aumentan la complejidad dosimétrica del problema. La irradiación bilateral permite una mejor reproductibilidad y confort para el paciente.

Determinada la posición y la distancia de tratamiento, otro aspecto de importancia es la elección de la energía más conveniente. Teniendo en cuenta que el volumen blanco es todo el cuerpo incluyendo la piel la situación más conveniente son los haces de baja energía debido a que presentan una mejor uniformidad de dosis a nivel de la superficie. Sin embargo, si los espesores son suficientemente grandes, por ejemplo en el abdomen o cuando se utiliza una irradiación bilateral, debe de utilizarse una energía más elevada, o una combinación de ellas en los aceleradores duales, que permita una uniformidad mayor en puntos superiores a la profundidad de acumulación de dosis y en todo caso utilizar dispositivos (spoiler) que permitan aumentar la dosis en superficie.

El conocimiento de la distribución de la dosis en el paciente requiere un conocimiento previo de la dosimetría «in vivo» con elementos semiconductores que permitan asegurar la reproducibilidad del tratamiento.

El comportamiento de los haces es similar al de los haces convencionales, debiendo realizarse medidas del TMR, a la distancia de tratamiento, en un maniquí que reproduzca lo más posible las condiciones de dispersión del paciente.

5. La radiocirugía

Con este nombre viene a denominarse un conjunto de procedimientos que permiten un depósito importante de energía radiante en un volumen blanco localizado por procedimientos externos (proyectos radiográficos).

El objetivo, por lo tanto, es el común a cualquier procedimiento radioterápico, a saber: irradiar con suficiente dosis el área patológica evitando el daño en las regiones vecinas.

La palabra radiocirugía proviene de asociar un procedimiento radioterápico a una técnica quirúrgica, como es la localización estereotáxica, desarrollada dentro del contexto de la neurocirugía. Esta técnica de alta precisión, es utilizada en la localización de estructuras intracraneales y además, sirve de guía en el acto quirúrgico. Consiste en un sistema mecánico que se fija a la cabeza del paciente permitiendo mantener siempre la misma posición relativa de cualquier punto interno con relación al sistema de coordenadas definido por dicho sistema.

Localizada la lesión, un conjunto de haces de radiación que convergen en el volumen seleccionado permite un depósito de energía con el que se puede eliminar la lesión.

Las ventajas del procedimiento así definido con respecto a la cirugía es evidente, ya que entre otras:

- Evita la trepanación de cráneo.
- Elimina los riesgos de infección, de hemorragia y estrés quirúrgico, anestesia, etc.
- Corto período de hospitalización.
- Permite el abordaje de lesiones que no podrían hacerse mediante la cirugía convencional.

Lamentablemente no todas las patologías tienen una indicación radioquirúrgica y la irradiación a pesar de que se hace en una sesión única, es lenta hasta asegurar el éxito del procedimiento.

Los primeros ensayos de sustitución de instrumentos quirúrgicos, por minihaces de radiación ionizante dirigidos de forma estereotáxica fueron hechos por el Prof Leksell en Suecia en 1951, quien acuñó el término «Radiocirugía». En 1971, el equipo de Leksell desarrolla una unidad específica para radiocirugía estereotáxica denominada Gamma Unit.

En la década de los ochenta se ha incorporado el uso de la terapia cinética con aceleradores de electrones de uso médico de diferentes energías utilizando técnicas rotatorias.

5.1. Planteamiento general del procedimiento radioquirúrgico

Un tratamiento radioquirúrgico lleva consigo un conjunto de operaciones de diferente naturaleza que involucran por consiguiente un conjunto heterogéneo de profesionales sanitarios: neurocirujano, radioterapeuta, neurorradiólogo, físicos, técnicos operadores, ayudante técnico sanitario.

La primera y fundamental operación es la indicación del procedimiento radioquirúrgico para resolver un

problema patológico, entre un conjunto de posibilidades terapéuticas.

Decidido el tratamiento, se coloca una guía estereotáxica, en la cabeza del paciente, que nos servirá de referencia para situar cualquier punto espacial con relación a la guía y por tanto determinar y localizar puntos en una fase del procedimiento, que serán usados en otra fase. La localización de las coordenadas o volúmenes se realiza por procedimientos radiológicos, utilizando una geometría de retroproyección (TAC) o una geometría de proyección perspectiva (Angiografia).

Localizadas las coordenadas del volumen de la lesión y sus contornos en diferentes proyecciones, se procede a la elección de la técnica de irradiación más conveniente para que la distribución de dosis absorbida sea óptima. De esta forma se determinan las coordenadas del centro de convergencia de los haces o de los arcos, dependiendo de la técnica usada, con relación a la guía. Estas coordenadas se trasladan a la unidad de tratamiento donde efectuarán la irradiación. El procedimiento descrito dependiendo del carácter de la lesión, localización, etc., puede durar alrededor de 6 a 8 horas.

Para que el procedimiento puede realizarse deberán conocerse previamente las características físicas de los haces y geométricas del mecanismo de irradiación como describiremos más adelante.

5.2. Dispositivos de irradiación

De acuerdo a lo expresado anteriormente, en este momento se utilizan mayoritariamente tres procedimientos para la irradiación. Aquellos que utilizan protones o partículas pesadas, los que utilizan minihaces de fotones de Co-60 en una Gamma-Unit y los que utilizan minihaces de fotones de RX de energías comprendidas entre los 4MV y los 25 MV producidos por aceleradores de electrones.

Varios centros han utilizado aceleradores de protones o partículas pesadas, muchos de ellos con carácter experimental, aprovechando las facilidades de investigación de un centro que posea un sincrociclotrón. Como mención especial destacan como pioneros los trabajos del grupo de Leksell y Larsson en el sincrociclotrón de Uppsala en 1960, grupo que posteriormente se polarizó hacia la Gamma- Unit.

El equipo de Kjellberg en Boston, que utiliza un haz de protones de 160 MeV, aporta una de las mayores experiencias radiobiológicas, en este tipo de procedimientos, contabilizando alrededor de 2.600 aplicaciones en un período de 28 años. En Berkeley se utiliza un haz de Helio de 230 MeV.

El principio de utilización de un haz de partículas está en el pico de Bragg de absorción. La atenuación de un haz de protones muestra un pico grande y estrecho de absorción de energía a una profundidad que depende de dicha energía.

Las características de complejidad de una unidad de este tipo hace que sólo unos pocos centros privilegiados puedan beneficiarse de su uso. Precisamente debido a ello fue lo que motivó a Leksell a buscar un dispositivo de irradiación que se adaptara con mayor facilidad al medio hospitalario. La elección del Co-60 fue adoptada por responder mejor, en aquel momento, a las expectativas de generación de minihaces. Algunas limitaciones tecnológicas han sido ampliamente superadas con el desarrollo de los aceleradores lineales de la década de los 80, sin embargo un nuevo tipo de dispositivos de irradiación fue creado y denominado Gamma-Unit.

La Gamma-Unit consta de un sistema de colimación convergente de tipo semiesférico, con 200 canales para un punto. Cada canal lleva una fuente minúscula de Co-60. El material de protección está formado por tungsteno en la precolimación y por plomo en el colimador. Las fuentes están distribuidas a los largo de un arco de +/- 80°. Cada fuente tiene una actividad de 30 Ci y permiten en el isocentro una tasa de 390 cGy/min. Al final del sistema de colimación se acoplan uno de los cuatro cascos disponibles con 201 canales circulares de 4, 8, 14 y 18 mm de diámetro. Cualquiera de los canales puede ser eliminado para proteger determinadas localizaciones. Un sistema hidráulico controla el movimiento de apertura y cierre de la puerta de acero y el movimiento de la mesa.

Los aceleradores lineales de electrones han sido sin embargo las unidades mas destinadas a estos fines,

tratando de obtener e incluso superar las características originales del Gamma-Unit mediante un proceso de técnica rotatoria en diferentes arcos obtenidos a través del movimiento de la mesa con relación al plano de giro del acelerador.

El sistema consiste en un acelerador de electrones que dispone de un sistema de desviación que le permite utilizarse en terapia. Un sistema de colimación adicional y acoplado al movimiento de giro del brazo permite, a través de técnicas rotatorias combinadas del brazo del acelerador y la mesa de tratamiento, concentrar en una pequeña región una gran cantidad de dosis con una ligera absorción en las estructuras próximas.

Tanto uno como otro sistema tienen ligeras ventajas técnicas que son muy difíciles de valorar, de manera que el precio de la instalación es un factor ponderal muy importante. De aquí que los aceleradores de electrones sean con mucha probabilidad los destinados a realizar estas técnicas.

5.3. *Dosimetría física de haces estrechos*

Como se ha indicado anteriormente todos los mecanismos de irradiación en definitiva proporcionan, generalmente, haces de radiación de fotones, circular y de pequeño tamaño <35mm).

Antes de poder utilizar dicho mecanismo debe caracterizarse el haz en condiciones de referencia (calibración) que permite utilizar los parámetros de distribución energética en un medio acuoso (equivalente a tejido), para luego con ellos determinar la distribución espacial de una combinación de haces en diferentes condiciones para que la irradiación sea óptima.

Dado que la magnitud radiológica de interés en cualquier procedimientos terapéutico es la dosis absorbida, la calibración de los haces deberá estar dirigida a medir esta magnitud o, mejor dicho, a determinar su valor de acuerdo a diferentes procedimientos meteorológicos. Las herramientas que tiene el físico para tal fin son la ionometría, la dosimetría fotográfica, la termoluminiscencia y la dosimetría con elementos miniconductores.

La dificultad en este caso es debida a las dimensiones del haz. La dosis absorbida es una magnitud puntual. Su determinación pasa porque en el punto de medida, entre otros, no exista variación de la fluencia energética (Ψ). De esta forma podremos aplicar el principio de Bragg-Gray, por el cual determinaremos la dosis en un punto de un medio material a partir de su determinación en una cavidad situada en el punto a través de la relación de los poderes másicos de frenado entre el medio y el material de la cavidad.

Las dimensiones mínimas del detector donde debe verificarse el principio de Bragg-Gray deben estar en relación con la posibilidad de cumplimiento de este principio, de manera que una tendencia al límite entre la energía impartida y la masa del volumen considerado nos determine la dosis en un punto definido en el volumen.

Teniendo en cuenta el tamaño de los haces esto exigiría que los detectores usados tenga resoluciones espaciales muy por debajo de la que proporcionan los detectores en uso. Como siempre en dosimetría debe encontrarse una solución de compromiso entre los sistemas de mayor exactitud y los que aportan una gran resolución espacial. Dado que ningún sistema es totalmente adecuado debe de evaluarse la información proporcionada por cada uno de ellos y de ella inferir las características del haz. Dos grupos de parámetros son los necesarios para determinar el haz. Por un lado los que informan sobre la cantidad de radiación que proporciona el dispositivo seleccionado y por otro lado los que lo hacen sobre la degradación energética en el medio absorbente.

En cada punto se determina el valor de la dosis absorbida y su variación con la profundidad, con lo que uniendo los puntos de igual dosis se conocerá su distribución espacial.

5.4. *Localización y traslación de coordenadas mediante procedimientos estercotáxicos y radiológicos*

Tan importante como conocer de forma precisa los haces de radiación es conocer la localización exacta del volumen que se pretende irradiar.

El cerebro por sus características anatómicas es un órgano muy móvil a través de los movimientos del cuello y externamente no tiene referencias anatómicas que, con el nivel de precisión requerido, permitan identificar estructuras internas. Estas sólo pueden ser determinadas mediante procedimientos tomográficos que aportan un gran contraste a la imagen o utilizando procedimientos con contraste artificial en los estudios vasculares.

Por tanto se han diseñado diferentes sistemas de referencia que se fijan al cráneo del paciente que automáticamente se convierte en un sistema de referencia para todas las estructuras interiores. En ello se basa el principio de funcionamiento de la guía estereotáxica; una de las más usadas es la BRW (Brown-Robert-Wells) que muestran las figuras. Como se puede observar se acopla un dispositivo que permite la localización de la coordenada axial con respecto a la guía en un proceso tomográfico o a través de proyecciones ortogonales. La circunferencia de la guía define el plano del origen de coordenadas (X', Y'), el centro, el origen y el eje perpendicular al plano, pasando por el origen, o eje Z. Para conocer las coordenadas de un punto con relación a la guía se realiza una tomografía axial computarizada de manera que el plano de corte coincida con el plano X' Y'.

La transformación del sistema de coordenadas definido por el CT (X,Y, Z) al sistema de coordenadas (X',Y',Z') de la BRW puede hacerse digitalizando las imágenes tomográficas de un conjunto de seis barras paralelas y tres diagonales que se unen a la guía enclavada en el cráneo del paciente.

En el caso de los procesos angiográficos es necesario un procedimiento radiológico adicional, ya que la morfología de los vasos no puede ser determinada de una manera precisa mediante los procedimientos tomográficos. Así el volumen blanco es determinado utilizando dos radiografías ortogonales que, mediante una geometría «proyectiva», permite obtener las coordenadas de un punto dentro del volumen por la proyección de los de referencia y el punto problema en ambos planos. Localizado el volumen, las coordenadas de sus puntos deberán traladarse al sistema de coordenadas definido por el CT lo que conducirá a la fase del proceso de localización.

5.5. Dosimetría clínica. Algoritmos de cálculo

Una vez localizada de forma precisa el tamaño de la lesión que pretende irradiarse y de acuerdo a las posibilidades de los dispositivos de irradiación, se planifica la mejor disposición de los minihaces en relación al volumen blanco para que, actuando a través de planos no coplanarios, concentre una alta dosis de radiación y de esta forma lograr que, inmediatamente después de la periferia del tumor, el nivel de dosis absorbida sea mínimo. Por tanto, la dosis en este punto, denominado isocentro en un acelerador, se formará por la acumulación de un conjunto de arcos sobre dicho punto.

La distribución de la dosis requiere un sistema de procesamiento de datos rápido que permita optimizar el tratamiento lo antes posible y además, de un conjunto de algoritmos de cálculo que de acuerdo a los datos obtenidos en el proceso de calibración de la unidad, conjuntamente con la forma del volumen, permitan obtener la distribución adecuada.

Existen dos tipos de algoritmos de cálculo, basados en estudiar la componente primaria del haz de radiación y la dispersa o secundaria en cada punto.

En el procedimiento clásico la ecuación que representa la dosis en un punto del eje, donde hemos situado el isocentro, es la siguiente:

$$D(s,r,d) = M \cdot TMR(s,d) \cdot St(s) \cdot OAR(s,r,d) \quad (5.16)$$

donde M: La dosis en agua proporcionada por el acelerador en condiciones de referencia.

TMR (s,d): Relación tejido-máximo para el tamaño de campos, a la profundidad, que informa sobre la influencia del volumen del medio dispersor, alrededor del punto, sobre la dosis en dicho punto.

St (s): Factor de dispersión total que indica la variación relativa de la dosis en las condiciones de referencia de acuerdo con el tamaño del haz.

OAR (s,r,d): factor «off axis», que nos da la variación relativa de la dosis, a una distancia r del eje, con relación a la dosis en el eje a la profundidad d.

Se pueden representar las curvas de TMR, St (s) y OAR para diferentes colimadores en función de la

profundidad y la distancia al eje respectivamente. Sin embargo los valores medidos corresponden a un número limitado de situaciones que se consideran de referencia. Por tanto debe existir un procedimiento matemático que permita interpolar estas funciones al caso específico necesario en la planificación.

En el caso de una terapia con acelerador el cálculo de la dosis en un punto proviene de la contribución de un conjunto de haces que ven el punto de cálculo con diferentes ángulos, formando arcos entre 90° y 180°.

Hoy en día la posibilidad de ordenadores más potentes permite utilizar procedimientos de evaluación de la dosis analizando los procesos de interacción desde un estadio más primario.

En efecto, la distribución de dosis en un medio para un haz paralelo de fotones monoenergéticos puede ser calculada convolviendo el TERMA (Total Energy Released in Material) en un punto $\vec{r}$, es decir, la distribución de energía total liberada por unidad de masa por los fotones primarios en un medio infinito, con un núcleo $h(\vec{r})$, invariante en el espacio que representa la dispersión energética en cada punto de interacción.

Conocida la distribución del Terma $T(\vec{r})$ en el medio puede ser obtenida la distribución dosis absorbida si es conocido el transporte de energía a las partículas secundarias alrededor de cada punto de interacción. Para este propósito se define h(rÆ) como:

$$h(\vec{r}) = de(\vec{r}) / E.d^3.r \quad (5.17)$$

donde: $de(\vec{r}) / E$ es la fracción de energía media impartida en un pequeño elemento de volumen en $\vec{r}$ cuando una partícula primaria de energía E (excluyendo energías en reposo) interacciona en el origen.

La aplicación del método a una situación clínica no es trivial ya que no se dan los planteamientos teóricos anunciados. Por un lado el haz es en realidad polienergético y por otro lado el núcleo de convolución no es invariante en el espacio.

La dosis absorbida deberá venir expresada por:

$$D(\vec{r}) = \iiint T_E(sÆ) \cdot h(E,\vec{r} - \vec{s}) \cdot d3 \cdot s \cdot dE \quad (5.18)$$

donde: $\vec{r}$ es el punto campo, $\vec{s}$ los puntos fuente de la energía impartida a r y TE $(\vec{s})$ es el Terma diferencial en energía.

El núcleo de convolución h (E, r) se obtiene a partir de las técnicas de Montecarlo, considerando toda la energía transportada por partículas secundarias tales como fotones dispersos de todos los órdenes, electrón-positrón, fotones de bremsstrahlung y electrones Auger. El transporte de electrones es simulado dividiendo la trayectoria del electrón en muchos segmentos dentro de los cuales las deflexiones angulares y pérdidas energéticas son pequeñas y pueden ser agrupados y descritos por modelos de colisión múltiple. El transporte de fotones es tenido en cuenta hasta que la energía cae por debajo de los 10 KeV.

Algunos autores han propuesto modelos analíticos del núcleo de convolución que presentarían la ventaja de ser más manejables. Estos métodos utilizan las relaciones de Klein-Nishina de probabilidad de dispersión para un ángulo determinado y energía E, E' para el fotón incidente y disperso respectivamente; así como los coeficientes de atenuación de Klein-Nishina para el fotón disperso y el coeficiente de transmisión de energía.

La principal ventaja de trabajar en el espacio de Fourier es que una convolución se transforma en una multiplicación. Esto es especialmente eficaz al utilizar interpolaciones. La transformada rápida de Fourier (FFT) disminuirá considerablemente el número de operaciones aumentando la velocidad del proceso.

La distribución de los haces de radiación a todos los puntos de una matriz cúbica centrada en la lesión, permite obtener por interpolación las coordenadas de los puntos que tienen igual dosis.

Las coordenadas de los isocentros que hayan sido necesarios utilizar para lograr la distribución deberán trasladarse a otro sistema de coordenadas ligado al isocentro de la unidad, de manera que los haces o los arcos necesarios converjan en el isocentro de la máquina.

6. Radiación intraoperativa

Los electrones, como ya se ha indicado, debido a sus características de masa y carga eléctrica tienen mecanismos diferentes de interacción con la materia; si además el medio material utilizado son los tejidos, con densidades próximas a la unidad, la absorción de energía en el medio adquiere unas características especialmente útiles para muchos procedimientos terapéuticos. Su diferencia fundamental con los fotones es el rendimiento de absorción energética en profundidad ya que los electrones interaccionan básicamente por dos mecanismos: colisión y bremmstrahlung. Para el número atómico de los elementos considerados la probabilidad de colisión es la dominante, de manera que un recorrido durante la degradación de la energía inicial es corto. Su interacción con el medio es más selectiva que con los fotones donde, para las energías normalmente utilizadas, la mayor probabilidad de interacción es el efecto Compton y la producción de pares. Esto hace que las características de interacción de los fotones con tejidos como el hueso (Z = 14) tengan un comportamiento similar al agua o al aire a condición que la densidad sea similar. Los electrones en cambio se atenúan significativamente en estructuras óseas y además, debido a los efectos de dispersión múltiple, la uniformidad en la distribución espacial de dosis absorbida varia fácilmente con estas estructuras. La facilidad de los aceleradores con fines médicos de producir haces de electrones con energías seleccionables entre 3 y 40 MeV permite adecuar perfectamente la irradiación de estructuras profundas y semiprofundas con algunas de las energías proporcionadas.

Sin embargo existe una variedad de patologías donde por las características histológicas de la lesión deben suministrarse dosis muy altas de radiación en zonas restringidas. La terapia con fotones se ve limitada por el hecho de que estructuras anteriores y posteriores al volumen blanco se irradian con dosis superiores a su tolerancia. Cuando estas áreas están a profundidades moderadas (menores de 4 ó 5 cm) la terapia con electrones sería conveniente, sin embargo muchas veces éstas lesiones están a profundidad mayor de 10 cm que hacen totalmente imposible la radioterapia externa. Asimismo existen localizaciones específicas como el cerebro donde el propio cráneo es una pantalla importante para la atenuación de los electrones.

Por tanto, en estos casos, es necesario o conveniente una terapia interna que permita llegar a dosis terapéuticas más elevadas con una tolerancia aceptable. Esta terapia requiere de un proceso quirúrgico y se la denomina radioterapia intraoperatoria.

6.1. Dispositivo y técnica de irradiación

Las características de los haces de radiación utilizados son algo diferentes a las convencionales de la radioterapia externa.

En primer lugar el aplicador debe poderse introducir en la cavidad quirúrgica a diferentes distancias desde el foco. Por tanto ésta técnica requiere algún método telescópico que adecue el volumen de irradiación al aplicador.

Por otro lado el colimador deberá ser tal que permita, a cualquier distancia disponer de una dosis homogénea para cualquier energía que se utilice. Esta última condición hace especialmente delicada la construcción del mismo ya que dependiendo de la estructura anatómica que se pretenda irradiar, el extremo del aplicador debe de tener diferentes formas e indicaciones.

El dispositivo portacolimador requiere de algún sistema óptico que permita al médico radioterapeuta comprobar que la colocación del colimador es correcta en relación con el área que pretenda irradiar. En general los campos quirúrgicos suelen ser de tamaños próximos al aplicador con lo cual es difícil externamente ver el área que abarca la boca del colimador. Para facilitar el procedimiento en algunos casos se utilizan aplicadores de metacrilato transparente que ayudan en parte a resolver el problema. Sin, embargo lo común es utilizar un visor en forma de espejo o una cámara de vídeo.

La caracterización de los haces de radiación sigue un procedimiento similar al indicado para cualquier haz de radiación, esto es, conocer la dosis absorbida en cualquier punto del espacio limitado por la geometría de colimación. La dosis en un punto vendrá determinada por:

$$D\,(d) = Fc\,.\,PDP\,.\,M\,.fd\,.fg \qquad (5.19)$$

donde:

Fc: Factor de calibración (cGy/u monitor).

PDP (d) : Porcentaje de dosis en profundidad.

M: Número de unidades monitor.

fd: Factor de corrección por el inverso del cuadrado de la distancia del extremo del colimador.

fg: Factor de corrección por la posición del colimador con relación a la superficie.

Las energías utilizadas varían entre 3 MeV y 20 MeV, con conos de diámetro entre 5 cm y 15 cm.

El conocimiento de la dosis en un punto presenta un tipo de dificultades especificas. En primer lugar debe comprobarse que las condiciones energéticas del haz, para un colimador en concreto, son iguales a las consideradas como de referencia en los protocolos de dosimetría recomendados (Protocolo Español, Protocolo Internacional, etc.) y, de esta manera, aplicar los parámetros necesarios para la determinación de la dosis, especialmente la relación de poderes de frenado agua-aire. La determinación de la dosis en superficie adquiere, en este caso, una especial importancia.

La mayor dificultad esta en la infinidad de situaciones que pueden presentarse debido a la flexibilidad del sistema. Sólo el conocer la dosis en un punto a una distancia del foco para todas las energías posibles y todos los colimadores implicaría alrededor de 250 experiencias, que se incrementan al considerar la distribución espacial, las variaciones con la distancia foco-superficie y la posición del extremo del colimador con respecto a la superficie. Esto lleva a determinar formas de comportamiento del haz en diferentes situaciones y establecer formulaciones matemáticas, partiendo de estos hechos experimentales, para que el radiofísico pueda calcular el tiempo de irradiación que es necesario, para administrar la dosis que el médico ha determinado, y el procedimiento de colocación del colimador ya que el cálculo debe hacerse inmediatamente puesto que el paciente se encuentra anestesiado.

Se representa la distribución de dosis para un colimador de 30' y energía de los electrones de 10 MeV.

El procedimiento general se desarrolla de la siguiente forma:

En primer lugar el cirujano y el médico radioterapeuta planifican la necesidad y conveniencia de irradiar un volumen blanco durante el proceso quirúrgico. Llegado el momento el médico radioterapeuta evalúa en el quirófano las posibilidades de incidencia del haz de acuerdo a los movimientos permitidos de la mesa y los giros del acelerador así como de los tamaños y forma de los conos colimadores. En el acto determina las características del volumen blanco, concretamente la profundidad y tamaño.

La mesa quirúrgica pasa a la sala de irradiación con el enfermo anestesiado. Se elimina la mesa utilizada en los procedimientos convencionales y por unos minutos la sala de irradiación se convierte en un quirófano, el médico radioterapeuta coloca al paciente en una posición que le permita introducir el cono deseado a una distancia adecuada. Finalizado el proceso y de acuerdo con las características de irradiación determinadas por el médico (geometría del volumen blanco, geometría de irradiación y dosis prescrita) el radiofísico selecciona la energía más conveniente de acuerdo con el médico, la geometría del volumen blanco y calcula los parámetros de irradiación para ejecutar la prescripción. Se presenta un diseño de instalación que permite realizar fácilmente la técnica.

Durante el proceso de irradiación, que dura entre 2 y 5 minutos dependiendo de la dosis prescrita (10 Gy y 20 Gy) y de la tasa de trabajo de la unidad, el médico anestesista vigila los parámetros fisiológicos del paciente a través de una cámara de televisión. Finalizada la misma el paciente regresa al quirófano para proseguir la cirugía.

7. Radioterapia conformacional dinámica, modulación de haces

La Terapia con radiaciones ha estado siempre limitada por los niveles de radiación que reciben las estructuras próximas al volumen blanco. Esta limitación ha venido impuesta por las características tecnológicas de los mecanismos de irradiación. De ellas la forma y la

intensidad del haz son las que más han influido. En un primer momento la tecnología permitía limitar los haces en su forma a campos circulares o rectangulares. La intensidad del haz solo podía ser modificada por el efecto de conformación del campo. A nivel clínico la minimización de la dosis fuera del volumen blanco implica la utilización de diferentes ángulos de incidencia, del haz sobre el mismo, esto es la utilización de diferentes campos.

La necesidad de mejorar los gradientes alrededor del volumen blanco, así como de irradiar áreas de mayor extensión dio lugar a la terapia conformacional. En ella el haz es limitado en su forma de acuerdo a la que tiene el volumen blanco. Esto requiere la utilización de bloques de plomo que conformen el haz para que se adapte a la forma que tiene. Con ello los tratamientos aumentarán en complejidad a la hora de colocar al paciente. La realización de la conformación con bloques individuales la limita además a campos antero-posteriores. Se desarrollaron aleaciones que facilitaban la conformación del campo y a su vez que, sujetas en la bandeja de colimación, pudiera conformarse el haz desde cualquier dirección de acuerdo a la forma del volumen blanco.

La modulación en intensidad comenzó con los filtros cuña, los cuales al absorber selectivamente el haz en una dirección permiten disponer de haces con una variación en intensidad que compense o límite la radiación de acuerdo a los espesores de tejido que encuentra el haz hasta que llega al volumen blanco. Debido a que modulan el haz por atenuación, la dosis por unidad monitor en el eje central se reduce en una cantidad conocida como «factor de atenuación de la cuña». Debido por otro lado a que actúan como filtro modifican el espectro y por tanto producen cambio en el rendimiento en profundidad. Para obtener diferentes gradientes deben utilizarse diferentes filtros y por tanto los gradientes que pueden obtenerse son limitados. Una mejora sustancial la constituyen las cuñas motorizadas, ya que su inserción dentro de un campo de radiación y la combinación motorizada con campos sin cuña permite obtener de forma sencilla distribuciones de dosis con gradientes que se aproximan a las necesidades del volumen blanco y estructuras anexas.

Cada nueva mejora tecnológica para modificar direccionalmente la intensidad del haz y conformarlo de acuerdo a la forma del volumen blanco ha requerido la eliminación o sustitución de accesorios que limitan la operatividad del mecanismo de irradiación. Por ello ha ido incrementándose la motorización de los accesorios y con ellos, el control de estos dispositivos.

Un paso adelante lo constituyen las cuñas dinámicas donde se consigue la modulación del haz no por la inserción de filtros con una forma predeterminada sino actuando sobre el control del movimiento de los colimadores asimétrico esto es, que sus mandíbulas puedan moverse independientemente. También es imprescindible un control por ordenador que permite suministrar diferente cantidad de radiación dependiendo de la posición de la mandíbula del colimador. Esto requiere modificar la tasa de dosis y el número de unidades monitor a través de una tabla en función del tamaño de campo, ángulo de la cuña y energía del haz. Las tablas son almacenadas en un ordenador a disposición del operador cuando selecciona el ángulo de la cuña. El haz debe ser modulado en el tiempo que dura la irradiación, de manera que la tasa debe variar en función de la dosis a administrar. La determinación de curvas de isodosis entraña cierta dificultad debido a que únicamente puede conocerse la distribución de dosis a partir de dosímetros de integración, como es la dosimetría fotográfica o a partir de dispositivos múltiples de cámaras de ionización o diodos (arrays).

Una extensión más compleja, del control por ordenador del movimiento del sistema de colimación, lo constituye el colimador multiláminas. Este dispositivo está constituido por un conjunto de láminas controladas individualmente por dicho ordenador. En los modelos comerciales disponibles, el número de pares de láminas varia entre 26 y 40, con un espesor que varía entre 10 y 12 mm, proyectados a la distancia del isocentro.

Con este dispositivo se puede conformar, de manera automática, prácticamente cualquier volumen de irradiación con forma compleja y sin necesidad de entrar en la sala del tratamiento. Esta capacidad aumenta, considerablemente, si lo asociamos a los

movimientos del brazo del acelerador e incluimos en la planificación una cuña dinámica. Este sistema de conformación, controlado por ordenador, cambia radicalmente la terapia conformada. Así podemos distinguir tres tipos diferentes de terapia: estática, segmentada y dinámica. El primer caso corresponde a un conjunto de campos fijos con diferentes incidencias y sin control por parte del ordenador. En la segmentada se incorpora el movimiento del brazo y se dispone de un campo fijo que irradia el volumen blanco cambiando la forma en cada segmento de arco. Por fin la dinámica comprende movimientos simultáneos del brazo y del colimador multiláminas, obteniendo el máximo gradiente posible al adaptarse la forma del haz a la del volumen blanco en cada instante.

En la terapia conformacional dinámica el haz puede modularse en intensidad de manera similar al haz usado por la tomografía axial computarizada (Fan Beam Dynamic MCL Modulation).

Para reconstruir utiliza un método similar al usado por la tomografía axial computarizada para reconstruir una imagen por retroproyección.

En este caso lo que se pretende obtener es la forma que debe tener el perfil de entrada en el cuerpo del paciente para que la dosis liberada en el volumen blanco sea óptima. Esto puede realizarse utilizando un haz de 2 cm de ancho orientado de forma perpendicular al eje cráneo-caudal del paciente. Este haz es modulado por pares de láminas de l cm de ancho colocadas en sentido opuesto. Las láminas se mueven mientras el haz gira alrededor del paciente modulando de esta manera la intensidad del haz. Después de completar una rotación el paciente es desplazado dos cm, y se comienza la radiación nuevamente. El proceso continúa hasta que todo el volumen blanco ha sido tratado.

Esta técnica ha sido implementada para radiocirugía estereotáxica soportada por un planificador que emplea una algoritmo inverso.

Otros métodos utilizan todas las láminas del colimador y mueve, controladas por el ordenador, cada dos pares de manera que pueda obtenerse los perfiles deseados. A cada par de láminas del colimador se le asigna la tarea de producir un perfil del haz modulado.

Cualquiera de los métodos utilizados implica un exhaustivo control de calidad de los mecanismos involucrados en el proceso. Por otra parte es imprescindible para llevar a cabo esta terapia la existencia de un algoritmo de cálculo que permita conocer la distribución de dosis y que por lo tanto, permita planificar los movimientos tanto del brazo como de las láminas colimador.

8. Sistema de planificación.

La capacidad de modos de irradiación de los que dispone un moderno acelerador requiere de un sistema que permita calcular de forma precisa la distribución de dosis sobre el volumen a irradiar.

Como ya se ha comentado, diferentes autores han demostrado que una variación de un 5% en la dosis absorbida puede representar una variación en la repuesta local suficientemente significativa como para producir una pérdida del control local de la enfermedad. Debido a que las dosis de tolerancia de los tejidos normales es muy próxima a las dosis presentes con intención curativa, las dosis deben determinarse en todos los puntos del volumen blanco con gran precisión.

Un sistema de planificación debe poseer dos características esenciales, por un lado un algoritmo que permita calcular la dosis en cualquier punto del volumen blanco y por otro lado un sistema informático asociado que permita visualizar las distribuciones de dosis de forma rápida para que puedan optimizarse las diferentes distribuciones de los haces de radiación. Este sistema informático debe permitir la entrada de información referente al volumen blanco y estructuras anexas, a partir de la cual se pueda, junto con los datos de haces adquiridos del acelerador, aplicar el algoritmo de cálculo. La figura representa un esquema general del «hardward» asociado a un sistema de planificación.

BIBLIOGRAFÍA

1. AAPM. American Associaton of Physicidts in Medicine. «Task Group 25 Clinical Electron Beam Dosimetry» *Med. Phys.* 18:73, 1991.
2. Ahnesjö, A., P. Andreo, A. Prahue. «Calculation and application of point spread functions for Treatment planning with high energy photon beamss». *Acta Oncológica*. 26:49-56, 1987.
3. Almond P. R., A. E. Wright., M. L. Boone. «High-Energy Electron Dose Perturbations in Regions of Tissue Heterogeneity». *Radiology* 88:1146, 1967.
4. Batho H. F.: «Lung corrections in Cobalt 60 bean therapy» *J. Can. Assoc. Radiol.* 15:79, 1964.
5. Bentel G., CH. Nelson, K. Thomas. «Treatment planning and dose calculation in Radiation Oncology». *Pergamon Press*, 1989.
6. Boyer A. L. «Radiation Therapy Beam Modulation Techniques». *Syllabus: Threedimensional Radiation Therapy Treatment Planning. RSNA*, 1994.
7. Brahme A., H. Svensson. *Med. Phys.* 3:95, 1976.
8. Calvo, F., M. Santos, W. Brady. Intraoperative Radiotherapy. 1991.
9. Clarkson J. R.: «A note on depth doses infields of irregular shape». *Br. J. Radiol.* 14:265, 1941.
10. Dawson, D. J., N. J. Schroeder, J. D. Hoya. «Penumbral measurements in water for high-energy x-rays». *Med. Phys.*, Vol. 13(1): 101-104, Jan/Feb, 1986.
11. Dutreix, J., A. Desgrez, B. Bok, C. Chebalier. *Bases de l'utilisation Medicale et Biologique des Radiations*. Masson et Cie. Editeurs, 1970.
12. Ekstrand, K. E., R. L. Dixon. «The problem of Obliquely Incident Beams in Electron-Beam Treatment Planning». *Med. Phys.* 9:276-278, 1982.
13. Fraass, B.: «Computer-controlled Three-dimensional conformal Therapy Delivery Systems». *Syllabus: Threedimensional Radiation Therapy Treatment Planning. RSNA*, 1994.
14. Gaboriaud, G. «Clinical Dosimetry and Treatment Planning». *EFOMP. Summer Shool. La Rabida*, 1992.
15. Gagnon, W. F., J. L. Horton. «Physical Factor Affecting Absorbed Dose to the Skin from Cobalt-60 Gamma Rays and 25 MeV X-Ray». *Med. Phys*, 6:285. 1979.
16. Hall E. J.: «Radiobiology for the Radiologits» *3 Ed. Philadelphia, Lippincot Company*, 1988.
17. Harder D. «Energiespectren Shneller Elecktronen in Verschiedenen Tiefen». *Sympossium on high-energy electrons. Montreux. Zuppinger A, Poretti G, eds. Berlin: Springer-Verlag*, 1965:260.
18. Houdek, P. V.: «Dosimetry of small radiatio fields for 10-MV x-rays». *Med. Phys.* 10: 333-336, 1983.
19. ICRU Report nº 35.: «Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV». *ICRU. International Commission on Radiation Units an Measurement, Bethesda.*
20. ICRU Report nº 42.: «Use of computers sin external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons» *ICRU, International Commision on Radiation Units and Measurement, Bethesda.*
21. ICRU Report nº 50.: *IUCR International Commission on Radiations Units and Measurement. Bethesda*, 1993.
22. Cox. J. D. «Radiotherapy of Cancer. Advances in Radiation Therapy Treatment Planning». *AAPM. Monograf h,* nº 9, 1983.
23. Jonhs, H. E., G. F. Whitmore, T. A. Watson, F. H. Umberg. «A system of Dosimetry for Rotation Therapy with Typical Rottation Distributions». *J. Can Assn. Radiol* 4:1, 1953.
24. Johns, H. E.: «Physical Aspects of Rotation Therapy». *Am. J. Roentgenol* 79:373, 1958.
25. Johns, H. E., J. R. Cunningham. «The Physics of Radiology». *Charles E. Thomsas. Springfield. Ellionois*, 1983.
26. Khan, F.: «The Physics of Radiation Therapy». *Willians and Wilking*, 1984.
27. Khan, F. M., W. Sewchand, J. Lee, J. F. Williamson. «Revision of Tissue-Maximum Ratio and Scatter-Maximun Radio Concepts for Cobalt 60 and Higher Energy X-Ray Beams». *Med. Phys.* 7:230, 1980.
28. Kjelleberg, R. N., K. R. Davis, S. Lyons. «Bragg Peak proton beam therapy for anteriovenous malformation of the brain». *Clinical Neurosurgerly* 31: 248-290, 1984.

29. J. S. LAUGHLIN. «High Energy Electron Tratment Planning for Inhomogeneities». *Br. J. Radiol*, 38: 143,1965.

30. LEKSELL, L. J.: «Stereotactic radiosurgery». *Neurol. Neurosurg Psych.* 46: 797-803, 1983.

31. MAKIE, T. R., A. F. BIELAJEW, D.W.O. ROGERS, J. J. BATTISTA. «Generation of photon energy deposition kernels using the egs Monte Carlo code». *Phys. Med. Biol.*, 33 (1): 1-20, 1988.

32. MCKEI, T. R.: J. W. SCRIMGER, J. BATISTA. «A convolution method of calculating dose for 15 MV x-rays». *Med. Phys.* 12(2) 188-196. Mar/Apr. 1985.

33. RICE, R. K., J. L. HANSEN, G. K.SVENSSON. «Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays». *Psych. Med. Biol.* 32: 1087-1099, 1987.

34. SLEVENHAGEN S. C. «Physics of Electron Beam Therapy». *Medical Physics Handbooks* 13, 1984.

35. SAW, C. B., K. AYYANGAR. M.SUNTHARALINGAM. «Coordinate transformations and calculation of the angular and depth parameters for a stereotactic system». *Med. Phys.* 14: 1042-1044, 1987. Springer-Verlag.

36. SEFM-84.1.: «Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos». *SEFM. Sociedad Española de Física Médica. Madrid*, 1984.

37. TUBIANA, M., J. DUTREIX, WAMBERSIE: *Bases Physiques de la Radiotherapie et de la Radiologie*. Masson et Cie. Editeurs, 1963.

38. TUBIANA, M., J. DUTREIX, WAMBERDIE. *Radiobiologie* Hermam Editeurs, 1985.

38 WALTON, L., C. K. BOMFORD. «The sheffield stereotactic radiosurgery unit: physical characteristics and principles of operation» The British Journal of Radiology, 897-906, 1987.

39. YOUNG, MEJ, GAYLARD, J. D.: «Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy». *Br. J. Radiol.* 43:349, 1970.

EL CICLOTRÓN

6

Luciano González García, Eliseo Vañó Carruana (Universidad Complutense)

1. Introducción

El ciclotrón fue puesto a punto en 1931 por E.O. Lawrence y, durante muchos años, ha constituido una de las herramientas de mayor valor en poder de la Física Nuclear. En la actualidad, el marco de sus aplicaciones alcanza ámbitos tan dispares como la producción de radisótopos, la ciencia de materiales, la biología molecular, la física de superficies e interfases y un largo etcétera de usos industriales al margen de la investigación. Además, la posibilidad de disponer de ciclotrones de dimensiones suficientemente reducidas como para instalarlos en hospitales ha hecho crecer su interés, proyectándolo hacia aplicaciones como la producción de haces de protones y neutrones para usos médicos.

La característica fundamental de este tipo de acelerador es la obtención de partículas de alta energía sin la necesidad fuentes de potencial excesivamente alto, ni tampoco elevados gradientes como los que se aplicaban en los primitivos tubos de aceleración. Hasta el desarrollo de la aceleración resonante mediante campos eléctricos alternos, máquinas como las «Cockroft-Walton» o «Van de Graaff» se servían únicamente del efecto de los campos electrostáticos, sin aprovechar el de los campos variables con el tiempo que aparecen en la ley de Faraday. En efecto,

$$\overline{\Delta}x\overline{E} + \frac{1}{c} \cdot \frac{\partial \overline{B}}{\partial t} = 0 \qquad (6.1)$$

y dado que en esta expresión se cumple, obviamente, la ausencia de fuentes magnéticas libres, esto es, $\nabla.B = 0$, B debe satisfacer la condición $B = \nabla$ — x A, siendo A un potencial vector. Así, dicha ley de Faraday puede reescribirse de la forma

$$\overline{\Delta}x(\overline{E} + \frac{1}{c} \cdot \frac{\partial \overline{A}}{\partial t} = 0 \qquad (6.2)$$

y la magnitud entre paréntesis puede expresarse como gradiente de una función escalar f, por tener rotacional nulo, de modo que

$$\overline{E}+\frac{1}{c}.\frac{\partial \overline{A}}{\partial t} = -\Delta\phi, \ \overline{E} = -\frac{1}{c}.\frac{\partial \overline{A}}{\partial t} - \Delta\phi \qquad (6.3)$$

$-\Delta\phi$ representa el antedicho potencial escalar que produce aceleración de tipo electrostático, mientras que el término, $-\partial A/\partial t$, proporciona el valor de la componente del campo eléctrico dependiente de la variación del campo magnético B. Este es el término en el que basan hoy en dia su funcionamiento todos los aceleradores, y fue Ising en 1924 el primero en proponer la idea de esta posible aceleración resonante, confirmándose su viabilidad por Wideröe en 1928 en un acelerador lineal.

El nombre del ciclotrón deriva del hecho de que las partículas cargadas realizan órbitas prácticamente circulares en el interior de la máquina, bajo la influencia de un campo magnético de intensidad importante. Las partículas cargadas ganan energía a partir de un intenso campo eléctrico de radiofrecuencia, cuando se mueven en el seno de una cavidad resonante compacta excitada por el correspondiente amplificador de radiofrecuencia.

Como quiera que el campo es oscilatorio, su efecto acelerador sólo se producirá en determinadas situaciones de sincronismo entre el movimiento de las partículas y las oscilaciones del campo. Genéricamente, el tiempo de revolución de las partículas en su órbita ha de ser el mismo o un múltiplo entero del periodo de la tensión aplicada. Este principio general impone condiciones que, según se materialicen en trayectorias de las partículas, campos magnéticos empleados o en frecuencias de la fuente de excitación dan lugar a diferentes tipos de ciclotrones.

Al igual que cualquier otro acelerador, un ciclotrón consta del acelerador propiamente dicho (a veces llamado acelerador principal, en atención a la existencia de otras etapas previas aceleradoras) y una serie de subsistemas como la fuente de partículas, el dispositivo de extracción del haz y otros relacionados con la operación de la máquina, como los de vacío, control de funcionamiento, diagnóstico del haz en proceso de aceleración, apantallamiento térmico y frente a radiaciones, etc., a veces de enorme complicación. El objetivo del presente capítulo se centra en describir los principios de aceleración, si bien se hará alguna mención a los restantes sistemas.

Los primeros ciclotrones carecían de una fuente de iones propiamente dicha. El gas residual de la cámara de vacío se ionizaba mediante los electrones emitidos por un filamento incandescente de wolframio. Por contraposición, en gran número de diseños actuales la fuente de partículas se complica por requerimientos del sistema de aceleración, pudiendo hablar más bien del inyector. Si el objetivo es la aceleración de protones, éstos se producen ionizando hidrógeno en columnas de descarga mediante bombardeo con electrones procedentes de un filamento, convenientemente acelerados, u opcionalmente se producen iones H.
En casos en que resulta preciso, estas partículas son preaceleradas mediante aceleradores Van de Graaff o Cockcroft-Walton, o en combinaciones de alguno de estos tipos de máquina con un acelerador lineal en serie de tipo «Álvarez».

Cuando se pretende acelerar otros tipos de iones, se utilizan normalmente láminas extractoras de electrones tras la unidad preaceleradora, para inyectar en la órbita de aceleración del sistema principal partículas con elevada carga eléctrica, a fin de potenciar el efecto acelerador. En cualquier caso, dado que la distribución temporal del haz no satisfará los requisitos de sincronismo comentados, es usual que la inyección en la unidad principal tenga lugar tras una «compactación» del haz, cuyo producto final es un haz pulsado a la cadencia apropiada. (Inicialmente se producen haces elementales distanciados temporalmente de acuerdo con la frecuencia de la órbita inicial del acelerador principal, utilizando dispositivos magnéticos de deflexión, de radiofrecuencia o incluso mecánicos, que constituyen el «chopper».
Utilizando la dependencia de la velocidad con la energía de la partículas, a la salida del «chopper» se frenan las más rápidas y se aceleran las más lentas en una segunda unidad moduladora denominada «prebuncher»).

No es infrecuente tampoco que, si las partículas a acelerar se generan en pequeñas cantidades, o poseen en su generación una divergencia en haz inaceptable para su inyección, ésta se posponga hasta disponer de haces adecuados. Se introduce entonces una etapa previa, llamada según su finalidad anillo de almacenamiento o de enfriamiento. Se trata en ambos casos de sincrotrones en los que las partículas están girando sin cambio significativo de velocidad angular, bien en espera de lograr un haz más intenso o para modificar la distribución de momentos, eliminando los momentos transversales a efectos de disminuir la divergencia inicial.

Finalmente, los anillos de almacenamiento citados se emplean tambien para producir choques frontales entre partículas y antipartículas, que circulan en sentidos opuestos, llamándose cuando se diseñan para tal aplicación anillos de colisión. Se consigue de este modo que la energía del centro de masas del haz de partículas crezca. Como la probabilidad de interacción es normalmente pequeña, uno de los criterios de diseño de mayor importancia es conseguir tiempos de vida largos a las partículas en rotación.

En casi todos los casos, excluido el uso de un anillo de colisión (o dos, con órbitas en intersección, para estudiar la interacción de partículas de idénticas propiedades electromagnéticas) el haz de partículas se dirige tras su aceleración a un blanco, interno o exterior al acelerador. La focalización del haz sobre el blanco es un proceso a veces muy complicado, según se ha indicado previamente, que se resuelve de modos dependientes de cada tipo de acelerador. La extracción se produce deflectando el haz mediante elementos electrostáticos, magnéticos y canales pasivos al campo magnético. Resulta especialmente crítico el electrodo interno del primer deflector electrostático (llamado «septum» en el lenguaje común) dado que reduce el haz en circulación.

El campo magnético se genera mediante electroimanes de tamaño y peso crecientes con la energía de las partículas. La aplicación de la superconductividad en este dominio ha llevado a producir bobinas de excitación que permiten obtener campos más intensos, con menor peso en los imanes. El sistema de radiofrecuencia y la geometría de los electrodos de aceleración depende del diseño del ciclotrón, optándose por electrodos a 180° en el caso más simple hasta disposiciones a 60° en tres pares, para ciclotrones operados en un armónico superior de la frecuencia de rotación de las partículas en aceleración.

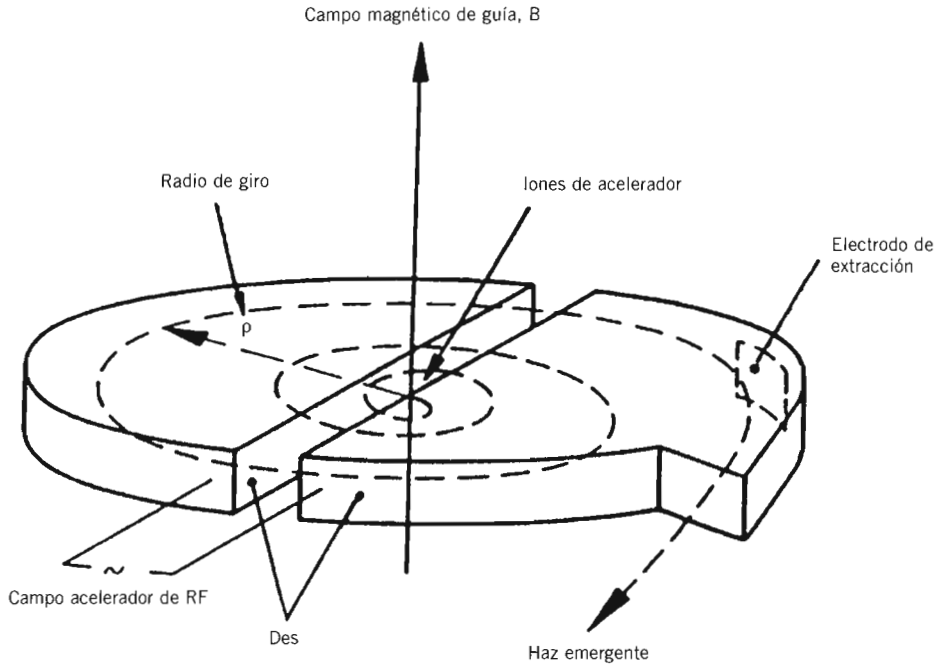


Figura 1: Esquema de un Ciclotrón

2. Principios básicos de operación

Los principios físicos básicos de la operación del ciclotrón, en un montaje elemental, serían los siguientes (Fig. 1): una cámara de vacío soportada entre dos piezas planas de un electroimán suficientemente grande contiene en su centro geométrico una fuente de iones. En el interior de la cámara de vacío se montan dos electrodos de aceleración conocidos como las «D», en atención a su forma física, y se conectan directamente a la fuente encargada de producir aceleración, que suministra el voltaje de radiofrecuencia. Las «D» son electrodos metálicos huecos de forma semicilíndrica, y su longitud es corta comparada con el radio.

El tiempo de tránsito de los iones entre los electrodos debe ser tal que la corriente alterna tenga la fase correcta para provocar su aceleración. Los iones ganan energía de este modo cada vez que cruzan el espacio entre los electrodos, resultando posible alcanzar energías mucho más altas que las que cabría esperar del voltaje de pico aplicado. Por tanto, la energía cinética de las partículas aceleradas se obtiene a partir del campo electromagnético de radiofrecuencia y, en alguna medida, el conjunto puede asimilarse a un transformador de alta frecuencia.

El campo magnético constante en el tiempo es prácticamente uniforme a través de la cámara de vacío y se aplica en el plano perpendicular al de giro de los iones. Su efecto es esencialmente el de guiar las partículas restringiendo su movimiento en órbitas cuasi circulares en el citado plano perpendicular. En esta situación, aunque la diferencia de potencial está aplicada a las «D», el campo eléctrico está confinado a la región entre ambas, por las características conductoras de dichas piezas, y una partícula cargada no experimenta campo eléctrico, sino solamente campo magnético en el interior de los electrodos. Si la relación de fase está correctamente aplicada, una partícula cargada que alcance el borde de uno de los electrodos hacia el exterior es sometida a una aceleración en la dirección del otro electrodo, ganando energía a partir del campo eléctrico y realizando un movimiento según una órbita circular que tendrá radio creciente a medida que su energía vaya aumentando.

El efecto resonante buscado en el ciclotrón es igualar la velocidad angular de las partículas cargadas que cir-

culan y la frecuencia angular del campo eléctrico aplicado a las «D». Entonces, las partículas cargadas sometidas a aceleraciones describen espirales de radio cada vez mayor en una secuencia de órbitas cuasi semicirculares de energía creciente. En el interespacio, donde las partículas ganan energía a partir del campo eléctrico, la trayectoria es no circular, en tanto que lo es en el espacio interno a las «D». Con arreglo a lo visto hasta aquí, la operación del ciclotrón depende de que todas las partículas en movimiento, con independencia de su energía, empleen el mismo tiempo en recorrer los tramos semicirculares, lo cuál es posible, en principio, teniendo en cuenta que las distintas energías implican distintos radios.

3. Aproximación clásica a la teoría del ciclotrón

De modo general, la fuerza que actúa sobre una partícula sujeta a un campo eléctrico y uno magnético satisface la bien conocida fórmula de Lorentz,

$$\overline{F} = q\,(\overline{E} + \overline{v}x\overline{B}) \qquad (6.4)$$

en la que el campo eléctrico E acelera la partícula de carga q y el campo magnético B la guía en su trayectoria. En cualquier punto de la órbita, la fuerza centrípeta se equilibra con la de Lorentz debida al campo magnético, o sea, trabajando con los módulos de los vectores,

$$m.\frac{v^2}{r} = q.v.B \qquad (6.5)$$

siendo m la masa de la partícula y r el radio de curvatura de la órbita.

La frecuencia de revolución toma la forma

$$f = q.\frac{B}{2\pi m} \qquad (6.6)$$

pudiéndose observar cómo el tiempo de semirrevolución $\pi m/qB$ es independiente de la velocidad y el mismo para todas las órbitas, en tanto la masa de la partícula permanezca constante. Como quiera que la masa de un electrón crece de modo importante incluso para bajas energías (un electrón de 100 keV tiene un 20% más de masa que uno en reposo) no es práctico en general plantear la aceleración de electrones empleando un ciclotrón según este esquema de funcionamiento, pues rápidamente se pierde el efecto resonante. Existen, sin embargo, diseños específicos de ciclotrón para aceleración de electrones, de los que se comentará alguno al entrar en la descripción relativista del problema.

Cuando B se expresa en tesla, la frecuencia dada por la expresión (6.6) vale 15,36.B.(Z/A) MHz, donde Z y A son los números atómico y másico de la partícula o ion. El proceso de aceleración resonante puede producirse por un campo eléctrico de radiofrecuencia como la expresada en (6.3) o por un múltiplo entero de ésta, $f_{RF} = h\,.\,f$, donde h representa el número de armónico.

Al final de la fase de aceleración, la partícula puede emplearse como proyectil para bombardear un blanco interno o deflectarla para su utilización exterior. Según ya se ha indicado, la extracción se suele llevar a cabo mediante una combinación de campos eléctricos y magnéticos, excepto en el caso iones negativos, para los que el proceso puede simplificarse. Un método de extracción sencillo consiste en aprovechar el instante en que el potencial en una «D» es cero, y utilizar un deflector cargado a la tensión y polaridad adecuada (el potencial típico es de algunas decenas de kilovoltios).

La expresión (6.5) puede escribirse en función del momento de la partícula p = m.v, para dar

$$T/A = k.\,(Br)^2.(Z/A)^2, \qquad (6.7)$$

donde $T = p^2/2m$ representa la energía cinética de la partícula y $k = e^2/2mp$, donde e es la carga elemental y mp la masa del protón. Al producto $k.(Br)^2$ se le conoce como «valor K» de un acelerador y viene a coincidir aproximadamente con la energía límite que puede alcanzar un protón, $48.(Br)^2$ MeV, si B y r se expresan en el tesla y metros, respectivamente.

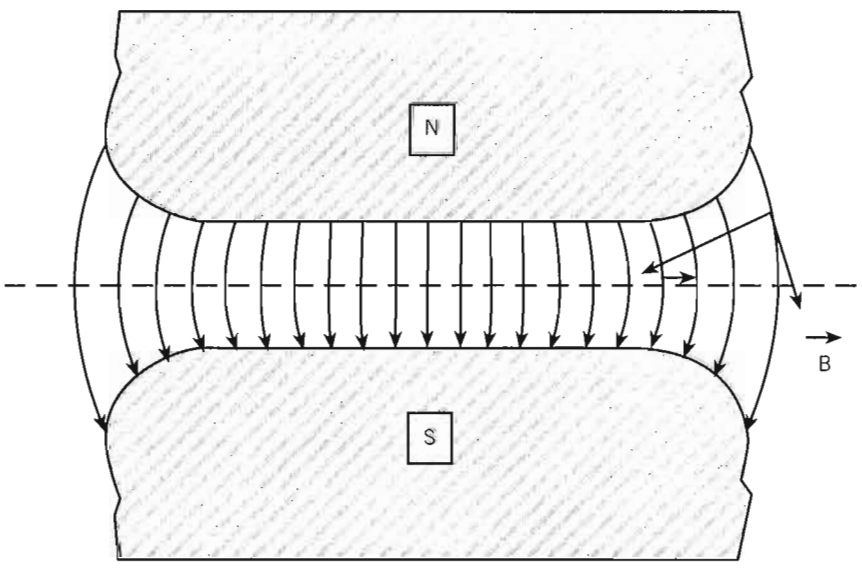
En un campo magnético uniforme, la frecuencia de rotación de los iones, independiente a primera vista de la velocidad de la partícula, garantizaría la estricta resonancia con el campo eléctrico durante el período de aceleración. Esta suposición es valida siempre y cuando la velocidad de la partícula sea no relativista durante el proceso de aceleración. Este aspecto, de la máxima importancia, obliga a modificar los diseños de los ciclotrones, variando sustancialmente la concepción básica.

El ciclotrón de tipo clásico es una máquina no relativista con un campo magnético de simetría cilíndrica. El electroimán del ciclotrón está montado en el interior de la cámara de vacío de manera que la relación entre el diámetro de las piezas polares y la distancia entre ambas oscila entre 5 y 10. El campo magnético en el espacio entre las piezas polares debe ser independiente del ángulo azimutal, y para proveer enfoque magnético debe decrecer al aumentar el radio (proporcional a la velocidad de la partícula).
La corriente continua suministrada para excitar las bobinas se regula automáticamente de manera que la frecuencia de resonancia no se desvíe.

Obviamente, es imprescindible conseguir órbitas estables mediante fuerzas que restauren el movimiento de los iones a una trayectoria en el plano medio de las «D», si se produce una deriva en la misma. Esto se consigue mediante un campo magnético tal que la componente vertical decrezca al aumentar la distancia desde el centro de las «D». Diseñando las piezas polares con perfil adecuado (Fig. 2), las líneas de flujo tienden a curvarse a medida que aumenta la distancia al centro y es fácil ver que si un ión se desplaza por encima o por debajo del plano medio (en éste las líneas de fuerza son verticales y B_r es 0) habrá una fuerza magnética debida a la componente radial del campo magnético y la componente azimutal de la velocidad, que restaurará su trayectoria dirigiendo a los iones hacia el citado plano medio. Los iones así focalizados realizan pequeñas oscilaciones de amplitud o sobreelongaciones en la dirección perpendicular al plano medio. Asimismo, como consecuencia de la forma del campo magnético, los iones oscilan radialmente alrededor de la órbita de equilibrio.

Estas oscilaciones, conocidas como oscilaciones del betatrón (dado que fueron inicialmente investigadas en relación con la operación del betatrón) son características de una máquina de las llamadas «de enfoque débil», y se mencionarán más adelante para contraponer esta situación de estabilidad con la de ciclotrones de enfoque fuerte. Por el momento, conviene aclarar que el gradiente de campo solo garantiza enfoque en el plano vertical, pero no en el horizontal, donde el

Figura 2: Perfil de piezas polares en un ciclotrón clásico



efecto sería de desenfoque. Sin embargo, el enfoque se mantiene debido a que el efecto focalizador del campo magnético supera al de desenfoque del gradiente. Por consiguiente, la condición de enfoque débil puede enunciarse en términos de que la estabilidad se satisfará siempre que el efecto de desenfoque en el plano horizontal sea menor que el de enfoque en el plano vertical.

El problema de aplicar una tensión de radiofrecuencia a las «D» del ciclotrón reviste importantes dificultades, habiéndose utilizado varios métodos de producir este tipo de excitación. Debe tenerse presente que las «D» introducen una capacidad de carga al circuito de radiofrecuencia del orden de decenas de picofaradios. A frecuencias de operación típicas, las «D» pueden presentar una reactancia de alrededor de decenas de ohmios y, por lo tanto, necesitan un suministro de corriente de miles de amperios, en el supuesto de prever un diseño en el que la tensión entre «D» fuera del orden de 100 kV. Dado que la corriente de las «D» se confina por sus características conductoras a la superficie de las mismas (alrededor de una milésima de centímetro de espesor), la resistencia efectiva es del orden de 10^{-2} Ω. En el anterior supuesto diseño, la potencia disipada sería de decenas de kilovatios. Si los iones fueran acelerados a 15 MeV y la corriente del haz fuese de 1 mA, el haz absorbería una potencia de 15 kw. El sistema de radiofrecuencia no solamente debe suministrar una enorme potencia, sino que debe ser muy estable. Por este motivo, los proyectos recientes incluyen desarrollos de cavidades resonantes superconductoras, como se comentará más adelante, lo que reduce considerablemente el consumo de potencia.

Frente a las dificultades comentadas cabe plantearse por qué usar una tensión aceleradora muy alta, cuando la energía final de la partícula es independiente del voltaje. La contestación tiene que ver con el hecho de que la frecuencia del ciclotrón Be/m decrece a medida que los iones giran en espirales más externas: m crece por efecto relativista y B disminuye por la comentada necesidad de enfoque. Si el voltaje entre las «D» es pequeño los iones se mueven hacia el exterior en una espiral muy cerrada y requieren un enorme número de vueltas. La desviación de la frecuencia del ciclotrón respecto de la frecuencia de la tensión de alimentación a las «D» significa que los iones podrían cruzar el intervalo entre las «D» en tal relación de fase con el campo eléctrico que resultasen decelerados, y esto es más probable si los iones reciben pequeños incrementos de energía en cada aceleración.

Toda esta problemática hace que el límite práctico para la energía de aceleración de protones en un ciclotrón clásico sea de unos 25 MeV, con dimensiones y consumos enormes. Por ejemplo, el ciclotrón puesto en servicio en la Universidad de California (Livermore) en 1955, para acelerar protones a 14 MeV, utilizaba un imán de 350 Tm, con un campo de 0,9 T, y las radiofrecuencias de aceleración, 4 ó 9,5 MHz, requerían una potencia de 380 kw. Para resolver las pérdidas de resonancia y, a la vez, conseguir mayores energías de aceleración, pueden proponerse dos soluciones: modular la frecuencia de la corriente alterna aplicada o realizar un enfoque de tipo «Thomas». En el primer caso, puede optarse por mantener una órbita de radio variable, controlada por un campo magnético función del radio y una frecuencia de giro decreciente dependiente del campo magnético y de la energía total de la partícula (sincrociclotrón), u obligar a las partículas a moverse en una circunferencia de radio constante, usando un campo magnético y una frecuencia crecientes y dependientes respectivamente del momento y de la velocidad de las partículas (sincrotrón). La opción del enfoque de Thomas lleva al ciclotrón isocrono, llamado así por mantenerse la frecuencia del campo acelerador constante, y a desarrollos basados en la variación azimutal del campo magnético.

4. El ciclotrón relativista

En el caso relativista, la ecuación (6.5) sigue siendo estrictamente válida, sin más que tener en cuenta la variación de la masa de la partícula, de modo que se cumplirá:

$$m = m_0.\gamma \,, \qquad (6.8)a$$

$$p = m_0.\gamma \,.v = q.r.B \qquad (6.8)b$$

donde m_0 es la masa en reposo de la partícula y se toman en consideración los efectos relativistas a tavés de los términos

$$\gamma = E_{tot}/m_0c^2 = 1/(1-\beta^2)^{1/2}, \text{ con } \beta = v/c \qquad (6.9)$$

La frecuencia de rotación valdrá

$$f = \frac{q,B}{2\pi\, m_0.\gamma} \qquad (6.10)$$

Como puede apreciarse, la frecuencia orbital no puede mantenerse constante salvo que se incremente la intensidad del campo magnético con el radio. En tal caso, obligando a que $B = B_0.\gamma$, la expresión (6.6) se hace independiente del crecimiento relativista de la masa. Puede entonces escribirse, de modo genérico:

$$B(r) = B_0.\sqrt{\frac{1}{1-\beta^2}} = B_0.\sqrt{\frac{\beta^2}{1-\beta^2}} \qquad (6.11)$$

β depende del radio, obviamente, de modo que

$$\beta = \frac{\omega}{c}.\, r, \text{donde } \frac{\omega}{c\text{PHANTOM}}\, i = \frac{2\pi}{c}.\frac{f_{RF}}{h}, \text{ con } \frac{2\pi}{c} = 0{,}021\ MHz^{-1}.m^{-1} \qquad (6.12)$$

o bien,

$$\frac{\omega}{c} = \frac{q.\,B_0}{c.\,m_0.\gamma} = q.\,B_0.\frac{c}{E_{tot}} = \frac{e.c}{E_{uma}}.\frac{Z}{A}.B_0 \qquad (6.13)$$

donde E_{uma} es la energía asociada a la unidad atómica de masa, e representa la carga elemental, Z y A son los números atómico y másico de la partícula o ion y el primer factor es una constante de valor $0{,}322\ T^{-1}.m^{-1}$. A la vez, puede apreciarse que β (r) es función de Z/A, lo que obliga a diseñar de un modo distinto el campo magnético para cada tipo de partícula.

Dado que $\omega = \beta/r = c.\ b/r$, en un ciclotrón isocrono el radio de la órbita es proporcional a β. Su valor límite ($\beta = 1$) lleva un radio de 3,13 m, a 1 T de intensidad de campo magnético inicial, en el caso de protones.

Sin embargo, en función de lo comentado previamente, un campo magnético radialmente creciente produce desenfoque en la dirección en que está aplicado. El enfoque se produce por campos decrecientes o por campos azimutalmente variantes.

5. El microtrón

La expresión (6.10) permite constatar que el tiempo de revolución 1/f depende directamente de la energía de la partícula e inversamente de la intensidad del campo magnético. Para partículas a muy bajas velocidades, $\gamma = 1$ y el tiempo de revolución se hace independiente del momento de la partícula, de modo que el incremento en la longitud entre una vuelta y la siguiente se compensa con la mayor velocidad de rotación. Para velocidades relativistas, se cumpliría ΔT = constante.$\Delta\gamma$. Suponiendo un inicio de la aceleración en condiciones no relativistas, $\gamma = 1$, y $\Delta\gamma = 1$ ó un número entero no alteraría la condición de sincronismo en el proceso de aceleración. En cualesquiera otras condiciones, Dg debe tomar el valor k.γ, siendo k un número entero.

A bajas velocidades, $\Delta\gamma = 1$ supondría en el caso de electrones una ganancia en cada revolución de $\Delta E = 511$ keV (la masa en reposo del electrón), que resulta un salto en energía técnicamente viable. Sin embargo, no es factible en el caso de protones, que requerirían $\Delta E = 938$ MeV. Así pues, una frecuencia de aceleración independiente de la masa de la partícula sugiere la posibilidad de acelerar electrones utilizando una cavidad resonante a frecuencia constante que imparta 511 keV en cada pasada, circulando los electrones así acelerados en órbitas circulares crecientes, con una tangente común en la que se sitúa la cavidad de radiofrecuencia, en el seno de un campo magnético perpendicular constante.

El dispositivo, que recibe el nombre de microtrón (Fig. 3), es capaz de acelerar electrones hasta energías de 25 MeV, aproximadamente, debiéndose este límite práctico a las crecientes dimensiones del imán (un único imán requiere un peso proporcional a la tercera potencia de la energía, esto es, del radio de curvatura máximo), que por diseño no puede ser muy intenso si la frecuencia del oscilador es alta (B = 0,11 T para f = 3 GHz).

El problema del tamaño del imán, preciso para conseguir órbitas de gran radio y elevada energía, se

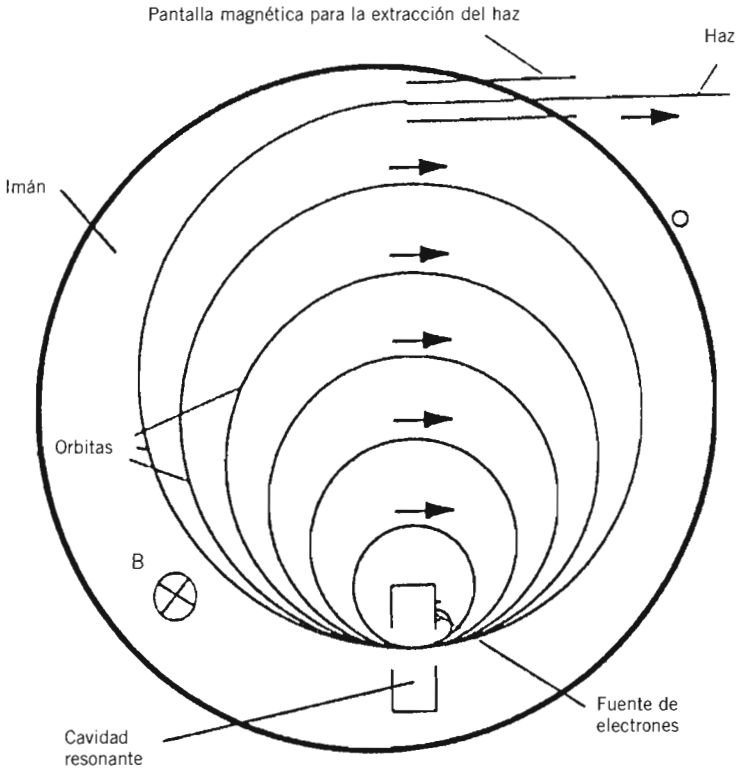


Figura 3: Esquema fundamental de un microtrón.

palía dividiendo el imán en dos secciones, en cada una de las cuáles el electrón describe una semicircunferencia. En el espacio entre ambas se intercala un acelerador lineal o una cavidad resonante que produce incrementos de energía igual a varias unidades de γ, permitiendo a la vez reducir el número de órbitas preciso. Los electrones se mueven en trayectorias de radio creciente con el tubo del acelerador lineal o cavidad como eje recto común (todas las semicircunferencias se cierran en dicha guía) y distintos tramos rectos en los extremos opuestos de los arcos circulares, en función de la energía, controlados por monitores de haz.
De hecho, se introduce en este proyecto la tecnología de la llamada «racetrack» (cámara de vacío adaptada a las trayectorias de las partículas aceleradas). Como ejemplo puede citarse el Race Track Microtron Eindhoven, que se utilizará como inyector del anillo de almacenamiento en baja energía EUTERPE. En este sistema (Fig. 4), los electrones se inyectan a 10MeV tras su aceleración por un acelerador lineal de 2.998 MHz, se aceleran 13 veces en una cavidad de ondas que opera a la misma frecuencia, ganando 5 MeV en cada aceleración y generando un haz de electrones de 75 MeV.

Propuesto inicialmente por Veksler en 1944, el primer microtrón se construyó en 1948 en Ottawa (Canadá) pero por problemas derivados principalmente de una inyección ineficaz se abandonó temporalmente, hasta 1961. En ese año se construyó en la Universidad de Ontario la primera máquina de este tipo basada en el enfoque por sectores y con una sola cavidad resonante, como se ha descrito en el párrafo precedente. Existen otros microtrones multicavidad, de este mismo tipo, como el de la Universidad de Mainz, de 180 MeV, algunos de los cuáles se utilizan como anillos de almacenamiento e inyección en otras máquinas.

6. El sincrociclotrón

El incremento de la masa de las partículas con la energía impone un límite superior práctico de alrededor

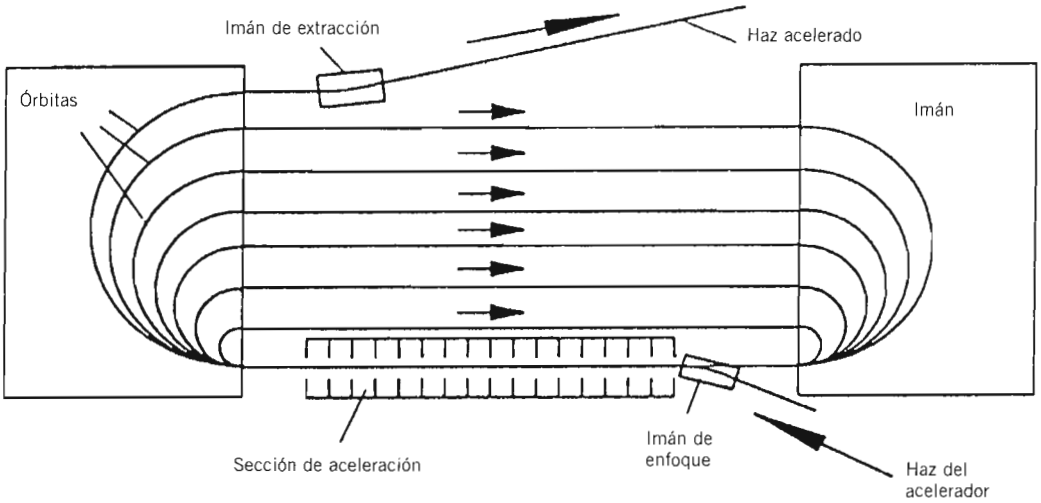


Figura 4: Perfil de piezas polares en un ciclotrón clásico

de 25 MeV en ciclotrones convencionales diseñados para la aceleración de protones o deuterones. La masa de 1 protón a 25 MeV es alrededor del 2,5% más grande que su masa en reposo y la frecuencia de resonancia del ciclotrón se reduce alrededor de un 2,5%. Conseguir aceleración fuera de la estricta resonancia a más altas energías podría requerir la aplicación de tensiones excesivamente altas a las «D»

McMillan y Veksler sugirieron de modo independiente en 1945 que un método de acelerar partículas a muy altas energías, manteniendo una condición estricta de resonancia podría ser la modulación en frecuencia de la tensión entre las «D». La operación de uno de estos sincrociclotrones, como fue llamado desde entonces, utiliza el concepto de órbitas estables en fase, si bien la estabilidad de fase es una condición general para todos los aceleradores de radiofrecuencia, excepto para el ciclotrón de frecuencia fija.
La idea es que un haz de partículas compacto en el tiempo (el «bunch») con dispersión inicial en energía se compactará tambien en energía a lo largo del proceso de aceleración por el simple hecho de inyectarlo en una fase adecuada del ciclo de radiofrecuencia.

En el caso de una partícula cargada de energía cinética T girando en una órbita circular en resonancia exacta con el voltaje aplicado entre las «D», suponiendo que la partícula cruza el espacio entre las «D» en el momento en que el voltaje en una «D» es 0 y está a punto de convertirse en una tensión deceleradora, si la partícula está en estricta resonancia con el campo eléctrico cruzará siempre el intervalo entre las «D» cuando el campo eléctrico es 0 y ni ganará ni perderá energía. Puede verse que ésta es una órbita estable en fase (esto es, siempre cruza en intervalo entre las «D» en el misma fase respecto del campo eléctrico). En efecto, consideremos un pequeño incremento en la energía de la partícula desde T hasta T+dT. Este cambio supone un aumento de la velocidad lineal de partícula, pero de acuerdo con la ecuación (6.5) la frecuencia decrece. Entonces, las partículas de energía T+dT llegan más tarde al intervalo entre las «D» y experimentarán un pequeño campo de deceleración, y por lo tanto reducirán su energía cinética y tenderán a volver a su fase original. Similar argumento muestra que las partículas que tienden a perder energía alcanzan el borde de la «D» con anterioridad y ganan energía volviendo de esta forma a su fase original. Por otra parte, el cruce del intervalo cuando el voltaje es 0 y próximo a convertirse en un voltaje acelerador es inestable y las partículas se defasarán.

La operación del sincrociclotrón se basa en la lenta tasa de variación de la frecuencia del voltaje acelerador. En el diseño se prevé que la frecuencia máxima del voltaje aplicado a la «D» sea la de la expresión (6.6), para iones cerca de la fuente de iones con una pequeña energía cinética. La frecuencia cae lentamente y un haz de iones que cruza el intervalo con una

fase ϕ_0, ganará sólo la suficiente energía como para volver al intervalo de las «D» en el mismo ángulo de fase. Esto es, el decrecimiento en la frecuencia de rotación debido a un incremento de energía se compensa con el decrecimiento de la frecuencia del campo eléctrico. Los iones oscilan en fase alrededor de ϕ_0 cuando cruzan, pero las oscilaciones son estables si ϕ_0 está en la parte descendente de la curva senoidal.

Entonces, en un sincrociclotrón los iones no son continuamente acelerados, sino que se da un régimen impulsional (un haz compacto en el tiempo por ciclo de modulación se sitúa en una órbita de fase estable y es acelerado hasta el borde de la «D»). Los iones que son acelerados están en estricta resonancia con el campo eléctrico, realizando un enorme recorrido, dado que el radio de la órbita crece muy lentamente. En contraste con el ciclotrón de frecuencia fija, el voltaje de aceleración requerido es pequeño (del orden de decenas de kilovoltios).

La disminución gradual en la frecuencia del campo eléctrico aplicado en el curso de la aceleración se diseña para compensar el efecto del decrecimiento radial en la intensidad del campo magnético (el anteriormente citado enfoque débil o «enfoque por gradiente constante») que proporciona el enfoque vertical, así como el aumento de masa. La frecuencia del campo eléctrico se modula mediante un condesador cuya capacidad varia cíclicamente a la frecuencia precisa. El voltaje y la potencia del oscilador son mucho menores que en un ciclotrón convencional.

La corriente promedio en un sincrociclotrón es del orden de los microamperios. El blanco para producción de un haz de alta energía consiste frecuentemente en un elemento interno colocado a la distancia radial requerida para interceptar partículas de la energía seleccionada. La deflexión de las partículas en circulación para producir un haz externo es difícil, sobre todo debido al pequeño incremento en el radio de la órbita por cada revolución. Para mejorar el rendimiento en la extracción del haz se ha desarrollado una técnica basada en la inducción de oscilaciones radiales de las partículas al final de su aceleración. Esas oscilaciones se producen diseñando el campo magnético de tal manera que presente un estrecho sector angular de alrededor de 5° en el que el campo se debilite, seguido de otro sector posterior en el cual el campo se incremente por encima del promedio. Las partículas que atraviesan la región del campo débil, son deflectadas hacia el exterior, mientras que la región del campo magnético intenso tiene el efecto opuesto. En pasadas sucesivas a través de ambas zonas la amplitud de las oscilaciones va creciendo, lo que permite la separación final de un haz emergente apantallando las partículas del campo magnético.

Una fuente de iones utilizada en este tipo de máquinas hace uso de un filamento de wolframio caldeado con una corriente elevada y polarizado a un potencial de un centenar de voltios negativos. Los electrones emitidos se desplazan hacia el ánodo pero siguen una trayectoria que rápidamente se transforma en una espiral alrededor de las líneas de fuerza de un campo magnético potente. El ánodo adquiere gradualmente una carga negativa y un potencial que tiende a repeler a los electrones, de manera que van realizando oscilaciones entre el filamento y el ánodo. La moléculas del gas inyectadas en esa región resultan ionizadas por impacto de los electrones, recuperándose los iones positivos desde el exterior mediante proyecciones especiales de uno de los electrodos en forma de «D».

La energía límite para los sincrociclotrones (alrededor de 1 GeV para protones) está condicionada por el tamaño y costo del imán. Los imanes más grandes en uso tienen un diámetro de polos en el orden de los 5 m.

En suma, la energía más alta que se obtiene a partir de un ciclotrón de frecuencia modulada se paga con una enorme reducción en la intensidad del haz. Esto es debido a que la radiofrecuencia del campo eléctrico no es constante y sólo unos pocos haces compactos de partículas pueden ser acelerados a la vez, produciendo entonces una salida pulsada. Además, los iones tienen que dar un gran número de vueltas respecto de otros tipos de ciclotrón, debido tanto a que la energía final es más alta como a que el voltaje aplicado a las «D» es más bajo (debido a los requisitos de estabilidad de fase). Los bajos voltajes aplicados a las «D» tienen también una influencia importante en el proceso de extracción, que se vuelve mucho más crítico debido a la menor separación entre las órbitas, debiéndose rea-

lizar por un método de extracción pulsada diferente del que se utiliza en otros ciclotrones y que supone en conjunto un rendimiento relativamente pequeño. La baja eficiencia de extracción reduce más la intensidad de la de salida. Algunos sincrociclotrones construidos para investigación en física han encontrado aplicaciones en el tratamiento de tumores mediante protones de alta energía, para lo cuál las bajas corrientes obtenidas son suficientes.

7. El sincrotrón

Es la máquina que se dedica de modo preferente a acelerar protones y otras partículas a energías superiores al GeV (lográndose con tecnología de imanes superconductores energías próximas a 1000 GeV). No obstante lo anterior, el concepto de sincrotrón se ha aplicado tambien a desarrollos en los que los haces de partículas no se aceleran, sino que se «almacenan» durante tiempos de incluso horas, manteniendo constante su energía (y tambien, por tanto, la radiofrecuencia aceleradora). La aplicación original de estos anillos de almacenamiento fue, según se ha indicado al principio, producir la colisión entre dos haces de partículas y antipartículas (que por sus características electromagnéticas opuestas circulan en sentidos contrarios) para su estudio en el campo de la física de altas energías. Sin embargo, la energía radiada en forma de ondas electromagnéticas (conocida como «radiación del sincrotrón») ha cobrado enorme importancia en diversas áreas de investigación básica y aplicada.

Una de las diferencias esenciales entre el sincrociclotrón y el sincrotrón es que en éste último las partículas son confinadas a una órbita de radio constante mediante un campo magnético variable con el tiempo, a la vez que lo hace el momento de la partícula. El radio de la órbita es mucho más grande que el radio de la «D» de los más grandes ciclotrones, pero el coste del imán se reduce suprimiendo la región central y utilizando un conjunto de imanes en disposición anular. En este diseño, la construcción modular del imán hace disminuir enormemente la masa del hierro, de manera que el acelerador puede ser más grande (creciendo por lo tanto la energía final). Sin duda esta es una enorme ventaja, debido a que, aunque el sincrociclotrón no posee un límite superior para la energía que se puede obtener en las partículas cargadas, sí que se plantea un límite práctico como consecuencia del crecimiento del imán con la energía final («grosso modo», el volumen del imán crece a la vez que lo hace el cubo de la energía cinética) lo que evidentemente supone una limitación teniendo en cuenta el peso y el coste del hierro. En el sincrociclotrón de Leningrado, por ejemplo, los protones se aceleran hasta 1 GeV, pero el peso del imán es alrededor de 7.800 Tm.

Existen dos tipos de aceleradores de esta categoría, los llamados de enfoque débil y los de «gradiente alterno» o de enfoque fuerte. Los componentes básicos son una cámara de vacío conteniendo imanes en forma de sector circular en número variable para producir la curvatura de la trayectoria de los iones, con tramos de aceleración rectos intercalados entre cada dos sectores magnéticos a los que se aplica el campo eléctrico de radiofrecuencia y que se comportan, consiguientemente, como cavidades resonantes (Fig. 5).

El sincrotrón es una máquina pulsada, de manera que en la zona de aceleración entra un haz breve y compacto cuando el campo magnético vertical del anillo magnético ha alcanzado algunas centésimas de tesla. La densidad del flujo del campo en el instante de inyección debe compensar el momento lineal de las partículas, esto es, $p = B.r_0.e$. Esta condición debe satisfacerse para todas las energías, por lo que la intensidad del campo magnético va creciendo de modo proporcional al momento.

En cada revolución, las partículas pasan a través de la red de cavidades de radiofrecuencia y reciben pequeños incrementos de energía (del orden del keV). Durante el tiempo total de vuelo, uno o algunos segundos típicamente, las partículas o iones habrán recorrido una distancia del orden de 10^5 km. La presión de gas debe ser inferior a 10^{-6} mm Hg, a fin de reducir pérdidas de partículas en el haz por dispersión en el gas. Como este efecto es sumamente relevante a bajas energías, las partículas se aceleran hasta una

energía de varios MeV antes de entrar en la cámara de vacío circular.

A medida que las partículas ganan energía podrían golpear la pared externa de la cavidad de vacío, a menos que el campo magnético que los guía crezca a una tasa correcta para mantenerlos en el radio fijo r_0. Además, la frecuencia del campo eléctrico acelerador debe incrementarse lentamente para mantenerse en estricta resonancia con la frecuencia de revolución de los protones, lentamente creciente.

Una forma de producir un campo magnético variable con el tiempo es aplicar una gran subida de tensión, de modo brusco, a las bobinas de excitación de campo. La tasa de crecimiento de B está determinada primariamente por la resistencia y la inductancia del bobinado (la inductancia varía cuando la corriente crece debido a cambios en la permeabilidad en el núcleo de hierro). Tras la aceleración, la corriente de los imanes se reduce a 0; hay entonces una pausa de unos cuantos segundos antes de que el siguiente ciclo comience. El suministro de potencia para producir el campo magnético en un sincrotrón es muy elevado. Por ejemplo, el llamado Bevatrón, que se construyó en Berkeley, se alimenta con dos generadores de 46 kVA.

Existe una considerable variación en el diseño del sistema preacelerador en los sincrotrones. Por ejemplo, en el llamado Cosmotron del Brookhaven National Laboratory se utiliza una máquina aceleradora tipo Van de Graaff; en el Bevatrón, los protones son acelerados por un multiplicador de tensión de 460 kV y a continuación por un acelerador lineal de 9,9 MeV antes de la inyección en la cámara de vacío. Una parte importante de la máquina es el sistema de inyección, esto es, el sistema de lentes de enfoque electromagnético y de láminas deflectoras que guían a las partículas exactamente a la órbita de equilibrio en el centro de la cámara de vacío. Excepto en un ciclotrón instalado en Birmingham, las partículas se inyectan en una de las secciones lineales de vacío, lo que facilita considerablemente el complicado problema de inyección, al producirse ésta en una región libre de campo magnético.

Para un tipo de partícula como el protón (el interés inicial de estas máquinas fue la aceleración de protones, preferentemente), en un sincrotrón sin secciones rectas la frecuencia de circulación vendría dada por la expresión

$$f = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{B.e.c^2}{2\pi(m_0.c^2+T)} \qquad (6.14)$$

donde T la energía cinética y m_0c^2 es la energía en reposo del protón. Suponiendo que existieran cuatro secciones rectas (por ejemplo, como en la figura 5) de longitud l, la frecuencia toma la expresión

$$f = \frac{\omega}{2.\pi} = \frac{B.e.c^2}{2\pi.(m_0.c^2,+T)} \cdot \frac{2\pi\, r_0}{(2\pi\, r_0 + 4.1)} \qquad (6.15)$$

donde r_0 es el radio de la órbita de equilibrio. La energía total del protón valdrá

$$T + m_0.c^2 = \sqrt{(p.c)^2+(m_0.c^2)^2} = \sqrt{(B.r_0.e.c)^2+(m_0.c^2)^2} \qquad (6.16)$$

con lo que B debe satisfacer la ecuación

$$B = \frac{\sqrt{T.(T + 2\, m_0.c^2)}}{r_0.e.c} \qquad (6.17)$$

Sustituyendo el valor de B en la expresión de la frecuencia, se obtiene:

$$f = \frac{c\sqrt{T.(T + 2\, m_0.c^2)}}{(m_0.c^2+T)} \cdot \frac{1}{(2\pi\, r_0 + 4.1)} \qquad (6.18)$$

Esta expresión puede simplificarse en las primeras etapas de aceleración, cuando T es mucho menor que la energía en reposo del protón, con lo cual f toma el valor

$$f = \frac{c}{(2\pi\, r_0 + 4.1)} \cdot \sqrt{\frac{2T}{m_0.c^2}} \qquad (6.19)$$

En la práctica, la frecuencia del oscilador se controla mediante una señal derivada del valor instantáneo del campo magnético (creciente) en la zona interpolar, de manera que la expresión de la frecuencia se satisface con una precisión mejor del 0,1% durante el periodo de aceleración completo.

Los protones que circulan ejecutan oscilaciones «de betatrón» radiales y verticales alrededor de la órbita de equilibrio. El campo magnético, sin componente azimutal, se ajusta de manera que su componente vertical decrezca al aumentar el radio según la expresión $B_z = B_0.(r_0/r)^n$, donde B_0 es la componente vertical de B en la órbita de equilibrio y n es el llamado índice de campo, con $0 < n < 1$.

El tratamiento matemático del problema permite deducir las frecuencias de oscilación radial y en el plano vertical:

$$\omega_r = \omega.\sqrt{1-n},\omega_z = \omega.\sqrt{n},\text{con}\omega = \frac{v}{r_0} = \frac{B_0.e}{r_0} \qquad (6.20)$$

Como se ve, son más pequeñas que la frecuencia de revolución. Además, si ambas estuvieran en una relación entera, las oscilaciones radiales y verticales podían resultar fuertemente acopladas, transfiriéndose la energía de una a la otra, produciéndose un crecimiento indeseable de la amplitud de una. Estas resonancias deben evitarse, de manera que ciertos valores de n tales como 0,2, 0,5, etc., no se usan. Un tratamiento detallado de la teoría de las oscilaciones del betatrón lleva a la importante conclusión de que su amplitud decrece cuando crece la intensidad del campo magnético (existe una variación inversa de acuerdo con $B^{1/2}$).

En adición a las oscilaciones de tipo betatrón, que son consecuencia de la forma del campo, los protones oscilan en fase cuando cruzan el espacio entre las «D». Las oscilaciones en fase están asociadas con oscilaciones en la energía superpuesta al crecimiento en la energía predicho con el tiempo. Hay una oscilación radial que acompaña a la oscilación en energía, pero la frecuencia es de 100 a 10.000 veces más pequeña que la del ciclotrón.

El diseño del sistema acelerador de radiofrecuencia se complica por el amplio barrido en frecuencia requerido. El proceso de aceleración real puede entenderse asimilando el haz de partículas en proceso de aceleración como el arrollamiento secundario de un transformador, con una simple vuelta, o como una cavidad resonante, por ejemplo, como posibles aproximaciones. El resonador del Cosmotrón, por ejemplo, está cargado con un material de alta permeabilidad magnética y alta constante dieléctrica (una ferrita). En esta máquina la frecuencia del oscilador se varía controlando la inductancia de una bobina con núcleo de ferrita, equipada con un bobinado auxiliar para corriente continua.

Los valores característicos de intensidad en un sincrotrón de protones, pueden estar en unos 10^{11} protones acelerados por cada haz elemental, con una frecuencia de unas 10 veces por minuto, tasa de repetición más bien baja.

8. El sincrotrón de campo magnético de gradiente alterno

El la ecuación $B_z = B_0.(r_0/r)^n$, el índice del campo se ha supuesto hasta ahora situado entre los límites de 0 y 1 para el tipo de sincrotrones descrito. Cuando $n > 1$ el campo desaparece más rápidamente que 1/r y no hay fuerza restauradora radial de tipo magnético. Sin embargo, valores positivos muy grandes de n podrían producir un intenso enfoque vertical, esto es, la frecuencia ω_z mucho mayor que ω, y la amplitud de las oscilaciones de tipo betatrón verticales de las partículas en circulación podría reducirse de un modo muy importante. Por otra parte, valores negativos grandes para n (incrementándose rápidamente el campo con el radio) podrían dar lugar a frecuencias de oscilación radial ω_r mucho mayores que ω, y a una gran reducción en la amplitud de las oscilaciones radiales correspondientes. Así pues, gradientes de campo elevados producen fuertes enfoques verticales o fuertes enfoques radiales, a expensas de un fuerte desenfoque en la dirección radial o vertical respectivamente.

En 1952, E. Courant, M. Livingston y H. Snyder publicaron un importante trabajo explicando un nuevo principio de enfoque fuerte utilizando un campo magnético de gradiente alterno (de hecho, descubierto independientemente, aunque no publicado, por N. Christofilos en 1950). Dicho principio implica esencialmente el uso de un campo magnético que actúa de guía con elevados gradientes de campo (n es varios centenares en valor absoluto), con valores positivos y negativos aplicados alternativamente a cortos segmentos del anillo (es decir, sucesiones alternantes

de n positivo y negativo). Tal sistema de secciones magnéticas alternantes es equivalente a una series de lentes magnéticas, que hacen converger a las partículas en una coordenada y diverger en la otra, de modo similar al sistema óptico convergente formado por lentes ópticas convergentes y divergentes igualmente espaciadas, de longitudes focales f y -f respectivamente. Para un par de lentes delgadas, de longitudes focales f_1 y f_2, la longitud focal equivalente F viene dada por la expresión $1/F = 1/f_1 + 1/f_2 - 1/f_1.f_2$.

En lugar en provocar una abrupta divergencia en las direcciones radial o vertical, el efecto resultante de muchas secciones alternantes es provocar un fuerte enfoque en ambas direcciones. Gradientes intensos positivos y negativos pueden producirse mediante piezas polares de superficies no paralelas, con convergencia o divergencia en la dirección perpendicular al movimiento de los partículas aceleradas. En el sincrotrón de protones de 25 GeV construido en el CERN, el radio de la órbita es de 100 m y hay 100 unidades magnéticas en el anillo completo (produciendo así 100 inversiones del gradiente del campo). El índice de campo n tiene una magnitud de 282 en esta máquina. Respecto de la importancia de la técnica de enfoque fuerte mediante gradiente alterno, no es ocioso destacar que el proyecto inicial de este ciclotrón del CERN era una máquina de enfoque débil con energía máxima de 10 GeV, y que se sustituyó de inmediato por la construcción de la descrita, al mismo costo total junto a unas mejores prestaciones.

Merece la pena subrayar, nuevamente, la posible producción de resonancias, que podrían llevar a un crecimiento castatrófico en la amplitud de las oscilaciones radial o vertical. Si el número de oscilaciones libres radiales o verticales por revolución, Q, y Q_v, son un valor entero, hay una resonancia entre esta oscilación y la componente de Fourier correspondiente a la inevitable variación azimutal del B_0 alrededor de la circunferencia del imán. Tambien hay que evitar la producción de resonancias como las que aparecen, por ejemplo, a valores semienteros. En la máquina del CERN comentada, Qr = 6.2 y Q_v = 6.3.

Otra característica importante del sincrotrón de gradiente alterno es el fenómeno conocido como «compactación de momentos» y se relaciona con la mayor o menor proximidad entre trayectorias de las partículas. Tal propiedad, que se mide en función de un parámetro $a = (1- n)^{-1}$, llamado factor de compactación de momentos, puede también aplicarse al sincrotrón de enfoque débil, es decir, con n independiente del azimut. Para este último, a es del orden de 2,5, y alrededor de 0,03 en el caso de máquinas de fuerte enfoque, lo que viene a significar que órbitas correspondientes a un amplio abanico en el momento de las partículas son comprimidas juntas y ocupan una pequeña fracción de la extensión radial de la cámara de vacío circular.

El pequeño factor de compactación de momentos de un sincrotrón de gradiente alterno es responsable de la aparición de una energía de transición de fase (los protones en aceleración deben atravesar la zona de aceleración cuando el voltaje de radiofrecuencia está creciendo si su energía es baja, y cuando el voltaje está cayendo a altas energías, para que se asegure la estabilidad de fase). A dicha energía de transición la estabilidad de fase desaparece, con lo que podría producirse una fuerte perdida de partículas, por lo que si dichas partículas van a ser aceleradas a más altas energías, la fase del voltaje acelerador debe desplazarse abruptamente a la energía de transición de manera que las partículas crucen el espacio de aceleración a voltaje descendente.

En cierta época se pensó que la energía de transición podría representar un formidable obstáculo a la aceleración de protones a energías más elevadas. Teniendo en cuenta que la frecuencia del voltaje acelerador es automáticamente llevada al valor teórico correcto, se ha encontrado que la energía de transición puede ser sobrepasada sin perdida de partículas, a condición de que el error de tiempo en la conmutación de fase del voltaje acelerador no sea muy grande (unos 3 ms para la máquina del CERN).

En la máquina del CERN se utilizan dos sistemas automáticos para controlar la frecuencia del voltaje acelerador. En las etapas previas de aceleración (los protones se inyectan en una cámara desde un acelerador lineal de 50 MeV), la frecuencia se controla mediante un computador analógico que deriva su señal de entrada a partir del campo magnético creciente. A energías más elevadas, la frecuencia debe ser

cuidadosamente controlada y el haz de protones circulante se utiliza directamente para inducir una señal sobre unos electrodos captadores situados en el interior de la cámara de vacío. Esta es la señal de entrada de un servosistema que controla automáticamente la frecuencia del voltaje acelerador.

Los problemas de apantallamiento frente a la radiación, muy severos en el sincrotrón del CERN, se han solucionado construyendo el anillo magnético en el interior de un túnel circular subterráneo. La temperatura en el interior del túnel se controla con precisión de 1 °C, como precaución frente a efectos de expansión térmica que provocasen desalineamiento de los sectores magnéticos.

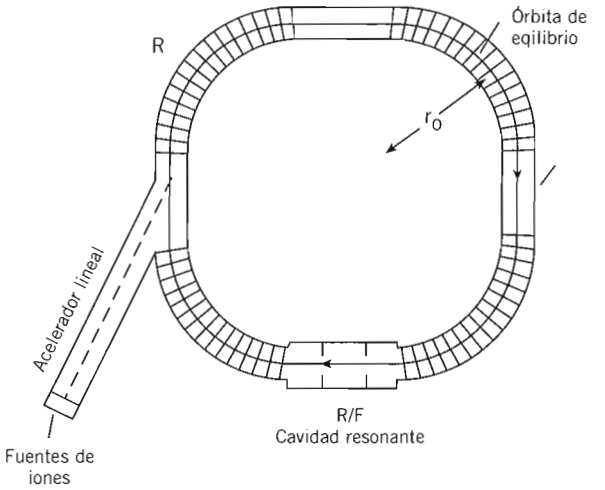


Figura 5: Cámara de vacío compuesta por cuatro secciones magnéticas en régimen pulsado.

9. El ciclotrón de campo azimutalmente variante

Una aproximación completamente diferente a la solución del problema intrínseco de la energía límite en el ciclotrón clásico fue propuesta por Thomas en 1938, pero su idea no se puso en práctica hasta principio de 1950, cuando se construyó el primer ciclotrón de campo azimutalmente variante (CAV) o ciclotrón isocrono. El ciclotrón CAV es una máquina mucho más versátil que los tipos precedentes y su desarrollo ofreció nuevas e interesantes posibilidades, tal como conseguir un elevado rendimiento de extracción, mejor calidad de haz y aceleración de iones pesados.

Con relación al ciclotrón clásico y al sincrociclotrón, en el ciclotrón CAV la simetría cilíndrica del campo magnético se sacrifica para satisfacer los requisitos de relatividad y enfoque a la vez. El campo se expresa ahora como la superposición de un valor promedio y un valor modulado, este último dependiente del ángulo azimutal.

En la máquina, la radiofrecuencia es constante, como en el ciclotrón clásico, mientras que el campo magnético promedio crece con el radio para compensar el incremento relativista de la masa de las partículas, con lo que la expresión (6.6) toma la forma

$$f = q.\frac{<B>}{e\pi m\gamma} \qquad (6.21)$$

siendo <B> el valor promedio del campo magnético.

La variación azimutal del campo se consigue añadiendo a los polos del imán expansiones triangulares de idéntica extensión (Fig. 6), de modo que en su conjunto se asemejan a una hélice, en la que el espesor de las aspas es lo suficientemente grueso como para producir la modificación deseada en el valor instantáneo del campo magnético.

Una partícula que gira en el seno de dicho campo se encuentra sometida a un campo que presenta alternancias entre un valor de pico y uno de valle, lo que genera una de fuerza de enfoque vertical extra que supera el efecto de desenfoque debido al incremento radial del campo magnético. Se consigue una fuerza de enfoque axial adicional dando forma espiral al perfil de las «aspas» que producen la modulación.

Debido a esta configuración de campo, el radio de curvatura de las partículas no es constante con el azimut y por lo tanto la órbita de equilibrio no es un círculo perfecto. Debido a ello es habitual definir un radio por medio de curvatura de manera que el momento puede escribirse en términos de p = q.<B>.<r>.

La energía máxima que se puede obtener de un ciclotrón CAV es alrededor de 500 MeV para protones, con intensidades de haz próximas al miliamperio. En todo

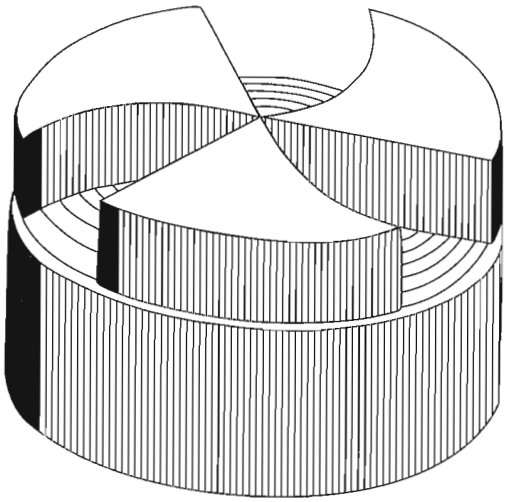


Figura 6: Perfil de pieza polar en un ciclotrón isócrono.

caso, las corrientes son mucho más altas que las que puedan conseguirse con un ciclotrón de frecuencia modulada, lo que representa una enorme ventaja. Debe tenerse en cuenta que el ciclotrón CAV es capaz de acelerar haces continuos, en tanto que el sincrociclotrón y el sincrotrón lo hacen siempre con haces pulsados.

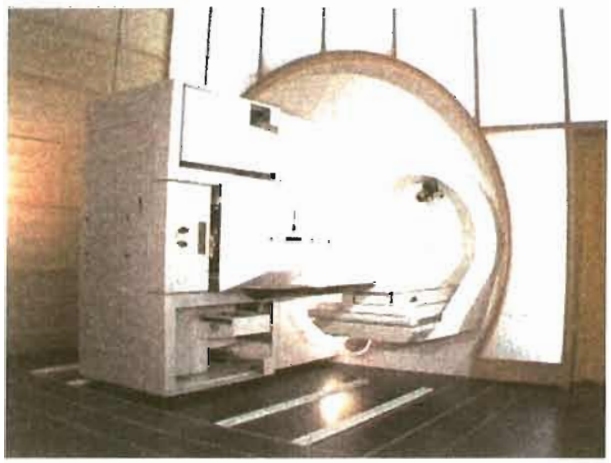
Prácticamente todos los ciclotrones comerciales modernos para aplicaciones biomédicas son de este tipo. Con frecuencia, además, la concepción del ciclotrón CAV se combina con la posibilidad de acelerar iones negativos, especialmente en la producción de radionucleidos. Esta aplicación ofrece la ventaja de una fácil extracción del haz, que logra virtualmente un 100% de rendimiento (frente a valores típicos del 60 al 80% para iones positivos). La extracción se consigue simplemente arrancando a los iones sus electrones, un procedimiento que instantáneamente invierte el estado de carga y consiguientemente el radio de curvatura de las partículas, dirigiéndolas al exterior de la máquina. Mediante una adecuada elección de la posición de la lámina extractora, es posible variar muy fácilmente la energía de las partículas y dirigir el haz hacia canales de extracción distintos, e incluso extraer más de un haz a la vez, sin la necesidad de modificar los parámetros del acelerador.

Se requiere normalmente un mejor vacío que en el caso de ciclotrones de iones positivos, dado que las moléculas de gas residuales podrían producir intercambios tempranos de electrones con los iones a acelerar, lo que afectaría al rendimiento de la máquina, además de producir una activación indeseable de la cámara de vacío.

La disponibilidad de fuentes de iones negativos suficientemente intensas para producción de radioisótopos junto con una buena eficiencia de extracción permite alcanzar corrientes de haz externo de centenares de microamperios. La posibilidad de tener varios puertos de extracción (que no es posible con ciclotrones de iones positivos) ofrece la ventaja adicional de simplificar la operación del ciclotrón teniendo varios blancos permanentemente instalados en posición, de gran interés en el caso de producción rutinaria de radionucleidos, como es el caso de las máquinas instaladas en hospitales.

El principio de enfoque fuerte mediante un campo magnético azimutalmente variante tiene una evolución natural en el ciclotrón llamado «de sectores separados». El enfoque del haz se lleva a cabo todavía mediante el principio de campo azimutalmente variante pero el imán, como en el sincrotrón, va fraccionado en este caso en varios sectores. Este tipo de máquina alcanza energías de aceleración muy elevadas con un enfoque mejorado respecto del ciclotrón CAV convencional, debido a la modulación del campo magnético derivada de la existencia de pequeños espacios entre los imanes, lo que también reduce el consumo de potencia. Además, se dispone de mucho espacio entre sectores adyacentes para colocar equipamiento, para inyección y extracción del haz y para las cavidades de radiofrecuencia, lo que favorece el uso de cavidades más eficaces para aumentar la ganancia en energía en cada aceleración. Esto último significa una mayor separación entre las órbitas y una mejor eficiencia de extracción al reducir las pérdidas del haz. Este ciclotrón, que no trabaja desde energía cero, ha de estar acoplado a un preacelerador que suministre energía (incluso decenas de MeV) al haz inicial de partículas, antes de que se inyecte en la máquina principal. El mayor acelerador de este tipo es uno de 8 sectores, instalado en el Instituto Paul Scherrer (Suiza), capaz de acelerar protones a 590 MeV con corrientes de 1 mA.

La posibilidad de acelerar de modo continuo y no pulsado, junto con una más eficiente extracción, entre otros motivos, hacen que los ciclotrones isocronos palíen el problema de disponer de haces intensos de partículas, planteado en muchas aplicaciones, por lo que estas máquinas han desplazado a los ciclotrones modulados en frecuencia.



La expresión (6.7) muestra que la máxima energía obtenible de un ciclotrón para un tipo especificado de ion depende del radio de la máquina y del campo magnético. Los tipos de ciclotrón descritos previamente se basaban en el crecimiento del radio, si bien utilizando diferentes soluciones técnicas. El descubrimiento de la superconductividad abrió la posibilidad de generar campos magnéticos más altos (típicamente de 2 a 4 veces más intensos de los producidos por imanes convencionales) por medio de bobinas superconductoras. Una ventaja asimismo considerable es disminuir el peso de los imanes en más de un orden de magnitud, manteniendo iguales características.

El primer proyecto de este tipo fue emprendido en la Universidad del Estado de Michigan y en la actualidad hay bastantes ciclotrones superconductores en vías de desarrollo o en fase operacional. El elevado campo magnético obtenido en un ciclotrón superconductor permite un acelerador compacto con una reducción en tamaño, peso del imán y costo. Por otra parte, surgen nuevos problemas tecnológicos, como los debidos a aspectos criogénicos. Además, las bobinas están sometidas a grandes fuerzas, provocadas por los intensos campos magnéticos y, por lo tanto, se requiere un particular cuidado para mantenerlas en su posición, dado que pequeños movimientos podrían provocar la extinción del imán.

En la cámara de vacío se plantean problemas por las reducidas dimensiones de la máquina, que hacen difícil la colocación de equipos como bombas de vacío, sistemas de radiofrecuencia y elementos de diagnóstico, y la reducida separación de las órbitas (causada por el fuerte campo magnético) puede llegar a representar problemas en la extracción del haz. Sin embargo, la construcción de ciclotrones superconductores para aplicaciones de rutina es creciente en la actualidad.

Un tipo de acelerador que representa un nuevo concepto en el diseño del ciclotrón es el proyecto TRITRON que se desarrolla en la Universidad de Munich. Para este ciclotrón el valor de K es 88 MeV, con imanes y cavidades de radiofrecuencia basadas en la tecnología de los superconductores. El diseño es una mejora de una idea propuesta inicialmente en 1963 para un acelerador con canales magnéticos individuales de modo que los iones realizan un camino espiral en el interior de una estrecha guía dentro del imán. El diseño recibe el nombre de ciclotrón de órbitas separadas y combina las características del ciclotrón isocrono, del sincrotrón y del acelerador lineal. La alta ganancia de energía de 3 MeV por vuelta asegura una separación de las órbitas suficientemente grande para conseguir canales magnéticos separados, por lo que puede lograrse un fuerte enfoque transversal, al igual que en un sincrotrón. Las oscilaciones de tipo betatrón pueden elegirse lejos de los límites de estabilidad, evitando resonancias y los problemas de inyección y extracción se minimizan.

El ciclotrón, que trabajará con un inyector de 13 MV en tándem, es extremadamente ligero y compacto. Consta de 12 sectores magnéticos y 6 cavidades de radiofrecuencia encerrados en una cámara de vacío. Las cavidades se sitúan entre las estructuras magnéticas. La espiral va diseñada de tal modo que las trayectorias van creciendo de una cavidad a la siguiente, y la velocidad de las partículas crece en proporción, para mantenerse en fase con el voltaje acelerador. El diseño se adapta globalmente a un sistema isocrono, si bien con la ventaja de que en el ciclotrón isocrono convencional el enfoque longitudinal no es muy intenso, en tanto que en el tritron, las partículas inyectadas con valores adecuados de energía y fase están fuertemente enfocadas, incluso longitudinalmente, característica que da al tritrón la posibilidad de conseguir intensidades de haz mucho más altas que las obtenidas con ciclotrones convencionales.

1. SMITH, C. M. H. *A textbook of nuclear physics*, Pergamon Press, 1966.
2. JACKSON, J. D. *Electrodinámica clásica*, Alhambra, 1966.
3. THOMAS, CHARLES C. *The Physics of Radiology*, Johns and Cunningham, fourth edition, Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1983.
4. SILARI, M. «Cyclotrons in biomedicine. Part I: principles of operation and evolution of machine design», *Physica Medica* 8(1), 1992.
5. WIEDEMANN, H. *Particle accelerator physics*, Springer Verlag, 1993.
6. Fifth general accelerator physics course, CERN Accelerator School, Proceedings del curso celebrado en la Universidad de Jyväskylä, Finlandia, del 7 al 18 de septiembre de 1992, referencia CERN 94-01, editado por S. Turner, Ginebra, 1994.
7. CARRERAS, J. L. *La tomografía por emisión de positrones en oncología*. Discurso para la recepción pública del Académico electo Prof. José Luis Carreras Delgado en la Real de Medicina el 24 de octubre de 1995, editado por el Instituto de España, Madrid, 1995.
8. EARLY, P. J. «Use of diagnostic radionuclides in medicine», *Health Physics* 69(5) 649-661, 1995.
9. ICE, R. D. History of medical radionuclide production, *Health Physics* 69(5) 721-727, 1995.
10. *Cyclotrons, linacs and their applications*, CERN Accelerator School, Proceedings del curso celebrado en el IBM International Education Centre, La Hulpe, Bélgica, del 28 de abril al 5 de mayo de 1994, referencia CERN 96-02, editado por S. Turner, Ginebra, 1996.
11. Department of Applied Physics at the Eindhoven University of Technology, Nuclear Physics Techniques Group, INTERNET http//www.cycl.phys.tue.nl/rtme/rtme.html, 1997.

LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL CICLOTRÓN DE LOS 90

Olga Fernández-Flygare (Universidad de California, Los Álamos)

7

Es bien conocido el uso de los aceleradores, como equipos generadores de haces de partículas cargadas, para su empleo tanto en el ámbito de la investigación como en el de la producción de isótopos o su aplicación en la industria. Este capítulo se limita a los ciclotrones existentes en la Universidad de Los Ángeles en California (UCLA), en los Estados Unidos de América.

Las instalaciones del ciclotrón consisten en el recinto blindado del acelerador y en laboratorios auxiliares además de espacios administrativos. El propósito de la instalación es suministrar radionúclidos para investigaciones médicas y biológicas. Los radionúclidos producidos por el ciclotrón son transferidos al laboratorio de radioquímica o «caliente» laboratorio caliente para su ulterior procesamiento. Debido a la naturaleza de las operaciones que se llevan a cabo en un ciclotrón, existen los riesgos asociados a las radiaciones, amén de los de otra índole.

En el ciclotrón pueden ser irradiados blancos, sólidos, líquidos o gaseosos. Los blancos se montan en soportes y se fijan a la salida de los tubos ó canales de haces simultáneos.

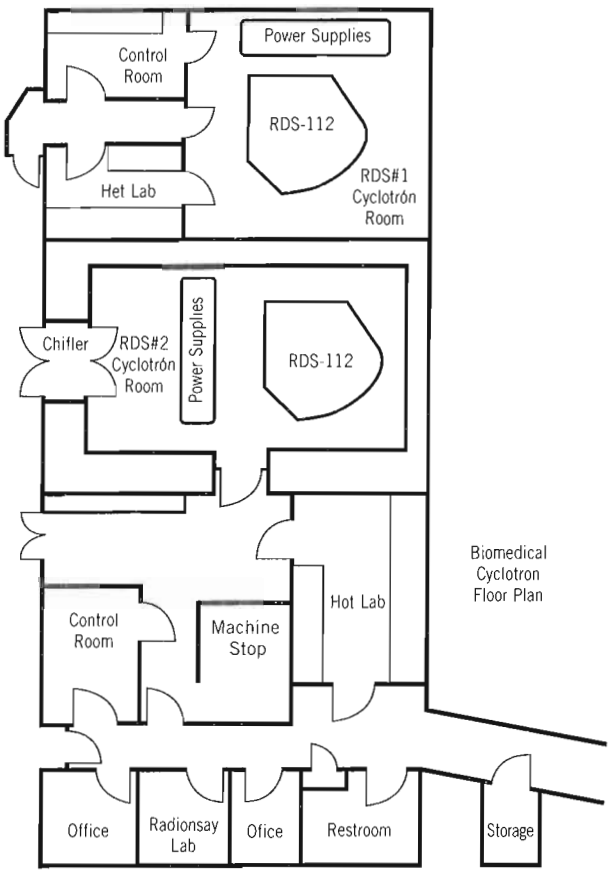
Dependiendo de la energía de la partícula y del material bombardeado, se pueden producir altos flujos de neutrones secundarios y de radiación electromagnética. Si la corriente del haz de partículas es de magnitud apreciable, aparecen niveles peligrosos de radiación. También se puede inducir radioactividad residual en la estructura del ciclotrón y en los soportes del blanco. La fuga de radiación a través del blindaje puede pues, ser muy significativa. Los radionúclidos creados por la irradiación del blanco y que son posteriormente transferidos al laboratorio caliente, pueden también emitir niveles peligrosos de radiación. Mas aún, en la manipulación y procesamiento de los blancos, pueden escapar a la atmósfera gases radiactivos. Finalmente, con independencia de estos riesgos asociados a la radiación ionizante, pueden existir riesgos de otro tipo, tales como los mecánicos, eléctricos, tóxicos y los asociados a incendios y explosiones.

El propósito de los procedimientos de protección radiológica es asegurar la máxima seguridad al personal que trabaja tanto dentro como en las proximidades de la instalación del ciclotrón. Tienen como objetivo establecer y mantener métodos de seguridad operacional correctos y familiarizar el personal con los riesgos potenciales que existen en su medio de trabajo, cumpliendo tanto las condiciones como los límites reguladores.

El objetivo de la medida de los niveles de radiación es verificar la existencia de niveles de operación seguros. Se llevará a cabo un reconocimiento inicial o de referencia siempre que se utilicen nuevos materiales en los blancos, nuevas configuraciones ó cuando el experimento requiera una manipulación inusual de la fuente o del blanco. Siempre que se sospechen circunstancias potencialmente peligrosas asociadas a la radiación se llevarán a cabo los correspondientes reconocimientos especiales.

Cuando el haz se extrae para incidir sobre un blanco, las inspecciones iniciales consisten en medidas de tasas de dosis debidas a neutrones y gammas, efectuadas en el recinto del ciclotrón, en las áreas operacionales anexas dentro del edificio del ciclotrón y en áreas no-controladas fuera del recinto del ciclotrón. También se llevan a cabo medidas de la tasa de exposición a las salidas de la instalación, en los tubos de ventilación, canales para cables, conductos eléctricos, y en los pasillos de tuberías. Los reconocimientos para medir la radiación residual se llevan a cabo cuando el haz no está operando. Para determinar la magnitud y extensión de cualquier contaminación superficial desprendible se efectúan frotis tanto en las estructuras del ciclotrón y del blanco como en el área del laboratorio caliente.

Las medidas dentro del recinto del ciclotrón se llevan a cabo con monitores de control a distancia para radiación electromagnética y con instrumentos de detección y medida portátiles. En las áreas con niveles



de radiación bajos, los tiempos de medida serán lo suficientemente largos con el fin de obtener datos estadísticamente significativos y/o asegurar la máxima seguridad al personal de la instalación.

Los reconocimientos operacionales de rutina se llevan a cabo una vez al mes para verificar los niveles de referencia o iniciales y para asegurar la implantación de los principios de la filosofía ALARA. Estos reconocimientos consisten en medidas de tasas de exposición en el recinto del ciclotrón, en los Laboratorios Calientes y los de Radioquímica, en las áreas de radioensayos y en el almacén de materiales radioactivos. En estas áreas también se llevan a cabo mensualmente medidas de contaminación superficial con frotis. Una vez al año, se hacen mediciones al azar de las fugas de radiación a través del blindaje del ciclotrón cuando el haz esté incidiendo sobre el blanco.

La instalación del ciclotrón está en un área de acceso controlado. Las entradas desde el exterior permanecen cerradas bajo llave cuando el personal del ciclotrón no está presente. Estas entradas están a la vista del personal del ciclotrón para impedir que personas no autorizadas entren a las instalaciones sin su conocimiento. El recinto del ciclotrón, los laboratorios calientes y el almacén de materiales radioactivos son áreas de acceso prohibido.

Todas las otras áreas con la excepción de las oficinas, la sala de control del ciclotrón y los pasillos están también clasificadas como áreas de acceso controlado.

Independientemente, el techo de la instalación, que también es un área controlada, está protegido con una valla de eslabones de 2 m de alto.

El personal permanente del ciclotrón llevará dosímetros personales. A los visitantes y al personal temporal se les asignan dosímetros personales de acuerdo a su grado de acceso a las áreas de radiación. A todo el personal del ciclotrón se le proveerá de dosímetros de lectura directa en las áreas de acceso prohibido y de acceso controlado de acuerdo a las regulaciones pertinentes. El Supervisor del ciclotrón es responsable tanto de la entrada a las zonas de acceso controlado como de la posible entrada en las zonas de acceso prohibido, así como de la distribución de los dosímetros personales. Las visitas al ciclotrón están acompañadas por un «escolta» designado por el Supervisor del ciclotrón. Para la detección de la contaminación personal, hay disponibles detectores gamma de bajo nivel. Antes de abandonar un área donde pueda existir contaminación, el personal del ciclotrón debe registrar sus niveles de contaminación personal y descontaminarse si fuese necesario. El procedimiento para la descontaminación personal se describe en la Sección 4 y en el Apéndice C de este capítulo.

Una vez al año se calibran y miden las fugas de los dosímetros de bolsillo. Una vez al mes, sus lecturas son registradas en el diario de Dosimetría Personal. En el caso de las visitas, los dosímetros de bolsillo son leídos inmediatamente al terminar la misma y las lecturas son registradas, también, en el citado diario de Dosimetría Personal.

2.3. La vigilancia de niveles de radiación electromagnética

La vigilancia continua de las tasas de dosis, por radiación electromagnética, en el recinto del ciclotrón, se lleva a cabo con sistemas de detección y medida con registro a distancia. Estos sistemas consisten en una cámara de ionización de rangos múltiples ó de detectores tipo G-M con sistema de control e instrumentos indicadores asociados. Un detector G-M estará colocado sobre las puertas de acceso al recinto del ciclotrón. También hay detectores sobre las puertas que conducen a los laboratorios de radioquímica.

2.4 Vigilancia de neutrones en el área

No es imprescindible colocar un sistema continuo para la vigilancia de las tasas de dosis, debida a neutrones, ya que los campos de radiación neutrónicos solo están presentes cuando el haz del ciclotrón está operando. El reconocimiento de la radiación neutrónica, demuestra que en los ciclotrones modulares compactos no existen niveles por encima del nivel de fondo en las áreas no-controladas y que los niveles en áreas anexas a la instalación del ciclotrón se encuentran por debajo de los niveles máximos para el público.

El Servicio de Protección Radiológica SPR del centro al que pertenezca el ciclotrón contará con detectores portátiles de neutrones, disponibles también para el personal del ciclotrón cuando sea necesario.

2.5. Vigilancia de efluentes gaseosos

Los efluentes gaseosos de la instalación del ciclotrón son vigilados con monitores de aire en continuo registrandose la concentración de actividad de los componentes gaseosos a la salida de los sistemas de ventilación. Dichos monitores toman muestras de los efluentes generados en el ciclotrón, en su Unidad de Servicios o en las vitrinas, durante las irradiaciones de los blancos y los procesos radioquímicos posteriores.

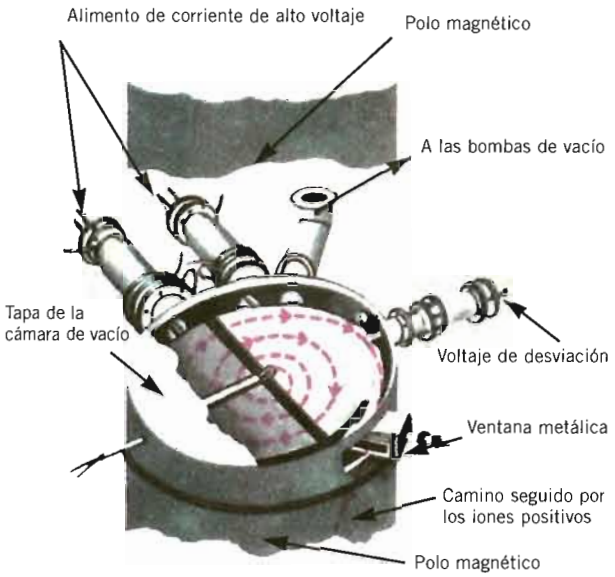


Figura 2: Esquema de un ciclotrón

En el caso de blancos gaseosos, la vigilancia se lleva a cabo durante el bombardeo del blanco y se continúa durante todo el proceso de radioquímica. En este caso, la vigilancia termina cuando el producto radioquímico se encuentre en solución ó cuando ha sido transferido al usuario. Cuando los blancos son sólidos o líquidos, la vigilancia comienza justamente antes de finalizar el bombardeo del blanco y se termina al completar el proceso radioquímico.

Toda la instrumentación asociada a la vigilancia de efluentes gaseosos entra en funcionamiento al comienzo del bombardeo del blanco o previamente a una descarga de efluentes gaseosos. Las respuestas de los detectores son transmitidas a ordenadores donde se reúne la información y se organiza para su análisis posterior. La instrumentación se desconecta al final del período de descarga de los efluentes gaseosos cuando la concentración de efluentes ha llegado o está cerca del nivel de fondo.

El análisis de los datos se efectúa posteriormente a diario. Si en algún instante, durante la recogida de los mismos, los valores de concentración de actividad de efluentes gaseosos exceden niveles preestablecidos, las alarmas se disparan y se toman las oportunas acciones, como podrían ser, por ejemplo, la finalización del bombardeo de los blancos, la terminación del experi-

mento o la reducción de la concentración de actividad del efluente.

Se dispondrá, en cada uno de los laboratorios del ciclotrón, de los procedimientos operacionales específicos y detallados.

2.6. Instrumentos de detección y medida portátiles

Cada Laboratorio caliente y la sala de control del ciclotrón están equipados con un mínimo de dos instrumentos portátiles para medidas beta y gamma: uno de ellos será de alto rango [0mC.(kg.h)$^{-1}$ – 5,16 mC.(kg.h)$^{-1}$]^{5} (0Rh^{-1}-20Rh^{-1}) y el otro de bajo rango [0nC.(kg.h)$^{-1}$–5,16 nC.(kg.h)$^{-1}$]^{5} (0mRh^{-1}-20mRh^{-1}). Estos instrumentos se verifican, con fuentes calibradas, dos veces al año por el SPR del centro.

Las etiquetas de verificación serán adheridas a la superficie del instrumento indicando la fecha de la última verificación, el nombre de la persona que la realizó y la fecha antes de la cual ha de verificarse el instrumento de nuevo. Ningún instrumento podrá utilizarse después de que esta última fecha haya transcurrido. El físico encargado de la Protección Radiológica en el ciclotrón será notificado inmediatamente de la expiración de la verificación de los instrumentos de medidas portátiles.

2.7. Vigilancia de la contaminación superficial

La vigilancia de la contaminación se lleva a cabo mensualmente usando frotis que puedan ser disueltos en un contador de centelleo líquido. Los frotis se realizarán por personal del SPR o de la instalación en las superficies donde se sospeche contaminación. El servicio de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón estará encargado de la medida de los frotis y del análisis de los resultados.

En ciclotrones de iones positivos, se harán valoraciones diarias de la contaminación superficial siempre que la tasa de dosis ambiental sea inferior a 1.0 mSv/h. Si las tasas de dosis no lo permiten, los registros no se harán diaria, sino semanalmente.

3. Sistemas de seguridad

3.1. Enclavamientos

El objetivo de un sistema de enclavamientos es garantizar que ninguna persona se encuentre en el ciclotrón cuando existan niveles de radiación peligrosos.

El ciclotrón y su blindaje deben estar provistos de enclavamientos de forma que la barrera del haz no pueda ser retirada a menos que todos los bloques que conforman el blindaje estén cerrados y que sus respectivos interruptores de fin de carrera hayan sido activados. Sin embargo, el haz interno, localizado sobre un radio de 15 cm, puede ser extraído, a pesar de la barrera del haz, aunque alguno, o todos los bloques del blindaje estén abiertos. Bajo estas condiciones, no se produce ninguna oradiación inmediata de importancia lo cual permite que se puedan llevar a cabo las pruebas, el mantenimiento y los ajustes de la fuente de iones sin tener que anular ninguno de los enclavamientos de radiación.

3.2. Otros sistemas de seguridad

En ciclotrones de iones positivos, donde se originan campos de radiación de niveles altos, se instalan señales luminosas de distintos colores sobre cada una de las entradas al recinto del acelerador; el color amarillo, por ejemplo, indicará que el recinto del acelerador está abierto y que éste no está operando, pero sin embargo, puede haber radioactividad residual en el área, el color rojo indicará pues que el haz está operando. El significado de cada color aparecerá inscrito en las lámparas para describir la situación operacional en el área.

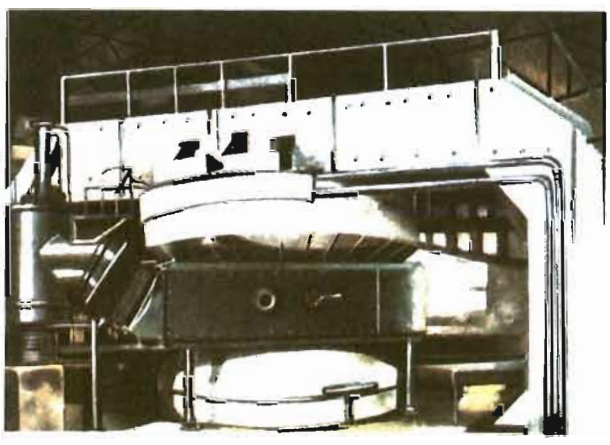
Estos ciclotrones también es aconsejable instalar un sistema de «botones de emergencia» en la parte interior del recinto del ciclotrón o en otras áreas donde se produzcan niveles altos de radiación. La operación de estos botones producirá la parada del acelerador. También resulta aconsejable instalar puertas hidráulicas que puedan ser abiertas desde el interior del recinto del ciclotrón así como un sistema de interfonos para facilitar la comunicación entre la sala de control y el recinto del ciclotrón.

4.1 Prácticas generales de seguridad

En general, los riesgos en un ciclotrón incluyen fuegos, explosiones, caídas, accidentes... ocurridos al levantar o manipular equipos pesados, choques eléctricos, y el escape o dispersión de materiales tóxicos. Todos estos tópicos han sido estudiados por un número considerable de regulaciones y publicaciones citadas al final de este capítulo. Cada miembro del laboratorio del ciclotrón estará familiarizado con los riesgos en el laboratorio y debe estar preparado para iniciar las acciones correctivas necesarias.
El Supervisor del ciclotrón es el responsable de la seguridad operacional general del ciclotrón y se asegurará que todo el personal tenga un buen conocimiento de los procedimientos de seguridad y que todas las operaciones se realicen de acuerdo con estos procedimientos. Todos los experimentos, irradiaciones y procesos serán revisados y evaluados con vistas a posibles riesgos no asociados a la radiación. Cualquier operación potencialmente peligrosa será eliminada de inmediato y no se volverá a realizar hasta que se introduzcan las acciones correctoras apropiadas.

Se prestará especial atención a los riesgos eléctricos debido al alto potencial eléctrico existente en el acelerador y en las fuentes de alimentación. Siempre que se trabaje con equipos eléctricos, potencialmente peligrosos, serán observadas las precauciones siguientes:

1. No trabajar solo
2. Utilizar siempre pinzas de toma de tierra para descargar condensadores
3. Colocar siempre pinzas de toma de tierra a cada lado de fuentes de alta tensión cuando esté trabajando con esos equipos.
4. No anular jamás los circuitos del sistema de enclavamientos a menos que sea absolutamente necesario. Si la anulación es imprescindible, entonces debe haber lámparas indicadoras situadas sobre el equipo y sobre el panel de control del ciclotrón, para advertir de tal situación de anulación.
5. Todo el personal del ciclotrón portará dosímetros personales y dosímetros de lectura directa cuando se encuentre trabajando en la instalación del ciclotrón.
6. No se permitirá comer, beber, fumar o aplicarse cosméticos en el recinto del ciclotrón, en los laboratorios o en el almacén de materiales radioactivos.
7. No se permitirá guardar alimentos ni bebidas en las áreas de acceso controlado.
8. Se usarán ropas protectoras en todas las áreas en las que la manipulación de materiales radioactivos pueda producir una contaminación superficial o personal.
9. Antes de comenzar la irradiación del haz, se inspeccionará el sistema del blanco y otros componentes del experimento para garantizar que estén conformes con las prácticas de seguridad aprobadas. Se cerciorará que las puertas del blindaje permanezcan cerradas.
10. No se permitirá abrir las puertas del blindaje sin la autorización del Operador del Ciclotrón. Si el nivel de radiación detrás de las puertas del blindaje, determinado ya sea por los detectores de área o los de efluentes gaseosos, excede el nivel permisible no se permitirá la entrada al recinto del ciclotrón sin la autorización previa del Físico encargado de la P.R. en el ciclotrón.



7. Los materiales radioactivos con niveles de radiación altos serán manipulados con pinzas largas y posteriormente trasladados y almacenados en contenedores blindados previamente autorizados.
8. Todo el material radioactivo y sus contenedores serán señalizados de acuerdo con el Manual de Protección Radiológica del Servicio de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón.
9. La transferencia y el control de los materiales radioactivos se llevarán a cabo bajo la dirección del Físico encargado de la Protección Radiológica en el ciclotrón. Este será responsable de verificar tanto la contaminación superficial, mediante frotis como los niveles de radiación además de preparar la documentación necesaria para el transporte de los materiales radioactivos.
10. Todas las irradiaciones de los blancos, los experimentos con el haz, y las operaciones en el laboratorio «caliente» serán autorizadas por el Supervisor del ciclotrón y por el Físico encargado de la Protección Radiológica en el ciclotrón.
11. El personal con acceso a las áreas de acceso prohibido y acceso controlado será entrenado sobre los riesgos, la seguridad y los procedimientos en caso de emergencias.
12. Los residuos radioactivos serán preparados y depositados solamente en contenedores previamente designados, procediendo a su retirada o eliminación de acuerdo con los procedimientos operacionales de la instalación.
13. Las operaciones de descontaminación se llevarán a cabo, por el personal de la instalación, bajo la dirección del Físico encargado de la Protección Radiológica en el ciclotrón.
14. Todo el personal expuesto a la contaminación radiactiva tendrá que efectuar un reconocimiento de sus manos, pies y ropa de protección personal antes de salir de zonas potencialmente contaminadas. Si se encuentra contaminación, el personal tendrá que seguir los procedimientos de descontaminación antes de abandonar el área.

El propósito del plan de emergencias es proporcionar, en detalle, los procedimientos a seguir en la eventualidad de una emergencia en el edificio del ciclotrón. Estos procedimientos de emergencia ayudarán a prevenir daños tanto cuando ocurra un accidente como cuando este ya haya tenido lugar. Además, indicarán acciones a seguir para, en todo lo posible, confinar y limitar la radiación o contaminación que pueda haberse originado como resultado del accidente.

Los procedimientos de seguridad del ciclotrón han sido diseñados para reducir al mínimo la posibilidad de accidentes; a pesar de esto, hay que reconocer que aunque se disponga de un plan de seguridad altamente eficiente, la posibilidad de una situación de emergencia no puede descartarse. Tales emergencias pueden surgir como resultado de accidentes operacionales, desastres naturales (inundaciones, terremotos) o disturbios sociales (manifestaciones, sabotajes, vandalismo).

El responsable del plan de emergencias es el Supervisor del ciclotrón. En el caso de emergencias, se notificará primeramente al Supervisor del ciclotrón; en su ausencia, se notificará al Físico encargado de la Protección Radiológica del ciclotrón o al Servicio de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón. Todas las personas que aparezcan en la lista de «Contactos en caso de emergencias» estarán entrenadas en prácticas de radioprotección y sabrán como llevar a cabo labores de descontaminación ambiental y personal.

Entre los tipos de emergencias que puedan ocurrir hay incendios, explosiones, fugas de gases tóxicos, shocks eléctricos, inundaciones en la instalación, derrames químicos y radioactivos, y escape de gases radioactivos. A continuación, se detallan, paso a paso, las actuaciones a seguir en caso de estas emergencias.

1. Apagar, desconectar o incapacitar el equipo en uso al ocurrir el accidente.

   En caso de un shock eléctrico, si las personas afectadas se encuentran todavía en contacto con la fuente de tensión, y ésta no puede ser desco-

nectada, extraiga a las víctimas utilizando un material aislante tal como madera seca, ropas o papeles de periódicos.

2. Evacuar el área usando las salidas de emergencia.
3. Cerrar todas las puertas para aislar los incendios.
4. Inmediatamente notificar a la unidad de emergencias del centro al que pertenezca el ciclotrón. En caso de incendios, informe al operador del nombre y lugar del edificio del ciclotrón, el número de su habitación (laboratorio), la naturaleza y magnitud del incendio y si hay personas heridas o afectadas.
5. Utilizar el equipo de extinción de incendios para apagar o contener un incendio.

   Los extintores químicos de uso múltiple pueden ser utilizados con todo tipo de incendios excepto aquellos en que se trate de gases, para los cuales debe usarse un extintor de agua. El extintor de CO_2 puede usarse si se trata de incendios de líquidos inflamables o de equipos eléctricos.
6. Administrar primeros auxilios al personal con heridas.
7. Notificar al menos a una de las personas en la lista de «Contactos en caso de Emergencias».
8. Protejer el área afectada, cerrando válvulas y conductos de salida en caso de inundaciones o en caso de escape de gases. En caso de incendios, espere hasta que éste haya sido totalmente extinguido y el personal de extinción de incendios declare el área segura antes de volver a entrar en el área afectada.
9. Si hay contaminación, verificar que todo el personal, incluyendo el personal del cuerpo de extinción de incendios y el de asistencia médica, esté libre de contaminación. Si se encuentra contaminación, siga el procedimiento operacional para la descontaminación del personal.
10. Transportar el personal herido al centro médico más cercano. El personal herido que presente contaminación será transferido a la sala especial para descontaminación de heridos en el centro médico más cercano.
11. Anotar toda la información posible sobre los siguientes aspectos del accidente:

    a) Hora y lugar del accidente.

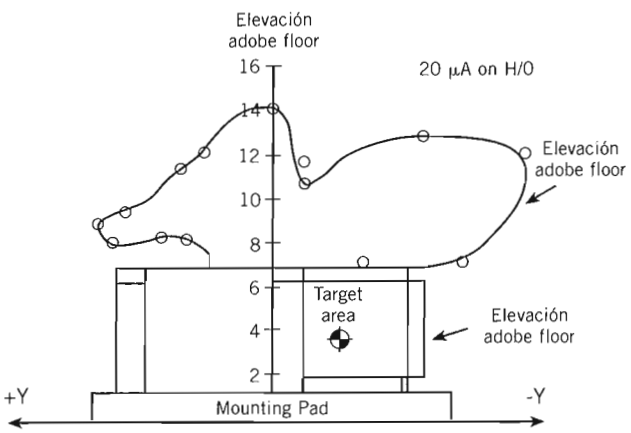
    b) Nombre del personal presente durante el accidente.

    c) Lecturas de los instrumentos de registro de la radiación y los ajustes de los instrumentos utilizados

    d) Descripción del accidente tan detalladamente como sea posible citando la posible causa y las acciones llevadas a cabo para remediarlas.

    Si hubiera materiales radioactivos presentes en el accidente, se considerarán como potencialmente contaminadas a todas las personas que pudieran haberse encontrado en el área en el momento del accidente, o a continuación de éste, hasta que se realice un reconocimiento de los niveles de contaminación personal. El personal involucrado en el accidente o en el control de éste, permanecerá en el área hasta que la descontaminación haya sido concluida. No entre en la zona del accidente hasta que el reconocimiento del área y la descontaminación hayan concluido y el área haya sido declarada como segura por algunas de las personas en la lista de «Contactos en caso de Emergencias».

Figura 4. Mapa de isótopos.



4.4. Descontaminación

El Servicio de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón será informado de cual-

quier caso de contaminación personal. Los materiales necesarios para realizar la descontaminación personal estarán situados en un punto de fácil acceso tal como un pasillo, dentro de la instalación del ciclotrón. Los instrumentos para la detección y medida de la radiación estarán localizados en el Laboratorio Caliente y en la sala de control del ciclotrón. Afortunadamente, debido al corto período de los radionúclidos producidos en el ciclotrón, la descontaminación de las superficies no es imprescindible. Normalmente, será suficiente con cubrir y aislar la superficie contaminada para que el proceso de desintegración radioactiva reduzca la contaminación hasta los valores deseados.

La descontaminación de equipos, muebles, y otras superficies del edificio del ciclotrón será llevada a cabo solamente por personas entrenadas y autorizadas por el Supervisor del ciclotrón. Las áreas contaminadas serán aisladas, cerradas y señalizadas hasta que la descontaminación se dé por concluida o hasta que la actividad haya decaído hasta un nivel seguro.

Cuando sea posible, la descontaminación del personal será llevada a cabo por una persona entrenada y autorizada por el Supervisor del ciclotrón. Sin embargo, ya que la eliminación rápida de la contaminación personal es de suma importancia con vistas a reducir los riesgos a los trabajadores, si la persona entrenada no está disponible, otras personas podrán llevar a cabo la descontaminación siempre que sigan los procedimientos descritos en esta sección y en el Apéndice C de este capítulo.

Todo el personal operacional recibirá instrucciones sobre el uso de los instrumentos de vigilancia portátiles disponibles en la instalación del ciclotrón.

4.4.1. Medida de la contaminación en un área

1. Comprobar, en un sitio alejado del área contaminada, de que el instrumento de medida trabaja correctamente.
2. Asegurarse de que el instrumento escogido para la medida esté operacional y sea sensible a la radiación que se espera medir.
3. Medir el nivel de fondo antes de comenzar el registro de los niveles de radiación y después, periódicamente durante el registro.
4. Al medir radiación alfa o beta, mantener abierta la ventana del detector y desplace el detector tan cerca de la superficie a medir como sea posible, pero sin tocarla.
5. Cerrar la ventana del detector cuando esté midiendo radiación gamma.
6. Mover el detector lenta y cuidadosamente sobre la superficie que se quiere medir. Cuando el instrumento señale un nivel de radiación superior al nivel de fondo, deténgase y espere a la máxima deflexión del instrumento.
7. Si el nivel de radiación excede la lectura máxima de la escala del instrumento, cambiar a otro con un rango de lectura mas alto siempre.

4.4.2. Procedimiento de emergencia para la descontaminación personal

1. Después de realizar un reconocimiento rápido del nivel de contaminación, despojar al individuo de toda su ropa y colóquela en un área retirada para evitar la dispersión de la contaminación.
2. Dirijir a la persona contaminada a la ducha más cercana. Mientras tanto, una vez obtenida la aprobación del SPR del centro, lavar cuidadosamente toda la ropa contaminada con jabón o soluciones descontaminantes.

   Restregar con un cepillo de tipo quirúrgico todas las partes de las manos de la persona contaminada, especialmente bajo las uñas y sobre los nudillos.
3. Secar las áreas descontaminadas con papel absorbente y tire el papel usado en un contenedor de residuos radioactivos.
4. Con un instrumento que mida radiación gamma de bajo nivel, efectúar un reconocimiento de todas las partes del cuerpo del individuo contaminado. Repetir la operación de ducha-lavado-cepillado hasta que los niveles de radiación alcancen el nivel de fondo o hasta que sucesivos intentos en el lapso de 1-2 horas no logren reducir el nivel de contaminación. Evite raspar o arañar la piel del empleado en este proceso (Véase el apéndice C, autovigilancia, para procedimientos espe-

cíficos a seguir por los propios individuos contaminados).

5. Que el trabajador sople fuerte por la nariz, utilizando servilletas de papel absorbentes, y guardarlas para un posterior estudio de la contaminación. No lavar o limpiar los conductos nasales del empleado hasta que disponga de asistencia médica.

Todas las actividades que se lleven a cabo en la instalación del ciclotrón estarán bajo la dirección y supervisión del Supervisor del ciclotrón. Toda irradiación, experimento con el haz o proceso radioquímico tendrá que ser aprobado por el Supervisor del Ciclotrón. Del mismo modo, este individuo se asegurará que todos los procedimientos que se lleven a cabo en el ciclotrón estén conformes a la legislación tanto local como nacional.

El Comité Asesor del Ciclotrón es responsable de la política de instauración de normas, priorización de proyectos de investigación y problemas especiales relacionados con la seguridad y la salud de los trabajadores del ciclotrón. El Comité puede estar formado por el Supervisor del Ciclotrón, el Jefe del Departamento de Medicina Nuclear si es un centro hospitalario, el Jefe del Departamento de Química-Bioquímica si se trata de un centro universitario, los Jefes de los Departamentos o Clínicas de Ciencias Cardiovasculares y de Neurología y el físico encargado de la protección radiológica, por ejemplo.

El Operador del ciclotrón es responsable de las operaciones físicas y del manejo del ciclotrón y equipos auxiliares. Esta persona está encargada de asegurarse que tales operaciones sean llevadas a cabo de conformidad con las regulaciones vigentes de seguridad mecánica, eléctrica y de radioprotección.

Además de la operación y mantenimiento del ciclotrón, el Operador es responsable del mantenimiento y funciones operacionales de todos los sistemas de seguridad en la instalación. Esta responsabilidad incluye el programar, ejecutar y documentar la verificación de rutina de los enclavamientos de seguridad, de los sistemas de alarmas y de los sistemas de vigilancia de la radiación.

Solamente el Operador del ciclotrón o su asistente, designado por el Supervisor del ciclotrón, estarán autorizados a prestar mantenimiento al ciclotrón. Esta función podrá ser realizada por el asistente del Operador, siempre que sea por un periodo corto de tiempo. Este tipo de autorización se concede solamente en circunstancias especiales; por ejemplo, cuando el Operador está enfermo o ausente, cuando técnicos de la compañía fabricante del ciclotrón necesiten hacer reparaciones o para el entrenamiento del personal.

La Protección Radiológica (P.R.) es uno de los aspectos fundamental para garantizar una operación segura del ciclotrón.

El programa de la protección radiológica estará diseñado de conformidad a todas las regulaciones aplicables locales y nacionales. Todos los datos, informes y procedimientos del programa de P.R. del ciclotrón serán consistentes con las prácticas de P.R. del centro y serán objeto de auditoría, por parte del Servicio de Protección Radiológica del centro, una vez al año. Un miembro competente del personal del ciclotrón será designado como el Físico encargado de la P.R. en la instalación.

A continuación se detallan las responsabilidades del Físico encargado de la P.R. en el ciclotrón:

1. Administración y control de los dosímetros personales, tipo TL y de lectura directa.

2. Calibración de los instrumentos para detección y medida de los niveles de radiación, de contaminación, de los activímetros, de los detectores de área y de los detectores de efluentes.
3. Uso y mantenimiento del lector de TLDs.
4. Recogida y análisis de los efluentes radioactivos provenientes de las vitrinas y del recinto del ciclotrón.
5. Llevar a cabo frotis para la vigilancia radiológica, mantener el control físico de las fuentes radioactivas, materiales activados y residuos radioactivos en la instalación del ciclotrón y tener al día el inventario de dichos materiales. Dirigir el almacenamiento de desechos radioactivos así como su posterior eliminación. Dirigir las operaciones de descontaminación física de la instalación o sus partes.
6. Llevar el libro de contabilidad de la transferencia de material radioactivo de los usuarios del ciclotrón.
7. Impartir a los trabajadores del ciclotrón, como mínimo 2 veces al año, instrucción y entrenamiento en materia de Protección Radiológica.
8. Dar instrucciones y dotar de dosimetría personal a las visitas al ciclotrón.
9. Asegurar que el flujo de aire en las vitrinas de los laboratorios calientes y de los laboratorios de radioquímica sea inspeccionado como mínimo 2 veces al año

Área Radioquímica

Todas las operaciones radioquímicas incluyendo la preparación de los blancos y la manipulación y procesamiento de los blancos ya irradiados caen bajo la responsabilidad del Radioquímico del ciclotrón. El Radioquímico es también responsable de las actividades de otros individuos que participen en las operaciones antes citadas, y con la asesoría del Físico encargado de la P.R. en el ciclotrón, asegura la conformidad con todas las regulaciones y procedimientos operacionales aplicables. Cuando sea necesario llevar a cabo nuevas configuraciones de los blancos o nuevos procedimientos radioquímicos, el Radioquímico deberá consultar la opinión del Supervisor del ciclotrón y la del Físico encargado de la Protección Radiológica del ciclotrón.

[illegible]

Los procedimientos para iniciar y mantener los archivos e informes relacionados con el uso de la radiación ionizante en el ciclotrón serán diseñados en colaboración con el Servicio de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón y de conformidad con regulaciones locales y nacionales.

[illegible]

Normalmente, el Servicio de Protección Radiológica del centro genera y mantiene los datos de las dosis de radiación recibidas por el personal del ciclotrón. En ese caso, solo será necesario mantener en el ciclotrón copias de esos récords e informar periódicamente (casi siempre mensualmente, a veces semanalmente y en situaciones especiales, diariamente) a los trabajadores de la instalación sobre las dosis de radiación recibidas. Estos datos incluirán las lecturas de los dosímetros de lectura directa y las de los dosímetros TL, tanto para el personal del ciclotrón como para las visitas a la instalación.

[illegible]

Este libro contiene información detallada sobre los reconocimientos tanto de rutina como especiales de los niveles de radiación y contaminación; sobre las auditorías; sobre las operaciones de mantenimiento del ciclotrón; sobre los accidentes y operaciones de descontaminación y sobre cualquier situación operacional extraordinaria. El libro es llevado por el Físico de Protección Radiológica del ciclotrón.

[illegible]

Este libro contiene toda la información y datos de los inventarios, transferencias y eliminación de los mate-

riales radioactivos del ciclotrón. También se archivarán copias de las solicitudes formuladas por personas y/u organismos que requieran materiales radioactivos producidos en el ciclotrón

6.4. Libro-diario de calibración y mantenimiento de los instrumentos para medir niveles de radiación

Este libro contiene información sobre el mantenimiento, fecha y tipo de calibración de todos los instrumentos utilizados en el reconocimiento de los niveles de radiación en el ciclotrón incluyendo instrumentos de reconocimiento portátiles, activímetros, detectores de área para gamma y neutrones, detectores para efluentes gaseosos y de partículas, y dosímetros de lectura directa. El Físico encargado de la Protección Radiológica en el ciclotrón es responsable de este Libro.

6.5. Libro-diario de operaciones del ciclotrón

Este libro contiene los datos operacionales del ciclotrón incluyendo los ajustes de la instrumentación, la naturaleza de cada irradiación, los tiempos de irradiación y los nombres de los individuos responsables de cada irradiación. Este libro será llevado por el Operador del ciclotrón y estará colocado cerca del panel de control del ciclotrón.

6.6. Manual de protección radiológica del centro

7. Revisión de protocolos para nuevos experimentos de irradiación

El Supervisor del ciclotrón y el Físico encargado de la Protección Radiológica revisarán conjuntamente cada propuesta de irradiación de un blanco nuevo o de otro experimento no realizado con anterioridad, con el objeto de determinar los riesgos asociados a la radiación o cualquier otro riesgo asociado. Los nuevos protocolos aprobados serán archivados en el ciclotrón.

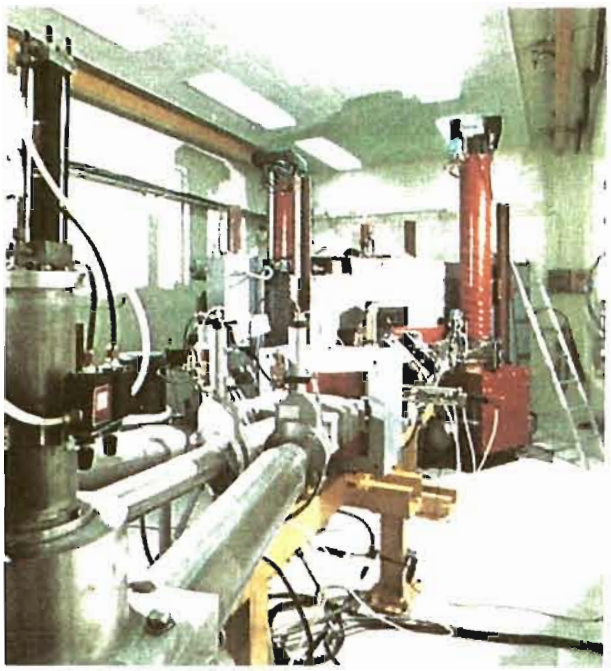


Figura 5: Ciclotrón del Servicio Hospitalario Frederic Joliot (CEA-Francia).

8. Control de la protección radiológica

8.1. Sistemas de enclavamientos. Verificación.

La verificación del funcionamiento del sistema de enclavamiento se lleva a cabo trimestralmente y se registra en el Libro/Diario de Operaciones del Ciclotrón. La prueba consiste en hacer incidir el haz sobre un blanco, moviendo sucesivamente cada uno de los bloques del blindaje hasta anular el cierre del interruptor y observar la operación de bloqueo del haz para impedir que éste incida sobre el blanco.

Los sistemas son «a prueba de fallo» lo que significa que si se abre algún enclavamiento actuará la barrera del haz del ciclotrón impidiendo el paso del haz de iones; asimismo no hay posibilidad de anular, circunvalar o pasar por alto ninguno de los enclavamientos, a menos que se cuente con la autorización previa del Supervisor del ciclotrón.

8.2. Detectores de área

La calibración de los detectores de área se lleva a cabo anualmente. Los datos de estas calibraciones se anotarán en el libro-diario de Calibración y mantenimiento de los instrumentos para medir niveles de radiación. Las respuestas de cada instrumento a fuentes calibradas se anotaran en la superficie del instrumento para ser utilizadas como referencia durante las medidas de los niveles de radiación ambiental. Los instrumentos portátiles de radiación se verificarán dos veces año de acuerdo con los procedimientos establecidos por el Servicio de Protección Radiológica del centro.

9. Procedimientos para la manipulación de los blancos radiactivos

9.1. Blancos sólidos

Los blancos sólidos suelen ser láminas, polvos o materiales depositados en láminas finas. Los blancos se montan en un soporte de aluminio enfriado por agua.

El posterior traslado al laboratorio de Radioquímica del soporte con el blanco irradiado, debe realizarse con instrumentos dirigidos por control remoto y utilizando contenedores blindados siempre que sea posible. El soporte del blanco se coloca, mediante control a distancia, dentro de una de las vitrinas del laboratorio de Radioquímica. El blanco se extrae del soporte utilizando también instrumentos de control a distancia. Si los niveles de radiación son excesivamente altos, el blanco irradiado se trasladará a un «área de enfriamiento» hasta que pueda ser manipulado sin riesgos por el Radioquímico.

9.2. Blancos líquidos

El cuerpo de un blanco líquido consiste normalmente en una cámara o recinto que contendrá al material del blanco y cuyo volumen está determinado por la cantidad de material a irradiar. Conectadas al blanco suele haber válvulas y tubos de metal o plásticos, que conducen y extraen la solución del blanco mediante controles a distancia.

El proceso de llenado y vaciado del blanco se controla desde un ordenador o mediante un panel de interruptores electrónicos. El procesamiento radioquímico tiene lugar en vitrinas detrás de un blindaje de 10 cm de Pb, o en la Unidad de Servicios (USS) del ciclotrón, algo típico de los ciclotrones compactos modulares, que es autoblindada. Los detectores de efluentes medirán el nivel de actividad de los gases vertidos al ambiente.

9.3. Blancos gaseosos

Los blancos gaseosos son irradiados bajo presiones positivas en cámaras ó recintos cilíndricos. Usando tubos de acero inoxidable o de teflón la cámara se conecta al módulo de válvulas situado en la Unidad de Servicios (USS) mencionada anteriormente o a las vitrinas donde el gas se acumula y/o se trata antes de irradiarse. Después de la irradiación, el gas recolectado se usa en una reacción química o se deja acumular en un tanque de retención. A lo largo del sistema de síntesis química se dispondrá de trampas químicas y de tanques de retención para asegurar que los gases no escapen a la atmósfera hasta que la actividad no haya decaído a niveles establecidos en los procedimientos operacionales. Además, las vitrinas se encontrarán bajo presión negativa y diseñadas de modo que los efluentes no puedan escapar al laboratorio.

La actividad de todas las soluciones producidas será determinada antes de ser transferidas o eliminadas del laboratorio de Radioquímica. Tanto el laboratorio de Radioquímica como las vitrinas estarán controlados mediante el sistema de vigilancia de efluentes radioactivos.

9.4 Sistema para transferencia de radiofármacos

Los radiofármacos son transferidos directamente de la instalación del ciclotrón hasta el usuario, tal como el Servicio de Medicina Nuclear del centro, mediante un sistema de tubos neumáticos.

9.5. Roturas de los blancos en las líneas de distribución.

Todos los blancos del ciclotrón están diseñados para operar bajo parámetros normales de presión del blanco, enfriamiento, corriente del haz y enfriamiento de las láminas de metal que sellan el blanco. Los blancos presentan roturas cuando estos parámetros son excedidos.

En el caso de blancos de doble lámina, una de las láminas sella el vacío del ciclotrón y la otra sella el cuerpo del blanco. El espacio situado entre las láminas se enfría con un flujo de helio. Una rotura en la lámina de vacío causará una pérdida de vacío en el ciclotrón y éste se parará; pero no habrá pérdida de materiales del blanco y aún más importante, no habrá escapes de radiación. Una rotura en la lámina del blanco causará que el contenido del blanco sea descargado al sistema de enfriamiento por helio, pero sin provocar fugas al exterior. Cuando hay roturas tanto en la lámina de vacío como en la lámina del blanco, el contenido del blanco se descargará al sistema de vacío del ciclotrón, resultando en un paro de éste. Dependiente del compuesto radioactivo que se trate, se podrá autorizar el escape de actividad al medio ambiente a través de la descarga del sistema de vacío.

La rotura de un blanco de lámina sencilla causará que el contenido del blanco se descargarse al sistema de vacío del ciclotrón, resultando en la parada del ciclotrón.

La rotura de las láminas o del blanco podrá ser detectada de distintas formas. La pérdida de la lámina de vacío, o la pérdida tanto de la lámina de vacío como de la lámina del blanco, se indicará por la pérdida del vacío del ciclotrón y a continuación, por la parada del ciclotrón. Una rotura en la lámina del blanco se notará por una pérdida de la presión en el blanco y/o un incremento en la presión del sistema de recirculación de helio. El conducto de descarga del sistema de ventilación estará vigilado en todo momento por los detectores de vigilancia de efluentes del ciclotrón.

La detección de las fugas o de roturas en la línea de suministro de gases y sus válvulas asociadas, se identifica usualmente bien por los valores de la concentración de actividad de los efluentes provenientes del recinto del ciclotrón y de las vitrinas o bien por los niveles de actividad transferidos al módulo de radioquímica de los ciclotrones compactos.

Los fallos o fugas de los líquidos en las líneas de suministro de líquidos y sus válvulas asociadas se notarán normalmente por los bajos niveles de la actividad transferida al módulo radioquímico de los ciclotrones compactos. Afortunadamente, rara vez se registran fugas de materiales radioactivos asociadas con el sistema de transferencia de líquidos.

Si, al detectarse una fuga, se desconecta el sistema afectado, la fuga podrá ser aislada para acometer las reparaciones del sistema lo antes posible.

- En caso de rotura del blanco o de las líneas de suministro de los blancos, hay que seguir el siguiente procedimiento:

  – Para confirmar la integridad de los blancos gaseosos, de las líneas de suministro y de retorno, de sus conexiones y de los contenedores, se comprobará que están a prueba de fugas, antes de su empleo en un experimento.

  – Todos los procedimientos nuevos serán revisados por el Físico encargado de la Protección Radiológica del ciclotrón, quien se asegurará del cumplimiento de los requisitos de seguridad.

  – En el caso de la ruptura de un blanco gaseoso, el suministro del gas se interrumpirá y las válvulas de retorno se cerrarán.

  – Cualquier concentración elevada de actividad en los efluentes se reportará inmediatamente al Físico encargado de la Protección Radiológica.

10. Procedimientos para el manejo de sustancias radiactivas

En la instalación del ciclotrón debe haber las siguientes sustancias radioactivas

- Fuentes de referencia betas o gammas para el análisis espectral y contaje de los frotis. Estas fuentes tienen normalmente menos de 370 kBq de actividad y no se consideran un riesgo de radiación externa. Se guardan en el Laboratorio de medidas

en estuches individuales y su manipulación se efectúa con pinzas.

- Fuentes de calibración de los instrumentos de detección y medida y de los activímetros. Estas fuentes tienen actividades que pueden llegar hasta 3700 MBq. Estas fuentes se guardarán en el laboratorio de almacenamiento de materiales radioactivos y serán manipuladas con pinzas largas.
- Materiales de los blancos. Empleados en el montaje de los blancos y sus componentes. Su actividad suele ser tan alta que la tasa de dosis puede llegar a varios mSv por hora. Cuando se necesita manipular uno de estos montajes, debe hacerse con guantes de goma plomados y lo más rápido posible. El personal encargado de esta tarea debe llevar dosímetros TL para cuerpo entero, dosímetros TL para extremidades y dosímetros de lectura directa. Los niveles de tasa de exposición o de dosis serán calculados antes de proceder a la manipulación de los blancos o de sus componentes y se medirán con instrumentos para la vigilancia de niveles de radiación. Aquellos materiales que presenten en su superficie una tasa de exposición de 258 μC/(kg.h) (1 R/h) o superior, y que requieran manipulaciones durante mas de 5 minutos, no podrán ser tocados sin el permiso del Supervisor del ciclotrón o del Físico encargado de la P.R. En cualquier situación, deberán ser observados los principios ALARA del centro.

El almacenamiento de los blancos o sus componentes se hará en una de las vitrinas blindadas o en el pozo del almacén de materiales radioactivos.

- Componentes irradiados del ciclotrón. Los mismos procedimientos referidos anteriormente para los blancos y sus componentes, se aplican a los componentes irradiados del ciclotrón. Estos materiales serán almacenados en el pozo del Almacén de materiales radioactivos y siempre sea posible, serán manipulados con pinzas largas.

11. Gestión de los residuos radioactivos

La mayor parte de la radioactividad generada en ciclotrones biomédicos tiene un período físico muy corto, por debajo de las 2 horas. Por este motivo, la eliminación de los desechos radioactivos no es un problema de envergadura. Con frecuencia se deja que los materiales «calientes» decaigan a niveles de fondo situados detrás de blindajes adecuados; a partir de ese momento se eliminarán con el resto de los desechos no-radioactivos del ciclotrón tras haber sido reconocidos con instrumentos adecuados. Sin embargo, cuando lo anterior no sea posible se seguirán los procedimientos siguientes:

- Se seguirán siempre los procedimientos del Manual de Protección Radiológica del centro al que pertenezca el ciclotrón.
- Se colocarán, en todas las áreas de acceso controlado y acceso prohibido, contenedores metálicos con pedal que se usarán exclusivamente para los desechos sólidos. Estos contenedores serán blancos y estarán señalizados como «radioactivos» mediante adhesivos o letreros fijos.

El interior del contenedor estará forrado con una bolsa plástica que, cuando esté llena, se extraerá y se sellará antes de ser transferida al Servicio de Protección Radiológica del centro con una etiqueta que identifique el contenido y la actividad en cada bolsa. Los desechos líquidos no podrán ser tirados en estos contenedores metálicos a pedal.

- Los desechos líquidos se almacenarán en contenedores de residuos plásticos, de boca ancha y paredes resistentes. Antes de ser transferidos al Servicio de P.R. del centro, se señalará con una etiqueta el contenido y actividad de cada contenedor.

BIBLIOGRAFÍA

1. HENDRY, G.O., M.G. STRAATMAN, L.R. CARROLL, F.A. RAMSEY, B.W.J. WIELAND. *Nuclear Medicine*, 27:1018, 1986.
2. Lawreence Berkeley Laboratory, Health and Safety Manual. PUB-3000, 1995 revision.
3. Radiation Measurements Related to the Design of a Self-Shield Accelerator System for Routine Use in

PET. Society of Nuclear Medicine Annual Meeting. Toronto. June 2-5, 1987.

4. Radiological Safety Aspects of the Operation of Proton Accelerators. IAEA. Technical Reports Series N° 283. Vienna, 1988.
5. 10 Code of Federal Regulations. Part 20, 1991.

APENDICE A

A. VIGILANCIA DE LA RADIACION

A.1 Vigilancia de efluentes gaseosos

A.1.1. Descripción del sistema

Los efluentes de cada ciclotrón y de las vitrinas en los laboratorios de radioquímica son vigiladas con equipos comerciales de muestreo de aire equipados con contadores de centelleo del tipo de INA (Tl), equipo de lectura y una fuente radioactiva de verificación. Los sistemas de vigilancia serán individuales para las distintas áreas del ciclotrón a controlar. El sistema estará conectado a un ordenador que controla la adquisición, el almacenamiento y el análisis de los datos. El ordenador estará situado en la sala de control del ciclotrón. Una bomba de aire fuerza el paso del aire a través de la cámara del detector. El sistema está diseñado de modo que se mantenga una presión negativa en todas las áreas a vigilar.

Los niveles de alarma de los monitores de efluentes gaseosos serán fijados de acuerdo a los límites de concentración en aire establecidos por las regulaciones nacionales. Por ejemplo, en USA, el límite de la concentración de F-18 en áreas de acceso prohibido es de 3 E-5 μCi/cc y en áreas de acceso no-controlado es de 1 E -7 μCi/cc.

El nivel de ALARMA es normalmente 10 veces superior al nivel de ALERTA. El valor de la ALARMA se deriva del producto del límite de la concentración citado anteriormente para áreas de acceso prohibido, «por el factor de notificación», igual a 10 y por el factor de dilución determinado experimentalmente cuantificar con medidas de la concentración, teniendo en cuenta la eficiencia del sistema de vigilancia. Si el nivel de ALARMA es alcanzado, se tomarán medidas para evitar que se llegue a niveles de concentración por encima de los límites establecidos en áreas no-controladas. Estas medidas podrían consistir en el cierre de válvulas apropiadas o el término de las operaciones si fuese necesario.

A.1.1.2. Calibración del sistema de vigilancia de efluentes

La eficiencia del detector, E (cuentas/des), se determina inyectando una concentración conocida de gas radioactivo en la cámara del detector, sellándola bien y esperar a que la distribución de la actividad dentro de la cámara alcance su equilibrio, registrando periódicamente las respuestas de la escala de contaje en términos de c/min, corregidas de fondo, y poder así determinar la curva de desintegración y el período de semidesintegración. El resultado C(c/min), se divide por la actividad conocida del gas D(des/min), después de corregirla por el factor de desintegración, y se obtiene la eficiencia del detector, E. Esto es,

$$E\ (c/des) = C(c/min)/D(des/min) \qquad (A1)$$

La actividad (Bq) del efluente gaseoso se calcula mediante la expresión:

$$A\ (Bq) = C\ (c/min)/E(c/des)x60s/min \qquad (A2)$$

donde C es la tasa de contaje neta, y E es la eficiencia del detector para el radionucleido introducido en la cámara.

Finalmente, la determinación del valor medio de la concentración de actividad de los efluentes radioactivos debe incluir el caudal del muestreo, la eficiencia del detector y el período de tiempo durante el cual la medida se lleva a cabo, por tanto.

la concentración (Bq/m^3) del radionúclido se calcula a partir de:

$$\chi(Bq/m^3) = A(Bq)/E.F_s(m^3/h).t(h) \qquad (A3)$$

donde Fs (m^3/h) es el caudal del muestreo y t(h) es el período de tiempo de la medida.

Sustituyendo el valor de A de (2), finalmente se obtiene:

$$\chi(Bq/m^3) = C(c/min)/E.F_s.(\ m^3/h).t\ (h).60(s/min) \qquad (A4)$$

APENDICE B

PROCEDIMIENTOS DE SEGURIDAD EN EL LABORATORIO CALIENTE

B. 1. Cuando los blancos o materiales irradiados sean transferidos al Laboratorio Caliente desde el recinto del ciclotrón, se medirán las dosis de radiación y la concentración de actividad en el aire. No se podrá transferir ningún material si alguno de estos valores excede los niveles operacionales autorizados.

B. 2. No se podrán lavar o enjuagar materiales radioactivos en los fregaderos o en el suelo del laboratorio

caliente sin la aprobación del Servicio de P.R. del centro.

B. 3. Todos los materiales deberán ser empaquetados, identificados, señalizados y medidos sus niveles de radiación antes de ser sacados del Laboratorio Caliente del ciclotrón.

B. 4. Todo el personal que se encuentre en el Laboratorio Caliente durante el procesamiento de materiales radioactivos tendrá que medir los niveles de contaminación de sus manos y pies al término del proceso radioquímico. Si se encuentran contaminados, se actuará con los procedimientos de descontaminación autorizados.

APENDICE C

LA AUTOVIGILANCIA

Todo el personal que haya estado trabajando o haya estado presente en un área contaminada tendrá que reconocerse incluyendo sus manos, pies y vestuarios antes de abandonar el área. Para esta autovigilancia estará disponible, en cada Laboratorio Caliente y en la sala de control del Ciclotrón, un equipo apropiado para la medida de bajos niveles de radiación gamma.

Se seguirán los procedimientos siguientes en el autoreconocimiento de la contaminación personal:

C. 1. Asegurarse de que el instrumento está trabajando (Los clics del nivel de fondo se oirán claramente y la aguja del instrumento se moverá al azar). Si el instrumento está apagado, enciéndalo y espere al menos un minuto antes de realizar sus medidas.

C.2. Observar el nivel de fondo.

C.3. Abrir la ventana del detector cuidadosamente, sin tocarla.

C.4. Separar el detector de la unidad del instrumento y mueva lentamente el detector sobre las partes expuestas de su cuerpo, su vestuario y sus pies.

C.5. Si el instrumento de medida indica una lectura de mas de 100 cpm sobre el nivel de fondo, colocar de nuevo el detector en su unidad y lleve a cabo su descontaminación en el fregadero o lavabo más cercano.

C.6. Repetir los pasos 4 y 5 hasta que las lecturas del instrumento sean inferiores a 100 cpm sobre el nivel de fondo.

C.7. Notificar al Físico encargado de la P.R. en el ciclotrón si tiene dificultad en el proceso de descontaminación personal.

C.8. En todos los casos de contaminación personal, las posibles dosis internas serán evaluadas por los radioensayos apropiados, ya sea con contadores de cuerpo entero o mediante medidas de actividad en orina o en heces.

LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN UN CENTRO DE TOMOGRAFÍA DE POSITRONES (PET)

José M. Martí Climent (Universidad de Navarra)

8

1. Introducción

La tomografía de emisión de positrones (PET) representa la técnica más avanzada en el estudio in vivo de procesos metabólicos (Richter y Martí, 1993)[36]. La PET permite obtener imágenes usando compuestos biológicamente activos, sustratos, ligandos o fármacos marcados con emisores de positrones (Phelps, 1986)[32]. Estos agentes marcados se administran normalmente vía intravenosa, distribuyéndose según el flujo sanguíneo y siendo asimilados independientemente de su carácter radiactivo. El resultado es la obtención de imágenes e índices del flujo sanguíneo, metabolismo de la glucosa, transporte de aminoácidos, metabolismo de proteínas, estado de neurorreceptores, consumo de oxígeno, división celular, etc. Con ello ofrece información bioquímica y metabólica de los sistemas y sus patologías, diferente a la obtenida a través de otros métodos alternativos. Las aplicaciones clínicas del PET abarcan la oncología, neurología y cardiología.

Las indicaciones clínicas del PET en oncología incluyen (Rigo y cols., 1996)[35]:

- El diagnóstico diferencial (como el nódulo solitario de pulmón, y el carcinoma de páncreas versus una pancreatitis crónica)
- El estadiaje de tumores, del cual depende el éxito del tratamiento; así, un estadiaje con ^{18}F-FDG puede estar indicado cuando, con otra técnica de imagen o por el aumento de los marcadores tumorales, se sospecha una lesión metastática.
- La diferenciación entre un cicatriz o necrosis y la enfermedad residual o recurrente, con aplicación en tumores de cerebro, pulmón, cabeza y cuello.
- La recurrencia, en especial cuando su tamaño es pequeño u ocurre a distancia de la lesión primaria.
- El seguimiento de la terapia.
- El valor pronóstico de la captación del ^{18}F-FDG, en relación a la agresividad y al desarrollo rápido del tumor.

En cuanto a las principales aplicaciones en neurología cabe destacar los estudios de estimulación sensorial, demencias, epilepsias, tumores cerebrales, accidentes cerebrovasculares, movimientos anormales y transtornos psiquiátricos (Domper y cols., 1993)[7].

Tabla 1. Características de radionúclidos emisores de positrones utilizados en la tomografía PET

Emisor de positrones	Obtención	$T_{1/2}$	Emax (keV)	% β+
^{11}C	Ciclotrón	20.4 min	960	99.8
^{13}N	Ciclotrón	10.0 min	1190	100
^{15}O	Ciclotrón	2.05 min	1720	99.9
^{18}F	Ciclotrón	109.6 min	635	97
^{62}Cu	Generador ^{62}Zn (9.2 horas)	9.7 min	2930	98
^{68}Ga	Generador ^{68}Ge (271 días)	68.3 min	1900	90
^{82}Rb	Generador ^{82}Sr 25 días	1.3 min	3350	96

$T_{1/2}$ Periodo de semidesintegración
E_{max} Energía máxima del positrón
% β+ Rendimientos de producción de positrones en la desintegración

En cardiología, las indicaciones clínicas del PET son la detección de la enfermedad coronaria y el estudio de la viabilidad miocádica (Coleman y cols., 1992)[6], con clara influencia en la toma de decisiones sobre el tratamiento de los pacientes.

2. Centro de tomografía de emisión de positrones

La utilización de los radionúclidos emisores de positrones de periodo de semidesintegración ultracorto (tabla 1) hace necesario que el sistema productor de radionúclidos esté cerca del tomógrafo PET; siendo los emisores de positrones de uso clínico obtenidos por medio de generadores o en ciclotrones. Entre los distintos radiofármacos utilizados en PET destacan los indicados en la Tabla 2.

Tabla 2. Radiofármacos utilizados en PET

	Fármaco	Aplicación
^{18}F-FDG	*Metabolismo de la glucosa*	
	^{18}F-DOPA	Función dopaminérgica
	$^{13}NH_3$	Perfusión miocárdica
	$C^{15}O_2$	Flujo sanguíneo regional
	$C^{15}O$	Flujo sanguíneo regional
	H_2O	Flujo sanguíneo regional
	^{11}C-Acetato	Metabolismo oxidativo
	^{11}C-Palmitato	Metabolismo de grasas
	^{11}C-Metil-espiperona	Metabolismo de receptores
	^{11}C-Metionina	Transporte de aminoácidos
	^{11}C-Carfentanil	Receptores

El modo de obtención de los radionúclidos en un centro dedicado a la tomografía de positrones establece el nivel del centro PET, quedando determinadas las características y aplicaciones clínicas del centro (tabla 3). Así pués, si bien el tomógrafo y el laboratorio son elementos básicos de un centro PET, es el ciclotrón el que determinará la magnitud del centro y el que tendrá las mayores implicaciones a nivel de protección radiológica.

Las aplicaciones concretas de los radionúclidos producidos por el ciclotrón (uso clínico, de investigación y distribución regional del isótopo) determinan la elección del acelerador (Wolf, 1984)[45]. Los ciclotrones suelen clasificarse en función de la energía máxima de aceleración de los protones, la cual determina su campo de aplicación (Fowler y Wolf, 1986[10]; Ruth y cols, 1989[39]; Wolf y Jones, 1983[44]). Aunque existen distintos términos para caracterizar a los ciclotrones, debe tenerse en cuenta su utilidad, coste y capacidad de producción. Considerando la energía de aceleración de los protones (Ep), los ciclotrones de nivel hospitalario para la producción de isótopos emisores de positrones se enmarcan dentro de los dos niveles siguientes:

Tabla 3. Diferentes alternativas para la producción de radionúclidos según las aplicaciones del centro PET (Richter, 1993)

Sistema de producción	Aplicaciones
Generadores (^{82}Rb y ^{62}Cu)	• Perfusión miocárdica • Flujos cerebrales
Generadores (^{82}Rb y ^{62} Cu) Ciclotrón 3 MeV (150)	• Perfusión miocárdica • Flujos • Metabolismo
Ciclotrón 3 MeV (^{15}O) Suministro regional de ^{18}FDG	• Flujos • Metabolismo del oxígeno • Metabolismo de los H-C
Ciclotrón 10-20 MeV	• Todas las exploraciones PET clínicas y de investigación
Ciclotrón 30 MeV	• Estudios PET en general más isótopos no emisores de positrones

Nivel 1: Ciclotrón de una única partícula, protón (p) o deuterón (d) con energía máxima Ep de 10 MeV.

Nivel 2: Ciclotrón de una o múltiples partículas (generalmente p y d) con energía máxima Ep entre10 MeV y 20 MeV, y corriente del orden de 50 mA.

En la Tabla 4 se detallan algunas de las características, con repercusión a nivel de protección radiológica, de distintos ciclotrones comerciales dedicados a la producción de radionúclidos emisores de positrones.

Comparada con la Medicina Nuclear «convencional», los centros que disponen de la tomografía PET precisan blindajes mayores debido a que en la producción de los emisores de positrones también se producen campos neutrónicos y de radiación gamma secundaria. Por otro lado, el corto periodo de semidesintegración de los radionúclidos requiere que las actividades sean mayores; además, la energía de 511 keV de los emisores de positrones produce, en las proximidades de los pacientes, tasas de exposición mayores que las producidas por los otros isótopos utilizados en Medicina Nuclear. Todo ello hace que las medidas de protección radiológica de un centro PET sean más exigentes que en la Medicina Nuclear convencional, y dependientes del nivel del centro PET (Marti-Climent y cols., 1996a)[23].

Tabla 4. Características principales de distintos ciclotrones de uso médico para la producción de emisores de positrones

	Modelo	Partícula Acelerada	Energía (MeV)	Nº de Blancos	Blindaje Simultáneo
CTI	RDS-111	H-	11	2 x 8	Sí
	RDS-112	H-	11	4	Sí
IBA	Cyclone 3	H-	3	1	No
	Cyclones 10/5	H-	10	8	Sí
		D-	5		
		H-	18		
	Cyclone 18/9	D-	9	8	Sí
		H-	16.5		
GE	PET-trace 200	D-	8.4	6	Sí
Osford	Cyclotrón[12]	H-	12	1 x 7	No
		H-	13		
Ebco	TR-13	D-	8	8	Sí
JSW		H+	12		
	BC-126	D+	6	6	No
		H-	12		
	BC-168N	D-	8	8	Sí
		H+	17		
	BC 1710	D+	10	6	No
		H-	17		
	BC-1710N	D-	10	8	Sí

JSW: The Japan Steel Works, LTD
GE: General Electric
IBA: Ion Beam Applications
Oxford: Oxford Instruments Accelerator Technology Group
Ebco: Ebco Technologies Inc.

3. Blindajes en un centro PET

El elemento determinante en el diseño de una instalación PET es el ciclotrón. De él dependerán desde el punto de vista médico las aplicaciones clínicas del centro, siendo desde el punto de vista de la protección radiológica el mayor elemento generador de radiaciones ionizantes, pudiendo ser necesarios blindajes de hasta dos metros de hormigón. Para el resto de las dependencias del centro (laboratorios calientes, de control de calidad, salas técnicas, sala del tomógrafo, laboratorio de sangre, y salas de preparación y de espera de los pacientes) el estudio de los blindajes estructurales se reduce a considerar la actividad del radiofármaco, en cada sala, junto a las distancias y factores de ocupación, de las dependencias colindantes. Son habituales blindajes de varios milímetros de plomo o, en su defecto, varios centímetros de hormigón (Fig. 1). Así, debido a su importancia, se revisan a continuación los blindajes asociados al ciclotrón, a las celdas de manipulación y a las fuentes radiactivas utilizadas en la PET.

3.1. *El ciclotrón*

Como consecuencia de las reacciones nucleares que se producen durante el bombardeo de los blancos para obtener el isótopo deseado, se producen campos intensos de radiación neutrónica y gamma, constituyendo la radiación directa o instantánea. También se origina radiación como subproducto de la utilización del ciclotrón, debido a la activación de distintos materiales tanto estructurales como del propio ciclotrón, constituyendo la radiación diferida. Ésta se puede minimizar en función de las características de diseño del ciclotrón, destacando la utilización de ciclotrones de ion negativo (Saha y cols., 1992)[40], así como la elección de los materiales con los que pueda incidir el haz acelerado. Todo ello afecta tanto al diseño del blindaje de la sala del ciclotrón como a las tasas de dosis durante las operaciones de mantenimiento del equipo. A continuación se analizan los blindajes asociados a las radiaciones directa y diferida.

Figura 1. Plano del Centro PET-CUN

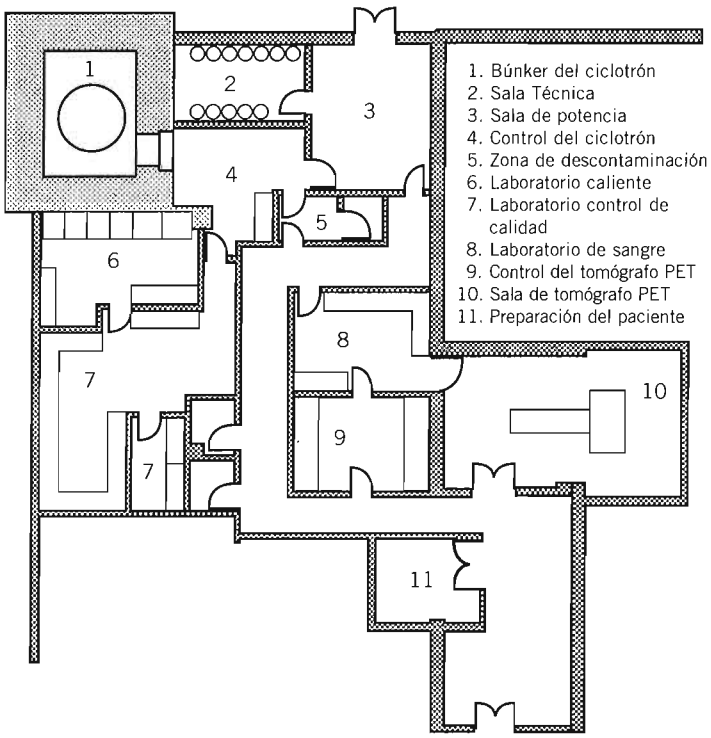


Tabla 5. Reacciones y rendimientos de producción (mCi/uA) de radionúclidos emisores de positrones en función de la reacción nuclear y de la energía de la partícula acelerada. Los rendimientos son para blanco grueso y energía efectiva en el blanco (ver referencia Wolf, 1984)

Reacción Nuclear	Protones		Deuterones	
	8 MeV	16 MeV	8 MeV	16 MeV
Carbono [11]				
$^{14}N(p,\alpha)^{11}C$	40	171	---	---
$^{10}B(d,n)^{11}C$	---	---	43	53
$^{11}B(p,n)^{11}C$	79	302	---	---
Nitrógeno [13]				
$^{13}C(p,n)^{13}N$	76	160	---	---
$^{16}O(p,\alpha)^{13}N$	< 1	45	---	---
$^{12}C(d,n)^{13}N$	---	---	45	65
Oxígeno-15				
$^{15}N(p,n)^{15}O$	47	93	---	---
$^{14}N(p,n)^{15}O$	---	---	50	72
Fluor [18]				
$^{18}O(p,n)^{18}F$	110	232	---	---
$^{20}Ne(d,\alpha)^{18}F$	---	---	51	69

3.1.1. Radiación neutrónica

En la tabla 5 se presentan distintas reacciones nucleares, junto a sus rendimientos de producción, que pueden ser utilizadas para la producción de los radionúclidos emisores de positrones. Sin embargo, los ciclotrones de uso clínico utilizan un número reducido de estas reacciones, siendo debidas las diferencias a la disposición de un ciclotrón de doble partícula (protón y deuterón) o de una sola (protón). Así, los ciclotrones de la tabla 4 utilizan las reacciones $^{14}N(p,\alpha)11C$, $^{16}O(p,\alpha)^{13}N$, $^{15}N(p,n)^{15}O$ ó $^{14}N(d,n)^{15}O$, $^{18}O(p,n)^{18}F$ y $^{20}He(d,\alpha)^{18}F$, produciéndose neutrones en tres de ellas. Otra fuente de neutrones, aunque de menor importancia, serán las reacciones (p,n) inducidas en los materiales del ciclotrón.

En el cálculo de los blindajes de la sala del ciclotrón deberá considerarse la «peor reacción» para la producción de neutrones. Las condiciones de bombardeo, el rendimiento en saturación, así como la energía y la corriente del haz determinan la energía máxima de los neutrones y el ritmo de su producción. Considerando las reacciones nucleares utilizadas para la producción de los radionúclidos emisores de positrones que producen neutrones y los rendimientos de la tabla 5, se concluye que la «peor reacción» suele ser la producción de ^{18}F por bombardeo de protones sobre un blanco de agua enriquecida ($H_2{}^{18}O$). Además, el ^{18}F- así obtenido se utiliza para la producción de ^{18}F-fluoro-desoxiglucosa (^{18}F-FDG), radiofármaco más utilizado en la tomografía de emisión de positrones.

El flujo de neutrones (ϕ_n) por unidad de corriente del haz (μA) que incida en el blanco vendrá dado, a una distancia r(m) del blanco, por:

$$\phi n = As \times 37x106 / (4 \pi r^2) \qquad (8.1)$$

donde A_s(mCi/μA), actividad de saturación, determina el ritmo de producción de neutrones.

Para los ciclotrones comerciales, con energías de aceleración de protón de hasta 18 MeV, se puede asumir un espectro de neutrones con energías entre 1 MeV y 15 MeV, por lo que puede considerarse un factor de conversión de 6.8 neutrones/cm^2.s por mrem/h. (Tabla 6) (ICRP, 1970[17]; ICRP, 1973[18]).

Tabla 6. Factor de conversión neutrones/cm^2.sen^1 por (10 CFR 20-1002)

Energía del neutrón (MeV)	Neutrones/cm^2.sen^1
0.01	1010 x 10^6
0.1	170 x 10^6
0.5	39 x 10^6
1	27 x 10^6
2.5	29x10^6
5	23 x 10^6
10	24 x 10^6
20	16 x 10^6

Los neutrones primarios producidos en las reacciones nucleares que tienen lugar en el ciclotrón pueden experimentar colisiones elásticas en el medio que les rodea (propio ciclotrón y paredes del búnker). En la colisión elástica el neutrón mantiene su identidad, y el núcleo colisionado queda en su nivel energético fundamental. En cambio, si el neutrón incidente es capturado y reemitido con una energía menor a la que correspondería la difusión elástica, la colisión es inelástica y el núcleo residual queda en un estado excitado, volviendo a su estado fundamental mediante la emisión de un fotón gamma.

Los neutrones reflejados en la sala del ciclotrón pueden contribuir a la tasa de fluencia total en el interior del blindaje, siendo pues necesario tenerlos en cuenta. La fuente principal de neutrones reflejados es la retrodispersión en las paredes del blindaje que rodean el ciclotrón, estando su espectro degradado, en energía, respecto al espectro incidente. Para las paredes que están a varios metros de la fuente de neutrones, la tasa total de fluencia de neutrones debidos a la reflexión en el resto de superficies puede llegar a ser superior, casi en un orden de magnitud, a la tasa de fluencia de neutrones primarios que inciden en la pared en cuestión. Sin embargo, debido a su diferente energía y, por consiguiente, diferente factor de calidad entre neutrones directos y reflejados, la contribución a la tasa de dosis equivalente de los neutrones reflejados puede ser sólo de un factor dos. Por ello se recomienda añadir una capa hemirreductora del material del blindaje en el espesor total de las barreras (NCRP, 1977)[29].

El hormigón ordinario, con mayor frecuencia, es el material utilizado para blindar neutrones debido a su alto contenido en hidrógeno y a sus agregados de bajo número atómico, que permite termalizar los neutrones rápidos por medio de la difusión inelástica. En la construcción de los búnkers de los ciclotrones es importante asegurarse que la densidad del hormigón es la deseada, por medio de un adecuado control de calidad. Por ello, deberán por un lado tomarse probetas, o muestras, del hormigón antes de utilizarse, y por otro realizar una correcta vibración del hormigón durante el relleno de los muros para garantizar que no queda aire en su interior. Una desventaja del hormigón es la disminución del contenido en agua a lo largo del tiempo, debiéndose considerar factores correctores en los blindajes si el contenido en agua es inferior al 5 %. Por otro lado, los hormigones silicatados no son tan efectivos como los carbonatados en el blindaje de los neutrones para un mismo espesor (en términos de g/cm^2) y contenido de agua (NCRP, 1977)[29].

Para el hormigón ordinario (con densidad 2.3 g/cm^3) y energías de los neutrones de 1 MeV a 20 MeV, el espesor decimorreductor es aproximadamente 33 cm (NCRP, 1977).

3.1.2. Radiación inducida

La activación de los distintos materiales utilizados en el ciclotrón convierte a éste en una fuente radiactiva una vez finalizado el bombardeo del blanco para la producción del isótopo emisor de positrones. Así, pueden medirse tasas de radiación de varios milisievert por hora alrededor del blanco transcurridas varias horas después del bombardeo.

La utilización de ciclotrones de ion negativo, en los que el haz es extraído por medio de unas laminillas que arrancan los electrones de la partícula acelerada, no precisando pues la utilización de deflectores como en los aceleradores de ion positivo, y la adecuada elección de los materiales con los que puede incidir el haz acelerado, especialmente los del blanco, permite minimizar las reacciones de activación (Tabla 7). El aluminio se utiliza en la construcción de los blancos ya que, además de tener una buena transferencia de

Tabla 7. Reacciones de activación en materiales del ciclotrón (Carrol y cols.)[5]

Abundancia natural	Reacción	Periodo de semidesintegración	Emisión principal
100 % ^{181}Ta	(p,n)^{181}W	121 días	6 keV gamma
63 % ^{63}Cu	(p,n)^{63}Zn	38 min	β+
31 % ^{65}Cu	(p,n)^{65}Zn	244 días	1.115 MeV gamma
1 % ^{13}C	(p,n)^{13}N	10 min	β+
100 % ^{27}Al	(p,n)^{27}Si	4.1 sec	β+

calor y un corto periodo de semidesintegración, la radiactividad inducida es mínima (Rayudu, 1990)[34]. Por este mismo motivo, el cobre es el segundo material en elección. Asimismo, para las ventanas de los blancos se utiliza aluminio, havar, tungsteno y tántalo. Por otro lado, el cobre y el acero, mayores constituyentes del magnetrón del ciclotrón, contribuyen sustancialmente al blindaje por medio de colisiones inelásticas de neutrones por encima de los 2 MeV (Carroll y cols.)[5].

La energía de los rayos gamma primarios, producidos en reacciones p-p' que no cambian el núcleo del blanco, pero si lo excitan, es de unos pocos MeV (tabla 8). Para fotones gamma de esta energía, el espesor decimorreductor es mucho menor que el de los neutrones pudiéndose, por tanto, despreciar su contribución.

Por otro lado, la dosis equivalente debida a la radiación gamma secundaria, producida por la captura de neutrones (n,γ) en el propio hormigón, puede considerarse que no es mayor que la de los neutrones. Algunas publicaciones (NCRP, 1977)[29] consideran en sus tablas la contribución de los rayos gamma producidos en el propio hormigón.

Tabla 8. Energía del primer estado excitado de algunos núclidos difíciles de excitar (Jordan, 1970)

Isótopo	Energía (MeV)
^{12}C	4.44
^{13}C	3.08
^{14}N	2.31
^{15}N	5.27
^{16}O	6.05
^{18}O	1.98

En la tabla 9 se detallan, con sus correspondientes umbrales energéticos, reacciones fotonucleares típicas, algunas de las cuales producen activación en el aire.

2.1.3. Blindajes del ciclotrón

La energía de las partículas aceleradas en el ciclotrón es el factor determinante de los blindajes utilizados. En el diseño del ciclotrón se tiene en cuenta la posibilidad de incorporarle blindajes, escogiéndose una energía intermedia (unos 13 MeV para el protón) que permite una producción adecuada de los radionúclidos emisores de positrones y, además, el autoblindaje es práctico. Ciclotrones que disponen de autoblindaje (a veces como opción) son el RDS-111 y RDS-112 de CTI, el TR-13 de EBCO Technologies, el BC1710N de Japan Steel Works y el PET Trace de GE Medical Systems. A modo ilustrativo, el RDS-112 lleva incorporado un autoblindaje de 20 cm de plomo y 80 de hormigón con polietileno carburo borado (Carroll y cols.)[5].

El diseño con blancos dispuestos en un carrusel fuera de la cámara del ciclotrón, como el de Oxford y el RDS-112 de CTI, permite incorporar alrededor de los blancos un blindaje, básicamente para la radiación neutrónica, que reduce las necesidades de blindaje de las paredes del búnker del ciclotrón.

Cuando el espacio es el factor determinante, los ciclotrones con autoblindaje son ventajosos; sin embargo, cuando se precisa mayor flexibilidad y comodidad, y se dispone de espacio, es preferible un ciclotrón sin autoblindaje (Fowler y Wolf, 1986)[10].

A modo de ejemplo de blindaje masivo, para el ciclotrón Cyclone 18/9 de IBA se considera la reacción

Tabla 9. Reacciones fotonucleónicas típicas (NCRP, 1977)[29]

Blanco	Energía umbral (γ,n) MeV	Producto	T 1/2 del producto
^{12}C	18.7	^{11}C	20.5 min
^{14}N	10.5	^{13}N	10.0 min
^{16}O	15.7	^{15}O	124 s
^{27}AL	13.1	^{26}AL	6.5 s
^{54}Fe	13.6	^{53}Fe	8.5 min
^{65}Cu	9.9	^{64}Cu	12.9 h
^{70}Zn	9.2	^{69}Zn	52.0 min
^{82}Se	9.8	^{81}Se	17 min
^{107}Ag	9.5	^{106}Ag	24 min / 8,3 d
^{191}Ta	7.6	^{180}Ta	8.1 h
^{182}W	9.0	^{181}W	130 d
^{2}H	2.2	^{1}H	Estable
^{9}Be	1.67	^{8}Be ► $2^{4}He$	Estable

nuclear $^{18}O(p, n)^{18}F$ a 18 MeV y 20 μA de corriente, con una producción de 250 mCi/μA en saturación; siendo el flujo de neutrones, a 100 cm, de $fn=7.4x10^4$ neutrones/(s.cm^2. μA). En estas condiciones es preciso un espesor de paredes de 1.8 m y 2.0 m de cemento (ρ = 2.3 g/cm^3) para el personal profesionalmente expuesto y el público respectivamente (Marti-Climent y cols., 1996b)[24].

3.2. Celdas de manipulación

La síntesis y manipulación de los radiofármacos precisa la utilización de celdas calientes. Su diseño dependerá de la aplicación concreta que se realice, aportando soluciones a las distintas necesidades:

- Espesor de plomo suficiente para reducir la tasa de dosis a niveles aceptables.
- Conexiones con un sistema de ventilación externo que: 1) permita mantener la celda en depresión (normalmente 10 Pa-20 Pa) respecto al exterior, para evitar que se escapen los gases o aerosoles que se producen durante la síntesis de los radiofármacos, 2) produzca un número determinado de renovaciones de aire por hora (usualmente 10), y 3) permita su aislamiento en caso de necesidad.
- La celda deberá ser estanca para confinar los gases producidos durante la síntesis.
- Espacio para ubicar los módulos y demás sistemas necesarios, que no sólo depende del fármaco sintetizado sino del fabricante del módulo.
- Accesibilidad a los distintos componentes que se instalen en ella, tanto en presencia como en ausencia de material radiactivo.

Según sean estas necesidades, cabe distinguir varios tipos de celdas calientes:

- Campana de flujo laminar en la que se colocan ladrillos de plomo imbricados, formando un muro alrededor del módulo, para la protección del personal.
- Las celdas denominadas «de investigación», utilizadas para el desarrollo de nuevos radiofármacos. Normalmente disponen de puertas motorizadas (delantera y trasera), ventilación forzada y caja interior de metacrilato para evitar la fuga de gases.
- Celdas tipo «boxes», de dimensiones más reducidas y que se ajustan al tamaño de los módulos automáticos de síntesis.

- Celdas de manipulación de radiofármacos en las que se preparan las dosis para los pacientes. En estas puede ser necesario, según la actividad manipulada, la utilización de manipuladores telescópicos.

La dinámica de cada centro PET determina el tipo y número de celdas calientes que se han de disponer en el laboratorio caliente, destinándose habitualmente una celda caliente para cada módulo automático de síntesis química. Por razones logísticas y de optimización de los blindajes, las celdas se suelen diseñar en batería (Fig. 2).

Considerando la manipulación de los isótopos emisores de positrones, como el ^{18}F (T1/2 = 109 minutos, G = 0.573 (mRh) (cm² mCi) y TVL = 0.4 cm de Pb (NBS, 1982)[28]), las celdas utilizadas en aplicaciones PET tienen espesores equivalentes a 5 y 6 cm de plomo. Este blindaje es necesario, por ejemplo, para manipular 3000 mCi de ^{18}F-, que permitirán obtener después de la síntesis más de 1000 mCi de ^{18}F-FDG, con tasas de dosis fuera de la celda del orden del mSv/h.

3.3. Blindajes de fuentes

Para el cálculo de los blindajes, frente a la radiación gamma, necesarios para cada una de las operaciones que se realizan con los emisores de positrones puede utilizarse la expresión:

$$\Gamma(Rxm^2x)(h \times mCi) \times A(mCi)xRxB / r^2(m) \qquad (8.2)$$

siendo Γ la constante gamma para el emisor de positrones (tabla 10), r(m) la distancia entre la fuente y el punto considerado a proteger, A(mCi) la actividad de la fuente, B el factor de refuerzo acumulación y R el factor de atenuación de la radiación requerido para que el blindaje proporcione una protección suficiente.

Figura 2: Celdas tipo «boxes» para síntesis de radiofármacos.



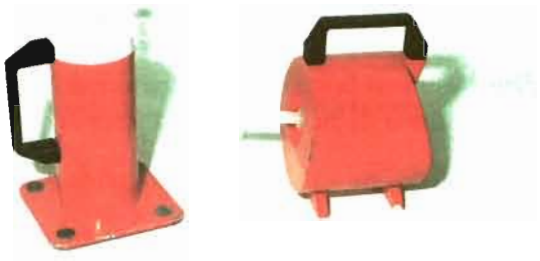


Figura 3: Protector de plomo para manipulación de «dosis» en un centro PET.

Con el fin de reducir la dosis en manos, es recomendable utilizar contenedores y protectores especiales (Fig. 3) tanto para el transporte de material radiactivo (unos 10 mCi de FDG) desde la cámara caliente, donde se preparan las denominadas «dosis», hasta la sala de preparación del paciente, como para su inyección. Para el transporte de dichas «dosis» en la instalación existe la posibilidad de utilizar un sistema neumático, evitándose el contacto directo con el operador. En este caso es necesario estudiar el blindaje de la propia fuente, de la línea de transporte y de la estación de transferencia; sin olvidar, en el plan de emergencias de la instalación, el posible atasco de la fuente en el sistema.

Los protectores de jeringas utilizados en Medicina Nuclear convencional ofrecen una escasa protección para los fotones de 511 keV, aunque sí protegen directamente de los positrones; siendo preciso diseñar protectores especiales. Así, se han diseñado protectores acrílicos de jeringas de 6 mm de espesor, proporcionando suficiente absorción para las energías medias de los emisores de positrones (tabla 10), así como de la energía máxima de los radionúclidos ^{18}F, ^{11}C y ^{13}N. Para la inyección del radiofármaco al paciente se puede utilizar un protector de sobremesa (tipo «cerdito») de 5 cm de Pb (Fig. 3), reduciéndose la tasa de dosis en un factor 5800 para la citada energía de 511 keV. Otra alternativa es automatizar el proceso de administración. Aunque no han sido comercializados (Brown y Yasillo, 1997)[4], se han construido una serie de prototipos (Hitchwa y cols., 1994[16]; Ruszkiewicz y cols., 1996[38]; Peñuelas y cols., 1997b[31]). Así, por ejemplo, se ha observado la reducción de un 58 % de la dosis en cuerpo entero de 0.0158 mSv/MBq hasta 0.0063 mSv/MBq (Gaskill, 1995)[11].

Los estudios PET en que se utilizan gases ($^{15}O_2$, $C^{15}O$ y $C^{15}O_2$), estos son producidos en el ciclotrón, o en un módulo de gases, siendo suministrados directamente en la sala del tomógrafo PET por medio de una línea de transporte, la cual precisa un blindaje adecuado. El gas puede suministrarse en forma continua o de bolus. Se ha observado que para una administración constante de una concentración de 1.85 GBq/min (dosis máxima utilizada en estudios clínicos), es necesario un blindaje de 8 mm de plomo ó 7 cm de hormigón de espesor para mantener la dosis por debajo de 300 mSv por semana (Hachiya y cols, 1989).

En la sala del tomógrafo PET, dependiendo del diseño de la instalación, hay tres zonas que pueden reque-

Tabla 10. Características de las emisiones de algunos radionúclidos emisores de positrones (Brown y Yasillo 1997[4]; ABS, 1982)[20]

	$E_{\beta+,max}$ (MeV)	Alcance agua (mm)	Alcance Aire (m)	$E_{\beta+,max}$ (MeV)	Alcance agua (mm)	Alcance aire (m)	Γ (R cm²/h mCi)
^{18}F	0.635	2.15	1.66	0.212	0.46	0.36	5.73
^{11}C	0.970	3.80	2.94	3.323	0.85	0.66	5.91
^{13}N	1.200	5.00	3.87	0.400	1.15	0.89	5.91
^{15}O	1.740	8.00	6.19	.0580	1.80	1.39	5.91
^{68}Ga	1.900	9.00	6.96	0.633	2.15	1.66	5.37

rir blindajes: estación de transferencia neumática de los isótopos, depósito de residuos radiactivos y almacén de fantomas y fuentes de calibración. Para estos elementos se recomienda un blindaje de plomo de entre 1 y 3 capas decimorreductoras (Heller, 1996)[15], dependiendo de la actividad de material radiactivo almacenado y de los niveles de dosis deseados.

El sistema de ventilación de un centro PET debe considerar la presencia de gases radiactivos, cuyo origen puede ser: la activación del aire en el ciclotrón, la generación de gases en el blanco durante el bombardeo o en la síntesis de los radiofármacos, la utilización de blancos gaseosos para realizar síntesis de otros radiofármacos y el suministro directo de gases a los pacientes para realizar estudios tomográficos; además, debe considerarse la ventilación de las zonas donde no se producen gases radiactivos. A continuación se hace una breve exposición de distintos términos fuentes.

La activación del aire debida a la radiación gamma y neutrónica se produce a niveles bajos. El componente principal es el ^{41}Ar producido por captura de neutrones térmicos en el argón natural del aire.

El aire contiene un 0.94 % de ^{40}Ar, que tiene una sección eficaz para neutrones térmicos de 0.66 barn. Para los cálculos de las dosis, así como para determinar las características del sistema de ventilación, se utiliza el caso más desfavorable que es la producción de ^{18}F por medio de la reacción $^{18}O(p,n)^{18}F$. Debido a que el periodo de semidesintegración del ^{41}Ar es 1.82 horas, parecido al del ^{18}F, la máxima actividad se produce tras una hora de bombardeo si no hay renovación de aire. El número de átomos de ^{41}Ar producidos por segundo y por metro cúbico será:

$$\text{Núcleos de } ^{41}Ar = \sigma \times r \times n \times N_A \times C / V \qquad (8.3)$$

Donde σ representa la sección eficaz, r el radio de la esfera que aproxima al volumen de la sala (V), n el número de neutrones producidos por unidad de tiempo por la fuente localizada en el centro de la esfera, N_A en número de Avogadro y C la concentración de argón en el aire.

Para determinar la concentración en aire debe considerarse la tasa de producción instantánea de ^{41}Ar

$$\text{Actividad de } ^{41}Ar = (\ln 2 / T_{1/2}) \times (\text{núcleos de } ^{41}Ar)$$

así como el número de renovaciones de aire de la sala del ciclotrón (normalmente entre 10 y 20 por hora), y el tiempo de operación del ciclotrón.

En el bombardeo de blancos cuyo contenido es líquido ($H_2{}^{18}O$ y $H_2{}^{16}O$ para la producción F- y de $^{13}NH_3$ respectivamente) se alcanzan temperaturas y presiones elevadas, pudiendo estar parte del contenido del blanco en forma gaseosa. Cuando el contenido del blanco se envía automáticamente a los módulos de síntesis química, es deseable que éstos no los liberen de manera incontrolada.

La generación y control de gases durante la producción de los radiofármacos depende tanto del proceso de síntesis como del módulo de síntesis utilizado. En un estudio realizado en la universidad de UCLA (Kleck y cols., 1991) sobre 40 producciones de ^{18}F con (15.9 ± 1.88) GBq [(430 ± 50.8) mCi] a partir del cual al final de la síntesis se obtenían (5.40 ± 1.27) GBq [(146 ± 34.3) mCi] de ^{18}F -FDG, se producían liberaciones de gases con ^{18}F con una media de 437 MBq (11.8 mCi), encontrándose correlación entre las liberaciones de los gases y determinados pasos del proceso de síntesis.

Para la síntesis de los radiofármacos es conveniente que los módulos sean «cerrados»; es decir, que la producción de gases esté controlada como subproducto de la síntesis y que, en consecuencia, los gases salgan del módulo por unas «chimeneas» o conectores, a los que pueda acoplarse un tubo y direccionarlos convenientemente según sea el tratamiento de gases de la instalación PET. Por otro lado, es útil la disposición, en los

módulos, de trampas de frío con nitrógeno líquido para retener los gases radiactivos que pudieran generarse.

Según sea el ciclotrón y las reacciones nucleares utilizadas, se dispondrá de blancos cuyo contenido es un gas a partir del cual se obtendrá el radionucleido emisor de positrones en forma gaseosa. Así, los tres blancos más comunes son los de $^{18}F2$, $^{11}CO_2$, y de ^{15}O en forma de $^{15}O_2$ y $C^{15}O_2$ (según sea la forma química de la mezcla de gases en el blanco), aunque también hay ciclotrones que utilizan un blanco gaseoso para la obtención de F- a partir de neón. Estos gases pueden utilizarse como precursores de otros radiofármacos en forma líquida, tales como el ^{18}F-DOPA, ^{18}F-Fluoruracilo, 11C-Metionina, y $H_2{}^{15}O$, en cuyo proceso de síntesis pueden liberarse gases. Además, los gases $^{15}O_2$, $C^{15}O_2$ y $C^{15}O$ pueden suministrarse al paciente para la realización de determinados estudios de flujo; para lo cual es preciso la utilización de un sistema de suministro de gases al paciente. El sistema de ventilación de la instalación PET deberá considerar las dos corrientes de generación: los gases no suministrados al paciente y los gases exhalados por el mismo.

El diseño de un sistema de ventilación para un centro PET dependerá fundamentalmente de cuales sean las fuentes generadoras de gases radiactivos así como de su intensidad. Además, existen distintas alternativas para el diseño del sistema de ventilación; siendo preciso considerar factores tales como el diseño de la propia instalación, la disposición de espacio adicional para el tratamiento de gases radiactivos, y el presupuesto económico. Así, el sistema de ventilación no será igual para un centro PET satélite que reciba diariamente el ^{18}F-FDG sintetizado en otro centro, una instalación que disponga de ciclotrón con los blancos básicos de ^{18}F y ^{13}N (líquidos), u otra que tenga la posibilidad de suministrar gases emisores de positrones al paciente.

En la situación de un centro PET con ciclotrón que es capaz de producir gases radiactivos para ser inhalados directamente por el paciente, deberá diseñarse un sistema de ventilación especial para las zonas de la instalación en las que se manipulen o generen gases radiactivos, a saber: 1) sala del ciclotrón, 2) laboratorio caliente, 3) celdas calientes, 4) sala del tomógrafo y 5) recogida de gases exhalados por el paciente en las pruebas con gases radiactivos.

Para prevenir la dispersión de gases, es común que las salas del ciclotrón, laboratorio caliente y del tomógrafo PET estén en depresión (de 10 Pa a 200 Pa) respecto a las contiguas. Además, las celdas calientes lo están respecto al laboratorio (Gerken y Notohamiprodjo, 1996[12]; Marti-Climent y cols, 1996c[25]; Preusche y cols., 1996[33]; Grillenberger y cols., 1996[13]).

El control de las emisiones producidas en las celdas es quizás el más importante, debido a la elevada probabilidad de liberación de gases durante la síntesis de los distintos radiofármacos. El control puede ser individual o global sobre todas las celdas del laboratorio. Los flujos en las celdas suelen ser relativamente bajos (valores típicos son de 10 m³/h por celda). Así, los gases producidos durante la síntesis de los radiofármacos pueden tratarse con un sistema compresor de gases, almacenándolos temporalmente en contenedores, por ejemplo, de 400 litros a 6 bar (Gerken y Notohamiprodjo, 1996) [12]. Un sistema alternativo para los gases de ^{15}O, debido a su corto periodo de semidesintegración, es la utilización de una «línea de retardo», donde los gases radiactivos se desintegran mientras son conducidos por la línea hasta su liberación a la atmósfera.

Con el fin de poder evaluar la actividad liberada a la atmósfera, tanto con fines documentales (Gerken y Notohamiprodjo, 1996)[12] como para asegurar que no se superan los límites operacionales establecidos (Beyer y cols., 1996[1]; Martí-Climent y cols., 1996c[25]; Sunderland y cols, 1996[43]), es necesario instalar detectores en las chimeneas de salida de los gases.

Debido a que las actividades liberadas, por ejemplo durante un incidente, lo son en un corto periodo de tiempo, el detector en la chimenea de salida a la atmósfera no es suficiente para gobernar todo el sistema de ventilación, por lo que deben establecerse distintos sistemas de medida para prevenir la libera-



Figura 4. Sala de control del ciclotrón.

ción de dichas actividades. Por otro lado, si el caudal de gas emitido a la atmósfera no es constante, será preciso instalar un sistema de medida de dicho caudal.

Los detectores utilizados en el sistema de ventilación deberán calibrarse para establecer los niveles de prealerta y alarma que determinen las acciones correctoras sobre los distintos elementos del sistema de ventilación, con el fin de prevenir la dispersión de la contaminación ambiental. La calibración podrá realizarse empíricamente, reproduciendo la geometría de la chimenea donde se detecta y utilizar un gas emisor de positrones, como el $^{11}CO_2$, o bien analíticamente, relacionando la magnitud de medida (por ejemplo la tasa de dosis) con la concentración de la nube radiactiva que pasa a través de la tubería (r)

$$\text{Tasa de dosis} = \int (G / r2)\, \rho\, dv \qquad (8.4)$$

que deberá integrarse sobre el volumen de medida.

En el caso de producirse un accidente en una zona de trabajo, interesará conocer la cantidad de renovaciones de aire necesarias, con su posible evacuación a la atmósfera o comprimiendo el aire, que reduciría la concentración de la nube radiactiva a valores inferiores a los límites operacionales establecido (relacionados con el límite derivado de concentración en aire, LDCA). Debido a que el sistema de renovaciones de aire trabaja en términos de renovaciones por hora (volúmenes de aire igual al de la sala que entran y salen en una hora), se puede aproximar un modelo compartimental en el que en el instante de tiempo t = 0 en el volumen V de la sala hay una concentración (A/V) uniforme de actividad (A), y se produce una renovación de aire a un ritmo V/T. Así, la variación temporal de la actividad será:

$$dA/dt = - (V/T)\, (A/V) \qquad (8.5)$$

pudiéndose determinar, a partir de $A = A_0\, e^{-t/T}$, el tiempo necesario para que la concentración de actividad sea menor que un porcentaje del LDCA.

El sistema de ventilación debe permitir que, en caso de producirse la dispersión de un gas radiactivo, se actúe sobre distintos elementos tales como la entrada de aire a la sala afectada, las compuertas del sistema de ventilación, o incluso sobre el funcionamiento del ciclotrón. Es habitual que el sistema esté controlado por un ordenador que registra los valores medidos por los detectores de radiación colocados en diversos puntos del sistema de ventilación.

En el diseño del sistema de ventilación no deberá darse más importancia al sistema de adquisición de datos que al sistema de medida, ya que aquel sólo podrá procesar los datos ofrecidos por este.

A modo de ejemplo, en el sistema de ventilación del Centro PET-CUN (Marti-Climent y cols., 1996c) [25] (Fig. 5) se ha situado un detector de radiación de NaI(Tl) en el conducto de salida de cada una de las 5 zonas donde pueden producirse la liberación de gases y otro en la chimenea de salida a la atmósfera, de este modo se controla la salida general de gases a la atmósfera y es posible determinar la zona en la que se ha producido el escape. El sistema de ventilación actúa de modo que si algún detector D1 situado en la chimenea de cada sala se produce detección por encima de un umbral, se activa un ventilador que diluiría la emisión atmosférica en un factor 10 (de 2200 m^3/h a 22000 m^3/h), esta situación se considera como prealerta. Si la dilución no fuera suficiente, se superaría un umbral establecido de detección del detector D2 en la chimenea general de salida al exterior, lo que provocaría el cierre de las compuertas de ventilación (de entrada y salida) de la sala afectada, quedando esta aislada. En esta situación (de alarma) las compuertas de ventilación de la sala donde se ha producido el escape sólo se pueden abrir bajo la operación de personal autorizado de la instalación. Por otro lado, un monitor en cada sala indica el nivel de contaminación en la chimenea de la sala correspondiente y el estado de la ventilación (compuertas y depresión) en la misma. El sistema está totalmente informatizado, controlándose en un ordenador el sistema de ventilación y en otro los niveles de radiación de las emisiones de cada zona, actuando éste sobre los dispositivos del sistema de ventilación.



Figura 5: Detector de neutrones a la entrada del bunker del ciclotrón.

En los centros PET dotados de un ciclotrón deberá, además, considerarse un sistema de ventilación adicional dedicado a la sala o cabinas donde se sitúan los gases utilizados para el funcionamiento del ciclotrón. Este precisa de los gases H_2 y $^2H_2$ para la producción de los iones acelerados, gases que son extremadamente inflamables. Además, no hay que olvidar que puede utilizarse la mezcla (Ne + F_2) para la producción de $^{18}F_2$, que es inflamable y tóxica por inhalación.

5. Control de los niveles de radiación

Para la vigilancia de los niveles de radiación deben considerarse las características propias de cada centro PET, aunque pueden señalarse unos aspectos comunes en cuanto a los equipos de medida de la radiación

para la dosimetría de área y personal, así como para los valores medidos de dosis del personal profesionalmente expuesto a las radiaciones ionizantes.

5.1. Dosimetría de área

Para evaluar los niveles de la radiación ambiental y de posibles contaminaciones, cabe destacar la utilidad de los siguientes equipos para la medida y el control de dichos niveles:

- Detector gamma fijo dentro de la sala del ciclotrón con la pantalla de lectura en la zona del control del ciclotrón. Este detector permite conocer los niveles de radiación en un punto de referencia de la sala, pudiendo ser utilizado como dispositivo de seguridad sobre la apertura de la puerta de la sala. La sonda puede ser tipo Geiger y debe permitir, dependiendo de su localización dentro de la sala, medir tasas de dosis de hasta 1Sv/h.

  Con este detector es posible establecer las tasas de dosis ambientales de referencia para las distintas condiciones de bombardeo (blanco e intensidad de corriente del haz acelerado). De este modo, durante la operación rutinaria del ciclotrón, la tasa de dosis es otro parámetro que permite controlar las condiciones de bombardeo. En caso de necesidad, la observación de este parámetro puede utilizarse, en lugar de la corriente en el blanco, para realizar el seguimiento de la optimización del bombardeo.
- Detector de radiación neutrónica para valorar la idoneidad de los blindajes de la sala del ciclotrón y, en especial, las posibles fugas a través de las penetraciones en el mismo. Así, el detector de neutrones es especialmente útil durante la puesta en marcha de la instalación, o cambio de técnicas o blancos no siendo imprescindible durante el funcionamiento rutinario aunque puede ser utilizado del mismo modo que el detector gamma dentro de la sala del ciclotrón. Sin embargo, la relación coste/beneficio es desfavorable para el detector de neutrones, siendo de interés valorar la posibilidad de alquilar el detector para la realización de las verificaciones periódicas.
- La respuesta en energía del detector de neutrones deberá estar en consonancia con los nuevos factores de conversión de dosis equivalente definidos por la ICRP-60 (ICRP, 1990). El detector tendrá un rango energético que pueda abarcar de 100 eV hasta 20 MeV, y medir tasas se dosis de 0.1 mSv/h hasta 100 μSv/h. Como moderador de neutrones puede uilizar el polietileno, y el detector de gas ser un proporcional de trifloruro de boro o una mezcla de ^{3}He y metano.
- Monitor de radiación gamma fijo en el laboratorio caliente, cuyo nivel de alarma debe permitir detectar la presencia de fuentes radiactivas fuera de los blindajes. Del mismo modo, pueden colocarse monitores fijos gamma en otras dependencias, como sala de control del ciclotrón y laboratorio de control de calidad.
- Monitor portátil de radiación gamma, de especial interés cuando se accede a la sala del ciclotrón después de una irradiación. Este monitor, tipo cámara de ionización, debe permitir medir tasas de dosis de varios decenas de mSv/h, valores medidos en contacto con algunos componentes del ciclotrón que se activan durante el bombardeo. Debido a la rapidez con que deben hacerse las medidas, es conveniente que el detector sea digital, con ajuste

Tabla 11. Valores de la dosis media para distintos procedimientos durante los estudios cualitativos y cuantitativos en PET (McCormick y Miklos, 1993)[27]

Procedimiento	Dosis superficial (mSv)	Dosis profunda (MSv)
Preparación de dosis	0.0023	0.0012
Inyección	0.0136	0.0075
Medida de presión	0.0085	0.0096
Extracción de sangre	0.0163	0.0142

automático de escala. Asimismo, debe tener una buena respuesta en energía, para la radiación gamma, hasta 1-2 MeV.

- Monitor portátil de contaminación en los laboratorios, que puede ser también utilizado para medir niveles de radiación gamma. La sonda puede ser Geiger tipo «puncake».
- Detector de contaminación tipo pies-manos-ropa situado en la zona de descontaminación. Este monitor suele tener cuatro o cinco sondas tipo contador proporcional o geiger de gran superficie (unos 200 cm^2 para manos y 450 cm^2 para pies).

El diseño de cada centro PET determinará finalmente los detectores de radiación utilizados. Así, en algunos centros el sistema de vigilancia ambiental se extiende a todas las salas, incluyendo las del tomógrafo y preparación del paciente, registrándose periódicamente (cada 15 segundos) los niveles de la tasa de dosis (Sunderland y cols, 1996)[43].

Se han observado en la dosimetría de área de un centro PET, con dosímetros de termoluminiscencia, valores menores de 0.15 mSv/mes, excepto en las salas de preparación del paciente, sala del tomógrafo y laboratorio caliente en la zona de transferencia de material radiactivo desde el ciclotrón hasta las celdas, con valores de 0.91, 0.60 y 0.48 mSv/mes respectivamente (Mart-Climent y cols., 1997)[26].

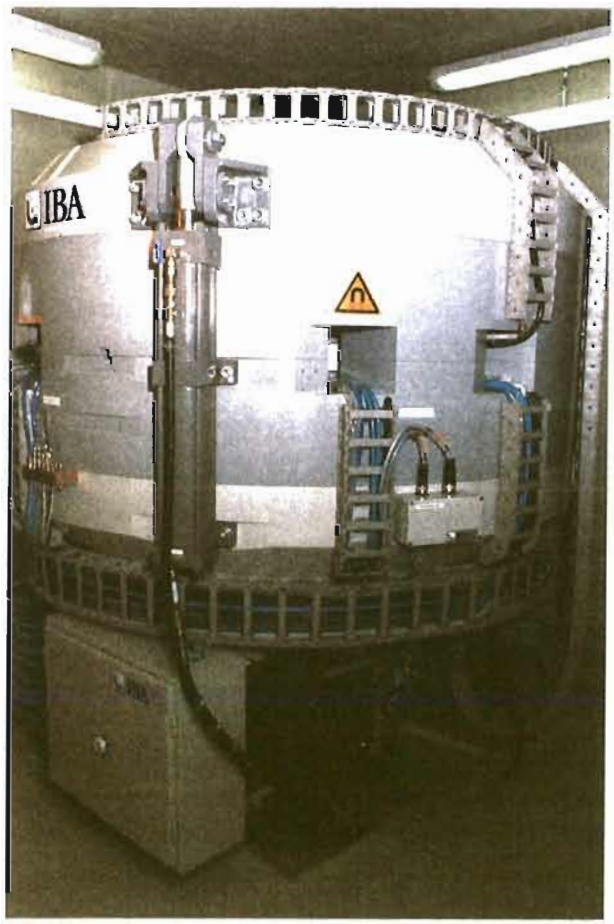
5.2. Dosimetría personal

El personal profesionalmente expuesto a las radiaciones en un centro PET cuyo trabajo supone el manejo del ciclotrón, la síntesis de los radiofármacos, el control de calidad de los mismos, la preparación de las dosis, su inyección al paciente y el manejo de éste, están clasificados, salvo excepciones, como categoría A. En consecuencia, debe efectuarse mensualmente la dosimetría personal que en algunos casos deberá incluir la dosimetría de extremidades.

Los dosímetros de lectura directa son de especial interés para el personal que trabaja en el laboratorio caliente y en la sala del ciclotrón. En determinadas operaciones de mantenimiento del ciclotrón, es necesario no solamente que el dosímetro indique la dosis acumulada sino también la tasa de dosis, y que disponga de alarma acústica en función de los niveles de radiación. Los detectores suelen ser tubos Geiger con una buena respuesta en energía (desviaciones menores del 20 %).

La utilización de detectores de lectura directa con alarma acústica han mostrado ser beneficiosos para reducir la dosis, del personal que trabaja en las zonas más expuestas alrededor del ciclotrón (Jones y cols., 1971)[20].

Se ha descrito que la mayor contribución de dosis recibida por el personal que opera el ciclotrón es debida a la operaciones de mantenimiento (Jones y cols., 1971)[20]. Por ello, en la elección del ciclotrón, deben ser considerados los tiempos y dosis recibidas



para efectuar determinadas operaciones de mantenimiento. Los fabricantes han mejorado la seguridad simplificando el diseño, haciendo sistemas más accesibles y automatizando operaciones tales como el cambio de los blancos (Fowler y Wolf, 1986)[10]. Así, la retirada y cambio del sistema deflector del acelerador de investigación de 152 cm en el Brookhaven National Laboratory (BNL) requería dos semanas, en el Baby Cyclotron 168A (Japan Steel Works) del BNL la operación se realizaba en unas horas, y en el Cyclone 18/9 (IBA) la operación equivalente es cambiar el carrusel de las laminillas de extracción y el sistema motor, para lo cual, en la Clínica Universitaria de Navarra, se precisa menos de media hora.

Comparado con la Medicina Nuclear «convencional», al ser el periodo de semidesintegración de los emisores de positrones más corto, es preciso que las actividades manejadas sean inicialmente mayores; además, la energía de 511 keV hace que los niveles de radiación sean mayores en la vecindad de los pacientes. Así, se ha observado que la dosis de cuerpo entero y de extremidades del personal técnico que trabaja en PET es el doble que la dosis de los técnicos de Medicina Nuclear (Bloe y Williams, 1995)[2]. En particular, la dosis efectiva del personal del ciclotrón es aproximadamente 2 mSv por año, la dosis de los radioquímicos es de 0-20 μSv por preparación, y la dosis del personal médico es de 10-50 μSv por aplicación. Por otro lado, la exposición radiológica de los pacientes es comparable a la de la Medicina Nuclear «convencional» (Schober y Lottes, 1994)[41].

Durante la realización de estudios cuantitativos en PET el personal técnico recibe más del doble de dosis que en los estudios cualitativos debido al proceso de extracción de sangre y a permanecer más tiempo en la sala con el paciente, tal como se ilustra en la tabla 11 (McCormick y Miklos, 1993)[27]. Así, las dosis medias superficial y profunda por estudio cuantitativo fueron de 50 y 37 μSv respectivamente, mientras que para el estudio cualitativo los valores fueron 17 y 14 μSv respectivamente. En otro estudio se han observado dosis medias por estudio PET del personal técnico (encargado de preparar las dosis, del laboratorio caliente y del mantenimiento básico del ciclotrón) y del enfermería de 7.4 y 6.1 μSv (superficial), 4.7 y 5.7 μSv (profunda) y 256 y 33 μSv (en dedos) respectivamente (Martí-Climent y cols., 1997)[26].

6. Otros equipos de detección

En un centro PET, además de los detectores para el control de la dosimetría de área y personal, y del sistema de ventilación, se utilizan otros equipos para la medida de las radiaciones, cuya utilización e impacto dependen de las características de cada centro. Así, por ejemplo, en todos los centros se utiliza un activímetro para evaluar actividad suministrada al paciente, mientras que otros equipos como detectores gamma de estado sólido se utilizan en aplicaciones del control de calidad de los radiofármacos.

Un centro PET puede precisar varios activímetros o medidores de actividad, dependiendo de la configuración de la instalación, empleándose tanto en el laboratorio caliente, para medir las actividades producidas tras la síntesis de los radiofármacos, como para preparar las dosis que serán inyectadas a los pacientes. También son útiles para medir distintos componentes de los módulos de síntesis química con el fin de evaluar los rendimientos de los distintos pasos de la síntesis. Según la dinámica del centro se dispondrá así mismo de un activímetro en la sala de inyección de dosis al paciente. Por otro lado, en los centros en los que el radiofármaco ($C^{15}O_2$, $C^{15}O$, $^{15}O_2$) se suministra directamente desde el ciclotrón a la sala del tomógrafo será necesario otro activímetro en dicha sala, estando generalmente incorporado al módulo de dispensación de gases. En la actualidad existen activímetros especialmente diseñados para la tomografía de emisión de positrones PET. Si se dispone de ciclotrón, el activímetro debe ser capaz de medir actividades de varios curios (10 Ci). Por otro lado, la respuesta debe ser rápida (del orden de 1-2 segundos) y debe considerarse la necesidad de blindajes adicionales para atenuar los fotones de 511 keV.

Para los módulos automáticos de síntesis es útil disponer de pequeños detectores (tipo Geiger-Müller) adecuadamente blindados y colimados para medir la actividad en distintas fases de la síntesis. Su utilización

permite seguir la evolución de dicha síntesis, siendo pues un parámetro importante de control.

Los equipos de control de calidad del radiofármaco, tales como la cromatrografía líquida de alta resolución (HPLC), llevan acoplado generalmente un cristal NaI(Tl) (2"x2") para la medida de la pureza radioquímica de la muestra (Peñuelas y cols., 1997)[30]. En la adquisición de estos equipos debe observarse la compatibilidad del detector gamma con el sistema de HPLC, ya que para algunos cromatógrafos el medidor gamma no es estándar. Por otro lado, el cristal centelleador y su electrónica debe ser capaz de medir las altas tasas de cuentas que se producen en estas medidas (del orden de 250.000 cps).

Los equipos de espectrometría gamma de semiconductor, tipo Ge(Li), no son estrictamente necesarios en un centro PET, aunque son útiles para detectar y medir impurezas radiactivas producidas en los blancos.

Los estudios cuantitativos del PET pueden proporcionar información sobre la cinética de los trazadores administrados gracias a la medida de un órgano en un estudio dinámico. Para su comparación con las predicciones de los modelos es necesario realizar la convolución de la función de entrada (concentración en plasma arterial) con la función del modelo. La medida de la concentración del trazador en sangre en función del tiempo se puede realizar de modo manual o automática (Erikson y cols., 1995)[8]. En el primer caso es preciso un detector gamma para las muestras de sangre extraídas del paciente, pudiéndose utilizar un detector de NaI(Tl) de un equipo de radioinmunoanálisis (RIA), común en los laboratorios de Medicina Nuclear. Para el muestreo automático existen modelos especialmente diseñados para el PET, utilizando un cristal de BGO y blindajes adecuados para la radiación de 511 keV (Erikson y cols., 1995)[8].

7. Gestión de los residuos radiactivos

Los residuos radiactivos sólidos generados, con trazas de los radionúclidos y radiofármacos emisores de positrones, deben ser almacenados en lugares apropiados, siendo recomendable utilizar el equivalente a un espesor decimorreductor para fotones de 511 keV (1.27 cm de Pb) (Heller, 1996)[15]. Es útil disponer de contenedores para residuos cerca de los blancos en la sala del ciclotrón, las celdas calientes, laboratorio de control de calidad, sala del tomógrafo y sala de inyección de dosis o de preparación del paciente.

Debido al corto periodo de semidesintegración de los radionucleidos emisores de positrones utilizados en el diagnóstico médico (menos de 2 horas), transcurridas 48 horas, en general, la concentración de las trazas radiactivas será menor de 100 Bq/g (2.7 nCi/g), pudiendo considerarse como residuo convencional no radiactivo.

Cuando el centro PET dispone de ciclotrón, algunos de las piezas que se cambian periódicamente están activadas, siendo preciso su correcta clasificación para que en su momento sean gestionadas, como residuo radiactivo, por una empresa autorizada a tal fin.

Finalmente, el tomógrafo PET suele utilizar unas fuentes encapsuladas de $^{68}Ge/^{68}Ga$ para realizar los estudios de transmisión, así como unos fantomas de uniformidad, del mismo isótopo, para la calibración de los sistemas de detección. Estas fuentes tienen una vida útil de aproximadamente un año, siendo preciso renovarlas periódicamente; por ello es recomendable establecer, por contrato, que la empresa sumunistradora de las nuevas fuentes gestione la retirada de las antiguas.

8. Consideraciones prácticas

Una instalación PET tiene un funcionamiento similar a una instalación radiactiva de segunda categoría de Medicina Nuclear, excepto por el hecho de incluir un ciclotrón y un laboratorio caliente con actividades mayores (3000 mCi de F^- frente a 500 mCi de ^{99m}Tc), e isótopos de mayor peligrosidad frente a la irradiación (constante Γ de $5.9(\mu Sv/h)x(m^2/\mu Ci)$ y $0.61(\mu Sv/h)x(m^2/mCi)$ respectivamente). Por ello, en los procedimientos de manipulación de material radiactivo deben extremarse las medidas de seguridad con el fin de reducir las dosis al personal profesionalmente expuesto.

Para la síntesis de radiofármacos son muy útiles los módulos automáticos de síntesis química y los sistemas robóticos (Brodack y cols., 1988)[3], ya que además de permitir la obtención de radiofármacos de una forma segura y con cierto grado de flexibilidad en su uso, eliminan o reducen la manipulación directa del isótopo por parte del operador y, en consecuencia, las dosis de radiación son significativamente menores.

En los módulos de síntesis automática de radiofármacos deben considerarse los niveles de radiación en el módulo, que normalmente estará situado en la celda caliente, una vez terminada la síntesis y enviado el producto a otra celda para su posterior manipulación. Así, para un módulo de síntesis de ^{18}F-FDG, con un rendimiento medio del 50 % y un tiempo de síntesis de 30 minutos, a partir de 500 mCi de ^{18}F se obtienen 250 mCi de ^{18}F-FDG y una contaminación en el módulo de unos 160 mCi de ^{18}F, suponiendo estos una tasa de radiación dentro de la celda del orden de 30 mSv/h. Los procedimientos de limpieza de los módulos deben ser lo más automatizados posibles requiriendo la menor intervención directa del operador para reducir las dosis de radiación; por ello una práctica habitual es realizar la limpieza y la evaluación de los restos de la actividad de la síntesis en los distintos pasos de la misma a las 24 horas de su utilización, justo antes de realizar la siguiente síntesis en el módulo.

En cuanto a la distribución de los módulos automáticos de síntesis química, es recomendable que cada módulo automático de síntesis esté situado en una celda independiente, hecho que proporcionará una mayor flexibilidad en el manejo de los módulos y en la planificación de las síntesis. Los módulos también pueden ser instalados en campanas de flujo blindadas adecuadamente. Esta configuración es apropiada especialmente cuando se producen gases peligrosos, como es el ^{11}C-HCN.

En el uso clínico de la tomografía de emisión de positrones, la síntesis de los radiofármacos se ha estandarizado con los módulos automáticos de síntesis (Stöcklin y Pike, 1990)[42], siendo posible controlarlos por medio de un ordenador y colocarlos dentro de una celda caliente. Así, se han disminuido los riesgos de irradiación y contaminación del personal.

Sin embargo, el producto final, cuya actividad puede alcanzar los 1000 mCi, debe finalmente ser manipulado para la obtención de las dosis para los pacientes. Es aquí donde deben extremarse las medidas para minimizar las dosis recibidas por el personal de operación. En este sentido, señalar que se han desarrollado algunos sistemas de dispensación automática de dosis cuya implantación todavía es limitada.

Para minimizar la exposición durante la administración de la dosis al paciente es recomendable (Heller, 1996[15]; Faulkner y cols., 1991[9]; Martí-Climent y col. 1996)[26]:

- Tomar una vía venosa del paciente antes de transportar la dosis a la sala de administración
- Transportar la dosis desde el lugar de preparación hasta la sala de inyección en un contenedor plomado adecuado situado en un carro de transporte; siendo una alternativa el uso de un sistema neumático.
- Durante la administración de la dosis utilizar un protector de plomo para la jeringa adecuado para los 511 keV. Otra aproximación es utilizar una administración automática del radiofármaco con una bomba de infusión blindada.
- Limitar el contacto con pacientes a los que se les ha inyectado el radiofármaco. El cuidado y control del paciente puede realizarse utilizando un circuito de televisión cerrado.

Con el objeto de prevenir la ocurrencia de incidentes radiológicos es necesaria la existencia de distintos dispositivos de seguridad relacionados con la operación del ciclotrón y el acceso a su sala. Los dispositivos de seguridad deberán contemplar, entre otros:

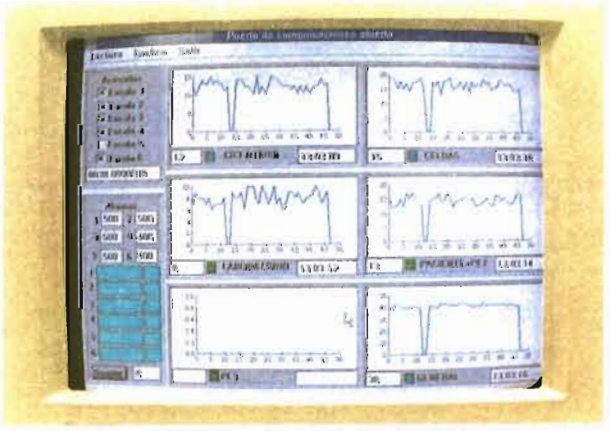
- Las paradas (setas) de emergencia del ciclotrón, situados en puntos clave de la instalación, como las salas del ciclotrón, zona de control del mismo, laboratorio caliente y salas técnicas.
- Que se den las condiciones favorables para poder utilizar el ciclotrón con el fin de bombardear el

blanco: puerta cerrada del ciclotrón, estado correcto del sistema de ventilación (en cuanto a depresiones y renovaciones de aire), ausencia de alarmas (como la de incendios).

- La imposibilidad de abrir la puerta de la sala del ciclotrón, exceptuando el procedimiento de emergencia (tanto desde el interior como desde el exterior) si los niveles de radiación en la sala superan un umbral operacional prefijado, o hasta transcurrido un tiempo desde el final del bombardeo.
- Que no se pueda mandar material radiactivo a las celdas de síntesis de los radiofármacos si todas ellas no están cerradas y con depresión.
- Que el módulo de síntesis del radiofármaco esté listo como condición para recibir el material del blanco. Aquí cabe señalar que no todos los fabricantes de módulos permiten esta posibilidad.
- Que no se puedan mandar gases radiactivos a la sala del tomógrafo PET si el personal allí encargado no está listo para realizar la prueba.

Todo ello requiere que el ciclotrón utilice distintas señales eléctricas de entrada que condicionen la operación del mismo, así como de señales de salida que actúen sobre otros dispositivos de seguridad. En cuanto a la información (señales) suministrada al sistema que controla el ciclotrón, y en relación a lo expuesto más arriba, cabe señalar:

- Estado de las paradas de emergencia situadas en distintas.



- Condiciones favorables de bombardeo (estado de la puerta, del sistema de ventilación, alarmas,...).
- Nivel de radiación en la sala del ciclotrón.
- Estado de las celdas de síntesis de radiofármacos.
- Estado de los módulos de síntesis.
- Estado de la sala del tomógrafo PET.
- Respecto a las señales de salida aportadas por el ciclotrón cabe también destacar:
- Estado del ciclotrón, bombardeando o no.
- Retraso en la apertura de la puerta.
- Presencia de campo magnético en la sala del ciclotrón.

Debe observarse la conveniencia de que todas estas señales de entrada y salida puedan visualizarse en un cuadro junto al control del ciclotrón.

La señal proporcionada por el ciclotrón sobre su estado de funcionamiento puede ser utilizada para activar señales luminosas y/o acústicas indicativas del estado del ciclotrón. Es conveniente disponer de estas señales junto a las setas de las paradas de emergencia (en la propia sala del ciclotrón, zona de control del mismo, laboratorio caliente y salas técnicas).

En cuanto a la puerta de la sala del ciclotrón, no debe ser posible su apertura durante el bombardeo del blanco, salvo por un procedimiento de emergencia que además interrumpiría el haz. Esta apertura de emergencia debe ser habilitada, tal como se ha indicado, tanto dentro como fuera de la sala. Por otro lado, es conveniente la disposición de señales acústicas y/o luminosas que se activen durante el movimiento de la puerta.

Para asegurar que no haya nadie dentro de la sala del ciclotrón y poder empezar así la irradiación puede disponerse de un circuito cerrado de televisión. Una alternativa es un sistema de interruptores dentro de la sala que al pulsarse de forma secuencial, obliga al operador a recorrer y observar toda la sala, seguido del cierre inmediato de la puerta que permita asegurar al operador que no hay nadie dentro de la sala.

Las celdas calientes deben disponer de los correspondientes enclavamientos para asegurar que no se pue-

dan abrir durante las síntesis de los radiofármacos y dependiendo de los niveles de radiación en su interior. Con este fin pueden utilizarse cerraduras con llave o bajo la acción de un detector que mida los niveles de radiación.

Finalmente, deberán considerarse los dispositivos de seguridad relacionados con el sistema de ventilación, en el cual, la medida de los niveles de radiación de las emisiones de cada una de las zonas, donde se puedan producir la liberación de gases radiactivos, condicionará los flujos de aire por medio de las válvulas, ventiladores y demás elementos del sistema de ventilación, que determinan las depresiones y las renovaciones de aire.

10. Organización y formación del personal

La organización de un centro PET depende del alcance y aplicación del centro en el marco clínico-investigador, del cual dependerá la infraestructura y la disposición de un ciclotrón.

La dotación de personal para una instalación PET debe tener como objetivo la mejor operatividad de la instalación, así como la atención a aquellas actividades complementarias que afecten no sólo a su funcionamiento y mantenimiento, sino a todo el proyecto en sí (Richter, 1993)[37]. De esta forma, el equipo humano debe ser multidisciplinario, dependiendo el rendimiento de la instalación de su adecuada composición.

En un proyecto clínico con limitada perspectiva investigadora, los requisitos mínimos de personal no médico pueden ser un físico, un químico, dos técnicos en química y dos enfermeras.

El «físico» de formación básica física o ingeniería debe ser experto en física de las radiaciones, medicina nuclear, instrumentación y protección radiológica. Sus áreas de trabajo serían el tomógrafo PET, el ciclotrón y la protección radiológica de la instalación.

El «químico» debe ser experto en radioquímica o radiofarmacia, y poseer conocimientos de protección radiológica, ya que sería el responsable del laboratorio caliente donde se realizan las síntesis de los radiofármacos, así como del control de calidad de los mismos.

BIBLIOGRAFÍA

1. BEYER, G.J., A. DONATH, C. MOREL, C. VACHEY. *The Geneva PET project*. Cyclone 18/9 User Community. First Workshop. Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996, p. 5-8.
2. BLOE, F., A. WILLIAMS, «Personnel monitoring observations». *J. Nucl. Med. Technol.* 23: 202-208, 1995.
3. BRODACK, J.W., CS. DENCE, M.R. KILBOURN, M.J. WELCH «Robotic production of 2-[^{18}F]-fluoro-2-desoxy-D-glucose: a routine method of synthesis using tetrabutylammonium [^{18}F]fluoride». *Appl. Radiat. Iso.* 39:699-703, 1988.
4. BROWN, T.F., N. YASILLO. «Radiation safety considerations for PET Centers». *J. Nucl. Med. Technol.* 25: 98-102, 1997.
5. CARROLL, L.R., E. PEKRUL, G.O. HENDRY, R.J. NICKLES J. VOTAW. *Radiation measurements related to the design of a self-shielded accelerator system*. Siemens. PET. PI NM Issue 07.88 Reg 3/5.
6. COLEMAN, R.E., M.S. ROBBINS B.A. SIEGEL. «The future of Positron Emission Tomography in clinical medicine and the impact of drug regulation». *Sem. Nucl. Med.* 22: 193-201, 1992.
7. DOMPER, M., J.A. RICHTER, J. ARBIZU. «PET en neurología». En *PET. Tomografía molecular. Fundamentos y aplicaciones*. Editado por Richter J.A. y Martí J.M. Ediciones Eseuve. Madrid, 1993. 75-98.
8. ERIKSSON, L., M. INGVAR, G. ROSENQVIST, S. STONE-ELANDER, T. EKDAHL, P. KAPPEL. *Characteristics of a new automated blood sampling system for positron emission tompgraphy*. IEEE Trans Nucl Sci 1995; NS-42: 1007-1001.
9. FAULKNER, D.B., K.J. KEARFOTT, RG. MANNING «Planning a clinical PET Center». J. *Nucl. Med. Technol.* 19: 5-19, 1991.
10. FOWLER, J.S., A.P. WOLF. «Positron emitter-labeled compounds: priorities and problems». In *Positron Emission Tomography and Autoradiography: Principles and applicatións for the brain and heart*. Editado por Phelps M., Mazziotta J. y Schelbert H. Raven Press, New York. 1986, pp. 391-450.

11. GASKILL, M., V. MCCORMICK, D. KONDAS, C. CULVER-SCHULTZ, W. JENDHOFF, J. HILL, J. JUNI. «Reducing radiation exposure by utilizing a new injection device». *J. Nucl. Med. Technol.* 23:122-123, 1995.

12. GERKEN, P. G. NOTOHAMIPRODJO. «The cyclotron Cyclone 18/9 in Bad Oeynhausen» *Cyclone 18/9 User Community. First Workshop*. Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996, p. 1-4.

13. GRILLENBERGER, K., B. NEUMAIER, D. LUCKAU, S.N. RESKE. «The cyclotron and radiochemistry facilities in ULM». *Cyclone 18/9 User Community. First Workshop*. Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996, p. 39-42.

14. HACHIYA, T., E. HAGAMI, Y. SHOJI, Y. AIZAWA, I. KANNO, UEMURA K., HANDA M., J. MORI, A. FUKAGAWA. «Requirement for radiation shields of transportation pipe for on line inhalation gases from compact cyclotron in positron emission tomography». *Radioisotopes;* 38: 377-80, 1989.

15. HELLER, S.L. Radiation safety in the central radiopharmacy. *Semin. Nucl. Med.*; 26: 107-118, 1996.

16. HICHWA, BD., J.C.W. RICHMOND, J.A. KOEPPEL, J. CLARK, G.L. WATKINS, L.L. BOLES PONTO. «A simple dipensing/injection system for P.E.T.». *J. Nucl. Med.* 35:188, 1994.

17. International Commission on Radiological Protection. Protection against ionizing radiation from external sources. ICRP 15, Pergamon Press, 1970.

18. International Commission on Radiological Protection. Data for protection against ionizing radiation from external sources-Supplement of ICRP Publication 15. ICRP 21, Pergamon Press, 1973.

19. International Commission on Radiological Protection. ICRP 60, Pergamon Press, 1990.

20. JONES, T., D.K. BEWLEY, D.D. VONBERG. «Radiation protection around the medical cyclotron at Hammersmith Hospital». *Radiology;* 98: 665-671, 1971.

21. KLECK, J.H., S.H. BENEDICT, J.S. COOK, R.L. BIRDSALL, N. SATYAMURTHY. «Assessment of 18F gaseous releases during the productiona of 18F-fluordesoxyclucose». *Health Phys.*; 60:657-60, 1991.

22. LEDERER, M. y SHIRLEY, editores. *Table of isotopes*, seventh edition. John Wiley & Sons, Inc Nueva York, Chester, Brisbane, Toronto, 1978.

23. MARTÍ-CLIMENT, JM., I. PEÑUELAS, J.A. RICHTER. «Radiation protection in a clinical PET Center». *Eur. J. Nucl. Med.*; 23: 1245, 1996a.

24. MARTÍ-CLIMENT, J.M., I. Peñuelas, J.A. RICHTER *Protección radiológica en un centro clínico de tomografía de emisión de positrones*. Radioprotección 1996b. Número extraordinario. Septiembre. 60-61

25. MARTÍ-CLIMENT, JM., I. PEÑUELAS, J.A. RICHTER. PET-CUN Center. *Cyclone 18/9 User Community*. First Workshop. Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996c, pp. 26-29.

26. MARTÍ-CLIMENT, J.M., I. PEÑUELAS, R. CALVO, J.A. RICHTER. «Radiation dose to positron emission thomography personnel». *Eur. J. Nucl. Med.*; 24: 948, 199.

27. MCCORMICK, V.A. y Miklos JA. «Raddiation dose to positron emission tomography technologists during quantitative versus qualitative studies». *J. Nucl. Med.*; 34: 769-772, 1993.

28. National Bureau of Standards. *Medical Physics Data Book*. Editores Padikal TN y Fivozinsky SP. Hand Book 138. Washington, 1982.

29. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation protection design guidelines for 0.1-100 MeV particle accelerator facilities. NCRP report N. 51. Washington, 1977.

30. PEÑUELAS, I., J.M. MARTÍ, R. CATALÁN, A. CHALEZQUER, M.A. CIORDIA, J.A. RICHTER. «Síntesis y control de calidad de 2-[18F]-fluoro-2-desoxi-D-glucosa: consideraciones prácticas». *Rev. Esp. Med. Nuclear*; 16:18-25, 1997a.

31. PEÑUELAS, I., J.M. MARTÍ, R. CALVO, J.A. RICHTER. «A simple set-up for hand-dose reduction in the prepartion and injection of [O-15]water». *Eur. J. Nucl. Med.*; 24: 948, 1997b.

32. PHELPS, M.E., J. MAZZIOTTA, H.R. SCHELBERT. *Positron enission tomography and autorafiography*. New York: Raven Press. 1986.

33. PREUSCHE, St., F. FÜCHTNER, J. STEINBACH. «The Rossendorf PET cyclotron Cyclone 18/9 facility». *Cyclone 18/9 User Community. First Workshop*.

Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996, pp. 30-34.

34. RAYUDU G.V.S. «Production of radionuclides for medicine». *Semin. Nucl. Med.*; 20: 100-110, 1990.

35. RIGO, P., P. PAULUS, B.J. KASCHTEN, R. HUSTINX, T. BURY, G. JERUSALEM, T. BENOIT, J. FOIDART-WILLEMS. «Oncological applications of positron emission tomography with fluorine-18 fluordeoxyglucose». *Eur. J. Nucl. Med.*; 23: 1641-1674, 1996.

36. RICHTER, J.A., J.M. MARTÍ. PET. *Tomografía molecular. Fundamentos y aplicaciones*. Ediciones Eseuve. Madrid, 1993.

37. RICHTER, J.A. Generalidades. «Aspectos relacionados con la planificación y organización». En *PET. Tomografía molecular. Fundamentos y aplicaciones*. Editado por Richter J.A. y Martí J.M. Ediciones Eseuve. Madrid, 1993, pp. 143-153.

38. RUSZKIEWICZ, J.A., N.R. SIMPSON, D.L. MILKO, D. MANTHEI, D. ALTENBURGER, C.A. MATHIS, D.P. SWANSON. D.L. MINTUN. «Automatic [15O] water synthesis and administration unit for multiple intravenous injection». *J. Nucl. Med. Technol.*; 24: 163, 1996.

39. RUTH, T.J., B.D. PATE, R. ROBERTSON, K. PORTER. «Radionuclide production for the biosciences». *Nucl. Med. Biol.*; 16: 323-336, 1989.

40. SAHA, G.B., W.J. MACLNTYRE, R.T. GO. «Cyclotrons and positron emission tomography radiopharmaceuticals for clinical imaging». *Semin. Nucl. Med.*; 22: 150-161, 1992.

41. SCHOBER, O., G. LOTTES. «Positron emission tomography and radiation exposure». *Nuklearmedizin*; 33: 174-7, 1994.

42. STÖCKLIN, G., V.W. PIKE 1994 editores. *Radiopharmaceuticals for positron emision tomography*. Academic publishers. Dordrecht, 1990.

43. SUNDERLAND, J., J. BIDA, M. FULCHER, S. GOEBEL. «Biomedical Research Foundation PET Imaging Center». *Cyclone 18/9 User Community. First Workshop*. Rosendorf, October 10-11. Editado por Johannsen B. y Preusche St. Dresden, 1996, pp. 35-38.

44. WOLF, A.P., W.B. JONES. «Cyclotrons for biomedical radioisotope production». *Radiochimica Acta*; 34: 1-7, 1983.

45. WOLF, A.P. «Cyclotrons, radionuclides, precursors and demands for routine versus research compounds». *Ann. Neurol.*; 15 (supl): S19-S24, 1984.



Es Doctor en Física por la Universidad Complutense, fue investigador en la JEN con el puesto de Jefe de la División de Reactores Nucleares. Trabajó en reactores de D2 O en Saclay, (Commissariat á L'Energie Atomique, 1958-59); también participó en el desarrollo de reactores HTGR-Dragon en Winfrith, UKAEA, (1962-63), y en Westinghouse Atomic Power Department, Pittsburgh, USA en el proyecto de la C.N. Zorita, (1967-68).

En 1987 fue nombrado consejero del CSN, renovándole en el cargo en 1993. Fue representante de la Sociedad Nuclear Española en la European Nuclear Society desde 1981 hasta 1985, y a continuación fue elegido presidente de esta organización. En 1987 fue elegido presidente de ENC-90, Conferencia Nuclear Europea, 1990, de ENS+Foratom, que se celebró en Lyon. En aquella ocasión se le confirió el título de Miembro ad Honorem de la ENS. En 1992 fue elegido en Chicago presidente de la International Nuclear Energy Academy. Es autor o coautor de varios libros y de un centenar de artículos en revistas nacionales y extranjeras, y miembro de varios comites de NEA (OECD), Euratom y del cuerpo de expertos de OIEA, desde donde colaboró en una docena de ocasiones con Méjico, Colombia, Perú, Chile y Portugal. Ha sido catedrático interino de Tecnología Nuclear en la ETSII de Madrid, y profesor de Física de Reactores en el IEN de la JEN durante varios años.



José Miguel Delgado Rodríguez

Es físico por la Universidad Complutense de Madrid. Desde la terminación de su carrera, en el año 1975, está trabajando en la aplicación de las radiaciones ionizantes en medicina, fundamentalmente en el campo de la radioterapia oncológica.
Ha llevado a cabo la dosimetría física y clínica, de unidades de cobalto y aceleradores en los Hospitales de la Princesa y 12 de Octubre, ambos en Madrid.
Actualmente desempeña el puesto de responsable del Departamento de Radiofísica del Instituto Madrileño de Oncología, llevando a cabo, además, la instalación de otros dos aceleradores en dicho Instituto.
Es experto del OIEA, habiendo desempeñado misiones para dicho organismo en diversos países de Hispanoamérica.



Olga Fernández Dygare

En el año 1978 obtuvo la licenciatura en Ciencias Físicas por la Universidad Complutense de Madrid. Ha trabajado en la antigua Junta de Energía Nuclear en Dosimetría de la radiación gamma con sustancias termoluminiscentes y obtuvo un Master en Física por la Universidad de Estocolmo, permaneciendo un año en la sección de dosimetría de la Studsvik Atomenerji AB, otro año en el departamento de física médica del Södersjukuset y cuatro años en el Hospital Karolinska, como física médica en la sección de medicina nuclear (Suecia). En el año 1986 desempeñó el puesto de supervisora de protección radiológica al público en el Departamento de Salud del Estado de Florida desde donde, en el año 1990, se integró como experta en protección radiológica a la Radiation Safety Office de la Universidad de California en Los Ángeles, pasando a encargarse, en 1998, de la dosimetría personal en dicha Universidad de los Estados Unidos de América.
Es autora de diversas publicaciones y socia de la Health Physics Society.



Luciano Cagnoli

Es Doctor en Física y Catedrático de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense. Vinculado en su primera etapa profesional al CIEMAT, en actividades y grupos de trabajo relacionados con la Física de Radiaciones, ha proseguido en este campo hasta el presente, siendo autor de numerosas publicaciones relacionadas con el análisis de riesgos frente a la radiación y con la protección radiológica, especialmente en el área del radiodiagnóstico, y asesor de numerosos proyectos en esta temática. En tal sentido, ha actuado como experto del Organismo Internacional de Energía Atómica en distintas misiones en América Latina.



M[illegible]

Licenciada en Física por la Universidad Complutense en 1968. Desde 1971 trabaja en el campo de la Física aplicada a la Medicina, inicialmente en el área de la

Neurofisiología y posteriormente en el de las radiaciones especialmente Radioterapia y Radioprotección, siendo desde 1974 responsable del servicio de Física y Protección Radiológica de la Ciudad Sanitaria y Universitaria de Bellvitge (Barcelona), y actualmente Jefa del mismo Servicio en el Institut Català d'Oncologia donde ha quedado integrado.

Durante este tiempo ha sido responsable de la puesta en funcionamiento y control de calidad de varias unidades de alta energía (aceleradores lineales de electrones, unidades de cobaltoterapia, braquiterapia, etc.), así como de distintas técnicas de tratamiento (irradiación de cuerpo completo, radiocirugía, etc.) y programas de protección radiológica. Ha presentado 55 comunicaciones en congresos y 31 publicaciones relativas a la especialidad).

Está incluida en la relación de expertos en dosimetría en Radioterapia del Organismo Internacional de Energía Atómica (I.A.E.A.) y como tal participa en programas de asesoramiento y garantía de calidad en países de Latino América.

Ha sido presidenta de la Sociedad Española de Física Médica (1983/87) y actualmente es miembro del Comité de Física de la European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (E.S.T.R.O.).



Luis López Gil

Licenciado en Física por la Universidad Complutense en el año 1965. A la terminación de su carrera pasó a la antigua Junta de Energía Nuclear (JEN), donde trabajó en los campos de aceleradores de partículas, medios subcríticos y física de neutrones, obteniendo una beca del Instituto de Estudios Nucleares (IEN). Tras una etapa como profesor de la Universidad Complutense, volvió a la JEN especializándose en el tema de protección radiológica, trabajando en diversas instalaciones nucleares y radiactivas y siendo profesor del IEN. En el año 1982 pasó al recién creado Consejo de Seguridad Nuclear, destacando, entre otros trabajos, la creación de los primeros Servicios de protección radiológica en grandes hospitales, Servicios médicos especializados en la vigilancia de los trabajadores profesionalmente expuestos. Servicios de dosimetría personal, Primeras campañas de intercomparación y Laboratorios de medida de baja actividad en universidades españolas.

Está en posesión de varios diplomas, en materia de protección radiológica, refrendados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), habiendo realizado diversas misiones en países extranjeros, tanto para ella como para la Agencia de Energía Nuclear de la OCDE (NEA) de la que ha sido representante en algunas ocasiones. Ha actuado como evaluador en temas relacionados con la física de las radiaciones de la Agencia Nacional de evaluación y prospectiva de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología.

Conferenciante y autor de diversos trabajos, ha sido socio fundador y presidente de la Sociedad Española de Protección Radiológica siendo, actualmente, socio de honor de la Sociedad Gallega de Protección contra las Radiaciones Ionizantes así como socio numerario de otras sociedades extranjeras.



Josep M. Martí Climent

Es Doctor en Física (1990) por la Universidad Autónoma de Barcelona (UAB). Inició su actividad en 1985 en el Instituto PRYMA del CIEMAT con una beca de la UAB. En la actualidad es Colaborador Técnico del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Universitaria de Navarra (CUN) (desde 1989), Jefe de la Unidad Protección Radiológica de la CUN (desde 1994) y Profesor Asociado a la Facultad de Medicina de la Universidad de Navarra (desde 1997). Es coautor de un libro sobre Tomografía de Emisión de Positrones y ha diseñado la instalación PET de la CUN. Ha presentado diversas comunicaciones a congresos nacionales e inter-

nacionales sobre la técnica PET y la protección radiológica asociada. Es miembro de la Comisión Nacional de Control de Calidad en Instrumentación de Medicina Nuclear (SEPR, SEFM, SEMN).



Santiago Millán

Obtuvo en 1976 el título de Doctor en Física por la Universidad de Zaragoza, en 1972 el de especialista en radiofísica médica por la Universidad de París y en 1976 el diploma de Jefe de Servicio de Protección Radiológica del CSN, desempeñando dicho puesto desde 1976 a 1988 en el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza.
Desde 1985 es profesor titular de Radiología en la Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza y desde 1994 jefe del Servicio de Protección Radiológica de la Unidad Técnica CONTECSAN.
En el intervalo de 1979 a 1983 ha sido Presidente de la Sociedad Española de Física Médica, de 1980 a 1982 miembro de la Comisión Nacional de la especialidad de Oncología Radioterápica; del 79 al 81 vocal de la Junta Directiva de la Sociedad Española de Radioterapia y Oncología; en la Sociedad Española de Protección Radiológica formó parte de su Junta Directiva desde 1981 a 1983, siendo del 82 al 84 vocal de la Junta de Gobierno del Colegio Oficial de Física.



Celestino Sánchez Angulo

Doctor en Física (1990) por la Universidad de Sevilla, trabaja como adjunto, desde 1987, en el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Universitario Virgen de la Macarena en Sevilla. En 1992 obtuvo el diploma de Jefe de Servicio de Protección Radiológica de dicho Hospital y en 1998 el Diploma del Curso Superior de Protección Radiológica del CIEMAT.
Como colaborador del Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universidad de Sevilla, ha participado en diversos proyectos de investigación financiados por la CICYT, Junta de Andalucía, ENRESA y el CSN.
Ha participado, como director o profesor, en más de veinte cursos de capacitación de operadores y supervisores de instalaciones radiactivas así como de operadores y directores de radiodiagnóstico médico, todos ellos organizados por el Servicio Andaluz de Salud y la Universidad de Sevilla.
Es miembro de la Sociedad Española de Protección Radiológica.



M.ª Fernanda [illegible] Ojanguren

Es licenciada en Química por la Universidad Complutense y Doctora en Química Industrial por la misma Universidad.
En su primera etapa profesional trabajó en la División de Combustibles Irradiados y Tratamiento de Residuos Radiactivos de la entonces Junta de Energía Nuclear, en distintos proyectos de investigación. Posteriormente, y en este mismo Organismo, trabajó en la elaboración de la documentación preceptiva de seguridad nuclear para la autorización de puesta en marcha de la Instalación de Recepción y Segregación de Residuos Radiactivos Líquidos del C.N.E.N. Juan Vigón. En 1983, ingresó en la Escala Superior del Cuerpo Técnico de Seguridad Nuclear y Protección Radiológica del Consejo de Seguridad Nuclear, donde en la actualidad es Asesora Técnica del Consejero Ra- fael Caro.
Ha sido profesora en la impartición de diversos cursos como el de la Ingeniería del Medio Ambiente de la

Escuela de Organización Industrial, el de Protección Radiológica de la Fundación Jiménez Díaz y en el Master de Técnicas Energéticas de la Facultad de Periodismo de la Universidad Complutense de Madrid. Es miembro del Comité de Publicaciones de la Sociedad Nuclear Española.



Ulises Mañó Carmona

Es Doctor en Física y catedrático de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense. Dirige además el Servicio de Física Médica del Hospital universitario San Carlos de Madrid.
En 1986 se incorporó al Programa de Investigación de Protección Radiológica de la Comisión Europea y desde esa fecha ha dirigido numerosos contratos y convenios de investigación con instituciones españolas e internacionales. Su grupo de trabajo ha realizado numerosas publicaciones científicas relacionadas con la protección del paciente y con los programas de garantía de calidad. Representa al Ministerio de Sanidad Español en varios grupos de trabajo de la Comisión Europea y durante los últimos años ha sido invitado como experto, a participar en varias reuniones internacionales relacionadas con los aspectos de seguridad en Radiología Intervencionista.
Desde 1996, forma parte del Comité Editorial de la revista *The British Jounal of Radiology* y desde 1997 es miembro de uno de los grupos de trabajo de la Comisión Internacional de Protección Radiológica relacionado con la radiología intervencionista.

Página

A MODO DE PRESENTACIÓN 7
PRÓLOGO 9
SUMARIO 13
CAPÍTULO I.- Introducción Historica y Científica 15
1. Presentación 16
2. La física de los Aceleradores 18
3. Aplicaciones Médicas, Industriales y Docentes 21
Bibliografía 25
CAPÍTULO II.- Aceleradores Van de Graaff en la Investigación 27
1.- Introducción 28
2.- Principios de operación de un Acelerador Van de Graaff. 28
3.- Aceleradores Van de Graaff multi etapa (tándem) 30
3.1.- Principio de operación 30
3.2.- Componentes de un Acelerador Van de Graaff 31
3.2.1.- Fuentes de iones 32
3.2.2.- Selección y control del haz 32
3.2.2.1.- Selección del haz 33
3.2.2.2.- Transporte de haz y focalización 33
3.2.3.- Cámaras de reacción o dispersión 34
3.2.3.1.- Haces externos 36
3.2.4.- Medición de corriente de haz. Sistemas detectores usuales. Requerimientos de vacío. 36
3.2.4.1.- Medida de la corriente de haz 36
3.2.4.2.- Sistema de detectores 36
3.2.4.3.- Requerimiento de vacío 36
4.- Técnicas y aplicaciones de aceleradores en temas interdisciplinares 37
4.1.- Descripción de las técnicas 37
4.1.1.- Espectroscopia de retrodispersión Rutherford (R.B.S.) 37
4.1.2.- Análisis de retroceso elástico (E.R.A.) 38
4.1.3.- Emisión de Rayos X inducida por partículas (P.I.X.E.) 38
4.1.4.- Análisis por reacciones nucleares (N.R.A.) 39
4.1.4.1.- Reacciones ion-gamma (p,γ) 39
4.1.4.2.- Reacción ion-ion 40
4.1.4.3.- Análisis por activación inducida por partículas (P.A.P) 40

Página

4.1.5.- Microsondas 40

4.1.6.- Modificación de materiales con haces de iones 41

4.1.7.- Espectrometría de masas con aceleradores (A.M.A.) 41

5.- Fuentes de radiación de un acelerador Van de Graaff. Protección Radiológica. 43

Bibliografía 45

CAPÍTULO III.- Aceleradores de electrones para uso médico 47

1.- Introducción 48

2.- Aceleración de electrones bajo la acción de campos eléctricos 49

3.- Un acelerador Lineal teórico 50

4.- Acelerador lineal real 51

4.1.- Estudio de estructuras de aceleración de electrones 52

4.1.1.- Cañón de electrones 52

4.1.2.- Fuentes de microondas de potencia 53

4.1.3.- Guías de onda 55

4.1.4.- Sección de aceleración 55

4.1.4.1.- Estructura de la sección 56

4.2.- Sistemas auxiliares en un Acelerador Lineal 57

4.2.1.- Modulador 57

4.2.2.- Sistema de presión 58

4.2.3.- Control automático de frecuencias (AFC). 58

4.2.4.- Sistema de vacío 58

4.2.5.- Sistema de refrigeración 59

4.2.6.- Bobinas focalizadoras 59

4.3.- Sistemas de corrección y control del haz de radiación para uso clínico. 59

4.3.1.- Sistemas de desviación del haz 59

4.3.1.1.- Desviación múltiple 60

4.3.1.2.- Desviación 90° y desviación 270° 60

4.3.2.- Sistemas de obtención de un haz extenso 60

4.3.2.1.- Efecto de lámina difusora 60

4.3.2.2.- Sistema de barrido del haz 61

4.3.2.3.- Obtención de un haz de Rayos X 62

4.3.2.4.- Cadena de dosimetría 62

4.3.2.5.- Simulación luminosa 63

4.3.2.6.- Colimación 63

Página

4.4.- Componentes de un Acelerador Lineal 64

4.4.1.- Estativo 64

4.4.2.- Brazo 64

4.4.3.- Cabeza 64

4.4.4.- Consola de control 65

4.4.5.- Elementos auxiliares 65

4.4.6.- Mesa de tratamiento 65

4.5.- Sistemas de control del haz y de su estabilidad 65

5.- Comparación de los Aceleradores de electrones con otras máquinas generadoras de radiación. 67

5.1.- Acelerador de Electrones y generador de Rayos X de diagnóstico 67

5.2.- Acelerador de Electrones y Unidad de Telegammaterapia 67

6.- Sistemas de seguridad ligados a la emisión del haz en un acelerador lineal de electrones para evitar una irradiación «no deseada». 68

6.1.- Seguridad intrínseca del equipo contra olvido de seleccionar parámetros y bloqueo contra parámetros incompatibles. 70

6.2.- Vigilancia automática de los parámetros dosimétricos 70

6.2.1.- Tipo de irradiación (Rayos X, electrones). 71

6.2.2.- Vigilancia de la energía 71

6.2.3.- Vigilancia de la dosis absorbida 72

6.2.4.- Distribución espacial del haz 72

6.2.5.- Vigilancia de la tasa de dosis 73

6.2.6.- Vigilancia del tiempo de Seguridad (Temporizador) 73

6.2.7.- Terapia estática o cinética 73

6.3.- Protección del paciente contra radiación parásita dentro del haz útil .. 74

6.3.1.- Radiación parásita en irradiación con Electrones 74

6.3.2.- Dosis superficial en irradiación con Rayos X 75

6.3.3.- Radiación parásita de neutrones dentro del haz 75

6.4.- Protección del paciente contra la radiación fuera del haz útil 75

7.- Seguridad y protección radiológica del personal de operación y de miembros del público en un Acelerador Lineal de Electrones 77

7.1.- Radiaciones producidas en Aceleradores 77

7.1.1.- Haz primario 77

7.1.2.- Radiación parásita 77

7.2.- Protección del personal de operación 78

Página

7.2.1.- En el interior de la sala 78

7.2.2.- Protección del personal fuera de la sala 79

7.3.- Protección radiológica y seguridad de miembros del público 79

7.4.- Barreras de protección, criterios aplicables y método resumido de cálculo de blindajes. 79

7.4.1.- Criterios aplicables 79

7.4.2.- Método práctico de cálculo 80

7.4.3.- Tipos de barreras a calcular 81

Bibliografía 81

CAPÍTULO IV.- Dosimetría física de un acelerador lineal de Electrones 83

1.- Introducción 84

2.- Geometría del haz de radiación 84

2.1.- Fuente efectiva 84

2.2.- Eje del haz 84

2.3.- Campo de radiación 84

3.- Determinación de la energía de un haz de electrones y de fotones 85

3.1.- Haces de electrones 85

3.2.- Haces de fotones 86

4.- Determinación de la distribución de dosis absorbida en un medio irradiado ... 87

4.1.- Condiciones de referencia 87

4.2.- Punto efectivo de medida Peff 87

4.3.- Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia 88

4.4.- Curva de porcentaje de dosis absorbida en profundidad 89

4.5.- Distribución de dosis en planos perpendiculares al eje del haz 89

4.6.- Distribución de dosis absorbida en planos que contienen al eje del haz. 89

5.- Garantía de calidad 90

6.- Instrumentación 91

6.1.- Cámaras de ionización 91

6.1.1.- Cilíndricas tipo dedal 92

6.1.2.- Plano-paralelas 92

6.2.- Correcciones a introducir en la carga recogida por otra cámara de ionización 92

6.3.- Detectores de estado sólido. Diodos 92

6.4.- Dosimetría fotográfica 93

Página

6.5.- Maniquíes 93

Bibliografía 94

CAPÍTULO V.- Dosimetría clínica en Aceleradores de Electrones 97

1.- Introducción 98

2.- Características dosimétricas de los haces de radiación 99

2.1.- Haces de fotones 99

2.2.- Haces de electrones 104

3.- Dosimetría clínica de haces externos 110

3.1.- Localización e inmovilización 111

3.2.- Determinación de volúmenes de tratamiento 112

3.3.- Planificación del tratamiento 112

3.4.- Verificación e implementación del plan 113

3.5.- Planificación dosimétrica 113

3.5.1.- Campos simples 115

3.5.2.- Campos múltiples 115

3.5.3.- Técnicas Rotatorias 116

4.- Irradiación corporal total 117

5.- La radiocirugía 119

5.1.- Planeamiento general del procedimiento radioquirúrgico 119

5.2.- Dispositivos de irradiación 120

5.3.- Dosimetría física de haces estrechos 121

5.4.- Localización y Traslación de Coordenadas 121

5.5.- Dosimetría Clínica. Algoritmos de Cálculo 122

6.- Radiación intraoperativa 124

6.1.- Dispositivo y técnica de irradiación 124

7.- Radioterapia conformacional dinámica, modulación de haces 125

8.- Sistemas de planificación 127

Bibliografía 128

CAPÍTULO VI.- El ciclotrón 131

1. Introducción 132

2. Principios básicos de operación 134

3. Aproximación clásica a la teoría del ciclotrón 135

Página

4. El ciclotrón relativista 137
5. El microtrón 138
6. El sincrociclotrón 139
7. El sincrotrón 142
8. El sincrotrón de campo magnético de gradiente alterno 144
9. El ciclotrón de campo azimutalmente variable 146
10. El ciclotrón superconductor 148
11. El ciclotrón superconductor de órbitas separadas 148
Bibliografía 147
CAPÍTULO VII.- La protección radiológica en el ciclotrón de los 90 151
1.- Introducción 152
2.- Vigilancia de la Radiación 152
2.1.- Medida de los niveles de radiación 152
2.2.- Control de acceso y vigilancia personal 153
2.3.- Vigilancia de niveles de radiación electromagnética 154
2.4.- Vigilancia de neutrones en el área 154
2.5.- Vigilancia de fluentes gaseosos 154
2.6.- Instrumentos de detección y medida portátiles 155
2.7.- Vigilancia de la contaminación superficial 155
3.- Sistemas de seguridad 155
3.1.- Enclavamientos 155
3.2.- Otros sistemas de seguridad 155
4.- La seguridad en el laboratorio 156
4.1.- Prácticas generales de seguridad 156
4.2.- Procedimientos de seguridad. 156
4.3.- Plan de emergencias 157
4.4.- Descontaminación 158
4.4.1.- Medida de la contaminación en un área 159
4.4.2.- Procedimiento de emergencia para la descontaminación personal. 159
5.- Responsabilidades del personal del ciclotrón 160
5.1.- Supervisor del ciclotrón 160
5.2.- Comité asesor del ciclotrón 160
5.3.- Operador del ciclotrón 160
5.4.- Protección radiológica 160

Página

5.5.- Radioquímico 161

6.- Archivos 161

6.1.- Libro-diario de dosimetría personal 161

6.2.- Libro-diario de protección radiológica 161

6.3.- Libro-diario de contabilidad de material radiactivo 161

6.4.- Libro-diario de calibración y mantenimiento de los instrumentos para medir niveles de radiación. 162

6.5.- Libro-diario de operaciones del ciclotrón 162

6.6.- Manual de protección radiológica del centro 162

7.- Revisión de protocolos para nuevos experimentos de irradiación 162

8.- Control de la protección radiológica 162

8.1.- Sistemas de enclavamiento. Verificación 162

8.2.- Detectores de área 163

9.- Procedimientos para la manipulación de los blancos radiactivos 163

9.1.- Blancos sólidos 163

9.2.- Blancos líquidos 163

9.3.- Blancos gaseosos 163

9.4.- Sistema para transferencia de radiofármacos 163

9.5.- Roturas de los blancos en las líneas de distribución 164

10.- Procedimientos para el manejo de sustancias radiactivas 164

11.- Gestión de los residuos radiactivos 165

Bibliografía 165

Apéndice A: Vigilancia de la radiación 166

Apéndice B: Procedimientos de seguridad en el laboratorio caliente 166

Apéndice C: Autovigilancia 167

CAPÍTULO.VIII.- La protección radiológica en un centro de tomografía de emisión de positrones. (PET). 170

1.- Introducción 176

2.- Centro de tomografía de emisión de positrones 171

3.- Blindajes en un centro PET 173

3.1.- El ciclotrón 173

3.1.1.- Radiación neutrónica 174

3.1.2.- Radiación inducida 175

3.1.3.- Blindajes del Ciclotrón 176

Página

3.2.- Celdas de manipulación 177

3.3.- Blindajes de fuentes 178

4.- Sistema de ventilación 180

4.1.- Activación de aire 180

4.2.- Producción de gases en las síntesis de radiofármacos 180

4.3.- Utilización de gases radiactivos 181

4.4.- Diseño de un sistema de ventilación 181

5.- Control de niveles de radiación 183

5.1.- Dosimetría de área 184

5.2.- Dosimetría personal 185

6.- Otros equipos de detección 186

7.- Gestión de los residuos radiactivos 187

8.- Consideraciones prácticas 187

9.- Dispositivos de seguridad 188

10.- Organización y formación del personal 190

Bibliografía 190

Autores 193

Índice de contenidos 199

Aceleradores de Partículas

Parte I

Colección Informes Técnicos
2.1999

