

**Universidad de Las Palmas de Gran Canaria  
Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales**

**Servicio de Física Médica  
Hospital General de Gran Canaria Doctor Negrín**



# Diagnóstico Oncológico y Radioterapia en la Sanidad Pública Canaria

**Lorenzo Doreste Suárez  
Eugenio Ruiz Egea  
Jacob Rodríguez Bordón  
Darío J. Falcón Rodríguez**

Diagnóstico oncológico  
y Radioterapia en la  
Sanidad Pública Canaria

Lorenzo Doreste Suárez  
Eugenio Ruiz Egea  
Jacob Rodríguez Bordón  
Darío José Falcón Rodríguez

Diagnóstico oncológico  
y Radioterapia en la  
Sanidad Pública Canaria

Canarias, 2008

Primera edición: junio, 2008

© Lorenzo Doreste Suárez

Eugenio Ruiz Egea

Jacob Rodríguez Bordón

Darío José Falcón Rodríguez

Edita: Oscar Jiménez

ISBN: 978 – 84 – 613 – 1405 – 8

Depósito Legal G.C. – 651 – 2008

Impresión: Gráficas Atlanta

Urbanización Industrial La Cazuela – Tenoya

C/ San Nicolás de Tolentino, s/n

35018 Las Palmas de Gran Canaria

## AGRADECIMIENTOS

- Al Doctor don Oscar Jiménez, director de la Clínica La Paloma, por animarnos a realizar esta publicación y por financiarla.

- Al personal del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario Insular de Gran Canaria, por las facilidades dadas en nuestra visita a sus instalaciones.

- Al personal del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Dr. Negrín, que nos atendió e informó muy bien en visita que le hicimos.

## Explicación previa

Como catedrático de Ingeniería Nuclear de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria a veces me veo en la obligación de informar a los ciudadanos sobre cuestiones nucleares y radiactivas.

Hoy quiero hablarles de las cuestiones que se expresan en el título del presente libro, el cual puedo publicarlo ahora gracias a la entusiasta colaboración de:

- Jacob Rodríguez Bordón, alumno de la E.T.S. de Ingenieros Industriales de la ULPGC, que redactó la parte de radiodiagnóstico (sistemas PET-TAC con sus correspondientes ciclotrones adjuntos).

- Darío José Falcón Rodríguez, alumno de la E.T.S. de Ingenieros Industriales de la ULPGC, que redactó la parte de Historia sucinta de la Radioterapia.

- Eugenio Ruiz Egea, Doctor en Ciencias Físicas y Radiofísico del Servicio de Física Médica del Hospital General de Gran Canaria Doctor Negrín, que nos describe una jornada de Radioterapia en el Hospital General de Gran Canaria Doctor Negrín.

Explicamos al lector el estado del diagnóstico oncológico y la radioterapia en la sanidad pública canaria a fecha de hoy, junio de 2008. Esto no quiere decir que el presente libro sea de circunstancias, porque tales circunstancias las podemos variar en ediciones posteriores, según vaya cambiando la si-

tuación que queremos describir.

Lo importante es todos los canarios tengan un referente sobre estos temas en el presente libro, para lo cual nos hemos esforzado en darle un enfoque lo más didáctico posible sin perder el rigor científico.

Las conclusiones de nuestro estudio son muy claras:

- Diagnóstico oncológico:

Canarias necesita urgentemente dos sistemas PET-TAC (Tomografía de Emisión de Positrones, complementada con Tomografía Axial Computerizada). Cada uno de estos sistemas necesita tener al lado, en una sala contigua o situada en el mismo edificio, un ciclotrón, acelerador de partículas para fabricar los radiofármacos que se utilizarán inmediatamente en los estudios PET-TAC. Uno de estos sistemas debe estar en un Hospital público de Tenerife y el otro en un Hospital público de Gran Canaria.

- Radioterapia:

Las instalaciones de radioterapia deben contar con tres aceleradores lineales de electrones cada una. Como mínimo deberían existir dos instalaciones en Tenerife y dos en Gran Canaria (seis y seis aceleradores). Lo ideal es que existan en cada una de estas islas tres, cuatro, etc., instalaciones, según sean las necesidades de los pacientes.

*Lorenzo Doreste Suárez*  
*Catedrático de Ingeniería Nuclear*

## ÍNDICE

1. Introducción	13
2. Descripción de los equipos	16
2.1. TAC	16
2.2. PET	28
2.3. Ciclotrón	35
2.4. PET-TAC	44
2.5. Radiofármacos	52
3. Justificación de su implantación	63
4. Breve Historia de la Radioterapia	70
4.1. Bomba de Cobalto	70
4.2. Aceleradores de electrones	74
4.3. Aceleradores de protones	78

5. Una jornada de Radioterapia en el Hospital General de Gran Canaria	
Doctor Negrín	80
5.1. Introducción	80
5.2. Ubicación	80
5.3. Equipamiento	81
5.4. Medios Humanos	86
5.5 Flujo de pacientes e información en el Servicio	87
5.6. Organización del trabajo en Radiofísica	89
6. Conclusiones	93
Diagnóstico Oncológico	93
Radioterapia	97

## **1. Introducción**

El avance científico-tecnológico ha traído consigo un aumento muy considerable de la esperanza de vida en los países desarrollados. Esto ha sido motivado por una mejor alimentación, mejores condiciones de trabajo y sobre todo, el imparable crecimiento en el conocimiento y tratamiento de enfermedades, la síntesis de fármacos y procedimientos médicos que curan o alivian.

El presente trabajo trata de justificar la instalación de la última tecnología en diagnóstico por imagen, la conjunción PET-TAC y ciclotrón.

Aunque la calidad de vida haya aumentado, es claro el aumento porcentual de enfermedades oncológicas, y es ahí donde entra este equipo. El PET-TAC es actualmente la más moderna técnica de diagnóstico por imagen, permitiendo observar anomalías del orden de milímetros. Pe-

ro aún siendo la oncología su mayor aplicabilidad, también es útil en el estudio de enfermedades neurológicas y psiquiátricas.

Esta técnica requiere del uso de radiofármacos que han de ser elaborados in situ, pues tienen una vida media muy corta; desde algunos que tienen unos minutos de vida, hasta otros que rondan la hora. Para elaborarlos se utiliza un equipo denominado ciclotrón. La instalación de los PET-TAC sin ciclotrón carece de sentido en las islas, pues sería casi imposible suministrar los radiofármacos específicos a las unidades PET-TAC.

En este libro analizamos también los sistemas de Radioterapia Oncológica, su fundamento teórico básico y las condiciones necesarias para un mejor servicio.

El objetivo de este libro es tratar de justificar la instalación de dos equipos PET-TAC,

uno en Gran Canaria, y el otro en Tenerife, cada uno con su correspondiente ciclotrón.

La salud es un bien social y no es un gasto, la inversión económica se justifica por el beneficio social y por el beneficio económico diferencial entre seguir sin el equipo o implantarlo.

Por su carácter, este estudio también presenta objetivos didácticos, permitiendo a cualquier persona una lectura relativamente fácil.

El último objetivo, y más importante, es tratar de convencer al lector de la necesidad que en él se plantea respecto a los sistemas de diagnóstico (dos PET-TAC, cada uno con su ciclotrón), y a los de radioterapia (instalaciones con tres aceleradores lineales cada una).

El presente estudio lo dividiremos en tres secciones principales:

1<sup>a</sup>. Descripción de equipos: PET-TAC y ciclotrón. En este bloque describiremos todo lo concerniente a estos equipos.

2<sup>a</sup>. Breve Historia de la Radioterapia, en la que se incluye la descripción de la bomba de cobalto, así como de los aceleradores lineales que se usan en la actualidad en Radioterapia; y

3<sup>a</sup>. Descripción del funcionamiento de un servicio actual de Radioterapia.

## **2. Descripción de los equipos.**

En esta sección estudiaremos los equipos PET-TAC que se pretenden instalar. Cada uno de los componentes se analizarán en tres sentidos: fundamento físico, desarrollo tecnológico y aplicaciones.

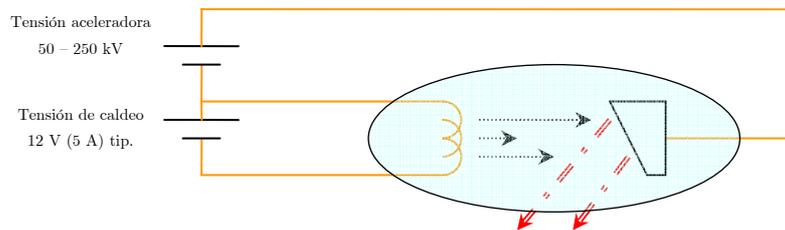
### **2.1. TAC.**

El equipo denominado TAC “Tomografía Axial Computerizada”, a menudo denominado escáner, es un importante desarrollo tecnológico derivado de los aparatos de rayos X convencionales. Mientras que un aparato de rayos X sim-

plemente tiene un tubo de rayos X que imprime una placa fotográfica por cada disparo, el TAC realiza varios disparos en distintas disposiciones del tubo, y mediante un procesado informático adquiere múltiples imágenes (en formato digital) de cortes transversales, otros algoritmos se encargan de modelizar una imagen tridimensional.

El fundamento físico básico es el de la emisión de rayos X. La emisión de esta radiación electromagnética se hace con un tubo de rayos X, que consta básicamente por una ampolla de vidrio en la que se ha hecho vacío, en cuyo interior hay un cátodo formado por un filamento metálico, y un ánodo formado por un metal pesado, el wolframio típicamente. Al circular una alta corriente eléctrica por el filamento del cátodo, éste se calienta, aumentando con ello la impedancia del filamento, y por tanto permitiendo la excitación de los electrones y su emi-

sión, éstos son acelerados hacia el ánodo mediante un campo eléctrico intenso creado entre cátodo y ánodo, véase *figura 1*.



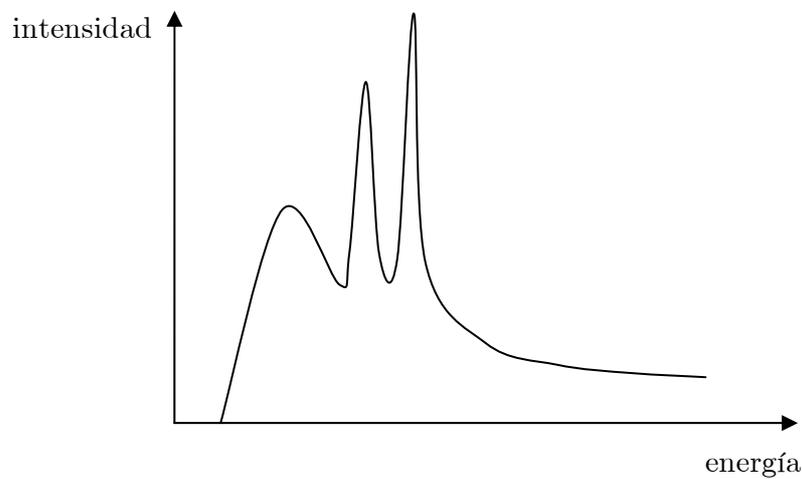
*figura 1*

De esta forma, los electrones emitidos por el cátodo, denominados termoelectrones debido a su forma de producción, o más comúnmente llamados rayos catódicos por su origen, son acelerados por el campo eléctrico que se ha formado entre cátodo y ánodo, colisionando con los átomos del metal que forma el ánodo.

En estos choques se producen dos tipos de efectos: en primer lugar se arrancan electrones de niveles atómicos profundos, lo que conduce a la emisión del espectro de rayos X característi-

cos; en segundo lugar, la acción de frenado de los electrones en sus colisiones da lugar a la emisión de radiación de frenado.

El espectro de rayos X emitido resulta de la superposición de un espectro continuo, correspondiente a la radiación de frenado, y un espectro discreto formado por la radiación X característica. Véase *figura 2*, en el eje de abscisas se representa la energía de la radiación y en el de ordenadas la intensidad o cantidad de ésta.

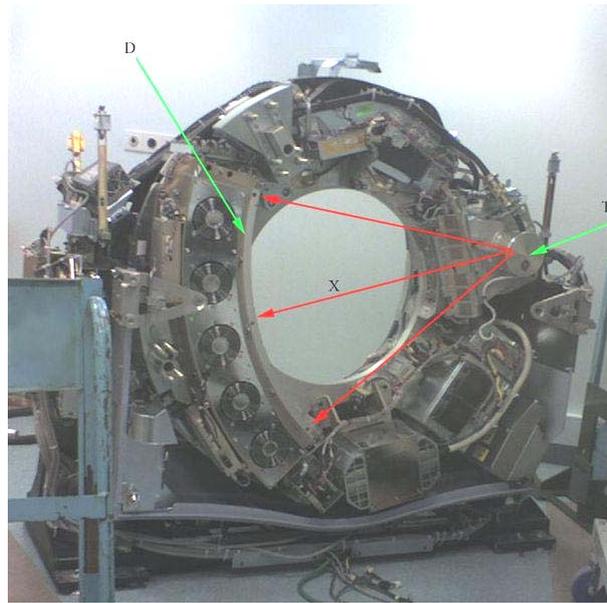


*figura 2*

Lo antes explicado es igual de válido para aparatos de rayos X comunes como para el TAC. Sin embargo, el TAC es mucho más sofisticado, pues este tubo es móvil y puede recorrer todo el cuerpo rotando y trasladándose alrededor de éste. Las imágenes obtenidas son procesadas con complejos algoritmos, dando como resultado imágenes axiales y modelos tridimensionales, diferenciándose la distinta densidad de los tejidos.

Mediante el giro alrededor del eje longitudinal del cuerpo se consigue una imagen axial de una “rodaja” del cuerpo, esto se consigue con algoritmos que suman las proyecciones a distintos ángulos de giro. Las imágenes volumétricas se logran también superponiendo las imágenes axiales mediante otros algoritmos desarrollados por J. Radon en 1917. Véase la *figura 3* de un TAC semidesmontado (T señala en tubo de ra-

ayos X, D señala la matriz de detectores y X señala la dirección de los rayos X.



*figura 3*

Vamos a describir ahora las soluciones tecnológicas que implementan el TAC. El tubo de rayos X antes descrito es la parte fundamental del TAC, por ser éste la fuente. Sin embargo, todo el espectro de rayos X que vimos en la *figura 2* no es efectivo en la producción de la

imagen, por ello, y de acuerdo con el criterio ALARA “As Low As Reasonably Achievable”, se lleva a cabo una filtración óptima de los rayos que emite en sí el tubo mediante el uso de láminas finas de aluminio, entre otras medidas.

La camilla del paciente se desplaza entre la estructura que soporta el tubo, los detectores y otros dispositivos, la disposición es la que se observa en la *figura 4*.



*figura 4*

El aparato está controlado y envía datos a través de una consola de control, en la que se procesan las imágenes, el desarrollo informático y técnico ha permitido que se recreen imágenes en tiempo real de la morfología del organismo.

La habitación en la que se sitúa debe estar correctamente protegida para que afecte lo menos posible a salas adyacentes. Ello se consigue mediante un correcto dimensionamiento de las paredes (su espesor), siendo éstas de hormigón usualmente, o bien usando láminas de plomo equivalentes.

Actualmente, con el TAC helicoidal los cortes presentan mayor precisión, distinguiéndose mejor las estructuras anatómicas. Los nuevos TAC multicorona o multicorte incorporan varios anillos de detectores, lo que aumenta aún más la rapidez, obteniéndose imágenes volumétricas en tiempo real.

Entre las ventajas del TAC se encuentra que es una prueba rápida de realizar, que ofrece nitidez de imágenes que todavía no se han superado con la resonancia magnética nuclear, como es la visualización de ganglios, hueso, etcétera; y entre sus inconvenientes se cita que la mayoría de veces es necesario el uso de contraste intravenoso y que al utilizar rayos X, se reciben dosis de radiación ionizante, que a veces no son despreciables.

En las exploraciones mediante TAC, las dosis recibidas por los pacientes se miden a nivel piel, para ello se usan dosímetros especiales, pues tanto la anchura de los cortes como su número es variable, según el tipo de estudio. Esta operación se hace con 40-50 dosímetros en disposición lineal, con lo que en una sola operación se mide el perfil de dosis en la zona explorada. La dosis global depende del tipo de estudio, y puede ser razonablemente bajo con la condición de

que gran número de cortes sea el menor compatible con una buena calidad de diagnóstico.

El espesor de corte óptimo resulta de un balance riesgo-beneficio. Los espesores grandes suponen unas dosis bajas al paciente, pero puede suponer pérdidas sensibles de resolución. Los espesores muy finos alcanzan resolución elevada aunque suponen incrementos elevados de dosis respecto al caso anterior. Se puede alcanzar un compromiso aceptable con espesores de corte intermedio, alternando con intervalos no irradiados.

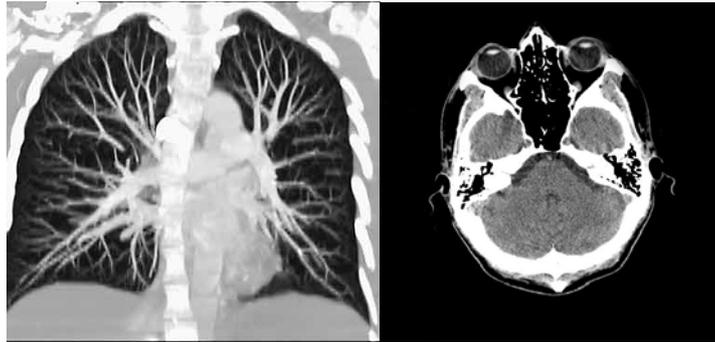
El TAC tiene la ventaja de que se pueden apreciar de 2000 a 2500 tonos de gris, mientras que en la radiografía convencional son sólo unos 20 tonos. Además, como su procesamiento es digital, se pueden obtener imágenes en color para un mejor contraste y almacenar para posteriores estudios con nuevas implementaciones de software.

La exploración no causa dolor ni molestia alguna. Tampoco produce claustrofobia ni ruido, como sí ocurre con la RMN “Resonancia Magnética Nuclear”. El técnico de radiología permanece en comunicación con el paciente constantemente a través de un sistema de comunicación, indicándole los pasos a seguir.

En algunas ocasiones es necesario el uso de contrastes radiológicos intravenosos u orales para ver la función de determinados órganos. Si se es alérgico a estos productos, debe advertirse previamente, aunque los facultativos se encargarán de preguntarlo. Por ello, será necesario firmar un consentimiento escrito de aceptación de los posibles riesgos. El uso de estos contrastes sí produce algunas molestias, como calor en el brazo.

Veamos algunas imágenes obtenidas con el TAC, en la *figura 5* la imagen de la izquierda

corresponde al tórax, mientras que la derecha corresponde a una de cabeza.



*figura 5*

El TAC es una exploración muy útil para el estudio de extensión de los cánceres, como el cáncer de mama, cáncer de pulmón y cáncer de próstata. Incluso para la simulación virtual y planificación de un tratamiento del cáncer con radioterapia es imprescindible el uso de imágenes en tres dimensiones que se obtienen del TAC. Los datos obtenidos dan información

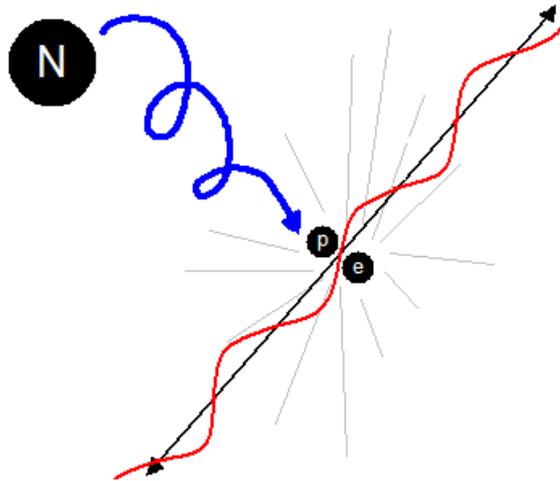
acerca de la morfología de las distintas partes del organismo.

## **2.2. PET.**

Un equipo PET “Positron Emission Tomography”, o en castellano TEP “Tomografía por Emisión de Positrones”, es básicamente un equipo detector de radiación gamma y procesador de imágenes. Esta radiación procede de una fuente radiactiva localizada en puntos concretos del organismo mediante la inyección de un radiofármaco emisor de positrones. El procesador sigue un tratamiento informático y tecnológico parecido al del TAC, es decir, toma y procesa proyecciones para reconstruir cortes y volúmenes. La principal diferencia tecnológica es que los detectores son específicos para ello, siendo mucho más sofisticados y precisos, esto se logra a través de la utilización de unos cristales muy especiales.

La radiación  $\gamma$  “gamma” es una radiación electromagnética mucho más energética que la radiación X, y por tanto más penetrante y “precisa”. A través de un paciente es muy dañino pasar rayos  $\gamma$  del mismo modo que se hace con los aparatos de rayos X. Así que lo que se hace es inyectar o inhalar una sustancia que al decaer emite radiación  $\gamma$ , este estudio recibe el nombre de gammagrafía. Sin embargo, un examen PET se realiza inyectando un radiofármaco emisor de positrones, mucho más preciso y menos dañino.

El positrón es la antipartícula del electrón, con carga positiva. El positrón tiene una vida muy corta, y su avidez por la carga negativa hace que al entrar en contacto con la materia, abundante en electrones, se aniquile con el electrón emitiendo radiación  $\gamma$ , dos rayos en direcciones opuestas si asumimos un choque elástico. Véase *figura 6*.



*figura 6*

En comparación con la gammagrafía es mucho más precisa, pues mientras que con los radiofármacos de la gammagrafía, la radiación  $\gamma$  emana de un núcleo relativamente pesado, los radiofármacos del PET emiten positrones, que son partículas muy pequeñas, y cuando se aniquilan con los electrones la radiación  $\gamma$  es más “fina”. Con el PET, es posible detectar anomalías del orden de algunos milímetros. Físicamente, el equipo PET es muy parecido al TAC, véase *figura 7*.



*figura 7*

Los tipos de cristales más frecuentemente utilizados en los detectores PET son el GSO (oxiortosilicato de gadolinio), BGO (germanato de bismuto) y LSO (oxiortosilicato de lutecio), que aporta mayor contaje que los anteriores y permite adquisiciones más rápidas, de 2-3 minutos por cada posición de la camilla, sin comprometer la capacidad de detección de las lesiones, en comparación con los 4-6 minutos que requiere la PET con cristales de BGO.

El detector PET ideal se debería caracterizar por un alto poder para detener los fotones incidentes de 511 keV (el de BGO es de 1.280 kcps/mCi/ml, el de LSO de 780 y el de GSO de 700), por su capacidad para producir un corto y muy intenso haz de luz (fotofluorescencia), por medir de forma exacta la energía y tener un tiempo muerto corto.

Si quiere leer un estudio concienzudo de la tecnología utilizada para implementar el PET le remito a un documento realizado por el prestigioso Centro Pet Complutense Madrid. Éste aparece en la página Web de la Sociedad Española de Medicina Nuclear: *<http://www.sem.n.es>*

Desde el punto de vista diagnóstico, la radiación emitida se utiliza para medir su distribución en un comportamiento biológico, como indicador de una función fisiológica, o para obtener una imagen gammagráfica de la acumulación del radiofármaco en un órgano diana, lo

que permite determinar la morfología y/o función de dicho órgano.

Como se dijo al principio, los radiofármacos se fijan en determinadas zonas dependiendo de la actividad celular, por tanto y a diferencia del TAC, el PET da información funcional del organismo. En el apartado 2.3 hay más detalles.

Los estudios de PET se usan frecuentemente para detectar cáncer y estudiar el efecto del tratamiento mediante la caracterización bioquímica de los cambios en el cáncer, y se pueden hacer en todo el cuerpo. Los estudios de PET del corazón se pueden usar para determinar el flujo sanguíneo al corazón y evaluar los signos de enfermedad coronaria.

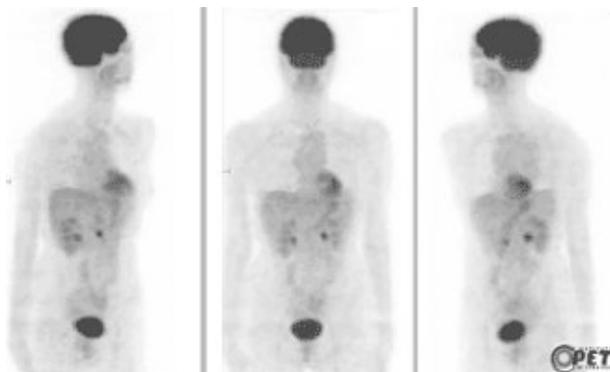
Se usan también para determinar cuáles zonas de funcionamiento reducido están aún vivas, y cuáles son tejido cicatrizal causado por un infarto (ataque al corazón) previo. Junto con el estudio de perfusión miocárdica, los PET

permiten diferenciar entre el músculo cardíaco no funcional y el músculo cardíaco todavía viable que se podría beneficiar de un procedimiento como angioplastia o bypass (puente) coronario, que restablecen el flujo sanguíneo y mejoran el funcionamiento del corazón.

Los PET del cerebro se usan para evaluar a los pacientes con trastornos de la memoria de causa no determinada, tumores de cerebro sospechados o comprobados, o convulsiones que no responden al tratamiento médico y por lo tanto son candidatas para cirugía.

El gran inconveniente del PET es que los radiofármacos deben ser obtenidos in situ, pues su tiempo de vida es muy corto, de 2 minutos a una hora. Para ello se requiere de un ciclotrón, un costoso dispositivo. Además, su resolución espacial es baja, aunque su contraste alto, entonces el coste diferencial hace que lo óptimo sea fusionar el PET con el TAC. Es más renta-

ble tener un equipo PET-TAC, el cual nos da los dos tipos de información: morfológica y funcional. Véase *figura 8*, imagen PET.



*figura 8*

### **2.3. Ciclotrón.**

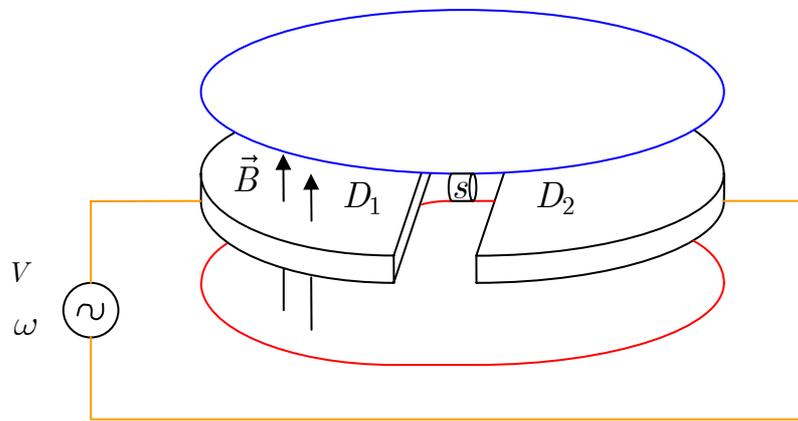
El ciclotrón es un acelerador de partículas orbital, que ha permitido el gran desarrollo de la física del núcleo. Hace ya algunas décadas se encontró que podía utilizarse para sintetizar complejos radiactivos, como son los radiofármacos.

Un ciclotrón es básicamente una cámara cilíndrica de alto vacío en la que mediante un campo magnético paralelo al eje del cilindro y un sistema de radiofrecuencia para generar un campo eléctrico alternante, es posible acelerar a energías muy elevadas partículas elementales, como protones y deuterones, producidas mediante una fuente de iones situada en el centro de la cavidad.

Estas partículas se hacen chocar con los blancos, en los que tienen lugar reacciones nucleares que llevan a la obtención de los isótopos emisores de positrones, que serán finalmente utilizados para sintetizar los diferentes radiofármacos. Existe una gran variedad de ellos dependiendo de la potencia (intensidad del haz), la energía hasta la cual se pueden acelerar las partículas-proyectil, los blancos a utilizar, entre otros.

La parte interna del ciclotrón estándar es como lo muestra la *figura 9*,  $D_1$  y  $D_2$  son dos

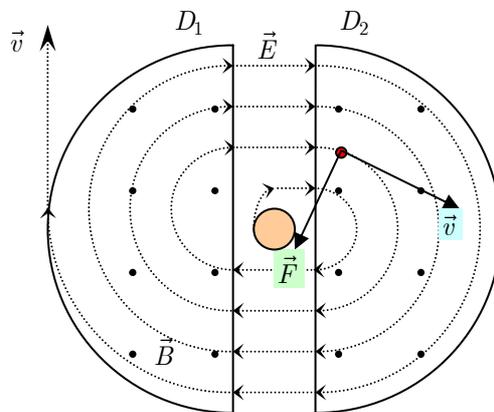
cámaras metálicas de forma semicilíndrica huecas llamadas “dees”, por su similitud con la letra D. El punto  $s$  es dónde se encuentra la fuente de iones situada en el centro de las cámaras.



*figura 9*

Las dos cámaras se hallan separadas una de la otra, y las dos están en el seno de un campo magnético uniforme  $\vec{B}$  y perpendicular al plano que forman. Las dos están conectadas a los bornes de un circuito eléctrico que crea una diferencia de potencial  $V$  alterna de frecuencia  $\omega$ .

En la *figura 10* vemos un ciclotrón: La partícula cargada  $q$ , con una masa en reposo  $M_q$ , entra en  $D_2$  con velocidad  $v_1$  debido a la aceleración que le produce el campo eléctrico existente entre las dos D. Bajo la acción de el campo magnético describe una semicircunferencia de radio  $r_1$  y frecuencia  $\omega$ . Cuando  $q$  sale de  $D_2$  se ha invertido al campo eléctrico, siendo la partícula acelerada entre las dos D, por lo cual entra en  $D_1$  con una velocidad  $v_2 > v_1$  describiendo una semicircunferencia de radio  $r_2 > r_1$ .



*figura 10*

De acuerdo con la dirección de los vectores que podemos observar en la *figura 10* la fuerza  $\vec{F}$  generada por el campo magnético  $\vec{B}$  es una fuerza centrípeta, porque  $\vec{F}$  siempre es perpendicular a  $\vec{v}$ , además siempre  $\vec{v} \perp \vec{B}$ , el campo magnético provoca el cambio de dirección de la partícula, la partícula describirá una trayectoria circular de radio  $r$  que depende de la velocidad  $\vec{v}$ . El campo eléctrico  $\vec{E}$  creado en el espacio entre  $D_1$  y  $D_2$  es el que provoca el aumento de velocidad, por tanto en cada ciclo sufre dos aceleraciones.

El ciclotrón explicado es el estándar, el más sencillo. Sin embargo, existen multitud de nuevos desarrollos que implementan la energía a la que salen las partículas, ya que tienen en cuenta el hecho relativista a tan altas velocidades.

El primero en desarrollarse fue el sincrociclotrón, es idéntico al ciclotrón estándar, pero para sincronizar con precisión la intensidad del

campo que proporciona energía a las partículas con la ganancia de masa de éstas debida a los efectos relativistas, se utiliza un campo eléctrico oscilante. La energía máxima que un sincrotrón puede proporcionar a los electrones se ve limitada por la circunstancia de que, según predicen las ecuaciones de Maxwell, los electrones en movimiento emiten energía en forma de radiación electromagnética. Llegado un cierto momento, esa radiación sincrotrónica es igual a la ganancia obtenida del campo del sincrotrón. Por otra parte, a diferencia de lo que ocurría en uno de los antiguos ciclotrones, los aceleradores basados en el principio de sincrotrón no producen un chorro continuo de partículas aceleradas, sino pulsos de partículas.

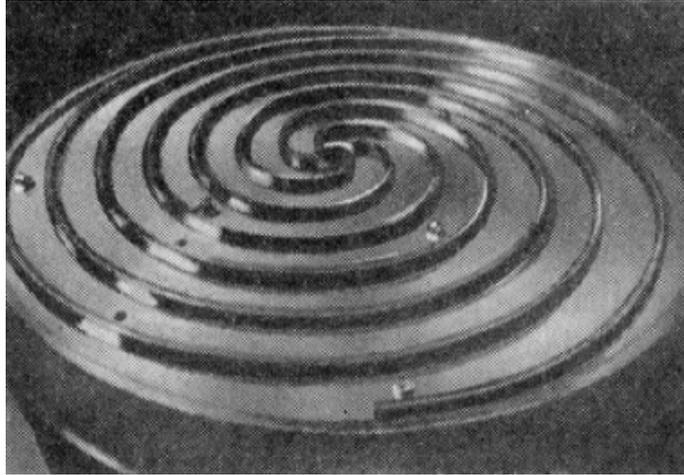
Otra implementación posible surge cuando se cuestiona que cuanto mayor es la intensidad del campo magnético, tantas más revoluciones hace la partícula cargada en una unidad de tiempo.

Entonces surge una pregunta, no sería posible hacer que el campo magnético crezca desde el centro hacia el extremo de los polos. En este caso el aumento de la masa de la partícula y, por consiguiente, su "torpeza" a medida de crecer su energía, podrían compensarse, y la energía de las partículas obtenidas en el ciclotrón, crecerá. Pero en los ciclotrones se hace al revés: se disminuye el campo magnético hacia el extremo del polo, realizando así el "enfoco vertical". Este nuevo desarrollo se denominó ciclotrón isócrono.

El objetivo es encontrar el equilibrio entre ambas exigencias. Este problema atrajo la atención desde hace mucho. Todavía en el año 1938, un científico norteamericano llamado Thomas propuso una fórmula de acuerdo a la cual se debía cambiar el campo magnético en el entrehierro del ciclotrón isócrono, a fin de que estas dos exigencias se asegurasen simultáneamente.

Pero la forma del polo resultó ser demasiado complicada. Por eso, en aquel tiempo, la idea de un ciclotrón isócrono contaba con pocos partidarios.

Sin embargo, más tarde, la situación cambió. Los ingenieros-físicos propusieron, en vez de los complejos polos de Thomas, aprovechar polos cilíndricos corrientes con piezas polares de acero de forma sencilla. Como se aclaró, tales piezas aseguraban al mismo tiempo el aumento del campo según el radio y el enfoque vertical. Para corregir el campo en el entrehierro del ciclotrón isócrono se aplica, generalmente, un complejo sistema de devanados y piezas correctores concéntricos o sectoriales, ver *figura 11*.



*figura 11*

El ciclotrón es un equipo muy exclusivo y caro, pero dada su importancia en física y medicina, permite el uso y desarrollo en ambos ámbitos. Este equipo tiene otras aplicaciones ahora en boga como industrial y agrícola. También exige de personal cualificado e instalaciones adyacentes muy especiales, el hecho de estar en desarrollo es un hito para investigar y por tanto puede ser una inversión de futuro. Una fotografía de un ciclotrón se puede ver en la *figura 12*.



*figura 12*

#### **2.4. PET-TAC**

La tecnología PET-TAC constituye la fusión de los dos equipos que hemos visto, y consta o bien de un tomógrafo híbrido que combina las dos técnicas diferentes de imagen en un único dispositivo, o bien son dos tomógrafos en tándem.

El primer prototipo PET-TAC se desarrolló en la Universidad de Pittsburgh, en mayo de 1998, y durante los primeros tres años se utilizó con fines de investigación en pacientes con diferentes tipos de tumores. El primer PET-TAC se comercializó a principios del 2001 y ya a finales de 2004 se habían instalado unos 300 en EE.UU., Europa, Asia y Australia, en la actualidad esta cantidad se ha quintuplicado.

Vamos a hacer un breve resumen de ambas técnicas. La PET proporciona imágenes funcionales y permite estudiar de forma cualitativa e incluso medir y cuantificar diversos procesos bioquímicos (metabolismo celular, flujo sanguíneo, síntesis proteica, receptores, etc.) en función del radiofármaco utilizado. Pero aunque la PET tiene una gran resolución de contraste, su resolución espacial es baja (en el rango de 4-6 mm, y con la limitación física de 2 mm).

Por el contrario, la TAC constituye una técnica de imagen estructural con una alta resolución espacial, que permite un reconocimiento anatómico casi exacto y que cuando se administra contraste intravascular ofrece información sobre el flujo vascular y sobre la permeabilidad tisular. Sin embargo, las imágenes TAC presentan serias limitaciones en determinadas circunstancias, como en la diferenciación entre tejido tumoral o fibrótico consecuencia de tratamientos quirúrgicos y/o radioterápicos recibidos previamente, o en la caracterización de adenopatías tumorales que no hayan sufrido cambios de tamaño, o en la valoración de metástasis hepáticas isodensas.

El combinar ambas técnicas en un sistema integrado de PET y TAC, que corregistra de forma simultánea ambos tipos de imágenes anatómicas y funcionales, permite suplir las carencias de una con los beneficios de la otra. La princi-

pal indicación clínica de la PET-TAC es el estudio de pacientes oncológicos, aunque puede emplearse también en patologías miocárdicas y neurológicas. En general, en la valoración de patología neoplásica, la PET permite discriminar entre tejido tumoral maligno y tejido sano, mientras que la TAC aporta la información necesaria para localizar y definir anatómicamente los tejidos tumorales.

Pero además, en un PET-TAC los datos del TAC se emplean para corregir la atenuación fotónica, la dispersión de la radiación y los errores por volumen parcial de la imagen PET. Véase un equipo PET-TAC en la *figura 13*, del Instituto PET Dr. Carreras.



*figura 13*

Las dosis radiactivas administradas para realizar una PET/TAC están dentro del rango permitido para estudios radiológicos, pero las dosis de radiación absorbidas por los distintos tejidos del paciente son superiores cuando el estudio de transmisión se realiza con TAC en comparación al realizado con fuente externa de germanio-68 (Ge-68), especialmente en los estudios PET de cuerpo entero. La PET de emisión de un estudio de cuerpo entero supone unos 5-10 mSv; el estudio de transmisión con germanio

no supone prácticamente radiación; una TAC multicorte puede suponer 10 mSv en cabeza, 20 mSv en tórax y otros 20 mSv en abdomen. Si se realiza TAC con rayos de menor energía y menor número de cortes, la radiación disminuye considerablemente, aunque no suele bajar de los 10 mSv. Véase en la *figura 14* una tabla de dosis para cada exploración.

Exploración	Dosis equivalente (mSv)
TAC helicoidal de	15.6 - 51.4
TAC helicoidal de abdomen	17.8 - 22.2
PETcuerpo entero con 15mCi	16.5 (0.03 mSv/MBq)
PET/TAC cuerpo entero	26

*figura 14*

La fusión de imágenes de distinta naturaleza es posible a varios niveles:

- Visual, de las imágenes de PET y TAC por separado.

- Por software. Los estudios se adquieren de forma independiente en tomógrafos PET y TAC diferentes. Posteriormente se tratan mediante software para dar una única imagen de superposición de ambas.

- Por hardware. En realidad, no existe una verdadera fusión por hardware, sino un dispositivo híbrido que combina ambas tecnologías dispuestas en líneas.

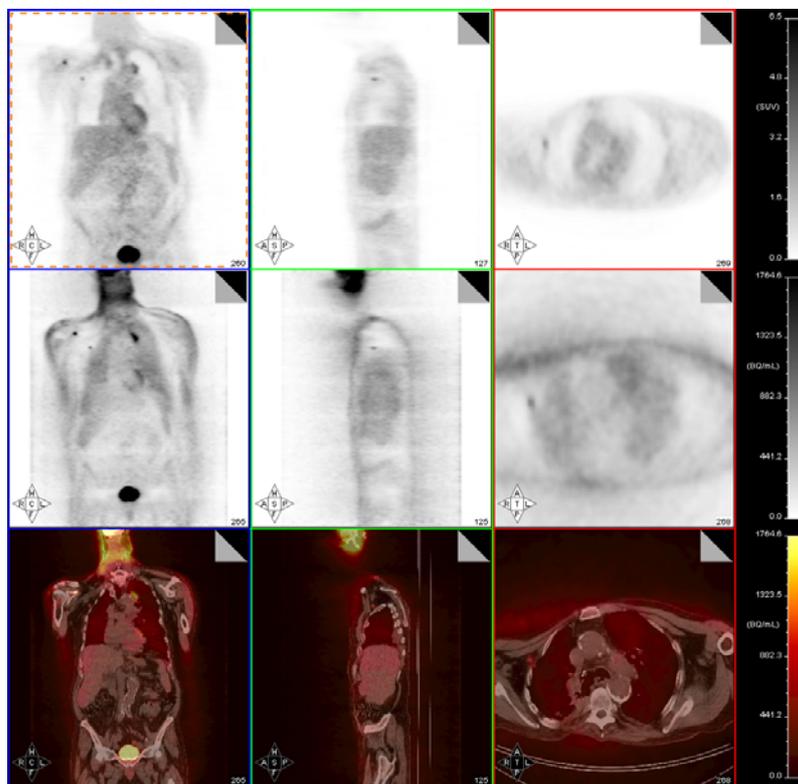
La mayoría de los facultativos está acostumbrada a superponer de forma visual las imágenes procedentes de los diferentes estudios y, por ello, no parece justificarse la fusión en todos los casos. A esto contribuiría el hecho de la creciente digitalización de la radiología, que facilita la fusión visual de imágenes de distinta naturaleza.

En los casos en los que se necesita una localización más exacta de una lesión se recurre a la

fusión por software, pero este procedimiento presenta ciertas dificultades (entre otras, dificultades técnicas) y en muchos casos no es posible aplicarlo debido a diferencias importantes en la alineación de las imágenes.

Este método puede funcionar bien en las regiones corporales donde no se produzca movimiento, como el cerebro, pero no da buenos resultados en patología de cabeza y cuello ni abdomen-pelvis, por variaciones en el posicionamiento del paciente entre los estudios, cambios en los perfiles de la camilla de cada equipo o por el movimiento involuntario de órganos internos. Con la aparición de los equipos híbridos PET-TAC este problema se resuelve, en parte, porque se adquieren ambos estudios perfectamente alineados en una única sesión.

Véase como ejemplo la imagen resultante en la *figura 15*.



*figura 15*

## 2.5. Radiofármacos.

Los radiofármacos son medicamentos que han adquirido gran importancia en la práctica clínica por su aplicación con fines diagnósticos y terapéuticos. Contienen una pequeña cantidad de

principio activo, conocido como “trazador”, que se marca con un radionucleido haciendo que emitan una dosis de radiación utilizada tanto con fines diagnósticos como terapéuticos.

Desde el punto de vista diagnóstico, la radiación emitida se utiliza para medir su distribución en un compartimento biológico, como indicador de una función fisiológica, o para obtener una imagen gammagráfica de la acumulación del radiofármaco en un órgano diana, lo que permite determinar la morfología y/o función de dicho órgano.

La utilización de la radiactividad con fines científicos y médicos se remonta al descubrimiento de la radiactividad del uranio en 1896 por Becquerel, y de la radiactividad natural por Marie Curie en 1898. A principios del siglo XX se originaron grandes avances en este campo, destacando la introducción del concepto de isotopía, de las modificaciones que sufren los ele-

mentos químicos debidas a la desintegración nuclear y de las técnicas de trazadores en la investigación biológica.

La construcción del primer ciclotrón en 1930 supuso el inicio de la producción de radionucleidos, un logro importante teniendo en cuenta que todos los radionucleidos utilizados en la práctica clínica son artificiales.

Las aplicaciones médicas de los isótopos radiactivos comienzan, en sentido estricto, en 1938 con estudios sobre la fisiología de la glándula tiroides con radioyodo y con el primer uso clínico de un radioisótopo artificial con fines terapéuticos, el fosfato de sodio ( $^{32}P$ ), en un paciente con leucemia. Este uso terapéutico fue un hecho importantísimo en el progreso de la terapia con radionucleidos.

Otro acontecimiento importante en la medicina nuclear fue el uso del yoduro de sodio ( $^{131}I$ ) en la enfermedad tiroidea. Se utilizó en pacien-

tes con bocio tóxico y no tóxico, y en 1941 se administró la primera dosis terapéutica de  $^{131}I$ .

En 1946 se publicó la desaparición de múltiples metástasis tiroideas funcionantes en un paciente que había sido tratado con radioyodo, lo que supuso que en EEUU se considera prioritario proporcionar radioisótopos para la curación del cáncer. Aunque los esfuerzos iniciales con  $^{131}I$  se dirigieron a su uso terapéutico, se extendió su empleo para diagnosticar enfermedades del tiroides basándose en la localización del radionucleido en el órgano.

En los años sucesivos se intensificó la investigación y desarrollo de nuevos radionucleidos y radiofármacos para uso con los nuevos dispositivos de imagen. El acontecimiento más destacado de esta era, en el ámbito de la medicina nuclear, fue el descubrimiento y posterior desarrollo del tecnecio ( $^{99m}Tc$ ), que estaba destinado a ser el radionucleido más utilizado hasta el

momento, por presentar la energía de imagen ideal, vida media corta y ser capaz de unirse a múltiples compuestos.

En 1960 se diseñó un generador que permitía obtener radionucleidos de vida corta de forma asequible. Tras la aparición del generador de  $^{99m}\text{Tc}$  se logró disponer de una profusión de compuestos marcados con  $^{99m}\text{Tc}$ : sulfuro coloidal marcado con  $^{99m}\text{Tc}$  para la gammagrafía hepatoesplénica, pertecnetato de  $^{99m}\text{Tc}$  para gammagrafía tiroidea, y sustitución del  $^{131}\text{I}$  por  $^{99m}\text{Tc}$  en la gammagrafía cerebral con albúmina sérica humana yodada. Esta proliferación de radiofármacos marcados con  $^{99m}\text{Tc}$  ha continuado hasta nuestros días.

Los primeros radiofármacos para estudiar el sistema cardiovascular se aplicaron en 1926. La radiocardiografía se desarrolló a partir de 1948, y en 1962 se comenzó a disponer de imágenes de infartos miocárdicos. Posteriormente se logró a

medir la función ventricular mediante un bolo de pertecnetato de  $^{99m}\text{Tc}$ , y a estudiar la perfusión miocárdica utilizando el cloruro de talio ( $^{201}\text{Tl}$ ).

La historia ha demostrado que el  $^{201}\text{Tl}$  se ha convertido en el radionucleido más utilizado en cardiología nuclear y es responsable directo del rápido crecimiento y establecimiento de la medicina nuclear cardiovascular.

En los años sucesivos aparecieron nuevos trazadores y nuevas técnicas. Por su ulterior importancia deben destacarse la exploración de las glándulas suprarrenales con norcolesterol iodado ( $^{131}\text{I}$ ) (1969), el diagnóstico de tumores con citrato de galio ( $^{67}\text{Ga}$ ) (1970), la gammagrafía ósea con polifosfatos marcados con  $^{99m}\text{Tc}$  (1971) y la detección del infarto agudo de miocardio con pirofosfatos marcados con  $^{99m}\text{Tc}$  (1974).

En las últimas décadas del siglo XX y comienzos del siglo XXI se han desarrollado las

nuevas técnicas de las que hemos hablado, como la tomografía por emisión de fotón único (SPECT) o por emisión de positrones (PET). Estos avances han originado la aparición de nuevos radiofármacos o nuevas indicaciones para radiofármacos ya existentes.

Las primeras imágenes de PET publicadas en humanos se consiguieron en 1974 utilizando amoníaco ( $^{13}N$ ), agua ( $^{15}O$ ) y glucosa marcada con  $^{11}C$  como radiofármacos para obtener imágenes del flujo sanguíneo, consumo de oxígeno y metabolismo glicídico, y fluoruro de sodio ( $^{18}F$ ) para realizar un rastreo óseo. Otros avances históricos han sido el desarrollo de la técnica PET con fludesoxiglucosa ( $^{18}F$ ) (1976-1980), la aplicación de sistemas de síntesis automatizada de radiofármacos PET (1984- 1986) y la autorización de comercialización de la fludesoxiglucosa ( $^{18}F$ ) por las autoridades sanitarias.

A este respecto, la agencia de evaluación de medicamentos de EEUU, conocida por su acrónimo inglés FDA, autorizó la comercialización de la fludesoxiglucosa ( $^{18}F$ ) en 1997 para identificar regiones con alteración del metabolismo glicídico asociado con focos epilépticos.

En el año 2000 la FDA autorizó la indicación de la fludesoxiglucosa ( $^{18}F$ ) para uso clínico amplio en oncología y valoración de la hibernación miocárdica, el amoníaco ( $^{13}N$ ) como trazador de flujo coronario y el fluoruro de sodio ( $^{18}F$ ) como trazador óseo. El resto de países han seguido el ejemplo y la evidencia de su aplicabilidad legislando sobre los radiofármacos.

La ley 25/1990, de 20 de diciembre, del Medicamento (Sección VI, artículos 51, 52 y 53) otorga a los radiofármacos la consideración de medicamentos y los somete, por tanto, a toda la legislación farmacéutica como al resto de los medicamentos.

Como desarrollo de esta Ley y transposición de la Directiva europea 89/343/CEE, se publica en nuestro país el Real Decreto 479/1993, de 2 de abril por el que se regulan los medicamentos radiofármacos de uso humano. Este RD establece los requisitos necesarios para garantizar la observancia de los criterios de seguridad, eficacia y calidad de la autorización, producción y control de los radiofármacos, así como los criterios para la utilización de un radiofármaco preparado en el momento de su uso.

Además del RD 479/1993, la utilización clínica de los radiofármacos en España debe cumplir las medidas legales sobre protección contra las radiaciones ionizantes de las personas sometidas a exámenes o tratamientos médicos (RD 1132/1990, de 14 de septiembre y RD 815/2001, de 13 de julio), o para la protección de la salud pública y de los trabajadores (RD 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento

sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes).

Asimismo, el RD 1841/1997 del Real Decreto, de 5 de diciembre que aplica a todas las unidades asistenciales de medicina nuclear, establece los criterios de calidad en medicina nuclear asegurando la optimización de la administración de radiofármacos y de la protección radiológica del paciente.

Como ya dijimos el instrumento utilizado para la producción de radionucleidos o isótopos radiactivos emisores de positrones es el ciclotrón. De éstos, los más utilizados en la tomografía PET son el flúor-18 ( $^{18}F$ ), el nitrógeno-13 ( $^{13}N$ ), el carbono-11 ( $^{11}C$ ) y el oxígeno-15 ( $^{15}O$ ).

Los radionucleidos emisores de positrones se caracterizan por tener un periodo de semidesintegración muy corto (entre unos pocos minutos y dos horas). El más frecuentemente utilizado es el  $^{18}F$  que tiene un periodo de semidesintegra-

ción de 110 minutos, mientras que para el  $^{11}\text{C}$  es de 20 minutos, para  $^{13}\text{N}$  es 10 minutos y para el  $^{15}\text{O}$  2 minutos.

Los radionucleidos producidos en los ciclotrones habitualmente no tienen la forma química y farmacéutica adecuada para ser utilizados como trazadores biológicos por lo que deben ser incorporados a moléculas más complejas, lo que se realiza en un laboratorio de radiofarmacia, ver *figura 16*. El radiofármaco obtenido debe ser siempre sometido a estrictos ensayos de control antes de su administración al paciente por lo que esta unidad debe contar con un laboratorio de control de calidad. El radiofármaco más utilizado actualmente en la PET es la  $^{18}\text{F}$ -fludesoxiglucosa (FDG).



*figura 16*

### **3. Justificación de su implantación.**

En esta sección estudiaremos por qué debe instalarse equipos PET-TAC en las Islas Canarias. Concretamente, nuestra propuesta es instalar un equipo PET-TAC en Gran Canaria y otro en Tenerife, cada uno con su correspondiente ciclotrón.

La instalación de equipos PET-TAC está siendo generalizada en todo el mundo (sólo en el mal llamado primer mundo).

En concreto, en España ha habido un crecimiento espectacular de unidades PET-TAC.

Como ya se ha explicado, el uso de un PET-TAC requiere tener una fuente de radiofármacos relativamente cercana dado que el trazador más utilizado, el  $^{18}F$ , tiene un periodo de semi-desintegración de 110 minutos.

En la península actualmente hay una red de ciclotrones que abastecen a los centros, y un único proveedor europeo para los ciclotrones.

Las únicas comunidades que no tienen ni PET ni PET-TAC son Canarias, Melilla, Ceuta y La Rioja. Sólo Canarias es la que realmente lo necesita, pues La Rioja está rodeada de centros PET-TAC, y Ceuta y Melilla los tienen relativamente cerca, además debe destacarse que no tienen la población que tiene las Islas Canarias.

Según datos conseguidos por el Catedrático Lorenzo Doreste, se estima que unas 1000 personas van a realizarse un estudio PET-TAC

(2006), mayoritariamente a Madrid. Pero esto no refleja la necesidad, pues éstos se realizan en condiciones restrictivas.

La población en España era a 1 de enero de 2006 de 44.708.964 habitantes, habiendo un total de 40 centros PET+PET-TAC en el total del estado español. Si excluimos la población canaria, el resto de la población tiene un centro PET o PET-TAC a menos de 200 km, por tanto los habitantes que hay por equipo PET o PET-TAC en términos absolutos será:

$$\frac{(44.708.964 - 1.995.833) \text{ hab.}}{40 \text{ centros}} \simeq 1.000.000 \text{ hab./centro}$$

Fíjense en la mala distribución del servicio, en Baleares (1.001.062 hab.) por ejemplo tienen un equipo para una población que es la mitad de la de Canarias. Madrid es el destino usual de los pacientes canarios, y está a unos 1.700 km.

En ese sentido estamos muy desatendidos, somos sin duda la comunidad más desfavoreci-

da. Nuestros enfermos deben hacer un largo viaje, en total 5 horas de avión, si se va a Madrid.

Como podemos ver, de una forma razonada llegamos a que para equipararnos con el resto de España es necesaria la instalación de dos PET-TAC. Es claro que se deben instalar en las islas más pobladas, Tenerife y Gran Canaria. En Tenerife en el Hospital Universitario de Canarias y en Gran Canaria en el Hospital Doctor Negrín o en el Insular. Cada uno con su correspondiente ciclotrón y su UPREP “Unidad de Producción de Radiotrazadores Emisores de Positrones”.

Actualmente, con los 1000 estudios que se realizan en Madrid, el Gobierno Canario se gasta unos 3.000 € por estudio (incluye viaje en avión y estancia para dos personas y el estudio propiamente dicho), según averiguaciones hechas por el Catedrático Lorenzo Doreste, esto supone un gasto estimado para el 2006 de

3.000.000 €, una cantidad nada desdeñable, comparable al coste de instalar completamente dos PET-TAC.

Podríamos intentar predecir como va a ir evolucionando la demanda de estudios por parte de los médicos isleños si no se instalan los PET-TAC, pero muy probablemente sirvan de poco, ya que si se están restringiendo estos estudios, lo más seguro es que no puedan aumentar mucho más en número.

Como se puede ver fácilmente, hasta sin contar con el aumento de demanda de estudios por parte de los facultativos y sin contar con la subida de precios (IPC), en un periodo de 10 años nos sale un montante de 30 millones de euros, una cantidad desorbitada. Sobre todo si contamos con que el servicio previsto será muy restringido, la calidad de vida de los pacientes se ve sumamente mermada por el agotador viaje y

más aún en las probables condiciones de salud en la que estén.

En conclusión, de no tomar la determinación de instalar los PET-TAC se estará tirando dinero público a la basura, porque se demuestra que hay una forma más barata y de muchísimo mayor valor social.

El Servicio Canario de Salud parece haber entendido en parte las peticiones ya hechas por otros antes, y editó la siguiente nota de prensa a 16-12-2006 adjudicando la instalación de dos PET en el Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria y el Hospital Doctor Negrín:

*“(...) El Servicio Canario de la Salud (SCS) ha adjudicado mediante concurso el suministro e instalación de dos aparatos de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) con destino al Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín y el Complejo Hospitalario Nuestra Se-*

*ñora de Candelaria-Ofra. El valor de la inversión realizada es de 4 millones de euros (...)*”

Sin embargo, esta inversión adolece de no prever la instalación de los correspondientes ciclotrones, aparte de que instalar dos PET es poco previsor, ya que se gastan el dinero, que se lo gasten en PET-TAC.

Es inviable instalar los PET en las islas sin el ciclotrón, ya que el radiofármaco de mayor período de semidesintegración, ( $^{18}F$ , 110 minutos), es por otro lado el que más se utiliza. Es imposible realizar un estudio con ese radiofármaco, ya que llegaría a Canarias, con su actividad muy disminuida. Canarias necesita con urgencia dos sistemas PET – TAC con sus correspondientes ciclotrones.

Jacob Rodríguez Bordón

Estudiante de la E.T.S. de Ingenieros Industriales

ULPGC

#### **4. Breve Historia de la Radioterapia**

Descripción de los equipos de radioterapia

1. Bomba de cobalto
2. Aceleradores de electrones
3. Acelerador de protones

##### **4.1. Bomba de cobalto**

La historia de la bomba de cobalto se remonta al año 1938. Los investigadores que trabajaron y obtuvieron los primeros resultados experimentales fueron Livingood y Seaborg. Se trata, pues, de una de las tecnologías nucleares más antiguas empleadas.

Su aplicación a los seres humanos, para comprobar su efectividad en los mismos, fue en 1951. Es, por tanto, una tecnología antigua.

Con estos experimentos se llegó a descubrir cómo el empleo de esta fuente de radiación conseguía efectos destructivos importantes en el tejido vivo, y por tanto en las células. La irradiación con esta fuente conseguía importantes procesos de reducción de células cancerosas vivas.

La bomba de cobalto y la bomba de cesio fueron las primeras máquinas que se emplearon en radioterapia. En la actualidad han sido desplazadas por los modernos aceleradores lineales de electrones.

El principio básico de la bomba de cobalto es una fuente de radiación de rayos gamma. El isótopo que se emplea es el cobalto 60, que se trata de un isótopo radiactivo de tipo antropológico, es decir,

creado por el ser humano. Para su obtención se realiza un proceso de bombardeo con neutrones del cobalto 59, con lo cual se consigue un nuevo isótopo, el cobalto 60, que produce radiación, en este caso del tipo  $\gamma$ . Esta radiación tiene suficiente energía para que, aplicándola en la cantidad y en la zona adecuada, se destruyan las células cancerosas del paciente. Se tiene que estudiar para cada paciente la zona, y la intensidad de la radiación que se le va a irradiar, para que se destruyan la mayor cantidad posible de células cancerosas, y la menor cantidad posible de células sanas.

Veamos algunos isótopos del cobalto:

A	N	T	Radiación	E(MeV)
57	30	270 d	CE	0,57
58	31	71 d	CE, e <sup>+</sup>	0,23/0,5
59	32	estable	e-	0,3&1,5
60	33	5,2 a	$\gamma$	1,2&1,3
61	34	99 m	e-	1,2

Vamos a analizar qué significa cada columna de esta tabla que presenta algunos isótopos del cobalto:

El elemento químico es el cobalto, representado por su símbolo Co. El cobalto ocupa el lugar 27 en la tabla periódica de los elementos químicos. Su número atómico  $Z = 27$ . Quiere decir que en su núcleo hay 27 protones (partículas con cargas eléctricas positivas), y alrededor del núcleo giran 27 electrones (partículas con cargas eléctricas negativas). El átomo es neutro porque las cargas eléctricas de distinto signo están equilibradas.

Columna 1<sup>a</sup>: El núcleo está formado por protones y por neutrones. Estos últimos no tienen carga eléctrica. Son neutros. El número másico A es igual a la suma de protones más neutrones de cada isótopo.  $A = Z + N$ .

Columna 2<sup>a</sup>: El número de neutrones de cada isótopo es  $Z = A - N$ . La masa de cada isótopo se expresa en unidades atómicas de masa. No es igual exactamente al número másico porque una parte de la energía intrínseca de protones y neutrones se emplea en el enlace o cohesión de protones y neutrones para formar el núcleo.

El isótopo 59 es el único que se encuentra estable en la naturaleza. Los demás se han detectado en procesos de desintegración.

Columna 3<sup>a</sup>: T es el período de semidesintegración, el tiempo que una cantidad de un isótopo tarda en reducirse a la mitad por desintegración.

Columna 4ª: Aquí se indica en tipo de radiación que emite el isótopo al desintegrarse.

Columna 5ª: Ésta es la energía en MeV (Megaelectronvoltios) de la radiación emitida.

Vemos en la tabla anterior que el único isótopo estable es el Co 59. Los demás son inestables (radiactivos). De ellos, el que tiene un período de semi-desintegración mayor es el Co 60. Dicho período  $T = 5,2$  años. Esto quiere decir que en una “pastilla” de Co 60, a los 5,2 años ya han emitido radiación  $\gamma$  la mitad de sus núcleos.

El Co 60 se obtiene bombardeando Co 59 con neutrones. La reacción nuclear que se produce es la siguiente:

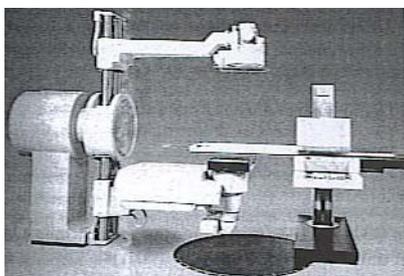
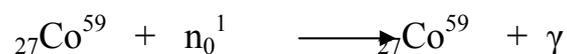


Fig. 4.1. Bomba de cobalto

La figura adjunta, que es una fotografía, ilustra muy bien sobre este sistema de radioterapia que es la bomba de cobalto. El Co 60 está en el brazo superior de la máquina. Como está siempre irradiando hay que encerrarlo muy bien en una caja hermética

de plomo y wolframio, de modo que estos materiales no dejen salir al exterior ni un rayo  $\gamma$ .

Cuando haya necesidad de irradiar al paciente se abre una abertura que tiene un colimador, con lo cual se consigue que el rayo salga con las mínimas dispersiones posibles.

El paciente se acuesta en la camilla, y es irradiado con precisión para que la radiación mate las células enfermas. Una parte de la radiación mata dichas células, y otra parte atraviesa al paciente. Esta que lo atraviesa se mide en un detector que está situado debajo de la camilla, con lo cual se puede comprobar la que está recibiendo el paciente.

## **4.2. Aceleradores de electrones**

### **4.2.1 Historia de los aceleradores**

Rutherford en 1919 descubrió la transmutación nuclear del nitrógeno bombardeándolo con partículas alfa. Sin embargo, para otras transmutaciones nucleares se requerían grandes energía de las partículas bombardeantes, y en aquella época la energía eléctrica todavía no presentaba el desarrollo de la alta tensión. (Se requerían tensiones del orden de kilovoltios).

Justo antes del gran avance de la alta tensión se realizó un segundo paso histórico en los aceleradores de partículas cargadas. Sus protagonistas fueron

Cockcroft y Walton, del Cavendish Laboratory de Cambridge, en el año 1930. Consiguieron producir un haz de iones de hidrógeno con una energía de 280 keV, el cual presentaba una intensidad de 10  $\mu$ A. Y posteriormente, ya se empezó a emplear la alta tensión a escalas importantes con las que obtener buenos resultados en este campo.

En 1932, dos años más tarde, se llegó a emplear voltajes de aceleración de 700 kV, realizando con éxito la transmutación del litio, con el empleo de protones.

En los tiempos actuales los aceleradores son equipos en los que se mueve unas sumas de dinero considerable, pues son piezas claves dentro de la sanidad, dado las grandes posibilidades que presentan y los grandes problemas que son capaces de resolver o en otros casos paliar.

#### **4.2.2. Fuente de iones**

Las fuentes de iones, sobre todo de iones positivos, se producen en su mayoría mediante descargas gaseosas. También existen fuentes de iones del litio, que se obtienen por calentamiento de algunas sales de este elemento.

Lo ideal es la obtención del mayor número de iones por molécula neutra entrante en el sistema, lo cual es una de las medidas de su rendimiento. Los iones de hidrógeno son los más utilizados, aunque

no los únicos, empleándose también iones de elementos más pesados.

#### **4.2.3. Aceleradores orbitales**

Para poder describir el sistema PET-TAC completo, ya hemos hablado del ciclotrón y del sincrociclotrón.

El ciclotrón se emplea para producir los radiofármacos, ya que permite acelerar muchos tipos de iones diferentes, modificando adecuadamente la intensidad del campo magnético. Un ciclotrón puede acelerar protones ( $Z = 1$ ,  $A=1$ ), deuterones, que están constituidos por la unión de un protón y un neutrón ( $Z = 1$ ,  $A = 2$ ), y partículas alfa, constituidas por dos protones y dos neutrones ( $Z = 2$ ,  $A = 4$ ).

El ciclotrón standard (campo constante, frecuencia constante), fue descrito por Lawrence y Edlefsen en 1930, y desarrollado por Lawrence y sus colaboradores, especialmente Livingston, en los años subsiguientes.

El sincrociclotrón, tal como dijimos, tiene en principio el mismo fundamento teórico que el ciclotrón estándar, pero cuando la partícula alcanza energías relativistas va aumentando su masa, lo cual es un fenómeno que la Física Clásica no consiguió explicar. Pues bien, a medida que esa masa va aumentando hay que variar el valor de la radiofrecuencia.

El sincrociclotrón de protones ha contribuido significativamente al desarrollo de la física de altas energías. En Berkeley en 1946 con los haces de protones de 350 MeV de que entonces se pudo disponer se llevaron a cabo un número asombroso de experiencias importantes. Hoy día existen sincrotrones de electrones de 4.000 MeV, y de protones de 7.000, e incluso de 27.000, como el del CERN (Centro Europeo de Investigación Nuclear).

La principal desventaja del sincrociclotrón es la relativamente baja intensidad del haz y su naturaleza acusadamente pulsante.

#### **4.2.4. Aceleradores lineales**

En un acelerador lineal las partículas cargadas se mueven en un tubo de vacío bajo la influencia de un campo eléctrico que puede acompañar a las partículas apareciendo regularmente, en fase correcta, en los sucesivos huecos o separaciones (gaps) entre los oportunos electrodos. De esta forma se pueden alcanzar velocidades elevadas sin que sea necesaria la utilización de voltajes elevados. Todos los aceleradores lineales presentan sobre los aceleradores orbitales la ventaja de proporcionar un haz externo sin la menor dificultad. Los primeros aceleradores (Wideroe 1928, Sloan y Lawrence 1931, Beams y Snoddy 1934) fueron aceleradores de tubos de deriva.

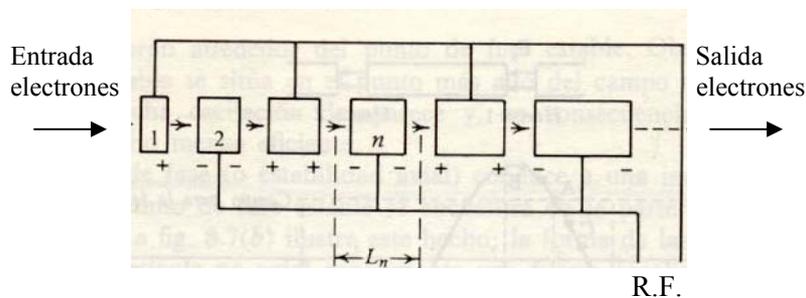


Fig. 4.2. Acelerador lineal de Sloan-Lawrence

El acelerador de Sloan y Lawrence es de tubos de deriva (fig. 4. 2.) Este acelerador operaba a unos 30 Mhz y estaba constituido por una serie de tubos de deriva de distintas longitudes, separados por pequeños huecos de aceleración y conectados alternativamente a los terminales de salida de un oscilador. La longitud de cada tubo de deriva es tal que el campo en un hueco se invierte precisamente en un tiempo igual al que una partícula emplea en pasar de un hueco cualquiera al siguiente.

El acelerador lineal de electrones es el que actualmente se emplea en Radioterapia.

### 4.3. Acelerador de protones

En la actualidad se está experimentando con aceleradores de protones. La masa del protón es 1836 veces mayor que la del electrón. Es de suponer por tanto que un haz de protones pueda destruir las células cancerosas con más eficiencia que un haz de electrones. El inconveniente es que la protonterapia

es mucho más cara que la electronterapia. Además, es una técnica que está en fase de estudio y experimentación. Es difícil prever cómo se desarrollará en los próximos años, pues no depende sólo de que se consigan mejores resultados técnicos, sino también de la voluntad de invertir en ella. Por lo pronto Canarias no puede esperar a que esa técnica de la aceleración de protones llegue a desplazar a la actual de la aceleración de electrones, porque miles de pacientes esperan y necesitan una respuesta inmediata a sus enfermedades y a sus sufrimientos. Debemos urgir a la administración pública para que adquiera e instale todos los equipos de aceleradores lineales de electrones que los pacientes canarios necesiten.

Darío José Falcón Rodríguez  
Estudiante de la E.T.S. de Ingenieros Industriales  
ULPGC

## **5. Una jornada de Radioterapia en el Hospital General de Gran Canaria Dr. Negrín**

### **5.1. Introducción**

Me ha pedido el Dr. D. Lorenzo Doreste Suárez, catedrático de Ingeniería Nuclear de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, una colaboración para el presente libro. Quiere el Dr. Doreste que les presente de una forma genérica cómo es una jornada típica en el Servicio del que formo parte, en aras de una mejor comprensión de las actuales y perentorias necesidades que en esta rama de la Sanidad sufrimos todos los usuarios de la misma.

### **5.2. Ubicación**

El Servicio de Oncología Radioterápica está ubicado en la 2ª Planta, Bloque Central, zona B, del Hospital General de Gran Canaria Dr. Negrín.

Consta de:

Tres Unidades de Tratamiento para Radioterapia Externa,

Dos Unidades de Tratamiento de Braquiterapia,

Una Unidad de Simulación – TAC,

Un Hospital de Día,

Una Unidad de Ozonoterapia, y

El soporte informático necesario para que todo funcione correctamente.

Dicho así, se trata de un Servicio sencillo, pero ¿qué son cada una de las unidades que he mencionado? Veámoslas con un poco más de detalle:

### 5.3. Equipamiento

Las Unidades de Tratamiento para Radioterapia



externa son unos equipos cuya misión fundamental estriba en generar radiación ionizante de diferente naturaleza.

En nuestro caso Rayos X de alta energía, con un potencial eléctrico entre 6 y 18 MV (Megavoltios), y radiación de electrones, llamada también radiación

$\beta$ , con un rango variable de energías que van de 6 a 18 MeV (Megaelectronvoltios).

Después de generar la radiación hay que modificarla adecuadamente para que sea apta para el tratamiento médico de determinadas lesiones, focalizarla, y dirigirla hacia la zona deseada (lesión normalmente tumoral del paciente a tratar).

## **Radioterapia Externa: Aceleradores Lineales**



En nuestro caso las unidades de tratamiento son 3 Aceleradores Lineales de diferente antigüedad (el primero comenzó a funcionar en el año 2000, y el último a

principios de este año, 2008).



Existe otra modalidad de tratamiento externo en Radioterapia consistente en utilizar directamente la radiación proveniente de una desintegración radiactiva. Son las conocidas como “Bomba de Cobalto” o “de Cesio”, debido a que el sistema de administración de radiación se basa en una bomba hidráulica que deja enfrentada la fuente radiactiva con la lesión a tratar.

Del cobalto o del cesio surge una radiación  $\gamma$  de una única energía: 1.25 MeV en el caso del Cobalto-60, y 0.66 en el caso del Cesio-137 (este último sistema está obsoleto básicamente por la vida media excesivamente larga del Isótopo Cesio-137, responsable de la emisión de energía en estas unidades)

En nuestro Servicio dispusimos durante muchos años de una Unidad de Cobaltoterapia, pero cuando

nos trasladamos del antiguo Hospital N<sup>a</sup> S<sup>a</sup> del Pino al actual Dr. Negrín, decidimos no trasladarla pues con la antigüedad que tenía ya comenzaba a presentar holguras que desaconsejaban su uso tras el posible traslado de Hospital.

### **Braquiterapia**

La filosofía de la Braquiterapia difiere de la de la Radioterapia Externa en que si nuestro problema es un tumor, situado generalmente en una zona interior del cuerpo, ¿por qué atacarlo desde el exterior, con el consiguiente daño a los tejidos sanos circundantes? ¿No es posible introducir una fuente radiactiva en su interior y así dejar la Energía proveniente de la desintegración radiactiva exclusivamente en la zona a tratar? Sí. A veces sí es posible, cuando sólo queremos tratar esa zona (y no zonas aledañas por donde hayan podido expandirse las células tumorales) y el “blanco” está situado en una zona accesible desde el interior, ya sea porque se encuentra en una cavidad natural del cuerpo, o simplemente podemos llegar hasta ahí por medios quirúrgicos, o mínimamente invasivos.

Dentro de esta filosofía hay varias corrientes. El método clásico consistía en introducir una fuente radiactiva temporal (varios días) o definitivamente en la zona a tratar, y evaluar la dosis depositada finalmente, con lo que utilizábamos la fuente durante un tiempo determinado, o usábamos una fuente de

una Actividad determinada con el fin de que la dosis total fuera la deseada.

Este método presentaba el problema fundamental de que en el proceso de introducir la fuente (y cuando se extraía, en su caso) el personal que lo hacía también se irradiaba innecesariamente. Por ello se ideó un sistema semiautomático consistente en introducir unas guías huecas en el



volumen “blanco”, y luego conectarlas a una unidad de tratamiento que, dirigida desde el exterior, enviaba una fuente puntual a la zona espacial deseada, durante el tiempo que quisiéramos. Con ello se aportan muchos beneficios, como poder utilizar fuentes de alta actividad con el fin de minimizar el tiempo de tratamiento (tan sólo unos minutos), se puede planificar *a priori* el tratamiento, y nadie resulta innecesariamente irradiado. Su principal inconveniente es radiobiológico, pues el depósito de energía no es el óptimo en todos los casos (al utilizar fuentes de alta actividad, la irradiación es muy “rápida”).

Para poder realizar correctamente el tratamiento es preciso poder determinar cómo se deposita la energía que producirá una dosis en el paciente. Este depósito de energía dependerá del tipo de radiación, y energía de la misma, pero también de la composi-

ción electrónica del volumen blanco, y de la estructura del cuerpo a irradiar, pues pueden resultar dañados órganos que luego pueden no recuperarse del citado daño. Por todo ello, el proceso crítico del tratamiento es la correcta planificación del mismo.

Este proceso lo realizamos con un sistema de Planificación de Tratamientos, en el cuál introducimos como datos de entrada los de las diferentes unidades de tratamiento y lo anatómicos del paciente (obtenidos a través de una Tomografía axial -TAC- realizada en las condiciones de tratamiento). Con estos datos el sistema, mediante los algoritmos adecuados, calcula el depósito espacial de energía, y con él la dosis recibida en cada parte del cuerpo por el paciente.

### **Simulador - TAC de tratamientos**



En nuestro Servicio disponemos actualmente (desde hace 2 años) de un Simulador - TAC de tratamientos que nos permite tomar los datos del paciente, para su posterior procesado. Previamente disponíamos de un equipo especial de radiología que simulaba perfectamente las unidades de tratamientos y nos permitía realizar una comprobación previa de los

mismos, pero ya quedó obsoleto, y fue reemplazado por el actual, de última generación.

En cuanto al resto de datos de entrada en el Planificador (los correspondientes a las unidades de tratamiento) son tomados concienzudamente por el Servicio de Radiofísica cuando se calibra inicialmente cada equipo, y quedan almacenados en el sistema.

### **Otros Equipos**

El resto de equipos del Servicio de Radioterapia (Hospital de Día, y Ozonoterapia) son utilizados por la unidad médica para minimizar los efectos de la radiación en los tejidos sanos, o para potenciar su efecto en los tejidos tumorales.

### **Soporte informático**

En cuanto al soporte informático, ya mencionamos por un lado el sistema de planificación (en nuestro Servicio disponemos de 2 diferentes para Radioterapia Externa, y otro para Braquiterapia). A éste hay que añadirle la red interna del servicio, que gestiona automáticamente el flujo de datos entre las diferentes secciones y equipos del Servicio.

### **5.4. Medios Humanos**

Una vez vista la estructura del Servicio, podemos pasar a ver el flujo de pacientes e información dentro del mismo, que nos lleva a la finalidad última de

nuestra razón de existir dentro del sistema sanitario: el tratamiento de los pacientes que llegan a nosotros, pero quizá sea interesante saber previamente con qué recursos humanos contamos, ya que hemos visto los recursos técnicos:

El Servicio de Radioterapia está formado por el personal facultativo (médicos), y personal subalterno (enfermeros, técnicos especialistas en Radioterapia, celadores, auxiliares de enfermería y administrativos) –actualmente unas 50 personas en nuestro Servicio-. En paralelo trabajamos el personal del Servicio de Física Médica (Radiofísica), formado por personal facultativo (Radiofísicos), y personal subalterno (técnicos especialistas en Radioterapia, y administrativos) –actualmente 12 personas-. Ahora ya, con esta información, estamos en disposición de conocer el flujo de trabajo dentro del Servicio de Radioterapia – Física Médica.

### **5.5. Flujo de pacientes e información en el Servicio.**

Cuando un paciente llega al Servicio de Radioterapia lo hace porque ha pasado unos filtros que han determinado que el mejor tratamiento para su enfermedad pasa por la irradiación de la lesión que padece. Básicamente esto se traduce en que una Comisión de Expertos (el “Comité de Tumores”), tras estudiar su caso ha decidido remitir al paciente a nuestro Servicio.

En ese momento, tras estudiar su caso, se le piden las pruebas diagnósticas que puedan faltar y se decide cuál será el esquema de su tratamiento (el médico que se responsabiliza de él, en colaboración con el Radiofísico, para concretar los aspectos técnicos del tratamiento). Se le explica su situación, en qué consistirá su tratamiento, se le abre historia en el Servicio de Radioterapia (que se enlaza con la general del Hospital), y se le realiza un TAC de Planificación. A partir de aquí comienza realmente el trabajo del Radiofísico, pues somos nosotros los que decidimos las condiciones del TAC, por requerimientos técnicos para el tratamiento, tras decidir el médico la zona que debe ser irradiada.

Una vez realizado el TAC, se envía por la red a nuestro Servicio (Radiofísica), lo recibimos en nuestros planificadores, se dibujan los volúmenes a tratar (y los órganos de riesgo, cuya dosis debe ser limitada), y se planifica el tratamiento: los distintos tipos de radiación a utilizar, su energía, el número de campos de tratamiento, los ángulos de ataque, la forma de los campos, en fin, todos los aspectos técnicos que conllevan un correcto tratamiento del paciente.

Habiendo ya decidido cuál es la mejor forma de tratar al paciente, se comunica ésta al médico, se ve conjuntamente la planificación del tratamiento, se realizan los cambios necesarios, y, si se acepta la estrategia, se envía la información necesaria por la

red al sistema gestor del Servicio de Radioterapia. Allí se contrastan todos los datos demográficos del paciente con el fin de evitar errores, se configura la arquitectura general del tratamiento y se le adjudica a la unidad con la cual fue planificado. Una vez en este punto, este paciente sólo podrá ser tratado allí, con las condiciones que se han especificado en la planificación. Para verificarlo, tanto el físico como el médico asisten a la puesta en tratamiento del paciente, con el fin de aclarar las posibles dudas que surjan y fijar el *modus operandi* del tratamiento decidido.

De ahí en adelante el personal técnico del Servicio, cada vez que haya que tratar al paciente, seguirá las pautas indicadas y lo tratará exactamente en la forma decidida, y que no puede ser variada salvo autorización expresa del Médico o del Radiofísico, pues el gestor de tratamientos lo impediría automáticamente.

## **5.6. Organización del trabajo en Radiofísica.**

En cuanto al trabajo desarrollado por un Radiofísico en el Servicio, podemos concretarlo así:

### **5.6.1. Trabajo establecido previamente**

#### **5.6.1.1. Docencia**

La docencia se resume en informar a todo el personal de todos los detalles técnicos que le sean requeridos, haciendo especial hincapié en nuestros

técnicos, y el personal en formación del Servicio (los físicos residentes)

#### **5.6.1.2. Trabajo ordinario.**

El trabajo ordinario se bifurca en dos líneas de actuación diferentes:

##### **5.6.1.2.1. Dosimetría física de las unidades**

La dosimetría física de las unidades, fundamental para el correcto funcionamiento de todas las unidades del servicio, consiste en verificar una por una, diariamente, cada unidad de tratamiento o diagnóstico, y comprobar que las condiciones geométricas y dosimétricas de las mismas se encuentran dentro de unos valores de tolerancia determinados. En caso de que alguna unidad no cumpla los requisitos exigidos, hemos de pararla temporalmente hasta que el Servicio Técnico la repare si es necesario, o concertar una intervención del mismo si ésta pudiera ser diferida. En caso de cualquier incidencia a lo largo de la jornada, se nos avisa para que comprobemos lo que ocurre, y lo resolvamos o, en su caso, avisemos al Servicio Técnico para que, bajo nuestra supervisión lo haga (y posteriormente volver a comprobar el estado en que ha quedado el equipo por si procede que vuelva a ser utilizado (si queda dentro de los valores de tolerancia permitidos).

El realizar una verificación completa de las unidades requeriría tanto tiempo que no habría disponibilidad material para tratar luego a los pacientes, por lo que la verificación diaria se basa en comprobar

determinados parámetros que, si están dentro de tolerancia, implican un correcto funcionamiento general del equipo. Para una verificación más correcta, un día a la semana (generalmente los viernes) dedicamos un tiempo extra (aproximadamente 2 horas) a una calibración más exhaustiva de la misma. Y como esto no implica verificar demasiados parámetros, mensualmente dedicamos un día (generalmente en Sábado) a una calibración completa de la unidad, y rotando las calibraciones mensuales conseguimos verificar a lo largo del año todos los parámetros que en su momento establecimos como iniciales de la unidad.

#### **5.6.1.2.2. Dosimetría clínica de los pacientes.**

En cuanto a la dosimetría clínica de los pacientes, cada vez que llega un paciente nuevo al servicio, se le asigna una unidad de tratamiento, y, por ende un Radiofísico responsable de él. En colaboración con un técnico de Radiofísica realizan todos los pasos para una correcta planificación del tratamiento, y, una vez decidido el mismo con el Médico, se exporta al sistema gestor, se pone en funcionamiento el tratamiento, y se responsabiliza de resolver todas las posibles incidencias que pudieran ocurrir durante su administración a lo largo de los 20 - 40 días que suele durar.

### **5. 6.2. Asesoramiento en casos de incidentes, accidentes, requerimientos técnicos.**

El asesoramiento en caso de incidentes o accidentes es el que garantiza que todo funcione en el Servicio, pues ante cualquier problema técnico se acude a nosotros para que establezcamos la línea de actuación a seguir, y queda un Radiofísico a cargo de la correcta resolución del problema. En este punto cabe resaltar la importancia de aislar cada problema surgido y adjudicarlo a un radiofísico, de forma que el resto del equipo pueda continuar con su labor, pues todas las unidades han de seguir funcionando.

**Eugenio Ruiz Egea**  
**Radiofísico del Servicio de Física Médica**  
**Doctor en Ciencias Físicas**

## **6. Conclusiones**

Las conclusiones de nuestro estudio son muy claras:

### **Diagnóstico oncológico:**

Canarias necesita urgentemente dos sistemas PET-TAC (Tomografía de Emisión de Positrones, complementada con Tomografía Axial Computerizada).

### **Máquina PET**

La Tomografía de Emisión de Positrones es la mejor técnica actual de diagnóstico oncológico, pues los positrones, al ser emitidos por el radiofármaco que se le inyecta al paciente, producen rayos  $\gamma$ , y la imagen que se obtiene es de un poder de resolución espacial muy superior al de una gammagrafía clásica.

(Llamamos gammagrafía clásica a la producida mediante la emisión de rayos gamma por el núcleo de un radiofármaco.)

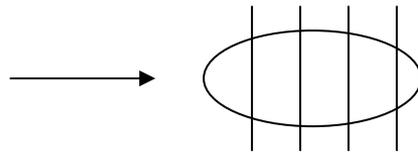
(En Física se llama capacidad de resolución espacial de un instrumento a su capacidad para hacer perceptibles las imágenes de dos objetos próximos en el espacio.)

Con una PET es posible detectar poblaciones cancerosas cuyas dimensiones sean muy pequeñas, incluso de dos milímetros.

Con una máquina PET sola se obtiene una placa gammagráfica de una sola imagen. Con el auxilio de una máquina TAC podemos obtener placas gammagráficas que tienen por lo menos 16 gammagrafías de la zona cancerosa en estudio.

### **Máquinas TAC**

La Tomografía Axial Computerizada permite hacer el mejor estudio posible hasta ahora de una zona cancerosa como la de esta figura ovalada:



La flecha indica la dirección y el sentido en que va la radiación  $\gamma$ . Las rayas perpendiculares a esta dirección son los “cortes” en cada uno de los cuales se captará una imagen que se impresionará en la placa. Si en esta dirección realizamos cuatro “cortes”, en otras tres direcciones podríamos hacer también cuatro “cortes” en cada una de ellas. Serían cuatro por cuatro, igual a 16 imágenes. Un estudio más completo.

### **Ciclotrón**

Cada uno de estos sistemas PET-TAC necesita tener al lado, en una sala contigua o situada en el mismo edificio, un ciclotrón, que es un acelerador de

partículas para fabricar los radiofármacos que se utilizarán inmediatamente en los estudios PET-TAC.

Vamos a mencionar los principales isótopos emisores de positrones que se utilizan en los estudios PET-TAC, indicando el período de semidesintegración de cada uno de ellos:

Isótopos	T (periodo de semidesintegración)
Flúor ${}^9\text{F}^{18}$	110,0 minutos
Carbono ${}^6\text{C}^{11}$	20,4 minutos
Nitrógeno ${}^7\text{N}^{13}$	10,0 minutos
Oxígeno ${}^8\text{O}^{15}$	2,0 minutos

Supongamos que se le inyecta a un paciente un fármaco y como radiotrazador se emplean 10 gramos de  ${}^9\text{F}^{18}$ . A los 110 minutos de fabricada esta cantidad nos queda la mitad: 5 gramos. A los 220 minutos (3 horas 40 minutos), nos queda la mitad: 2,5 gramos.

Es evidente que cada sistema PET-TAC debe tener su correspondiente ciclotrón al lado, para que los radiotrazadores fabricados sean sometidos a estrictos ensayos de control e incorporados a las complejas moléculas que se le inyectarán al paciente. Estas moléculas son de distinto tipo, que depende en cada caso de la enfermedad que se quiere estudiar en el paciente y de su localización en su organismo.

**Servicios mínimos de Diagnóstico Oncológico exigibles a la Sanidad Pública Canaria:**

Por lo tanto, Canarias necesita urgentemente dos sistemas PET-TAC (Tomografía de Emisión de Positrones, complementada con Tomografía Axial Computerizada).

Cada sistema PET-TAC debe tener al lado su correspondiente Ciclotrón y su Laboratorio de Radiofarmacia.

Un PET-TAC con Ciclotrón y Laboratorio de Radiofarmacia debe estar en un hospital público de Santa Cruz de Tenerife.

El otro PET-TAC con Ciclotrón y Laboratorio de Radiofarmacia debe estar en un hospital público de Las Palmas de Gran Canaria.

No instalar estos servicios urgentemente supone:

- Derrochar mucho dinero en enviar pacientes oncológicos para su diagnóstico en Madrid.
- No enviar a todos los pacientes que se debería, para así ahorrar dinero.
- Sumir en la incertidumbre, en la angustia y en la depresión a pacientes que tal vez ya están curados, pero no tienen la garantía de cura que proporcionan estas técnicas, capaces de detectar zonas cancerosas hasta de dos milímetros.

**Radioterapia:**

El mejor sistema para Radioterapia Oncológica es el de los Aceleradores Lineales de Electrones.

Los electrones se generan en la propia máquina mediante descargas eléctricas en gases, y luego, mediante radiofrecuencia que se aplica a tubos situados uno detrás de otro, dichos electrones se aceleran hasta conseguir velocidades suficientes para impactar con energía en las células cancerosas y destruirlas.

Los Aceleradores Lineales de Electrones, como cualquier máquina, necesitan un mantenimiento constante: prevenir los fallos, arreglar las piezas que se estropeen o sustituirlas por otras, etc. Cuando se compran Aceleradores Lineales de Electrones no sólo hay que tener en cuenta la calidad de los mismos, avalada por la experiencia que se conoce de centros médicos en España y en el extranjero. Hay que considerar también el servicio de mantenimiento que ofertan: que cubra muchas horas, (al menos 12 horas diarias durante seis días), que tengan piezas de repuesto, que los operarios acudan con rapidez, etc.

En consecuencia, resulta disparatado crear una instalación que tenga un solo Acelerador Lineal de Electrones. Cada instalación debe tener por lo menos tres. Según estudios hechos en países adelantados, se considera que el mínimo deseable es de 9 aceleradores por cada millón de habitantes.

Canarias tiene 2 millones de habitante. Necesita 18 aceleradores.

### **Servicios mínimos de Radioterapia Oncológica exigibles a la Sanidad Pública Canaria:**

Santa Cruz de Tenerife necesita como mínimo 9 Aceleradores Lineales de Electrones, que pueden distribuirse así:

Opción A: 9 aceleradores en un hospital público.

Opción B: 6 aceleradores en un hospital público, 3 en otro.

Opción C: 5 aceleradores en un hospital público, 4 en otro.

Opción D: 3 aceleradores en un hospital público, 3 en otro y 3 en un tercero.

Las Palmas de Gran Canaria necesita como mínimo 9 Aceleradores Lineales de Electrones, que pueden distribuirse así:

Opción A: 9 aceleradores en un hospital público.

Opción B: 6 aceleradores en un hospital público, 3 en otro.

Opción C: 5 aceleradores en un hospital público, 4 en otro.

Opción D: 3 aceleradores en un hospital público, 3 en otro y 3 en un tercero.

Lorenzo Doreste Suárez  
Catedrático de Ingeniería Nuclear  
ULPGC

Este libro se terminó de imprimir en los talleres  
de Gráficas Atlanta en junio de 2008

## **Servicios mínimos exigibles a la Sanidad Pública Canaria:**

### **De Diagnóstico Oncológico**

Canarias necesita urgentemente dos sistemas PET-TAC (Tomografía de Emisión de Positrones, complementada con Tomografía Axial Computerizada). Cada sistema PET-TAC debe tener al lado su correspondiente Ciclotrón y su Laboratorio de Radiofarmacia.

Un PET-TAC con Ciclotrón y Laboratorio de Radiofarmacia debe estar en un hospital público de Santa Cruz de Tenerife.

El otro PET-TAC con Ciclotrón y Laboratorio de Radiofarmacia debe estar en un hospital público de Las Palmas de Gran Canaria.

No instalar estos servicios urgentemente supone:

1º. Derrochar mucho dinero en enviar pacientes oncológicos para su diagnóstico en Madrid. 2º. No enviar a todos los pacientes que se debería, para así ahorrar dinero. 3º. Sumir en la incertidumbre, en la angustia y en la depresión a pacientes que tal vez ya están curados, pero no tienen la garantía de cura que proporcionan estas técnicas, capaces de detectar zonas cancerosas hasta de dos milímetros.

### **De Radioterapia Oncológica:**

El criterio más extendido entre los países adelantados es que hacen falta 9 Aceleradores Lineales de Electrones por millón de habitantes.

Santa Cruz de Tenerife necesita 9 Aceleradores Lineales de Electrones; y Las Palmas de Gran Canaria otros 9.