



# Simulación de Tratamientos en Radioterapia





## Introducción

La radioterapia, bien sea por sí sola o en combinación con otras modalidades terapéuticas como la cirugía o la quimioterapia, es una opción para el tratamiento de las enfermedades oncológicas en la que se emplea radiación ionizante dirigida a las células tumorales con la intención de erradicarlas. La radiación puede provenir de fuentes externas al paciente (aceleradores lineales, unidades de cobaltoterapia, ...) o de material radiactivo directamente implantado en el volumen tumoral (braquiterapia).

La irradiación de los volúmenes tumorales lleva implícita también, en mayor o menor medida, la irradiación de tejidos sanos. De hecho, el objetivo de la radioterapia consiste en suministrar una dosis de radiación suficiente en el volumen tumoral, limitando al máximo la dosis que puedan recibir otros órganos. Este objetivo se consigue aplicando técnicas de tratamiento, cada vez más sofisticadas, en las que la terapia se diseña de manera individualizada según las características de cada paciente y su enfermedad.

Como parte de este tratamiento individualizado, se requiere de una fase previa para establecer las condiciones óptimas de la irradiación, que serán particulares para cada caso, y conseguir así el objetivo de la radioterapia anteriormente mencionado. Además de la definición de los volúmenes tumorales y órganos críticos por parte del médico oncólogo responsable, se hace necesaria una **simulación** previa del tratamiento en la que se establezcan los parámetros técnicos y geométricos más apropiados para la irradiación. Una vez realizada la simulación, se procede al cálculo de la distribución de dosis y de los tiempos de tratamiento en base a los parámetros obtenidos.

Tradicionalmente se venía realizando el acto de simulación sobre el paciente real. Así, en radioterapia externa se simulaban los haces de radiación mediante proyecciones radiográficas planares, que eran estándar para cada patología, sobre las cuales se diseñaban los límites de campo y las protecciones. En braquiterapia se tomaban igualmente un par de radiografías en proyecciones perpendiculares, sobre las que se identificaban las fuentes y aplicadores, y en algunos casos también los volúmenes tumorales y los órganos críticos. Sin embargo, el hecho de tomar como base para el diseño del tratamiento unas imágenes que son proyectivas (no volumétricas) en las que, además, es difícil diferenciar otras estructuras anatómicas que no sean las óseas, implicaba una limitación importante en la planificación del tratamiento, sobre todo en la adecuada conformación de la distribución de dosis en los volúmenes tumorales. A este tipo de simulación, realizada sobre el paciente real y



con imágenes radiográficas proyectivas (planares), se le ha dado por llamar **simulación 2D**.

Hoy en día se puede trabajar con un **paciente virtual**, que consiste en una reconstrucción 3D del paciente real a partir de imágenes tomográficas. Las imágenes TC (tomografía computarizada por rayos X) proporcionan, además, información detallada de la densidad de los tejidos que serán irradiados, dato que también es fundamental para el cálculo de la distribución de dosis con la mayor exactitud posible.

La calidad de un tratamiento no solo depende de la sofisticación y precisión de las máquinas y del material disponible, sino también del saber y buen hacer del personal implicado en todas las etapas del proceso radioterápico. Tanto en la simulación 2D como en la 3D es indispensable contar con profesionales bien entrenados en las diferentes técnicas. Como parte integral de todo el proceso, la responsabilidad de los técnicos de simulación se centra en la correcta ejecución del acto de simulación propiamente dicho. La persona encargada ha de poseer los conocimientos y destrezas necesarios para aplicar la técnica más conveniente en función del tipo de enfermedad y la localización anatómica. Actualmente, el profesional indicado para realizar esta labor es un Técnico Especialista Superior en Radioterapia (**TERT**), siempre bajo la supervisión del oncólogo radioterápico y del radiofísico responsables del tratamiento.

En el caso de la **simulación 3D** en radioterapia externa, esta labor se realiza sobre un paciente virtual, empleando un sistema informático que incluye un **planificador de tratamientos**, y va ineludiblemente asociada al inmediato cálculo posterior de distribuciones de dosis y de tiempos o UM de tratamiento en el propio planificador. Es por ello que la persona encargada de la simulación 3D ejerce las labores propias de un **dosimetrista**. No obstante, y sobre todo si el servicio de Oncología Radioterápica dispone de un **simulador**, se suele realizar una verificación redundante sobre el paciente real de los haces simulados 3D sobre el paciente virtual. En este caso se necesitan también técnicos de máquina (operadores de simulación) que manejen al paciente y que apliquen las mismas técnicas de simulación que se realizan con el planificador de tratamientos.

Este libro se centra en los aspectos físicos y técnicos de la simulación, sobre todo la simulación 3D en radioterapia externa. Se ha escrito sin ningún ánimo de lucro y con la única intención de utilizarlo en un contexto local para satisfacer las necesidades del personal docente encargado de instruir a los futuros técnicos especialistas en radioterapia. Igualmente puede ser de gran ayuda para todo aquel que esté interesado en adquirir o ampliar conocimientos en la materia.



La copia total o parcial de este documento con otra finalidad que la anteriormente expuesta podría vulnerar derechos de autor, tanto del texto como de las fotografías e ilustraciones que contiene (extraídas en su mayoría de páginas de internet de libre acceso), por lo que se recomienda contactar antes con los autores de los mismos.

Aunque el contenido del libro ha sido exhaustivamente revisado, el autor no puede asegurar que esté exento de erratas. De la misma manera, el autor no se hace responsable de las consecuencias que pueda tener la utilización de la información en él contenida para otros fines distintos para el que fue creado, la docencia.



Carlos Fernández Fernández.  
A Coruña, septiembre de 2015.



## **Índice**

1. Conceptos previos.
2. Simuladores de radioterapia externa.
3. Sistemas de imagen en las unidades de tratamiento.
4. Tomografía computarizada (TC).
5. Planificadores.
6. Simulación 2D en radioterapia externa sobre el paciente real.
7. Simulación 3D en radioterapia externa sobre un paciente virtual.
8. Simulación 2D en braquiterapia sobre el paciente real.
9. Simulación 3D en braquiterapia sobre un paciente virtual.
10. Sistemas de inmovilización en radioterapia externa.
11. Bibliografía.





## 1. CONCEPTOS PREVIOS.

Se requiere de todo un proceso previo al inicio del tratamiento, llamado **planificación del tratamiento**, consistente en la definición y localización de los volúmenes relevantes por parte del médico responsable, así como el diseño de la técnica de irradiación, la determinación de la dosis impartida y el cálculo del tiempo de tratamiento (o de las UM) por parte del Servicio de Radiofísica. Como parte inicial y fundamental de dicho proceso se requiere especificar de la manera más completa y exacta posible la geometría, dimensiones y densidad de tejidos en las zonas anatómicas del paciente que vayan a ser irradiadas. Hoy en día, esta información se consigue fácilmente mediante el **TC de planificación**, que consiste en un conjunto suficiente de imágenes tomográficas (secciones del paciente o imágenes axiales), tomadas o reconstruidas en la unidad de tomografía computarizada (TC). Es una parte fundamental del proceso radioterápico, ya que la localización exacta de los volúmenes tumorales y volúmenes críticos, así como el diseño de la irradiación, se harán tomando como modelo de trabajo una reconstrucción virtual en 3D obtenida precisamente a partir de las imágenes obtenidas en el TC de planificación. A esta reconstrucción se la suele llamar **paciente virtual**.

El TC de planificación ha de realizarse con el paciente acostado sobre la camilla en la misma posición y con los mismos inmovilizadores que serán utilizados posteriormente durante el tratamiento en la unidad de radioterapia. Téngase en cuenta que los haces de radiación, la distribución de dosis y los tiempos de irradiación calculados en Radiofísica para intentar conseguir el mejor de los tratamientos posibles, se determinan tomando como referencia este paciente virtual. Si durante el tratamiento la posición real del paciente no se corresponde con la del paciente virtual, esos haces y esos tiempos de radiación ya no serán los adecuados, y la distribución de dosis (sobre el paciente real) no se corresponderá con la calculada sobre el paciente virtual, pudiendo degradar bastante la calidad del tratamiento, llegando incluso a irradiar en zonas equivocadas. Tanto los operadores de la unidad de tratamiento como los operadores de la unidad TC y de la unidad de simulación han de asegurar que la posición del paciente encima de la camilla sea coincidente con la posición de simulación requerida según los protocolos estándar disponibles para cada caso.

Reproducir la misma posición incluye el evitar cualquier rotación del paciente respecto a la posición de referencia, la cual está referida a un sistema de ejes cartesiano X,Y,Z relativo a la máquina, en el que el eje X se corresponde con la



dirección horizontal paralela al plano transversal (también llamado plano axial), el eje Y con la dirección vertical, y el eje Z con la dirección longitudinal horizontal paralela al eje de la camilla (véase fig. 1.1.).

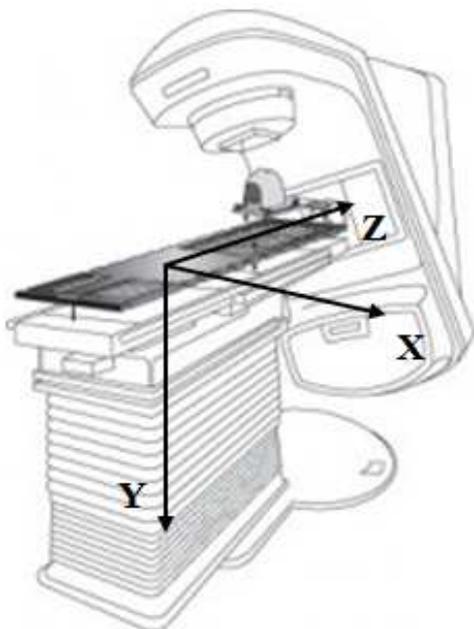


Fig. 1.1. Sistema de ejes relativo a la unidad de tratamiento (o al TC).

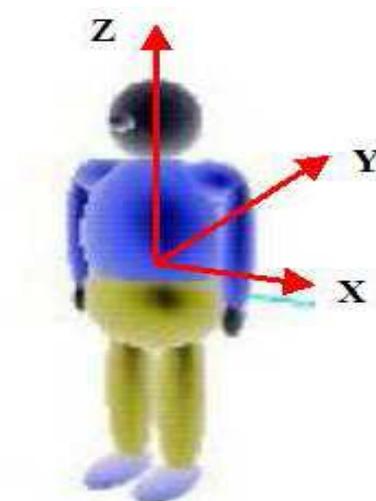


Fig. 1.2. Sistema de ejes relativo al paciente.

Podemos considerar también un segundo sistema de ejes, referido no a la máquina sino al paciente (véase fig. 1.2.). La relación entre ambos sistemas de ejes cartesianos depende de la posición elegida para el paciente sobre la camilla:

- **HFS** ("Head First Supine"): posición en decúbito supino, con la cabeza orientada hacia la cabecera de la camilla. En esta posición, ambos sistemas de ejes son coincidentes:

$$X_{\text{camilla}} = X_{\text{paciente}}$$

$$Y_{\text{camilla}} = Y_{\text{paciente}}$$

$$Z_{\text{camilla}} = Z_{\text{paciente}}$$

- **HFP** ("Head First Prone"): posición en decúbito prono, con la cabeza orientada hacia la cabecera de la camilla. En esta posición, la relación entre ambos sistemas de ejes es:



$$X_{\text{camilla}} = - X_{\text{paciente}}$$

$$Y_{\text{camilla}} = - Y_{\text{paciente}}$$

$$Z_{\text{camilla}} = Z_{\text{paciente}}$$

- **FFS** ("*Feet First Supine*"): posición en decúbito supino, con la cabeza orientada hacia los "pies" de la camilla. En esta posición, la relación entre ambos sistemas de ejes es:

$$X_{\text{camilla}} = - X_{\text{paciente}}$$

$$Y_{\text{camilla}} = Y_{\text{paciente}}$$

$$Z_{\text{camilla}} = - Z_{\text{paciente}}$$

- **FFP** ("*Feet First Prone*"): posición en decúbito prono, con la cabeza orientada hacia los "pies" de la camilla. En esta posición, la relación entre ambos sistemas de ejes es:

$$X_{\text{camilla}} = X_{\text{paciente}}$$

$$Y_{\text{camilla}} = - Y_{\text{paciente}}$$

$$Z_{\text{camilla}} = - Z_{\text{paciente}}$$

Llegados a este punto, conviene describir a continuación algunos conceptos necesarios para entender como se localizan, en radioterapia externa (teleterapia), los haces de radiación sobre el paciente en la unidad de tratamiento:

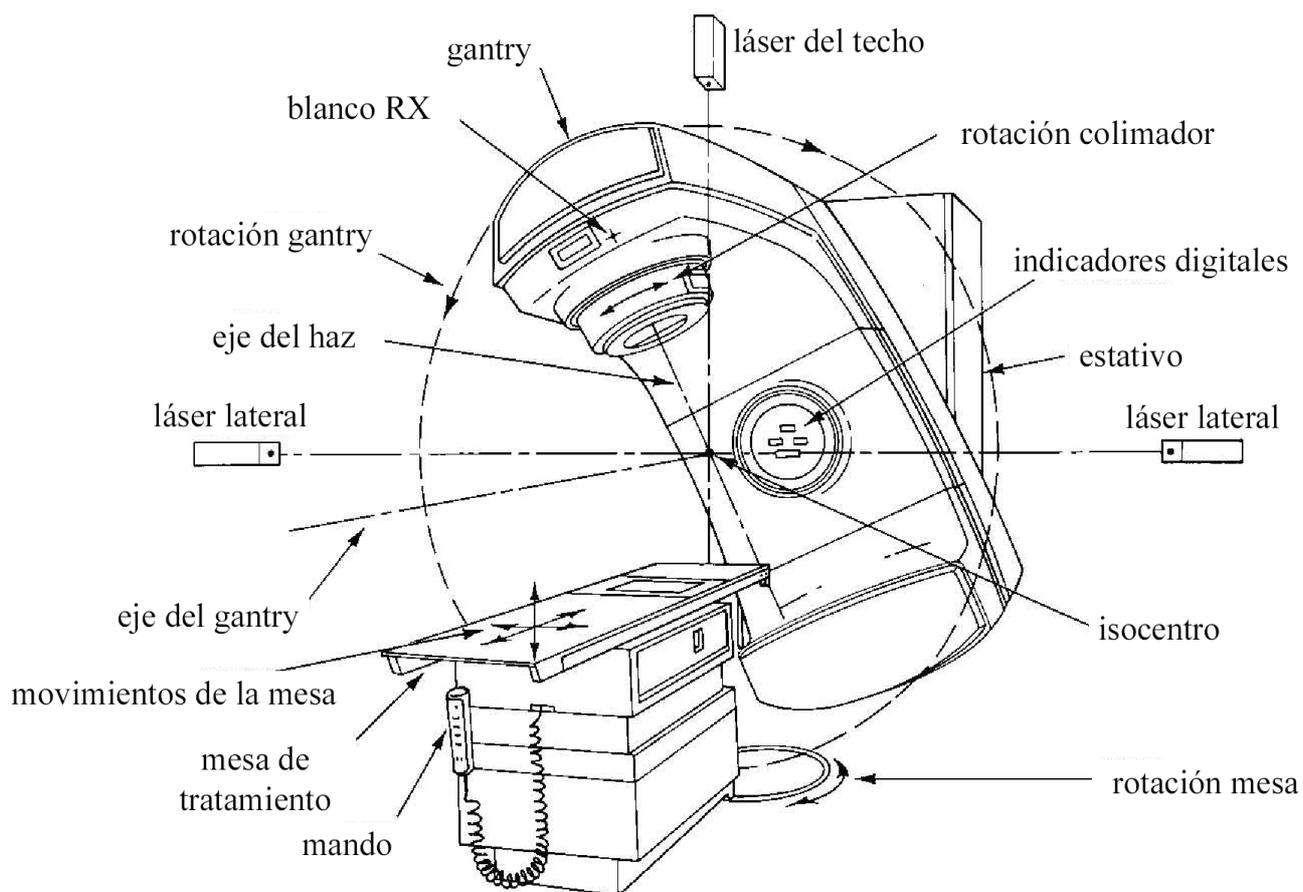


Fig. 1.3. Geometría de una unidad de radioterapia externa.

Se entiende por **haz de radiación** la zona del espacio que es atravesada por la radiación primaria emergente del foco emisor de radiación (véase fig. 1.4.). El haz es, por tanto, un concepto tridimensional, y tendrá forma de "cono" de sección rectangular (o sección de forma irregular, en el caso de llevar protecciones).

Se entiende por **isocentro** de una unidad de radioterapia externa el punto en el que se cortan los ejes de rotación de gantry, colimador y mesa. Es, por tanto, un punto fijo inamovible en el espacio dentro de la sala de tratamiento (su posición es independiente de los parámetros geométricos seleccionados para el haz de radiación o del volumen a irradiar en el paciente).

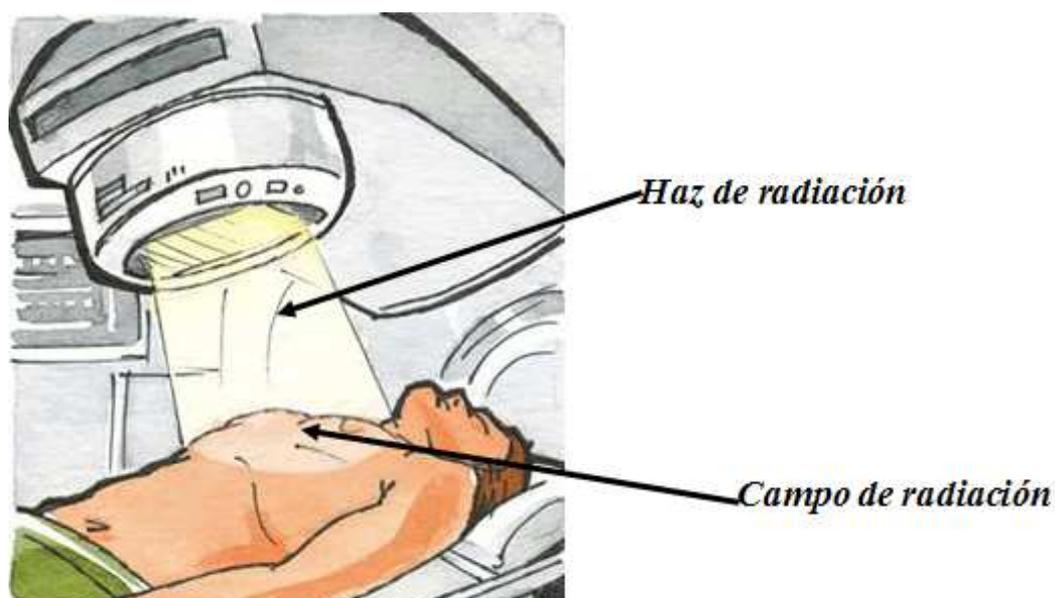
Se entiende por **eje del haz** una línea recta imaginaria que pasa por el foco de radiación y por el isocentro de la máquina.



Se entiende por **distancia foco-superficie (DFS)** la distancia que hay entre el foco de radiación y la piel o superficie del paciente. La DFS se mide siempre siguiendo el eje del haz.

Se entiende por distancia **foco-isocentro** o **distancia isocéntrica (DFI)** la distancia, medida según el eje del haz, entre el foco de radiación y el isocentro de la unidad. Esta distancia es siempre la misma para una unidad de tratamiento dada, independientemente de la características particulares de cada haz de radiación (normalmente, DFI = 100 cm en los aceleradores lineales de electrones, y DFI = 80 cm en las unidades de cobaltoterapia convencionales).

Se entiende por **campo de radiación** el área resultante de la intersección del haz de radiación con la piel del paciente (véase fig. 1.4.). Para un mismo haz, el campo de radiación será tanto más extenso cuanto mayor sea la distancia foco-superficie, debido a la divergencia del haz.



*Fig. 1.4. Concepto de haz y de campo de radiación.*

Se entiende por **entrada portal** de un haz en radioterapia externa la correspondencia que hay entre dicho haz de tratamiento y la anatomía del paciente que es "atravesada" por él. Esta correspondencia queda perfectamente establecida cuando se conocen los siguientes parámetros:



- Punto de entrada del eje del haz en el paciente (coloquialmente, **entrada del haz**).
- Distancia entre el foco de radiación y el punto de entrada del eje del haz en el paciente (DFS, también denominada **distancia fuente-piel** o **DFP**).
- Conformación del haz sobre el paciente, que queda determinada por la visión radiográfica desde el punto de vista del foco de radiación ("**Beam Eye's View**", por sus siglas en inglés). Esta visión radiográfica se puede obtener sobre el paciente real mediante película radiográfica, radioescopia o imagen portal digital (bien sea en un simulador o en la propia unidad de tratamiento). Sobre el paciente virtual también se puede tener una visión análoga del haz mediante la **radiografía digital reconstruida (RDR)**, elaborada automáticamente por el software de planificación una vez diseñado el haz de tratamiento sobre el paciente virtual.



## 2. SIMULADORES DE RADIOTERAPIA EXTERNA.

Se entiende por **Simulador** una máquina con la que, sobre el **paciente real**, se puede realizar una simulación del tratamiento. Para ello ha de ser capaz de reproducir fielmente todos los movimientos mecánicos y todas las disposiciones geométricas que pueden tener lugar en la unidad de tratamiento de radioterapia externa. Dispone pues, de un estativo o parte fija, sobre la que va montado el gantry (parte móvil que puede rotar alrededor del paciente). En el cabezal se encuentra un tubo de rayos X (en el rango del kilovoltaje) que simula el foco de radiación, y en el otro extremo del gantry se ubica un detector de imagen. La mesa de tratamiento se encuentra integrada con el resto de la unidad, al igual que ocurre en las máquinas de terapia.

Hoy en día se tiende a prescindir de los simuladores en muchos servicios de radioterapia, ya que las unidades de tratamiento modernas (aceleradores lineales) incorporan sistemas de imagen que permiten su uso como simuladores. De ellas se hablará en un tema posterior.

El aspecto externo de un simulador es muy parecido al de una unidad de tratamiento de radioterapia externa, en particular, al de un acelerador lineal de electrones de uso clínico. De hecho, algunos de los componentes son idénticos para una misma casa comercial (por ejemplo, la mesa o el panel detector de imagen). El aspecto diferenciador fundamental es que el simulador no es una unidad de terapia, y por lo tanto no incorpora internamente todo el complejo sistema de producción de haces clínicos de tratamiento que sí tiene un acelerador.



*Fig. 2.1. Acto de simulación sobre un paciente.*



En el cabezal se encuentra un **tubo de rayos X** convencional, del mismo tipo que los utilizados para radiodiagnóstico. El **generador** y el **transformador de tensión** suelen estar situados en la misma sala de simulación. La componente de baja tensión proporciona la corriente eléctrica que circula por el filamento del cátodo, el cual desprende electrones por efecto termoiónico. Estos electrones son focalizados hacia el ánodo del tubo, acelerándose debido a una alta tensión eléctrica entre cátodo y ánodo, suministrada por la componente de alta tensión del generador.

Los electrones adquieren una gran energía, que viene expresada en unidades de kiloelectron-voltios, KeV, cuyo valor numérico es igual a la tensión eléctrica aplicada entre cátodo y ánodo (en unidades de kilovoltios, KV). La tensión en el tubo, la corriente (nº de electrones acelerados por unidad de tiempo) y el tiempo de disparo son parámetros seleccionables desde la consola de operación, y que determinan las características principales y la calidad de la imagen obtenida.

Los electrones impactan sobre el material del ánodo, frenándose bruscamente, de manera que su energía cinética acaba siendo transformada en radiación electromagnética (fotones X), debido a los fenómenos de interacción de partículas cargadas con la materia (fundamentalmente, producción de radiación X característica y radiación de frenado o Bremsstrahlung).

La radiación electromagnética así producida (fotones X con energías del orden de las decenas de KeV, lo que comúnmente se denomina rango de **kilovoltaje**) sale del tubo en una dirección preferente, y constituye el haz de simulación que atravesará el paciente.

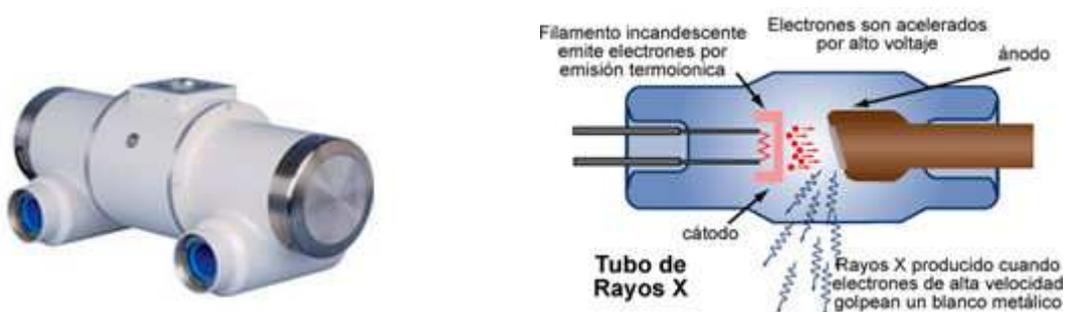


Fig. 2.2. Tubo de rayos X y esquema mostrando sus componentes principales.



El haz transmitido a través del paciente es detectado por un sistema de imagen que se encuentra (o se despliega) en el extremo del gantry opuesto al del cabezal. Dependiendo del tipo de detector, las imágenes obtenidas pueden ser en forma de **radiografía** (imágenes estáticas sobre película o sobre una pantalla) o de **fluoroscopia** (imágenes dinámicas en tiempo real sobre una pantalla, también llamada radioescopia). La fluoroscopia, aunque proporciona una calidad de imagen inferior a la radiografía, nos permite visualizar dinámicamente las estructuras anatómicas del paciente mientras variamos los parámetros geométricos del haz de simulación (tamaño de campo, giro de colimador o de gantry, etc). La radiografía se suele utilizar al final como registro gráfico una vez establecidos los parámetros óptimos del haz simulado.

En el cabezal del simulador, a la salida del haz emergente del tubo de rayos X, existen dispositivos que permiten simular la conformación que tendrá el haz de tratamiento sobre el paciente. En primer lugar están las **mandíbulas** o **mordazas** que coliman el haz emergente del tubo, y que permiten definir el tamaño del campo de exploración radiográfico. No se debe confundir este campo de exploración con el campo de simulación, que es el campo de tratamiento propiamente dicho. El campo de exploración radiográfica ha de ser más extenso que el campo de simulación, porque para establecer correctamente los límites de este último en relación a las estructuras anatómicas es muy útil tener una visión radiográfica más extensa que la ofrecida únicamente por dicho campo de simulación (véase fig. 2.3.).

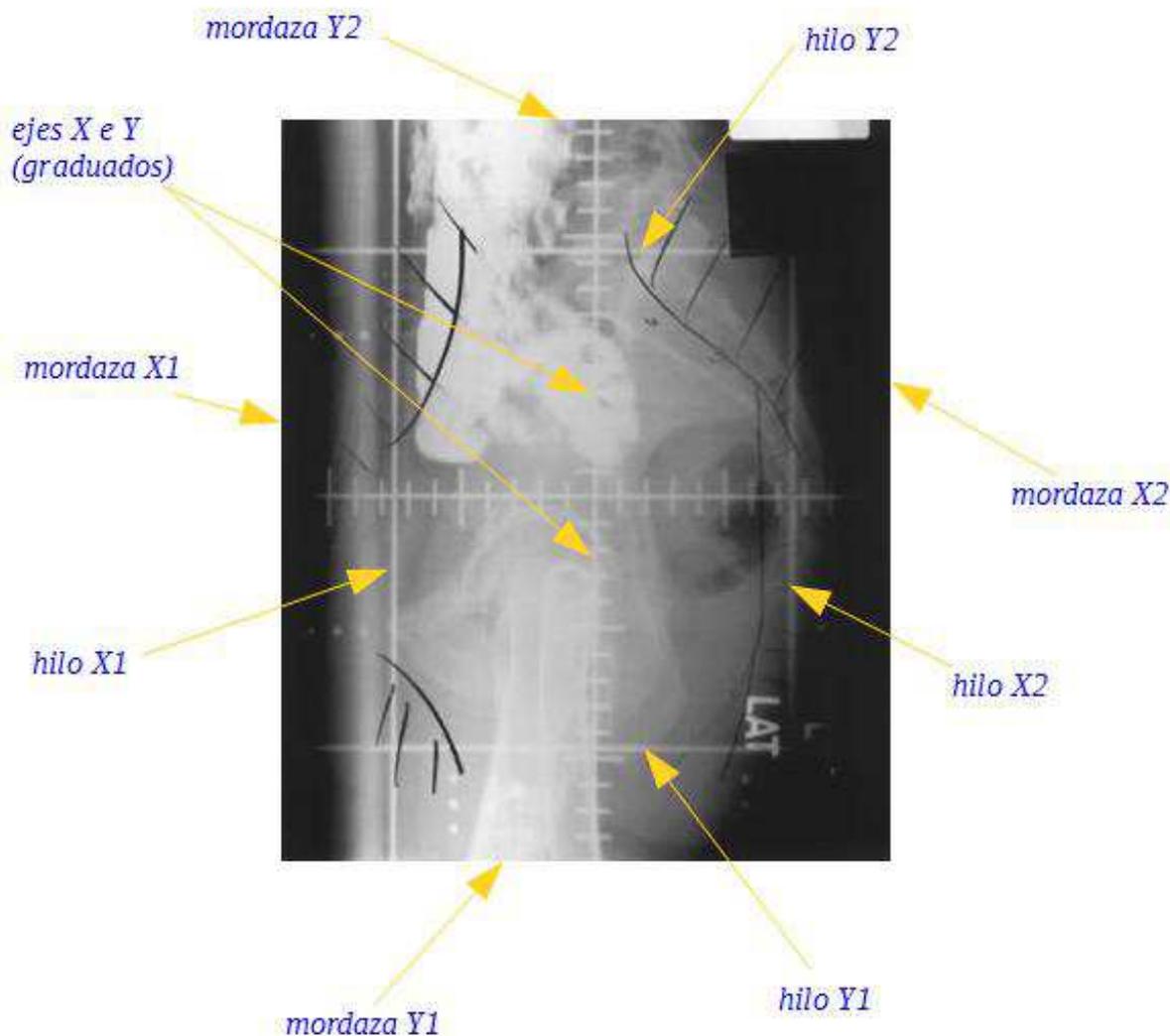
El campo de simulación queda establecido en la imagen mediante la proyección radiográfica de unos "**hilos**" radioopacos móviles existentes en el cabezal del simulador, que "simulan" las mordazas del acelerador lineal, y que se pueden mover independientemente de las mordazas del simulador. De esta manera, tendremos un par de hilos paralelos que abren o cierran el campo de simulación en la dirección X, y otro par de hilos paralelos que conforman el campo de simulación en la dirección perpendicular Y.

Además de estos hilos móviles, también existe un par de hilos radioopacos fijos, perpendiculares entre sí, que proyectan sobre la imagen los ejes X e Y del campo de radiación. Es habitual que estos hilos fijos lleven grabadas pequeñas marcas graduadas, equidistantes unas de otras, que sirven como regla de medición de distancias sobre la imagen radiográfica.

Al igual que ocurre en las unidades de tratamiento, en los simuladores se dispone de un **haz luminoso de simulación**. La extensión del campo de luz que se proyecta viene definida por la apertura de las mordazas del simulador, mientras que sobre la



piel del paciente queda también proyectada la sombra de los hilos de simulación (tanto la de los hilos fijos que definen los ejes, como la de los móviles que definen los límites del campo). De este modo, se puede localizar el campo de simulación, no solo radiográficamente, sino también visualmente sobre la superficie del paciente (véase fig. 2.4.).



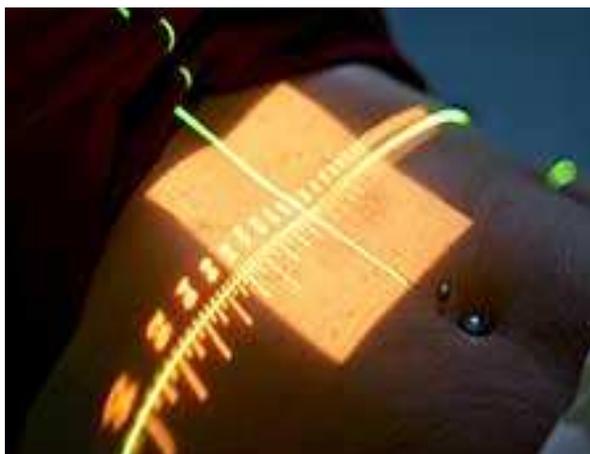
**Fig. 2.3. Radiografía de simulación para un haz de tratamiento lateral sobre pelvis (nótese como el campo de simulación definido por la proyección radiográfica de los hilos está contenido en el campo de exploración definido por las mordazas).**

Por supuesto, del mismo modo que ocurre en un acelerador, en los simuladores también se dispone de otros elementos auxiliares que ayudan a la correcta colocación del paciente respecto al haz de radiación, como puede ser el indicador óptico de



distancias ("telémetro") y los láseres de posicionamiento.

El **telémetro** nos permite medir la distancia foco-piel para el haz objeto de simulación (véase fig. 2.4.). Se trata de una proyección de una escala luminosa sobre la superficie del paciente, de modo que su intersección con el eje del haz da una lectura visual directa de la distancia foco-superficie.



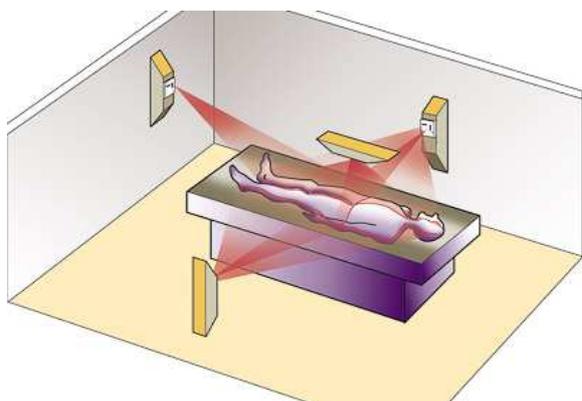
*Fig. 2.4. Campo luminoso de simulación sobre la piel del paciente. Nótese la proyección de los láseres coincidentes con los ejes del campo, así como la proyección de la escala luminosa indicadora de la distancia foco-piel (telémetro).*

Los **láseres de posicionamiento** son un conjunto de haces planos de luz láser, externos a las unidades de tratamiento y de simulación, que se cortan en el isocentro de la unidad (véanse figuras 2.4., 2.5. y 2.6.). Uno de los focos emisores va montado en el techo o en la pared posterior del búnker, y proyecta un haz láser plano vertical que pasa por el isocentro. Además, de cada pared lateral salen dos haces planos perpendiculares (uno vertical y otro horizontal) que también pasan por el isocentro. De esta manera, al situar al paciente en la posición de tratamiento, se verán proyectadas en su superficie las intersecciones de estos planos en forma de líneas rectas (véase fig. 2.6.). La proyección ortogonal, hacia el interior del paciente, del cruce de todas estas líneas, nos indicará la posición del isocentro.

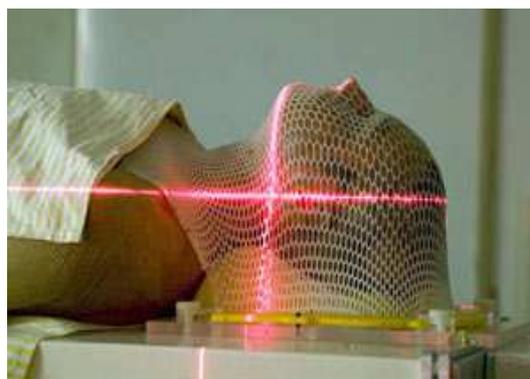
Algunos simuladores tienen la opción de proyectar, desde el cabezal, líneas finas de luz láser que simulan, sobre la superficie del paciente, la protección ofrecida por una conformación multilámina (MLC) de un acelerador (véase fig. 2.7.). Para ello, previamente se debe haber realizado en el planificador de tratamientos un plan de



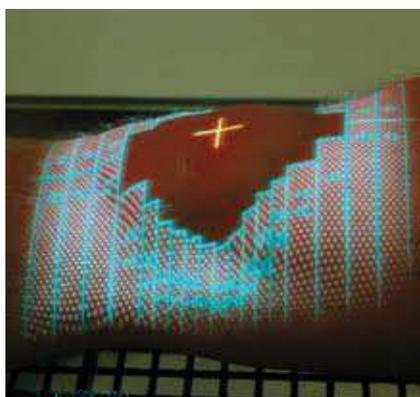
irradiación, definiendo la correspondiente protección MLC, y exportando luego electrónicamente los parámetros geométricos que definen la conformación, de modo que estén disponibles en el simulador. La visión simulada y directa de las protecciones sobre la piel del paciente constituye una verificación redundante que complementa a la visión radiográfica.



**Fig. 2.5. Láseres de posicionamiento.**



**Fig. 2.6. Proyección sobre la superficie del paciente de los láseres de posicionamiento.**



**Fig. 2.7. Simulación sobre la piel del paciente de una conformación multilámina (MLC), mediante haces de luz láser desde el cabezal del simulador.**

En cuanto a la adquisición de imágenes, actualmente los simuladores utilizan paneles detectores planos con tecnología de estado sólido ("*flat panels*") que permiten la adquisición rápida y eficiente de imágenes radiográficas digitales. Sin embargo, históricamente se han utilizado otros dispositivos de imagen, principalmente películas



radiográficas convencionales y/o intensificadores de imagen con cámara de video. Seguidamente se exponen las características principales de cada uno de estos sistemas.

### Película radiográfica convencional

Las películas radiográficas convencionales prácticamente se han extinguido para su uso hospitalario, no solo dentro de los servicios de radiodiagnóstico sino en cualquier otro servicio que las utilice con otros propósitos para obtener imágenes médicas. A ello no son ajenos los servicios de radioterapia, de modo que los equipos de simulación también se han tenido que adaptar para incorporar las técnicas de adquisición de imágenes radiográficas digitales.

Sin embargo, debido a su importancia histórica, veamos seguidamente las principales características de este sistema de imagen aplicado a la simulación de tratamientos en radioterapia.

Las **placas radiográficas** empleadas en medicina están constituidas por una película, generalmente de poliéster u otro material plástico conveniente, sobre la que se deposita, por una cara, o más frecuentemente por las dos, un revestimiento de emulsión sensible a la radiación electromagnética. El componente básico de la emulsión es una mezcla de cristales de bromuro y otros haluros de plata, dispersos en una base de gelatina. La mezcla lleva una colección compleja de aditivos: endurecedores, humectadores, fungicidas, plastificadores y agentes antivelo. Todos ellos contribuyen a estabilizar la emulsión y a hacer posible y eficiente el proceso posterior de revelado y fijado de la imagen, así como su conservación posterior. La emulsión se adhiere a la película de soporte mediante una capa de substrato y se protege de agentes externos mediante una capa protectora.

Las placas no se utilizan aisladas como receptor de imagen, sino que se emplean siempre junto con las llamadas **pantallas intensificadoras o de refuerzo**. La razón es que los rayos X son muy penetrantes y, en su interacción con un material tan delgado como una placa radiográfica, apenas se absorben. Ello da lugar a una eficiencia muy baja en la utilización de los rayos X para la formación de imagen. Como las pantallas de refuerzo están constituidas por una capa de material fluorescente relativamente gruesa, la radiación X se absorbe en mucha mayor proporción. Además, la energía capturada se reemite en forma de luz visible o ultravioleta cercano al visible. Esta luz, muy reforzada en el sentido de que por cada fotón de rayos X se produce un número muy elevado de fotones de baja energía, es la que llega a la emulsión fotosensible. La



señal disponible es, por tanto, mucho mayor. La radiografía con pantallas permite reducir la dosis al paciente y la generación de rayos X en factores de entre 10 y 100 (véase fig. 2.8.).

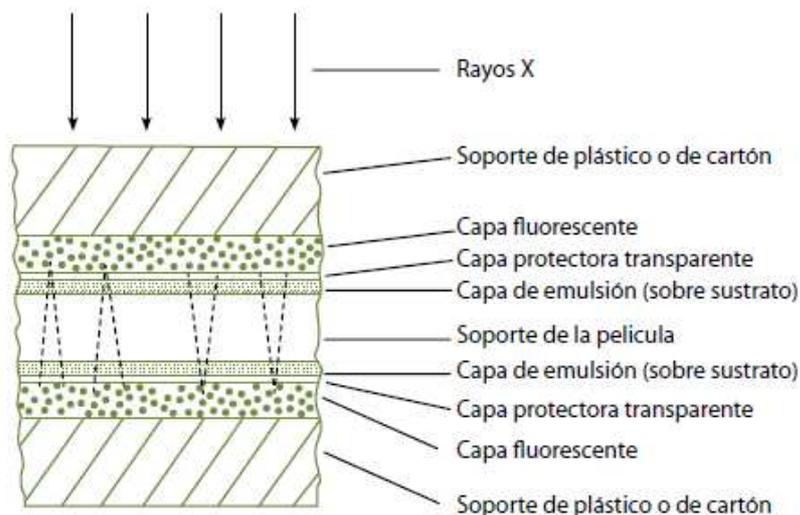
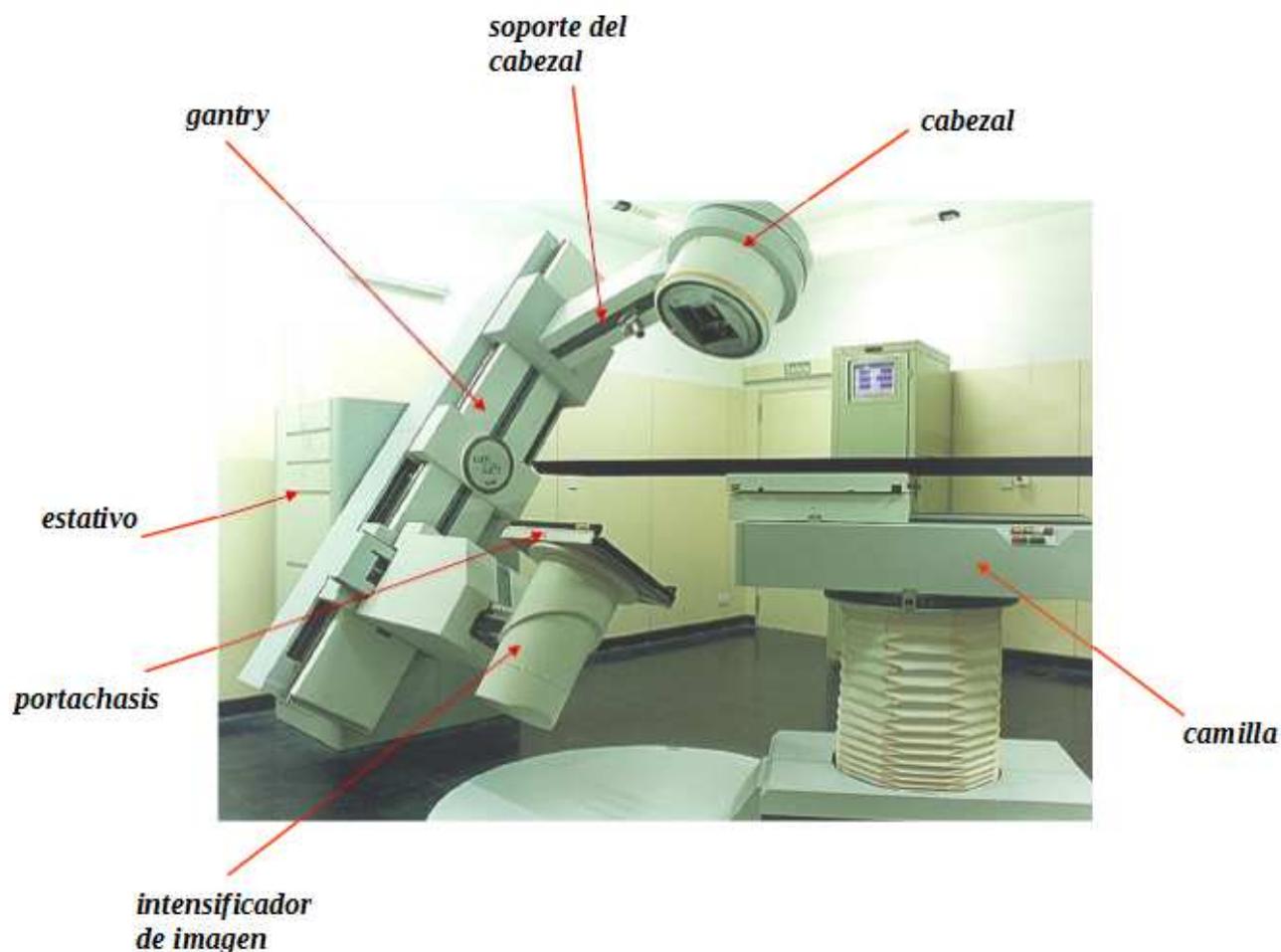


Fig. 2.8. Placa radiográfica con pantallas de refuerzo en ambas caras.

Para su utilización, la película se la ha de introducir en un chasis en cuyas caras internas se encuentran las pantallas de refuerzo. Esta operación se realiza en un **cuarto oscuro** (las películas no solo son sensibles a la radiación X, sino también a la luz visible), que a tal fin ha de estar disponible al lado de la sala del simulador. Se ha de disponer también de un **sistema de revelado**, que bien puede ser manual (se extrae a oscuras la película del chasis y se introduce en la reveladora) o automático (llamado también de "luz día", en el que se introduce directamente el chasis con la película dentro, y la propia máquina reveladora se encarga de extraerla, revelarla, y de cargar nuevamente el chasis con una película nueva).

Los simuladores antiguos (véase fig. 2.9.) que todavía funcionan con película radiográfica disponen de un portachasis en el que alojar el chasis (con una película cargada) cuando se quiere realizar una radiografía de simulación. El sistema y el modo de operar es prácticamente idéntico al existente en los equipos radiográficos de las salas de radiodiagnóstico. En la película revelada aparecerá, no solo la imagen anatómica correspondiente a la zona de exploración, sino también los ejes y los límites del campo simulado. El portachasis se puede desplazar perpendicularmente al eje del haz para centrar la radiografía en la zona anatómica de interés.



*Fig. 2.9. Simulador de diseño antiguo, con portachasis para película radiográfica e intensificador de imagen.*

## Fluoroscopia

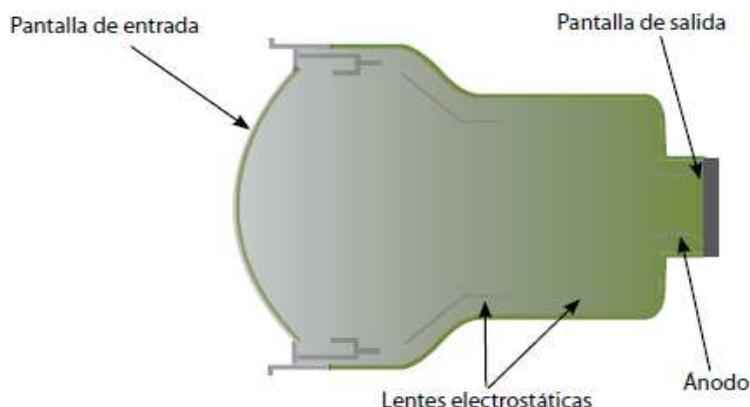
Para el acto de simulación de haces de tratamiento en radioterapia externa resulta muy útil ver en tiempo real el campo de exploración simulado a medida que se varían los parámetros geométricos (tamaño de campo, distancia, giro de gantry, giro de colimador, giro de mesa). La fluoroscopia, entendida como la visualización dinámica



de una imagen de rayos X sobre una pantalla fluorescente, ofrece esta posibilidad. Se basa en la capacidad que tienen los rayos X de causar fluorescencia (emisión de luz) en un material tipo fósforo. Sin embargo, las imágenes conseguidas ofrecen un brillo muy escaso, muy inferior al de una radiografía sobre un negatoscopio (por eso antiguamente las exploraciones diagnósticas con fluoroscopia se tenían que hacer a oscuras, y debido a que la visión era directa, el observador recibía importantes dosis de radiación).

Para evitar esta falta de sensibilidad, los simuladores con sistema de fluoroscopia tradicional utilizan **intensificadores de imagen** acoplados a una cámara de video y un monitor de imagen. Un intensificador de imagen consiste básicamente en una ampolla de vidrio al vacío con cuatro componentes básicos (véase fig. 2.10.):

- Pantalla de entrada, que incluye fósforo y fotocátodo.
- Lentes electrónicas de enfoque.
- Ánodo.
- Pantalla de salida.



*Fig. 2.10. Intensificador de imagen.*

El fósforo de entrada absorbe los rayos X y convierte la energía absorbida en luz visible. Cuando esta luz alcanza el fotocátodo se emiten electrones, en un número proporcional al brillo proveniente de la pantalla de entrada. En el interior del intensificador existe una alta tensión eléctrica entre el fotocátodo y el ánodo, de modo que los electrones se aceleran en trayectorias coherentes usando un sistema de lentes electrostáticas. Los electrones acaban alcanzando la pantalla de salida, formando un patrón espacial que es el mismo que el de los rayos X absorbidos en la



pantalla de entrada. La pantalla de salida también es de fósforo, de modo que convierte de nuevo la energía cinética de los electrones en luz. La imagen luminosa se recoge típicamente mediante una cámara de televisión o vídeo, a través de un sistema de lentes de alta calidad, que a su vez la transmite a un monitor donde es visualizada (véase fig. 2.11.).



*Fig. 2.11. Visión fluoroscópica en el monitor de un simulador convencional.*

### Paneles digitales planos ("flat panels")

Los paneles planos son sistemas de adquisición digital de imágenes en los que la digitalización de la señal de rayos X se lleva a cabo dentro del propio detector. Es la tecnología que se utiliza hoy en día, no solo en los simuladores, sino también en los sistemas de imagen de los modernos aceleradores.

La base de estos equipos es un detector plano de gran área (para permitir llevar a cabo todas las exploraciones típicas), consistente en una matriz de transistores de película delgada (TFT o "thin film transistors"). Cada píxel de este detector contiene un sensor de rayos X, un condensador para almacenar la carga eléctrica obtenida y un transistor de **silicio o de selenio amorfo** que permite la lectura activa de la carga almacenada en el condensador. Estos detectores tienen una gran eficiencia, bajo nivel de ruido, buena resolución espacial, amplia latitud y todas las ventajas de un sistema de imagen digital.



El panel detector está montado sobre un brazo extensible que permite mayor libertad de movimientos y posicionamiento, en comparación a los simuladores que trabajan con el antiguo sistema de portachasis de película y/o intensificador de imagen. Además, permite retirarlo cuando no se use plegando el brazo extensible hacia la parte inferior del gantry, lo cual redonda en una mayor versatilidad en el uso del simulador y en la minimización del riesgo de colisión del detector con la camilla.



***Fig. 2.12. Simulador de última generación, mostrando desplegado el “flat panel” de silicio amorfo.***



### 3. SISTEMAS DE IMAGEN EN LAS UNIDADES DE TRATAMIENTO.

Como se comentó en el tema anterior, hoy en día existe una tendencia creciente a prescindir de los simuladores en los servicios de radioterapia, ya que las mismas funciones y capacidades de éstos las podemos encontrar ya integradas en los aceleradores modernos. Todos los aceleradores que se comercializan actualmente disponen de algún sistema de obtención de imágenes radiológicas que permite localizar el isocentro y realizar verificaciones de los campos de tratamiento. Se puede decir que el acelerador moderno es a la vez unidad de simulación y unidad de tratamiento.

Sin embargo, debido a que en buena parte de los servicios de radioterapia los aceleradores han de soportar una gran carga de trabajo en cuanto a número de sesiones de tratamiento, es difícil encontrar hueco para realizar sesiones de simulación completas en las que se haya de localizar el isocentro, verificar los campos y practicar las marcas definitivas en el paciente. En estos casos es útil disponer en el servicio de un simulador propiamente dicho, donde poder realizar con tranquilidad todas estas tareas, de modo que en el acelerador se emplee el sistema de imagen solo en unas pocas sesiones y únicamente para verificar redundantemente la posición correcta del paciente.

Todos los aceleradores vienen equipados con un sistema de **visión portal** con el que se pueden tomar imágenes radiográficas con la propia radiación emitida por el acelerador para tratamiento (fotones de alta energía, en el rango del megavoltaje). De esta manera, se verifica la correcta entrada de cada haz de radiación en el paciente (entrada portal) por comparación con las imágenes obtenidas en el proceso de simulación del tratamiento.

Los antiguos sistemas de visión portal en los aceleradores consistían en películas radiográficas convencionales dentro de chasis, que se colocaban a la salida del haz transmitido por el paciente. Más recientemente, se utilizaron sistemas electrónicos (EPID, "electronic portal image detector") que evitaban la necesidad del revelado de películas, y cuyo funcionamiento era más versátil al poder ser desplegados de manera remota y obtener la imagen prácticamente en tiempo real. Uno de los tipos de EPID más comercializados eran los de pantalla fluorescente con cámara de vídeo (véase fig. 3.1.), ya comentados en el capítulo dedicado a los simuladores.



Aunque también existen paneles planos basados en cámaras de ionización líquidas, en la actualidad el sistema de visión portal por excelencia es el "*flat panel*" de silicio amorfo (véase fig. 3.2.), que ofrece una calidad de imagen superior a la conseguida con los sistemas tradicionales.



Fig. 3.1. Acelerador con sistema de visión portal basado en pantalla fluorescente y cámara de vídeo .

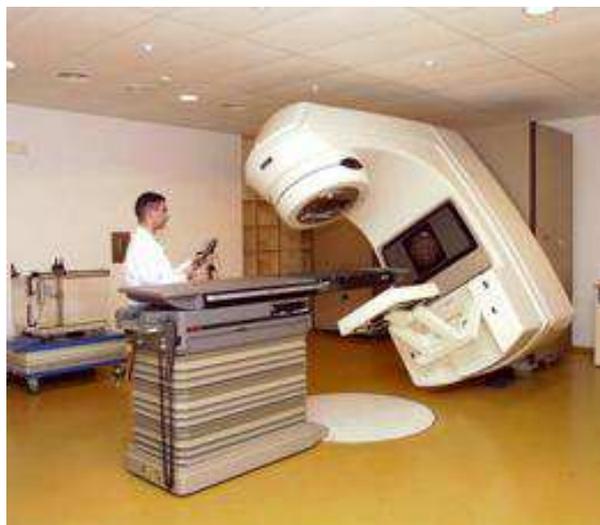


Fig. 3.2. Acelerador con sistema de visión portal basado en panel plano de silicio amorfo ("*flat panel*").

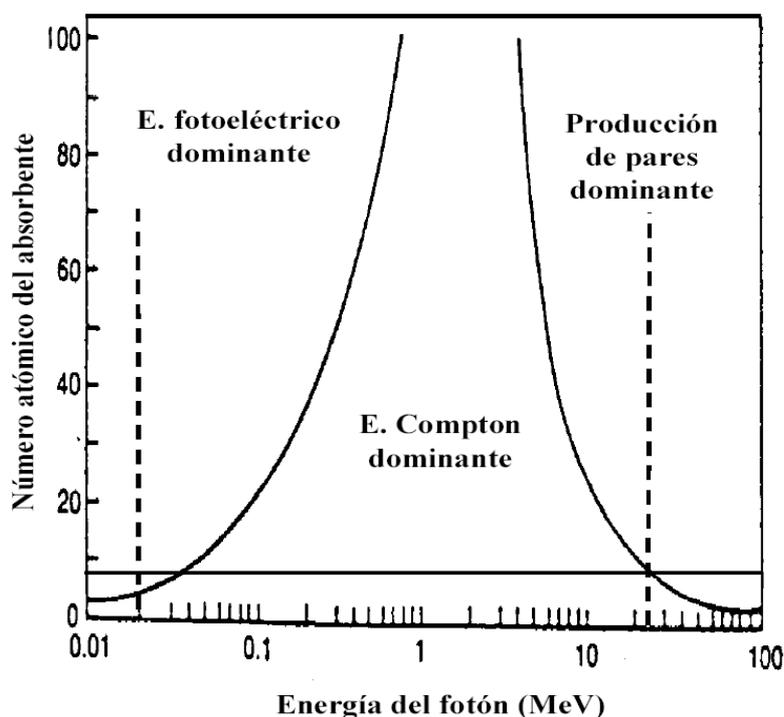
El sistema de visión portal viene complementado por un software adecuado para la obtención, procesado, visualización, comparación y archivo de imágenes.

Con estos sistemas de visión portal, basados en la utilización de los mismos rayos X de tratamiento (energía en el rango del *megavoltaje*), no es posible obtener imágenes de tanta calidad como las obtenidas con rayos X de energía en el rango del *kilovoltaje*. Esa es una ventaja de los simuladores frente a los aceleradores, ya que los primeros utilizan un tubo de rayos X convencional que proporcionan haces de las mismas características que los utilizados en radiodiagnóstico.

La diferencia se explica teniendo en cuenta que, a medida que aumenta la energía de los fotones, aumenta también su probabilidad de interacción por efecto Compton, en detrimento del efecto fotoeléctrico (véase fig. 3.3.). Por lo tanto, se producen muchos más fotones dispersos en el interior del paciente, que acabarán alcanzando el detector de imagen y produciendo una señal en él en una posición que no está correlacionada con la dirección original. Esto es lo que se conoce como "*blurring*" o emborronamiento de la imagen por dispersión, perdiéndose calidad, y no apreciándose



con suficiente nitidez las diferencias de contraste entre tejidos.



*Fig. 3.3. Predominio de los diferentes tipos de interacción fotón-materia en función de la energía del fotón y del n° atómico del material absorbente. La línea horizontal continua representa el n° atómico "efectivo" de los tejidos biológicos (equivalentes a agua). Las dos líneas verticales discontinuas representan, respectivamente, energías típicas de kilo y de megavoltaje.*

Para solventar el inconveniente de la baja calidad de imagen en los sistemas de visión portal, se ha implementado en los nuevos aceleradores disponibles en el mercado un sistema de imagen de kilovoltaje. Consiste en un tubo de rayos X convencional y un detector, anclados solidariamente con el gantry de la unidad, y orientados en ángulo recto respecto al cabezal de tratamiento (véase fig. 3.4.). El sistema está montado de modo que la proyección radiográfica pueda simular la proyección de un haz de tratamiento. El sistema de detección ("flat panel") es del mismo tipo que el empleado en la visión portal.

No solo las imágenes adquiridas son de una mayor calidad que las obtenidas con un sistema de visión portal convencional, sino que algunos modelos están preparados para realizar reconstrucciones de imágenes tomográficas aprovechando el giro del gantry, como si fuese un TC convencional. La técnica de adquisición de imágenes tomográficas



con un acelerador (ya sea usando el haz de rayos X de kilovoltaje o bien el propio haz de radiación de megavoltaje), se la conoce como tomografía computarizada por haz cónico o "**Cone Beam CT**".

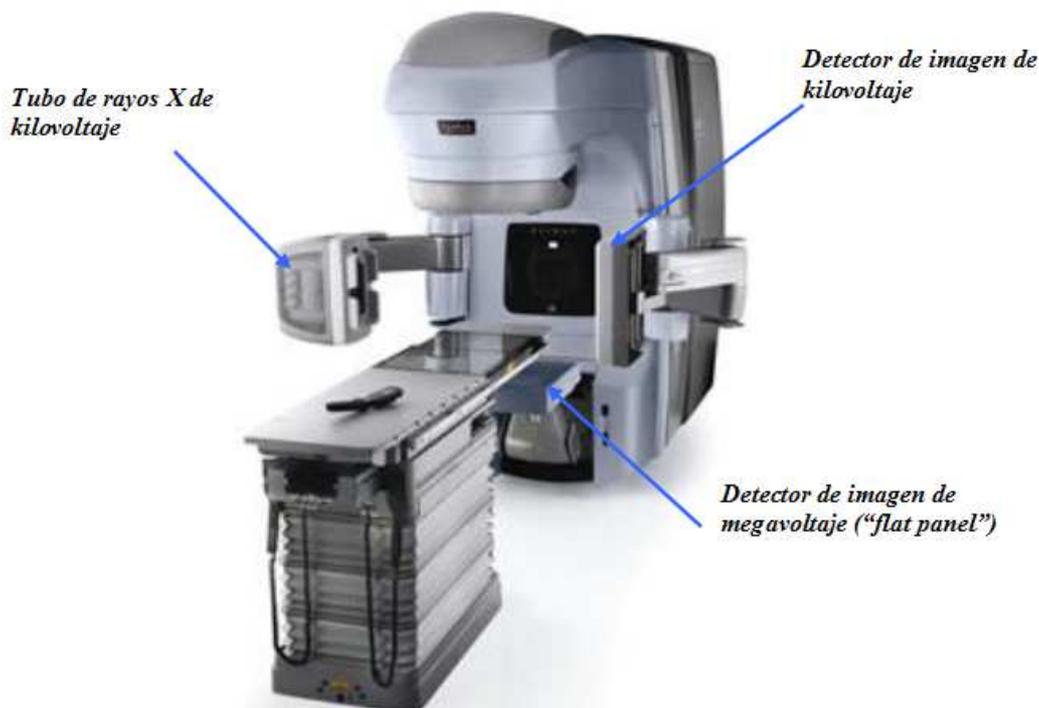


Fig. 3.4. Acelerador con sistema de megavoltaje (visión portal) y de kilovoltaje.

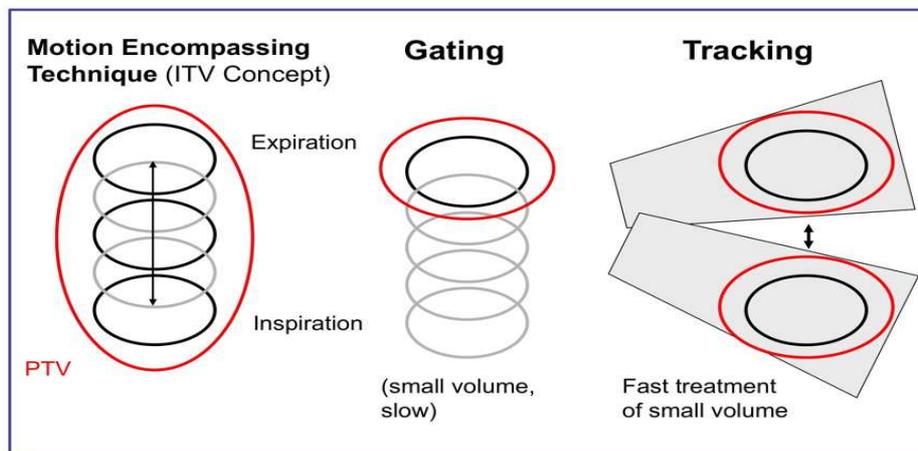
El apelativo "cónico" hace referencia a que el haz utilizado es un haz ancho, tipo cono, a diferencia del haz en un TC convencional que es estrecho (en forma de abanico o "**Fan Beam CT**"). Con un haz cónico suficientemente ancho se puede realizar la adquisición de imágenes tomográficas con una única revolución del gantry, a diferencia de una unidad TC convencional, que necesita varias revoluciones del tubo de rayos X para hacer un barrido completo de la zona anatómica a explorar.

Complementando las técnicas de localización por imagen radiográfica (ya sea de kilo o de megavoltaje), existen también técnicas de control de la posición del paciente basadas en ecografía, ultrasonidos, infrarrojos, etc, que permiten asegurar una gran exactitud y reproducibilidad del posicionamiento del paciente respecto a la posición de planificación.



Algunos sistemas ofrecen también la posibilidad de monitorear el ciclo respiratorio del paciente, tanto durante la toma de imágenes para planificación como en el propio tratamiento, para radiar así solo en el momento en el que el volumen blanco, en su movimiento cíclico provocado por la respiración del paciente, se encuentre dentro del campo de radiación. Ello permite utilizar menores tamaños de campo e irradiar menor cantidad de tejido sano. Estas técnicas que monitorizan la posición del volumen blanco durante la respiración del paciente para acompasar los tiempos de irradiación con el ciclo respiratorio, se las conoce como técnicas de ventana o **"gating"** (véase fig. 3.5.). La desventaja que tiene la utilización de esta técnica es que es más lenta que la irradiación convencional, ya que hay mucho tiempo "muerto" durante el cual no se está irradiando. Esto se puede compensar si se utilizan altas tasas de dosis en el acelerador.

Otra técnica más eficiente, basada también en el control y monitoreo de la respiración del paciente, y que también permite reducir los márgenes del campo alrededor del volumen blanco, es la técnica de **"tracking"** (véase fig. 3.5.). A diferencia del **"gating"**, en el **"tracking"** se irradia de manera continua sin interrupciones, y es el haz el que va "siguiendo" en todo momento al volumen blanco (por ejemplo, utilizando la capacidad dinámica de un colimador multilámina).



**Fig. 3.5.** Diagrama explicativo del funcionamiento del **"gating"** y del **"tracking"**, en comparación con la técnica tradicional de definir un PTV que acompañe todo el movimiento del tumor. Los óvalos de color negro representan las diferentes posiciones del tumor durante el ciclo respiratorio. Los óvalos de color rojo representan el campo irradiado.



## 4. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC).

La tomografía computarizada por rayos X puede ser empleada en radioterapia, no con fines diagnósticos, sino para recabar información anatómica relevante para la planificación previa del tratamiento. El estudio tomográfico nos permite reconstruir tridimensionalmente al paciente (paciente "virtual") en cuanto a la definición del contorno externo y a la localización de todas y cada una de las estructuras internas. Evidentemente, el estudio radiográfico, llamado **TC de planificación**, se ha de llevar a cabo con el paciente en la misma posición y en las mismas condiciones (y con los mismos inmovilizadores) que las correspondientes a la realización posterior del tratamiento en el acelerador.

Además, la imagen TC por rayos X, a diferencia de lo que ocurre con otras modalidades de imagen como la ecografía o la resonancia magnética nuclear, proporciona adicionalmente información de la densidad física en cada punto de la imagen. Esta información es esencial para que el planificador pueda realizar correcciones en el cálculo de dosis debido a las heterogeneidades de los tejidos irradiados.

Suponiendo que los estudios TC se adquieran siempre con mismo kilovoltaje del tubo de rayos X (100 kV, por ejemplo), a cada píxel en las imágenes se le puede asociar un **número CT** o **número "Hounsfield"**, que a su vez se corresponde biunívocamente con un valor de densidad. Se puede considerar que la imagen se compone de un conjunto de valores para este parámetro, ubicados espacialmente, y que pueden ser representados visualmente en una escala de grises especificando la relación entre número CT y nivel de gris (mediante el establecimiento de un centro y una anchura en la ventana de grises).

El número CT se define, en cada punto de tejido, a partir del coeficiente de atenuación lineal ( $\mu$ ) calculado en dicho punto, relativo al del agua:

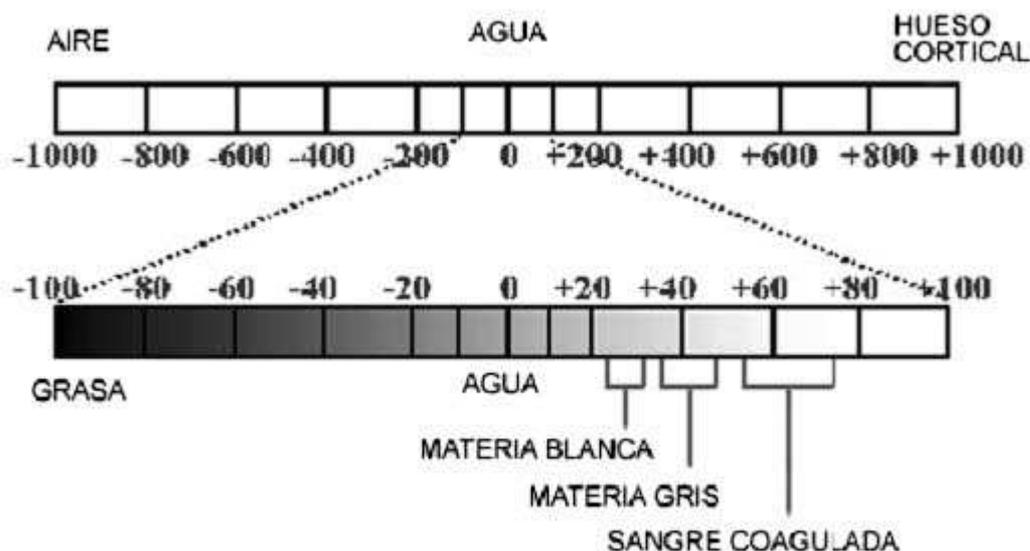
$$n^{\circ} \text{ CT} = \frac{\mu(\text{tejido}) - \mu(\text{agua})}{\mu(\text{agua})} \times 1000$$

El **coeficiente de atenuación lineal ( $\mu$ )** es un parámetro directamente relacionado con la capacidad de atenuación de la radiación X, y se define como la probabilidad de



que un fotón acabe interaccionando en el material (bien sea por absorción o por dispersión) al cabo de una unidad de longitud recorrida. El coeficiente de atenuación lineal depende no solo de la densidad del material sino también de la energía del fotón.

Así, por ejemplo, el vacío tendrá un nº CT = -1000 y el agua un nº CT = 0. Tejidos poco densos como el pulmón tendrán números CT entre -1000 y -500 (aprox.), y tejidos densos como el hueso tendrán números CT mayores de 200 o 300.



**Fig. 4.1. Ejemplo de correspondencia entre los números CT y el nivel de gris. La ventana seleccionada es relativamente estrecha, entre -100 y 100 (densidades próximas a la del agua). La gradación de grises se aplica solo en este intervalo, de modo que píxeles con un nº CT < -100 se verán en negro, y píxeles con un nº CT > 100 se verán en blanco. La selección de anchura de ventana y ubicación de la misma es seleccionable por el operador mediante software.**

La obtención de la imagen se basa en la exposición al haz de rayos X que rota continuamente alrededor del paciente. El haz transmitido a través del paciente es recogido por el detector de imagen asociado, obteniéndose así múltiples proyecciones radiográficas, siendo cada una de ellas un verdadero mapa de atenuación espacial para cada ángulo de incidencia del haz de radiación. El kilovoltaje aplicado al tubo (y que determina el espectro energético de la radiación) se sitúa en torno a los 100 - 120 kV. El haz empleado es relativamente estrecho en la dirección longitudinal (haz en abanico o "fan beam"), de modo que para explorar una región anatómica completa se requiere de varias "pasadas" o rotaciones del haz de radiación sobre el paciente, de



manera que el haz en abanico vaya barriendo todo el área de interés.

Hay dos formas fundamentales de realizar el barrido del haz sobre el paciente:

- **Tomografía axial:** el tubo de rayos X realiza una rotación completa alrededor del paciente con la camilla estacionaria, explorando así una "rodaja" del paciente (imagen axial). A continuación, la camilla avanza longitudinalmente un recorrido predeterminado y se repite el proceso de adquisición de la imagen axial para la siguiente "rodaja", y así sucesivamente hasta barrer todo el volumen objeto de exploración (véase fig. 4.2.).
- **Tomografía helicoidal:** al mismo tiempo que la camilla avanza longitudinalmente de manera continua, el tubo de rayos X rota también de manera continua alrededor del paciente, de modo que el campo de radiación forma una hélice. La relación entre el avance de la camilla en cada rotación y la anchura del campo de radiación se denomina "pitch", y da una idea de lo "comprimida" que está la hélice en la dirección longitudinal (véase fig. 4.3.).

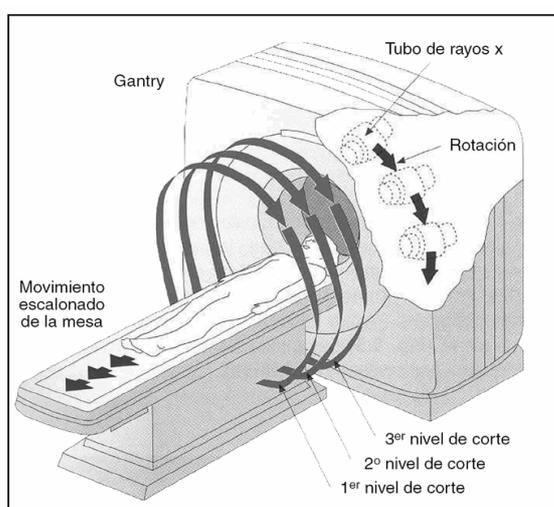


Fig. 4.2. Adquisición en modo axial.

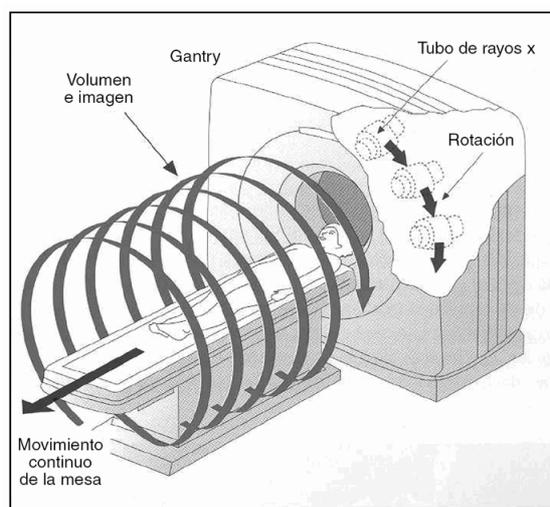


Fig. 4.3. Adquisición en modo helicoidal.

Actualmente todas las unidades de TC modernas pueden trabajar en ambos modos, siendo el helicoidal el más eficiente en cuanto a duración de la exploración, con una calidad de las imágenes reconstruidas similar. Además, estos nuevos escáneres también incorporan la tecnología "multicorte", mediante la cual se dispone de varios anillos de detección consecutivos en el agujero del gantry que permiten explorar una



longitud de varios centímetros (varios cortes) con una sola rotación del tubo. Así, en vez de tener un haz en abanico ("fan beam"), tenemos un auténtico "cone beam" (véase fig. 4.4.).

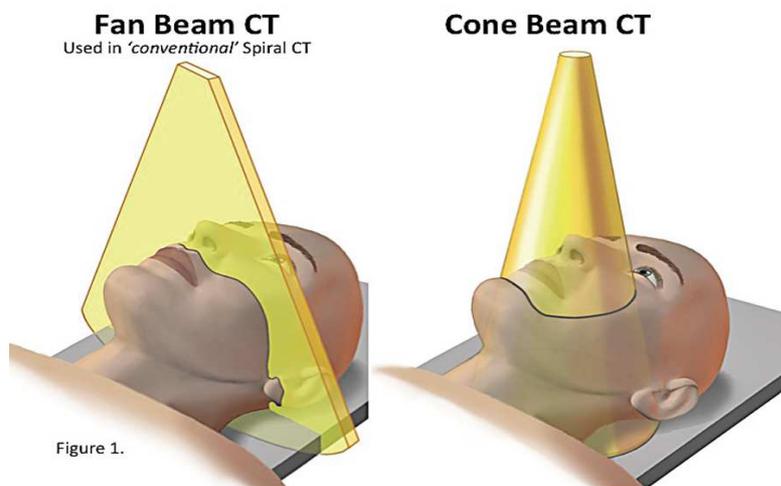


Fig. 4.4. Adquisición TC en modo abanico ("fan beam") y en modo cónico ("cone beam").

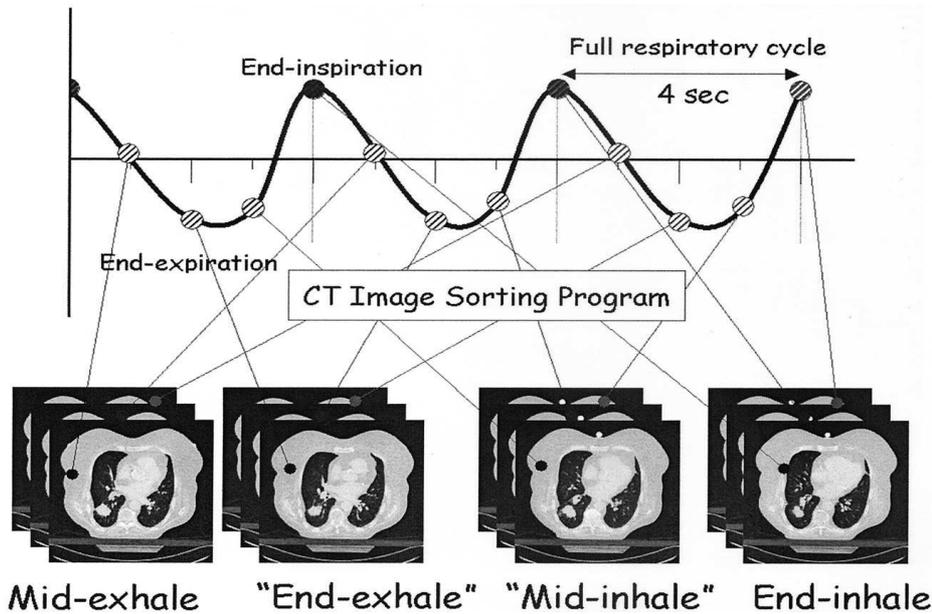
Una exploración que en modo axial puede durar unos minutos con un TC convencional, se puede realizar en cuestión de segundos con un TC helicoidal multicorte de última generación que permita además una rápida rotación del tubo de rayos X.

Independientemente del tipo de técnica tomográfica empleada (axial o helicoidal), el resultado final será una distribución 3D de números CT o densidades, a partir de la cual se podrán reconstruir planos de imagen en cualquier orientación (transversal, sagital, coronal u oblicua). Los planos reconstruidos suelen ser planos transversales al eje longitudinal del paciente (planos axiales), cada uno de los cuales queda identificado por una coordenada longitudinal Z.

Un añadido que pueden incorporar los modernos tomógrafos para la planificación en radioterapia es la adquisición en **modo "4D"**, donde la cuarta dimensión es la temporal. Debido a la rápida rotación del tubo de rayos X alrededor del paciente (varias pasadas por segundo) y al carácter multicorte de estos tomógrafos, es posible reconstruir imágenes axiales para una misma coordenada Z (un mismo corte axial del paciente) en varias fases diferentes del ciclo respiratorio. Una vez realizado el barrido completo en toda la extensión longitudinal, los datos adquiridos se ordenan y



clasifican atendiendo a la fase del ciclo respiratorio. Por lo tanto, se tendrán disponibles para la planificación radioterápica varios conjuntos de imágenes (estudios), cada uno de los cuales permite reconstruir un paciente virtual 3D en una fase concreta del ciclo respiratorio (véase fig. 4.5.).



*Fig. 4.5. Adquisición en modo "4D", donde cada estudio se relaciona con una fase determinada del ciclo respiratorio.*

De esta manera se pueden localizar con precisión los órganos críticos y los volúmenes blanco en función del ciclo respiratorio, y evaluar cuantitativamente los posibles desplazamientos que pueda haber por esta causa.

Para que se puedan adquirir las imágenes en modo "4D" tiene que haber un sistema externo al tomógrafo que monitorice la respiración del paciente y que le transfiera esta información en tiempo real al software del tomógrafo mientras se está realizando el estudio. Hay diferentes sistemas en el mercado para conseguir esto; por ejemplo, sistemas con cámara de infrarrojos que captan el movimiento de un reflector situado en el tórax o abdomen del paciente, o sistemas que directamente miden el flujo de aire inhalado o exhalado por el paciente en cada momento.

Esta posibilidad de adquisición en modo "4D", muy útil para la radioterapia de pulmón, permite la utilización de la técnica de "*gating*" explicada en el capítulo anterior dedicado a los sistemas de imagen en los aceleradores.



## 5. PLANIFICADORES.

Un planificador de tratamientos de radioterapia, también denominado sistema de planificación (**TPS**, por sus siglas en inglés) consiste fundamentalmente en un paquete de programas informáticos integrados en un hardware específico que ayudan a dosimetristas, radiofísicos y radioncólogos a diseñar los parámetros óptimos de tratamiento y permiten calcular las dosis impartidas y el tiempo de irradiación necesario para dar cumplimiento a la prescripción del tratamiento. Las técnicas radioterápicas actuales han llegado a tal nivel de complejidad y precisión que los antiguos cálculos realizados a mano han pasado a la historia, y es imprescindible contar en un servicio de oncología radioterápica con uno o varios planificadores, tanto para radioterapia externa como para braquiterapia.



*Fig. 5.1. Sistema de planificación para radioterapia externa.*

Todos los parámetros relevantes para el tratamiento que se diseñan y calculan con los planificadores (distribución de dosis, tiempos de tratamiento, UM, características geométricas de los haces de radiación, etc) quedan reflejados en un documento final (en formato papel o en formato electrónico), que constituye la llamada **dosimetría clínica**. A cada paciente sometido a tratamiento de radioterapia se le realiza una dosimetría que es individualizada en función de las características de su enfermedad y de su anatomía.

Los planificadores son sistemas relativamente complejos, que necesitan de un adiestramiento específico para su manejo. Las personas encargadas de su operación suelen ser **dosimetristas** (técnicos superiores en radioterapia) bajo la supervisión de un radiofísico. En técnicas complejas, puede ser el propio radiofísico el encargado de



realizar las dosimetrías clínicas. Todo ello sin perjuicio de la participación del radiooncólogo en ciertas partes del proceso.

Para realizar dosimetrías clínicas, el planificador ha de manejar dos tipos de información:

- Datos relativos a las máquinas y al tipo de radiación y energía de los haces disponibles. Esta información constituye la **dosimetría física**, y se obtiene mediante medidas experimentales y/o datos recabados del fabricante o publicados en la literatura. Son datos de carácter mecánico, geométrico y dosimétrico, tanto de la unidad de radiación como de la propia radiación que emite. También es necesario obtener información de la geometría, composición y densidades de los dispositivos accesorios que se puedan utilizar en el tratamiento, como bolus, sistemas de inmovilización, protecciones, etc. Esta información ha de ser incorporada al planificador antes de comenzar su uso clínico para elaborar dosimetrías clínicas.

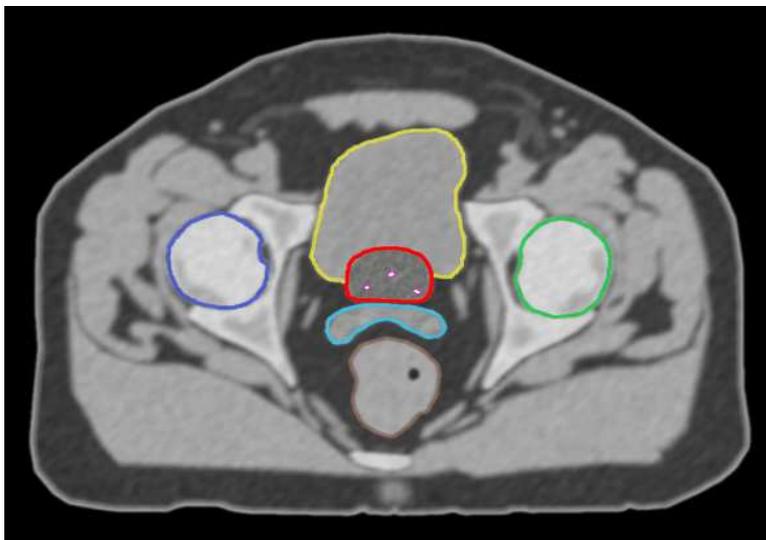
- Datos relativos al paciente y al tratamiento particular objeto de planificación. Fundamentalmente, se requiere de la prescripción de dosis formulada por el radioncólogo responsable y de información anatómica de la zona de tratamiento. La prescripción de dosis consiste en la definición de los volúmenes tumorales a irradiar, especificando la dosis requerida, y también de los órganos críticos a preservar, indicando los límites de tolerancia de dosis admisibles en ellos. La información anatómica de la zona de tratamiento se consigue realizando estudios de imagen sobre el paciente, fundamentalmente estudios tomográficos por rayos X (véase el capítulo anterior), que tienen la ventaja adicional de proporcionar información de las diferencias de densidad de los tejidos, dato importante para un cálculo preciso de las distribuciones de dosis.

La realización de dosimetrías clínicas en 3D mediante simulación virtual requiere que el planificador disponga de un módulo apropiado para el contorneo de estructuras anatómicas (contorno externo o piel, volúmenes blanco y órganos críticos). Normalmente todos los planificadores vienen equipados con dicho módulo, pero existen también en el mercado programas independientes para contorneo con funcionalidades específicas, permitiendo exportar posteriormente dichos contornos al planificador para proceder a la simulación virtual y al cálculo dosimétrico.

El contorneo de los volúmenes objeto de irradiación (volúmenes blanco) es responsabilidad del oncólogo radioterápico, mientras que el contorneo de los órganos de riesgo puede realizarlo un dosimetrista con buena formación y experiencia. El



software actual de la mayor parte de los programas de contorneo permite el reconocimiento automático o semiautomático de las estructuras anatómicas de interés (véase fig. 5.2.).



*Fig. 5.2. Contorneo de próstata, vejiga, vesículas seminales, recto y cabezas femorales, en un corte TC axial.*

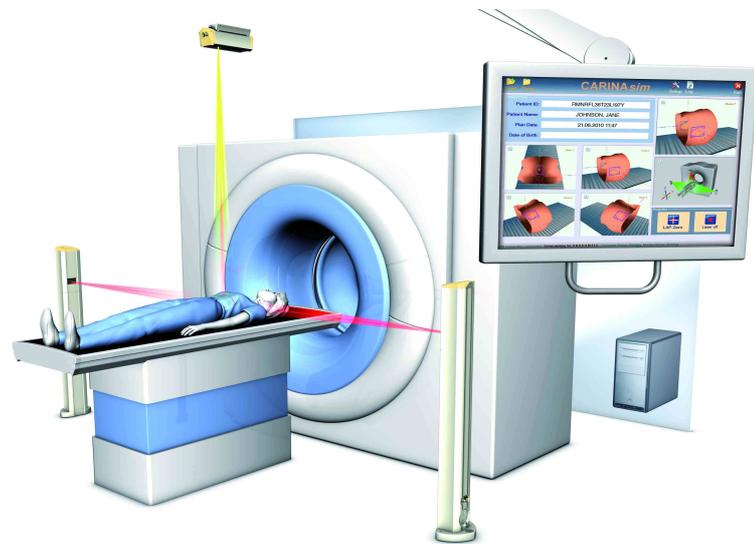
Además, los planificadores incorporan **algoritmos de cálculo**, cada vez más complejos pero también más precisos que, tomando como datos de partida los anteriormente mencionados, permiten obtener todos los parámetros relevantes de la dosimetría clínica para las condiciones que se hayan diseñado para el tratamiento.

Los planificadores suelen estar integrados en un sistema informático de gestión global de los tratamientos de radioterapia. Una de las principales ventajas de esta integración electrónica es que los parámetros geométricos y dosimétricos calculados por el planificador están disponibles automáticamente, una vez aprobada la dosimetría por el facultativo responsable, en la unidad de tratamiento y/o en la unidad de simulación. De esta manera, los operadores de la unidad no tienen que introducir estos datos "a mano" como se hacía antiguamente, reduciéndose drásticamente la posibilidad de cometer errores.

La **simulación virtual** (que veremos en un capítulo posterior) se suele realizar directamente en los planificadores, aunque hay **simuladores-TC** para radioterapia que también pueden desempeñar esa función, que consiste en realizar el diseño de los parámetros técnicos y geométricos de los haces de tratamiento directamente en la unidad TC mediante un módulo de software especial, tomando como base un paciente



"virtual" reconstruido a partir de imágenes tomográficas del paciente real.



**Fig. 5.3. Simulador-TC.**



## 6. SIMULACIÓN 2D EN RADIOTERAPIA EXTERNA SOBRE EL PACIENTE REAL.

Hoy en día casi la totalidad de los tratamientos en radioterapia externa se planifican mediante simulación virtual sobre un paciente virtual reconstruido a partir de imágenes tomográficas de la zona de tratamiento. Posteriormente, los haces diseñados virtualmente se pueden ensayar sobre el paciente real en el simulador o en el propio acelerador, ya que éste incorpora los sistemas de imagen necesarios para realizar dicha verificación (véase el capítulo 2).

La capacidad de realización de imagen en los modernos aceleradores ha supuesto que los simuladores hayan ido desapareciendo poco a poco de los servicios de radioterapia, ya que la función original de estas máquinas las han ido asumiendo los planificadores 3D y los sistemas de imagen de las unidades de tratamiento.

Sin embargo, los simuladores convencionales todavía se siguen utilizando en muchos servicios con dos propósitos fundamentales:

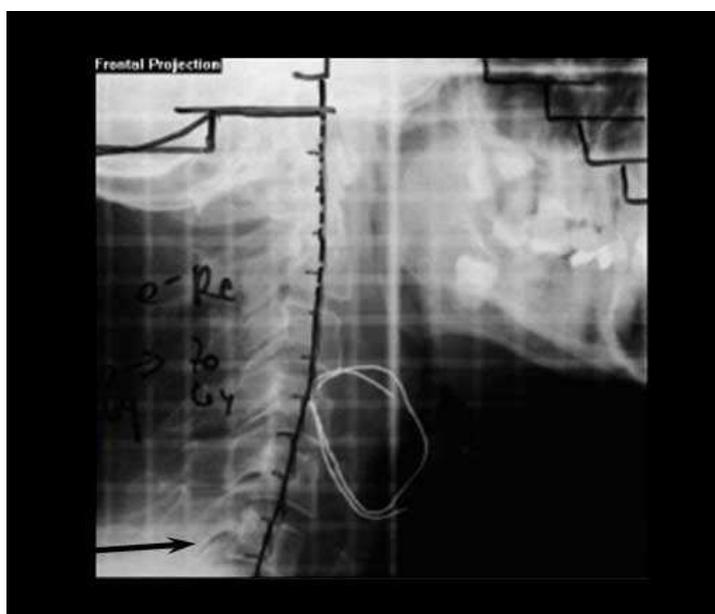
- Diseño rápido de haces simples sobre el propio paciente, sobre todo en el caso de tratamientos urgentes o paliativos en los que no se considera necesario o conveniente realizar una simulación virtual, que requeriría de un estudio TC para planificación y del posterior contorneado de estructuras en el planificador.
- En servicios con mucha carga asistencial, el tiempo que se emplearía en los aceleradores para tomar las imágenes de simulación y realizar las marcas de localización de haces sobre el paciente puede comprometer la eficiencia de los tratamientos. En estos casos es útil destinar una máquina específica (el simulador) para realizar estas tareas.

La simulación 2D sobre el paciente real consiste en la definición de los haces apropiados (entradas portales) sobre el paciente, estando éste acostado en la misma posición y con los mismos inmovilizadores que se usarán para el tratamiento. Cada haz se diseña mediante la realización de radiografía o fluoroscopia, verificando la correcta incidencia de los mismos sobre la anatomía del paciente en términos de cubrimiento del volumen tumoral y de protección de los órganos de riesgo. La definición de estos volúmenes no es, por tanto, una definición en tres dimensiones (como sí lo es en la simulación virtual), sino que ha de definirse en imágenes



proyectivas planares bidimensionales, de ahí el nombre de simulación 2D. Una desventaja adicional sobre la simulación virtual 3D es que, en buena parte de los casos, es difícil definir con precisión en una radiografía la localización de los volúmenes tumorales y de los órganos críticos, ya que las radiografías muestran fundamentalmente solo las estructuras óseas del paciente.

Sobre las imágenes radiográficas obtenidas se pueden diseñar protecciones adicionales (bloques de plomo o de cerrobén, multiláminas, ...) para restringir en todo lo posible el campo de radiación al volumen tumoral y evitar órganos de riesgo (véase fig. 6.1.).



*Fig. 6.1. Diseño 2D en el simulador de un campo de tratamiento con sus protecciones.*

Una vez completada la simulación 2D, toda la información técnica de cada haz diseñado (tamaño de campo, distancia foco-piel, localización del isocentro o de los puntos de entrada de cada haz, ángulos de gantry, colimador y mesa, protecciones, imágenes portales, etc) se transfiere a Radiofísica. El dosimetrista, bien sea sobre imágenes TC del paciente o sobre un maniquí que lo simule, establece en el planificador todos estos parámetros y realiza el cálculo de dosis y de UM. Las únicas opciones que tiene el dosimetrista para optimizar la distribución de dosis es jugar con el peso de cada haz y/o poner cuñas si las considera necesarias, ya que los parámetros geométricos ya vienen "precocinados" del simulador y no son optimizables.



Por lo tanto, la simulación 2D presenta unas posibilidades de optimización del tratamiento inferiores a las de una simulación virtual, ya que en esta última, al disponer de una mejor definición (y en 3D) de los diferentes volúmenes, se puede realizar un diseño geométrico más acorde con las características particulares del tratamiento en cuestión. Es por ello que, actualmente, la simulación 2D solo se realiza en casos urgentes o paliativos.



## 7. SIMULACIÓN 3D EN RADIOTERAPIA EXTERNA SOBRE UN PACIENTE VIRTUAL.

La simulación 3D requiere disponer de imágenes del paciente con las que reconstruir, mediante software apropiado, un paciente virtual. La posición del paciente durante la adquisición de estas imágenes ha de ser idéntica a la que se vaya a emplear para el tratamiento, además de ser también los mismos los sistemas de inmovilización a utilizar. La simulación 3D consiste en diseñar en el ordenador los haces adecuados empleando este paciente virtual, para lo cual el software ha de tener integrado el conocimiento de todos los parámetros geométricos relevantes de la unidad de tratamiento. Los sistemas de planificación suelen tener integradas en una misma plataforma el software de diseño de haces y el software de cálculo de dosis y de UM.

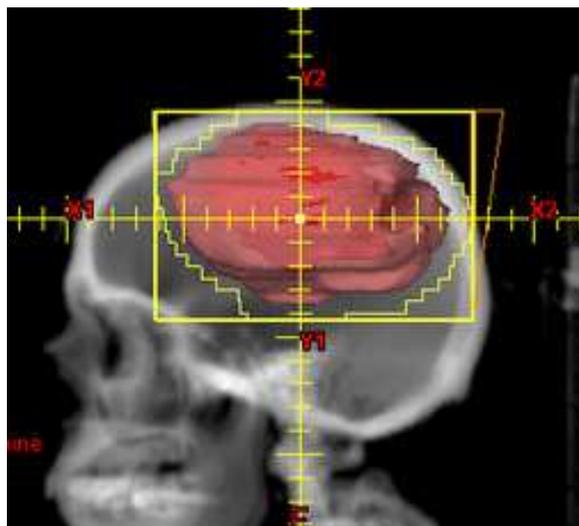
Tras la realización del estudio TC de planificación, las imágenes son rescatadas en el Servicio de Radiofísica e incorporadas al planificador de tratamientos. Un requisito fundamental previo para proceder a la simulación 3D es caracterizar en el paciente virtual todos los órganos y estructuras relevantes (volúmenes blanco y órganos críticos). Igualmente se ha de delimitar en cada corte axial la piel o contorno externo del paciente. Es requisito legal que sea el oncólogo radioterápico el responsable de la determinación de los volúmenes blanco (GTV's, CTV's), mientras que el contorneado del contorno externo y de los órganos de riesgo puede ser realizado por un dosimetrista, siempre que sean revisados posteriormente por el facultativo.

Con toda esta información, el planificador reconstruye en 3D el paciente virtual, con la localización interna exacta de todos los volúmenes de interés (volúmenes virtuales). Además, la escala de grises de las imágenes TC dará información al software de planificación sobre las densidades de los diferentes tejidos, información necesaria para el cálculo de la dosis absorbida en cada punto irradiado.

El proceso de diseño de los haces es análogo al que se realizaría con el paciente real en un simulador, ya que el software de planificación incorpora las herramientas necesarias para "simular" cualquier movimiento o característica mecánica del simulador y de la unidad de tratamiento. Incluso puede simular la visión radiográfica sobre el paciente desde el punto de vista del haz que se esté diseñando en cada momento ("*Beam's Eye View*", por sus siglas en inglés). La imagen gráfica desde el punto de vista del haz, mostrando no solo las estructuras anatómicas contorneadas



sino también la estructura ósea del paciente virtual, se la conoce como **Radiografía Digital Reconstruída (RDR)**, ya que simula la radiografía que se tomaría sobre el paciente real en un simulador o en un acelerador (véase fig. 7.1.). De hecho, la RDR constituye una imagen de referencia con la que comparar las imágenes tomadas posteriormente sobre el paciente real (ya sea en el simulador o en el acelerador) para asegurar que la posición del mismo respecto a los haces de radiación sea la correcta.



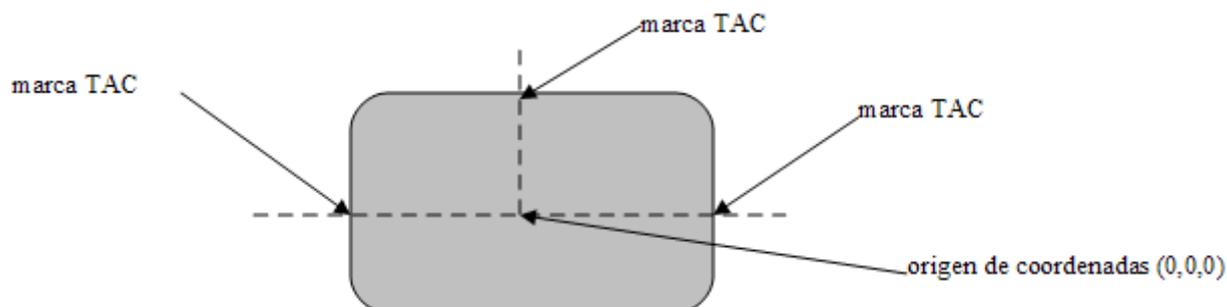
*Fig. 7.1. Radiografía Digital Reconstruída (RDR), en la que se aprecia la visión, desde el punto de vista del haz, del volumen tumoral contorneado, superpuesto sobre la estructura ósea reconstruída a partir de las imágenes TC.*

En la fase de diseño de los haces de radiación hay que fijar un punto interno en el paciente virtual (normalmente en el centro del tumor, aunque no es obligatorio hacerlo así), que coincidirá con la posición del isocentro de la unidad de tratamiento. De esta manera, el eje de cualquier haz de radiación apuntará directamente a este punto, independientemente del ángulo de giro de la máquina elegido para la irradiación.

Al realizar el estudio previo del TC de planificación, al paciente se le habrán puesto sobre la piel unas **marcas externas radioopacas** o "**perdigones**" (se colocarán sobre la máscara de inmovilización y no sobre piel en el caso de tratamientos de cabeza y cuello). Como mínimo deben utilizarse 3 marcas contenidas todas ellas en el mismo plano axial (misma coordenada Z), situando una en la parte anterior de la zona de tratamiento y las otras dos en los laterales a una misma altura o coordenada Y.



Estas marcas radioopacas serán visibles en las imágenes TC, y sus proyecciones en vertical (marca anterior) y en horizontal (marcas laterales) hacia el interior del paciente establecen un sistema de coordenadas en el paciente virtual cuyo centro ( $x=0$ ;  $y=0$ ,  $z=0$ ) constituye así un punto de referencia fácilmente localizable (véase fig. 7.2.).



*Fig. 7.2. Visión del corte axial de referencia: colocación de las marcas radioopacas y establecimiento del origen de coordenadas o punto de referencia.*

Este punto de referencia no tiene por qué coincidir con el isocentro del tratamiento. De hecho, la localización exacta del isocentro dentro del paciente todavía es desconocida, ya que se ha de establecer en la fase posterior de diseño de haces sobre el paciente virtual. Es decir, el operador del TC, cuando pone las marcas radioopacas en la piel del paciente, no tiene conocimiento de dónde está el tumor ni de cuál es la disposición idónea de los haces de radiación. Por lo tanto, la posición de este punto de referencia no tiene ningún significado clínico, y solo es eso, una "referencia" externa en la piel del paciente, visible en los cortes de imagen TC, que nos permitirá posteriormente relacionar la posición planificada y definitiva del isocentro respecto a ella mediante unas coordenadas relativas.

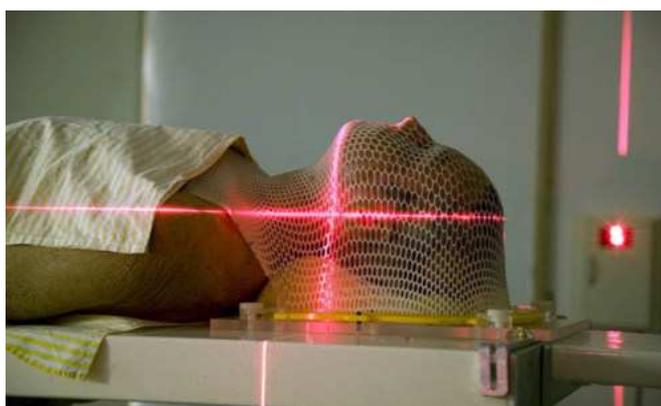
Una vez realizada la **dosimetría clínica** en Radiofísica, se tendrán diseñados sobre el paciente virtual los haces que mejor se adapten a las características del tratamiento. Esto implica que se habrá definido una posición concreta del isocentro en el interior del paciente (normalmente, en el centro del volumen tumoral). Esta posición, como se ha comentado antes, no tiene por qué ser la misma que la posición de referencia indicada por las marcas del TC ( $x=0$ ;  $y=0$ ;  $z=0$ ). Sin embargo, sí es posible conocer las coordenadas del isocentro ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) respecto a esta posición de referencia (las proporciona automáticamente el software de planificación).

Ha de haber una sesión de **simulación del tratamiento** previa al inicio del



tratamiento en sí, para "marcar" sobre el paciente real unas referencias definitivas (puntos de tatuaje, líneas de rotulador sobre colchoneta de vacío, o sobre máscara en el caso de tratamientos de cabeza y cuello, etc) que permitan colocarlo de manera que el isocentro de la máquina quede situado exactamente donde se había planificado para el paciente virtual. De este modo, las entradas portales diseñadas sobre el paciente virtual tendrán que coincidir con las entradas portales sobre el paciente real. Tal como se ha comentado en capítulos anteriores, esta sesión de simulación puede hacerse en una unidad especialmente dedicada solo a esta función (**simulador** de tratamientos), o también puede hacerse en la propia unidad de tratamiento si posee los equipos de imagen necesarios.

Se trata de colocar al paciente sobre la camilla en la misma posición con la cual se adquirió el TC de planificación (coincidencia entre paciente real y paciente virtual). Tanto el TC como el simulador y también las unidades de tratamiento poseen un sistema de láseres externos que ayudan a la correcta localización del isocentro. Como mínimo, se dispondrá de un plano de luz láser vertical longitudinal (también llamado "sagital") y dos pares de haces laterales (izquierdo y derecho), cada par consistente en un plano horizontal y uno vertical. Las coordenadas de estos planos, en el sistema de coordenadas de la máquina, son  $X=0$  para el plano sagital,  $Y=0$  para los planos laterales horizontales, y  $Z=0$  para los planos laterales verticales. Todos estos planos de luz láser se cortan en un único punto, que coincide exactamente con el isocentro en el simulador o en la unidad de tratamiento. Sobre la piel del paciente, los láseres quedan proyectados en forma de líneas: una línea sagital y un par de líneas horizontal y vertical por cada una de las proyecciones laterales (véase fig. 7.3.).



*Fig. 7.3. Proyección de los dos planos del láser lateral izquierdo sobre el paciente (plano horizontal y plano vertical).*



Para asegurar todavía más la correcta alineación del paciente respecto a la unidad de tratamiento, se pueden establecer marcas adicionales; por ejemplo, marcas sobre la línea medial del paciente en cortes superiores e inferiores, colocadas de manera que la línea del láser sagital ha de pasar por ellas.

Para conseguir localizar el isocentro en el paciente, se ha de mover la camilla (y con ella, al paciente) hasta que la proyección de láseres coincida con las marcas de referencia iniciales en la piel del paciente (donde se pusieron los "perdigones" al hacer el TC de planificación). En este momento, lo que tendremos es que el isocentro está localizado en las coordenadas  $(x=0; y=0; z=0)$  del sistema de ejes relativo al paciente. Como la dosimetría clínica nos indica que la posición correcta del isocentro tiene de coordenadas  $(x, y, z)$ , deberemos acto seguido desplazar longitudinal, lateral y verticalmente la camilla unas distancias  $(-x, -y, -z)$  para "mover" el isocentro sobre el paciente a la posición diseñada para él en la planificación (realmente el isocentro no el lo que se mueve, ya que es un punto fijo en el espacio, lo que se mueve es el paciente respecto a él). Véase fig. 7.4.

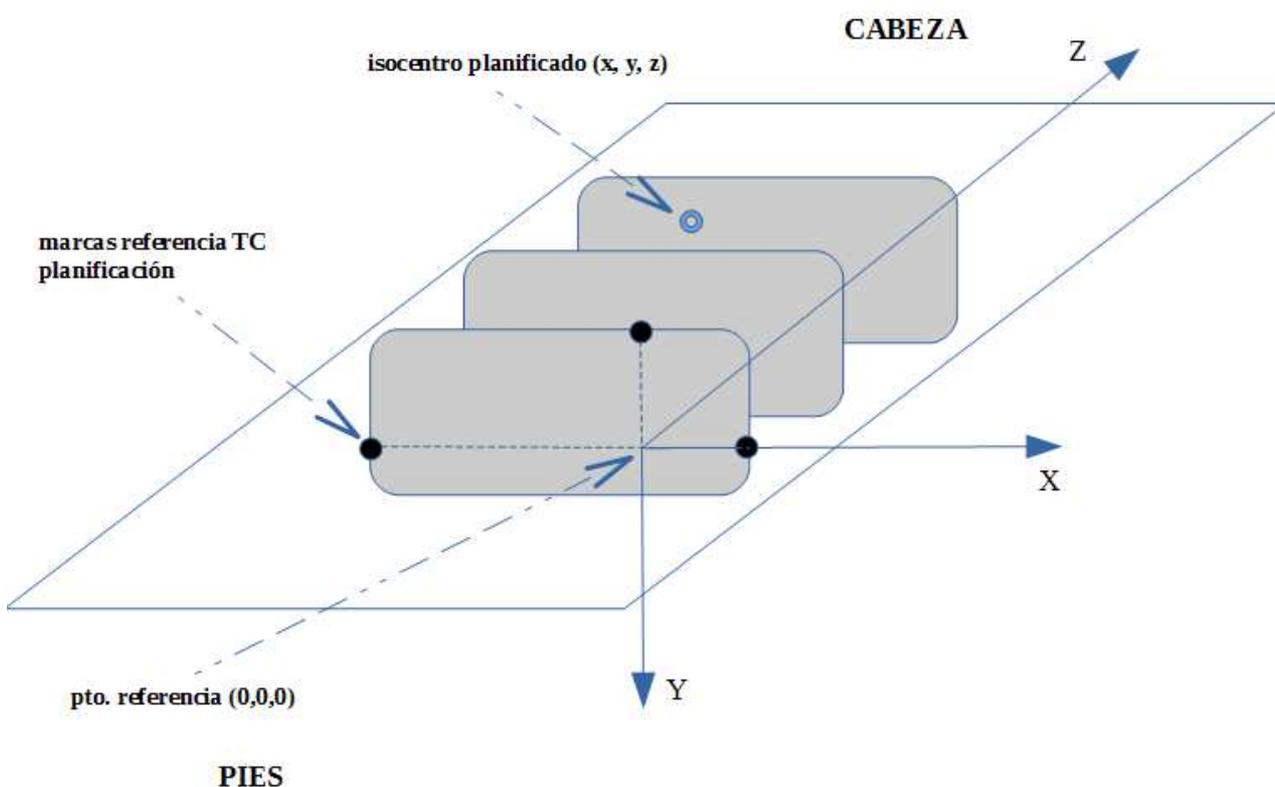


Fig. 7.4. Coordenadas del punto de referencia y del isocentro planificado.



Lo habitual es tatuar, como marcas definitivas, la proyección sobre piel (o máscara) de los láseres de simulación una vez realizados los desplazamientos anteriormente comentados. De esta manera, si en las sucesivas sesiones de tratamiento posicionamos al paciente de forma que estas marcas definitivas (ino las originales del TC!) las hagamos coincidir con las proyecciones de los láseres, tendremos "asegurada" la correcta posición del isocentro dentro del paciente, o lo que es lo mismo, la correcta posición del paciente respecto a los haces de radiación. Es decir, considerando que no haya rotaciones indebidas y que se utilice de la misma manera los accesorios de inmovilización, conseguimos mediante este procedimiento que la relación geométrica entre paciente y unidad de tratamiento sea idéntica en ambos pacientes, el virtual y el real.

No obstante, este proceso de establecer unas referencias externas para localizar internamente el isocentro es proclive a inexactitudes o incluso errores sistemáticos. El simple hecho de que los operadores que han colocado al paciente en la unidad de TC no sean los mismos que lo colocan en la unidad de simulación o en la de tratamiento ya introduce un componente grande de incertidumbre. Por ello, se hace prácticamente obligatorio realizar una verificación redundante mediante imagen, bien sea en el simulador o en la propia unidad de tratamiento.

Para proyecciones radiográficas seleccionadas para las que se disponga de una radiografía digital reconstruída (RDR) sobre el paciente virtual (y que pueden coincidir o no con la de alguno de los haces de tratamiento), se toma una imagen sobre el paciente real (llamada **verificación portal**) en la que se observa el centro, ejes de radiación y contorno del campo de radiación, sobreimpresionados sobre la imagen anatómica. Esta imagen se compara (de manera visual o haciendo uso de un software de comparación) con la RDR correspondiente. En la RDR también se observa la proyección del centro, contorno y ejes del campo sobre la anatomía, en este caso del paciente virtual. Ambas imágenes deberían coincidir idealmente si es que la localización del isocentro sobre el paciente real se ha efectuado correctamente en esta sesión de simulación (véase fig. 7.5.).

La RDR se considera como la imagen de referencia, obtenida como se ha dicho a partir del paciente virtual, el cual a su vez se reconstruye a partir del estudio TC de planificación. Si este estudio TC no se ha realizado correctamente (paciente rotado o mal alineado, perdigones no coincidentes con la proyección de los láseres, etc), entonces la visión de la RDR no podrá ser correctamente reproducida en las imágenes



portales sobre el paciente real en la unidad de simulación o en la de tratamiento. Como consecuencia, el diseño de haces y cálculo de dosis que era el adecuado para el paciente virtual (mal posicionado) no lo será para el paciente real, aunque éste sea posicionado correctamente en la unidad de tratamiento. Esto conlleva la repetición de todo el proceso, incluyendo un nuevo estudio TC de planificación. Es fundamental, por tanto, partir de un estudio TC realizado con la máxima precisión en la colocación del paciente.

En la fig. 7.5. se pueden ver unas imágenes de simulación del tratamiento para un haz lateral en un caso de cabeza y cuello. La imagen de la izquierda corresponde a la RDR reconstruída por el planificador sobre el paciente virtual, mientras que la imagen de la derecha corresponde a la misma proyección sobre el paciente real, tomada con el equipo de imagen disponible en la unidad de simulación (o en la de tratamiento). Se ve que no coinciden, habiendo una discrepancia importante en la dirección antero-posterior del paciente. Las causas del error pueden ser varias:

- . Deficiente colocación de las marcas de referencia en el TC, no coincidentes con las proyecciones de los láseres.
- . Distinta colocación de la máscara en el TC respecto a la unidad de simulación.
- . Mal posicionamiento en la unidad de simulación (marcas no alineadas con los láseres).
- . Mal alineamiento y/o rotaciones indebidas del paciente, bien sea en el TC o en simulación.
- . Retracción de la máscara, que hace que la relación geométrica de las marcas respecto al paciente hayan variado desde la realización del TC hasta la realización de la simulación.
- . Descalibración de los láseres, bien sea los del TC o los de simulación.
- . Etc.

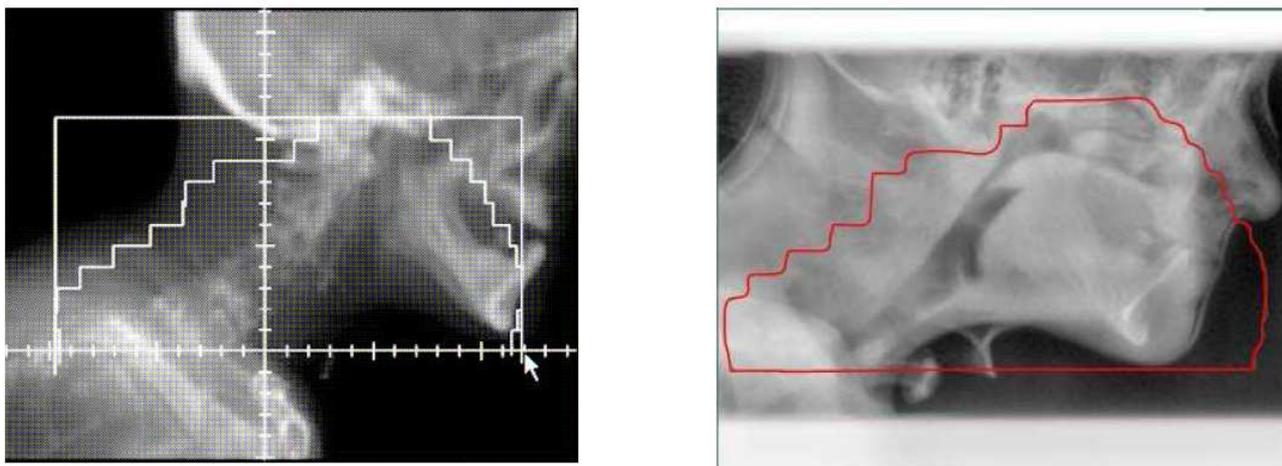


Fig. 7.5. Verificación del correcto posicionamiento del paciente, utilizando los dispositivos de imagen portal. A la izquierda se tiene la imagen de referencia de uno de los campos de tratamiento (imagen de planificación, consistente en una radiografía digital reconstruida por el planificador, o RDR), y a la derecha la imagen tomada en el simulador o en el propio acelerador. Nótese como hay un claro desplazamiento en la dirección antero-posterior, indicando un fallo de posicionamiento que debe corregirse.

En el ejemplo mencionado, si no se hubiesen tomado imágenes y confiásemos únicamente en los desplazamientos realizados según planificación para localizar el isocentro respecto a las marcas TC, hubiésemos establecido un posicionamiento erróneo del paciente en tratamiento, al pasarnos desapercibido algún error cometido en algún momento de la planificación del proceso. A pesar de que la planificación sobre el paciente virtual nos muestra un haz de radiación incidiendo en la zona correcta (visión de la RDR), en realidad tendríamos que el tratamiento sobre el paciente real se haría sobre otra zona (visión de la imagen portal), produciéndose una infradosificación parcial del volumen tumoral (que puede dar lugar a la no curación de la enfermedad o a recidivas) y también una irradiación no deseada en zonas críticas (parte superior de la boca, labios, etc).

El software actualmente disponible en los aceleradores permite realizar comparaciones manuales o automáticas ("*matching*") entre las imágenes de referencia y las imágenes reales, proponiendo los desplazamientos de mesa que habría que hacer para conseguir la coincidencia. Estos desplazamientos, una vez aceptados por el médico responsable (o por el operador, si dispone de esa potestad), se aplican de manera automática sobre la camilla de tratamiento.

La opción del "*matching*" automático es muy útil cuando se trata de comparar imágenes que, a ojo, presentan dificultades para reconocer las estructuras presentes



en ellas. El "matching", ya bien sea automático o manual, se puede emplear en la comparación de imágenes proyectivas (planares), o imágenes volumétricas ("Cone Beam CT", véase el capítulo 3).



## 8. SIMULACIÓN 2D EN BRAQUITERAPIA SOBRE EL PACIENTE REAL.

La realización de tratamientos de braquiterapia requiere, al igual que lo comentado para radioterapia externa, de una simulación previa del tratamiento. El objeto de esta simulación es obtener información relevante necesaria para la planificación del tratamiento, en concreto, establecer la relación espacial que existe entre la o las fuentes implantadas y el volumen tumoral y los órganos de riesgo.

Hoy en día, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, casi todas las simulaciones se hacen en 3D mediante la reconstrucción virtual del paciente a partir de imágenes tomográficas del paciente real. Sin embargo, hasta hace relativamente poco tiempo, lo habitual en braquiterapia era realizar una simulación 2D basada en la toma de un par de proyecciones radiográficas sobre las que se identificaban los aplicadores y/o fuentes implantadas y los órganos o puntos anatómicos relevantes para el tratamiento.

Históricamente, antes de disponer de las modernas tecnologías de imagen y de la posibilidad de los cálculos matemáticos complejos que ofrecen los planificadores actuales, se habían descrito diversos **sistemas de implante** que, en función del tipo de implante, dictaban ciertas reglas para determinar el número de fuentes adecuado, su actividad, longitud y disposición geométrica respecto al volumen a implantar, así como la prescripción de dosis y el método de cálculo de la misma y del tiempo de tratamiento. Eran reglas semiempíricas válidas para implantes de geometría relativamente sencilla, según las cuales, si eran correctamente respetadas, se suponía que la dosis realmente impartida se ajustaría bastante bien a la prescrita y planificada.

Los sistemas de implante que más se han utilizado históricamente han sido el **sistema de Manchester** y el **sistema ICRU** (para aplicaciones ginecológicas con cesio-137), y el **sistema de París** (para aplicaciones intersticiales con fuentes lineales de iridio-192). Con el advenimiento de nuevos radionucleidos, nuevas localizaciones tumorales y nuevas técnicas de implante basadas en imágenes volumétricas y en potentes algoritmos de cálculo, estos sistemas de implante han sido sustituidos por la planificación 3D. Sin embargo, todavía permanecen ciertos remanentes de estos sistemas (reglas de implante y de cálculo) que se siguen aplicando en la planificación 3D actual.



Los sistemas de Manchester, ICRU y París, de los cuales no entraremos en detalle, requieren de la toma de imágenes del paciente para establecer la relación espacial que hay entre las fuentes implantadas y las zonas anatómicas de interés (volumen tumoral y órganos críticos).

Una vez implantadas las fuentes (o mejor, implantados los aplicadores en los que se introducirán posteriormente las fuentes), se tomaban dos proyecciones radiográficas ortogonales (es decir, los ejes de los haces de radiación en perpendicular entre sí). Lo habitual era tomar una radiografía en proyección antero-posterior (AP) y otra lateral (LAT). El carácter proyectivo de estas imágenes (imágenes planares) es la razón de la denominación de braquiterapia 2D para este tipo de simulación.

La realización de dos proyecciones radiográficas perpendiculares entre sí permite la localización espacial en tres dimensiones de cualquier punto homólogo identificable en ambas radiografías. Sin embargo, las estructuras anatómicas de interés (en volumen) no son visibles normalmente en las radiografías (solo es apreciable la estructura ósea), por lo que dichas estructuras no pueden ser reconstruidas realmente en tres dimensiones.



**Fig. 8.1. Radiografías ortogonales (AP y LAT) tomadas para la simulación de un tratamiento de braquiterapia ginecológica, con dos fuentes vaginales y una uterina. En ambas radiografías se distinguen los aplicadores respecto a la anatomía (estructuras óseas fundamentalmente). Obsérvese como se distinguen también la vejiga (con contraste) y un marcador opaco introducido en el recto.**



En ambas radiografías el oncólogo responsable y el dosimetrista identificaban el volumen tumoral (si era posible, ya que en una radiografía es difícil ver otra cosa que no sean las estructuras óseas) o, al menos, los puntos de prescripción de dosis que dictaba el sistema de implante utilizado. De igual manera, se identificaban los órganos críticos o, al menos, los puntos en ellos que recibirían la máxima dosis. Para poder localizar con mayor precisión las estructuras anatómicas en las radiografías se solían utilizar medios de contraste (alambre radiopaco en el recto, contraste en vejiga, etc). Por otra parte, también se definían en ambas radiografías la localización de las fuentes implantadas, ya sea porque se veían directamente en las radiografías, o bien porque, pendientes de implantar todavía, se distinguían los aplicadores en los que irían alojadas (véase fig. 8.1.).

Mediante un negatoscopio y un digitalizador, toda esta información espacial de fuentes y puntos anatómicos era transferida a un planificador simple, en el cual se realizaba la planificación y el cálculo de distribuciones de dosis y de tiempos de tratamiento. Hay que tener en cuenta, como se ha comentado antes, que no es posible con este método obtener información 3D de distribuciones de dosis en volúmenes (por ejemplo, histogramas dosis-volumen), sino más bien valores de dosis en localizaciones puntuales representativas, que vienen definidas por el protocolo o sistema de implante utilizado.

Lo habitual era tomar las imágenes de simulación en un equipo de radiología convencional, asegurándose de que las dos proyecciones tomadas fuesen realmente perpendiculares entre sí. No siempre había la seguridad de que esto fuese así, y se idearon métodos que corregían la posible no perpendicularidad de las imágenes. El más utilizado era la colocación de un marco de metacrilato alrededor del paciente, que llevaba impresas unas marcas radiopacas tanto en la cara superior como en la lateral, y que eran visibles en las radiografías. Estas marcas eran digitalizadas, y de su posición relativa el software de planificación calculaba el grado de pérdida de perpendicularidad entre las proyecciones AP y LAT, y realizaba la corrección correspondiente para reconstruir la posición espacial correcta de fuentes, aplicadores y puntos anatómicos. La disponibilidad de un simulador de radioterapia externa permite eliminar este problema, ya que en él es posible obtener radiografías perfectamente ortogonales.



## **9. SIMULACIÓN 3D EN BRAQUITERAPIA SOBRE UN PACIENTE VIRTUAL.**

En la práctica actual de la braquiterapia ya se dispone de medios suficientemente sofisticados como para realizar una evaluación volumétrica precisa de la dosis absorbida, tanto en el volumen tumoral como en los órganos de riesgo. Esto es así debido fundamentalmente al desarrollo de planificadores con potentes programas de cálculo y de manipulación gráfica de imágenes, que permiten, a diferencia de la braquiterapia 2D comentada en el capítulo anterior, prescindir de la mayoría de reglas de implante seguidas históricamente, logrando un mayor número de grados de libertad en el diseño del implante, y por tanto, una mayor optimización del tratamiento para cada caso individual.

De manera análoga a la radioterapia externa, la simulación 3D en braquiterapia hace uso de imágenes tomográficas realizadas al paciente en la zona de tratamiento, que permiten una reconstrucción de un paciente "virtual" en el planificador. Dependiendo del tipo de implante, se puede entonces ensayar en dicho paciente virtual la posición de las fuentes radiactivas a ser implantadas (por ejemplo, en los implantes de próstata, ya sea de baja tasa con "semillas" de yodo-125 o paladio-103, o bien de alta tasa con iridio-192), o también identificar perfectamente los aplicadores previamente insertados y las posiciones en las que se localizarán las fuentes (por ejemplo, en las aplicaciones ginecológicas).

El oncólogo radioterápico también puede "pintar" sobre las imágenes los volúmenes de interés (volúmenes blanco y órganos de riesgo), de modo que el programa de planificación calcula de manera exacta la correspondencia espacial entre fuentes y volúmenes, permitiendo un cálculo optimizado de la distribución de dosis y de los tiempos de tratamiento que satisfagan la prescripción del médico (véase fig. 9.1.).



**Fig. 9.1. Imagen tomográfica (TC) de simulación y de planificación para un implante intersticial de mama, con isodosis superpuestas.**

No siempre las imágenes tomográficas han de ser imágenes de TC. En algunas técnicas de braquiterapia se puede hacer uso de otra clase de imágenes tomográficas, por ejemplo, de ecografía; es el caso de los implantes prostáticos, de alta o de baja tasa. Además, se está estandarizando en braquiterapia el uso de imágenes de resonancia magnética nuclear (RMN), donde hay una mejor definición de las estructuras anatómicas, que en una imagen TC presentarían una pobre resolución de contraste y una mayor dificultad para el oncólogo a la hora de identificar el volumen blanco y las estructuras críticas.



## 10. SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN RADIOTERAPIA EXTERNA.

Es fundamental que la posición y orientación del paciente durante su tratamiento con haces de radioterapia externa sean exactamente las mismas que las empleadas como referencia para la planificación, y que se corresponden con las del estudio tomográfico de planificación (TC) previo. Cualquier discrepancia supone que los haces de tratamiento incidirán sobre zonas que no se corresponden con las planificadas, y/o que la distribución de dosis realmente impartida no coincida con la prevista.

Los haces calculados en la planificación previa se suelen diseñar sobre el paciente virtual reconstruido a partir del estudio tomográfico (simulación 3D). También se pueden diseñar 2D sobre el paciente real en el simulador (véase capítulo 6), trasladándolos a continuación al paciente virtual en el planificador para el cálculo de la distribución de dosis y de las UM. Sea como sea, hay que asegurar que la incidencia de los haces (entradas portales) sean las mismas en la simulación TC y en el tratamiento.

Evidentemente, la solución pasa por inmovilizar en todo lo posible al paciente, utilizando dispositivos y métodos que consigan que el paciente adopte una posición fija y reproducible. Ahora bien, no solo se trata de inmovilizar externamente al paciente, de modo que su "contorno externo" sea siempre el mismo y se oriente siempre de la misma manera, tanto en la toma de imágenes de planificación, como en la simulación y en todas y cada una de las sesiones de tratamiento, sino también de que los órganos internos mantengan fija la correspondencia espacial respecto a ese contorno externo.

Para inmovilizar el contorno externo del paciente (que es donde se ubicarán las marcas que servirán de orientación a los operadores para colocarlo en la posición correcta respecto al isocentro de la unidad) se utilizan diferentes dispositivos de los que se hablará más adelante, cada uno adaptado a la zona anatómica particular del tratamiento. La "inmovilización" de las estructuras internas es más problemática, y en buena parte de los casos no es factible conseguirla.

Un ejemplo paradigmático es el movimiento de órganos internos por la respiración del paciente. Esto supone un problema, ya que normalmente la planificación se realiza tomando como base unas imágenes tomográficas del paciente adquiridas como un promedio de todas las fases del ciclo respiratorio, mientras que en el tratamiento los



haces irradian un paciente real que en cada momento presenta unas posiciones internas de los órganos y del volumen blanco que están en función de una fase concreta del ciclo respiratorio.

La respiración del paciente supone que haya órganos internos cuya posición fluctúe con el ciclo respiratorio respecto al contorno externo del paciente (o respecto a las estructuras óseas, de las que se supone guardan una misma correspondencia espacial respecto al contorno externo). Así, la posición de la próstata, la vejiga, los propios pulmones, el estómago, etc, se ve influenciada por la respiración. Actualmente se utilizan técnicas que intentan minimizar la influencia de estos movimientos internos, entre las que podemos mencionar las siguientes:

- **compresión abdominal**: se utilizan dispositivos que limitan el movimiento del abdomen durante la respiración, intentando que la variación del contorno externo y de órganos internos sea mínima. Evidentemente, estos dispositivos se han de utilizar tanto en la fase de simulación como en la de tratamiento, y siempre en las mismas condiciones (véase fig. 10.1.).



*Fig. 10.1. Sistema de compresión abdominal para minimizar la influencia de la respiración en la radioterapia.*

- **técnicas de "gating"**: se trata de sincronizar el ciclo respiratorio con la irradiación en la unidad de tratamiento, de modo que la unidad solo "dispare" cuando el volumen blanco se encuentra en la "ventana" de irradiación. Para ello se deben haber adquirido para planificación estudios tomográficos correspondientes a varias fases del ciclo respiratorio (imágenes 4D), y tener disponible en la unidad de tratamiento un sistema que identifique la fase del ciclo respiratorio en cada instante. Véase lo comentado al respecto en los capítulos 3 y 4.



- **técnicas de "tracking"**: se trata de que el campo de radiación de la unidad de tratamiento siga el movimiento interno del volumen blanco. Normalmente se hace uso del sistema de colimación multilámina de los aceleradores, de modo que se adapta la conformación de las láminas en función de la fase del ciclo respiratorio para irradiar en todo momento el volumen blanco. Aceleradores especiales como el "Cyberknife" utilizan un sistema robótico para desplazar el cabezal de la unidad de tratamiento en sincronía con la respiración del paciente. Esta técnica también hace uso de la planificación 4D mencionada para la técnica "gating". De la misma manera, ha de disponerse en la unidad de tratamiento de un sistema que identifique la fase del ciclo respiratorio en cada instante. Véase lo comentado al respecto en los capítulos 3 y 4.

- **depresores linguales**: en patologías de cabeza y cuello, dependiendo de la localización del volumen blanco a irradiar, puede convenir retirar la lengua todo lo posible del campo de radiación. Se utilizan para ello depresores linguales (vulgarmente denominados "chupetes"), que se introducen en la boca del paciente (véase fig. 10.2.) y empujan hacia abajo la lengua manteniéndola en una posición fija (aunque esto depende mucho de la tolerancia del propio paciente).



*Fig. 10.2. Depresor lingual utilizado para retirar la lengua del haz de irradiación.*

- En tratamientos en la zona pélvica y abdominal (recto, próstata, vejiga, útero, etc), se suele requerir del paciente que acuda, tanto a la sesión de toma de imágenes TC de planificación, como al simulador y al tratamiento en el acelerador, con unas mismas condiciones de llenado de vejiga y/o de recto e intestinos. Para ello se le dan instrucciones precisas para ponerse previamente un enema o para beber cierta cantidad de líquido antes de realizar las respectivas sesiones, de modo que el llenado y la disposición interna de órganos como la vejiga o el recto se mantengan siempre en



las mismas condiciones y no haya diferencias entre simulación y tratamiento o entre las distintas sesiones de tratamiento.

Cabe mencionar también que, a lo largo del tratamiento (que se puede prolongar durante varias semanas), el paciente puede sufrir cambios físicos (pérdida de peso, reducción tumoral, ...) que pueden suponer una variación de sus condiciones anatómicas (cambio en el contorno externo, de espesores de tratamiento, localización interna de órganos), y que requeriría realizar una nueva simulación y una nueva planificación del tratamiento.

---

No entraremos más en detalle en la "inmovilización" de las estructuras internas, y nos centramos a continuación en los dispositivos de inmovilización utilizados externamente para colocar y posicionar al paciente, tanto en la unidad TC como en el simulador y en el acelerador. En general, estos dispositivos han de tener las siguientes características:

- **Robustez**: cada dispositivo de inmovilización se utiliza con mucha frecuencia en el servicio de oncología radioterápica, e incluso puede ser compartido entre varios aceleradores o con la unidad TC y el simulador, por lo que están sometidos a un estrés constante y al riesgo de golpes, caídas, etc, durante su traslado y su manejo. Su uso con los pacientes supone también un desgaste y un posible riesgo de rotura o deterioro de alguno de sus componentes. Por lo tanto, es importante que sean los más robustos posible.

- **Manejabilidad**: cuanto más pesado, más voluminoso y más complicado sea de usar un dispositivo de inmovilización, más dificultad tendrán los operadores para manejarlo correctamente y para conservarlo en buenas condiciones con el paso del tiempo. Además, los inmovilizadores pesados y muy voluminosos ocasionan dificultades para su almacenamiento. Siempre que no se comprometa el objetivo de una correcta inmovilización del paciente, estos sistemas deberán ser lo más livianos posible, así como fáciles de manejar para el operador.

- **Comodidad**: evidentemente, el inmovilizador ha de ser cómodo para el paciente, ya que en cada sesión ha de estar inmovilizado durante varios minutos. Para conseguir una buena tolerancia del paciente y minimizar la ocurrencia de pequeños movimientos (voluntarios e involuntarios), interesa que el diseño del inmovilizador sea lo más ergonómico y cómodo para el paciente.



- Sencillez: un inmovilizador que disponga de excesivos aditamentos y grados de libertad para conseguir el posicionamiento ideal del paciente puede ser complicado de manejar para el operador, aumentando además el riesgo de cometer errores inadvertidos, ya sean puntuales o sistemáticos. Siempre que no se comprometa la calidad del tratamiento y se asegure convenientemente la reproducibilidad de la posición del paciente exigida para cada tipo de tratamiento, es deseable que los inmovilizadores sean lo más sencillos posible.
  
- Radiotransparencia: es bastante posible que los haces de radiación planificados, antes de incidir sobre el paciente, lo hagan sobre el inmovilizador. Interesa que la atenuación de la radiación sobre ellos sea mínima, por lo que se suelen construir con mínimos espesores de material y en fibra de carbono. De todos modos, siempre se puede tener en cuenta en el planificador la atenuación de cualquier material externo al paciente (inmovilizadores, mesa de tratamiento, ...), por lo que la falta de radiotransparencia puede ser modelada y tenida en cuenta con un error mínimo.
  
- Duplicidad: por comodidad para los operadores de las diferentes máquinas (TC, simulación, aceleradores) es recomendable tener un inmovilizador propio en cada una de ellas para evitar tener que trasladarlos de un lugar a otro. Para cada tipo de inmovilizador, todas las unidades disponibles han de ser idénticas entre sí, lo cual hay que asegurar antes de ponerlos en uso clínico.
  
- Compatibilidad: es importante asegurarse, antes de adquirir un nuevo inmovilizador, que pueda ser usado efectivamente en cada una de las máquinas (TC, simulador, aceleradores). Es relativamente común, por ejemplo, en unidades TC con gantry estrecho (70 cm) que algunos dispositivos de inmovilización no puedan usarse, ya que con el paciente correctamente inmovilizado no cabe por el "agujero" del TC, provocando colisión del inmovilizador o del propio paciente (véase fig. 10.3.). De la misma manera, también se pueden producir colisiones en los aceleradores, sobre todo al desplegar los sistemas de imagen y hacer girar el gantry.



*Fig. 10.3. Realización del estudio TC de simulación para un tratamiento de mama con inmovilizador específico. Obsérvese la dificultad que puede entrañar la realización del estudio debido a las dimensiones relativas del inmovilizador y del gantry de la unidad TC.*

- Fijación e indexación a la mesa: es importante que los dispositivos de inmovilización se puedan fijar solidariamente a los diferentes tableros, tanto de la unidad TC, como del simulador y los aceleradores. Esto impide cualquier posible desplazamiento que pueda sufrir el inmovilizador (y con él, el paciente) respecto al tablero. Se evitan así errores de posicionamiento y se aumenta también la seguridad física del paciente al evitar que el inmovilizador se pueda deslizar sobre la mesa. Además, es interesante que los inmovilizadores se puedan "indexar" a los distintos tableros, lo que significa que la posición relativa entre inmovilizador y tablero se restringe a unas cuantas posiciones discretas (dicho de otro modo, el inmovilizador no se puede fijar respecto a la mesa en cualquier posición, sino en unas pocas posiciones claramente definidas, normalmente equiespaciadas). Si los tableros de la unidad TC, del simulador y de los aceleradores disponen de las mismas posiciones de indexación, y éstas están referidas a un mismo sistema de coordenadas de mesa (véase lo comentado en los conceptos previos del capítulo 1), entonces, si el inmovilizador se ancla en las mismas posiciones de indexación, las coordenadas de mesa simuladas serán las mismas que las coordenadas de mesa para el tratamiento en el acelerador (sin embargo, siempre conviene verificar el correcto posicionamiento del paciente en el acelerador mediante las marcas externas y mediante imagen).



Existen numerosos sistemas de inmovilización de todo tipo, algunos comerciales y otros artesanales que se pueden elaborar en el propio servicio, aunque estos últimos normalmente no ofrecen las mismas prestaciones y seguridades que los comerciales. Veamos seguidamente algunos de los sistemas comerciales más utilizados, clasificándolos en función de la localización anatómica del tratamiento:

## CABEZA Y CUELLO

El tipo de inmovilizador más utilizado en los tratamientos de cabeza y cuello se compone básicamente de una base de fibra de carbono o de metacrilato, sobre la cual se asienta un cabezal reposacabezas, que puede ser rígido o mediante colchón de vacío. El paciente se acuesta con la cabeza descansando en el cabezal, y para una mayor inmovilización se suele añadir una máscara termoplástica (véase fig. 10.4), individualizada para cada paciente, que se adapta a la forma de la cabeza, cara y/o cuello, y se fija a la base, de modo que el conjunto queda perfectamente inmovilizado (sobre todo si la base tiene la posibilidad de fijación a la mesa de la unidad). Este sistema puede ser utilizado tanto para tratamientos en posición supino como en prono. Las características y la elaboración de las máscaras termoplásticas (no solo para cabeza y cuello) se explicarán con más detalle al final de este capítulo.

Normalmente se dispone de varios cabezales reposacabezas rígidos para conseguir adaptar perfectamente la curvatura posterior particular del cuello de cada paciente y que éste descanse sobre el cabezal lo más cómodamente posible (véase fig. 10.5.).



**Fig. 10.4. Inmovilización de cabeza con colchón de vacío como reposacabezas, máscara termoplástica y retractores de hombros.**



*Fig. 10.5. Juego de cabezales reposacabezas para tratamientos en supino, con diferentes alturas y curvaturas adaptables al contorno del cuello y cabeza del paciente.*

También existen diferentes tipos de mallas termoplásticas, con diferentes espesores, materiales y longitudes. Las hay cortas que solo inmovilizan la cabeza, y más largas que también inmovilizan el cuello e incluso los hombros.

En el caso de irradiación en la zona del cuello, para evitar que los hombros puedan interceptar los haces de radiación en el caso de que éstos sean laterales u oblicuos, se suelen emplear los llamados "**retractores de hombros**" (véase fig. 10.3.), que son aditamentos que pueden ir integrados en el propio inmovilizador de cabeza y cuello y que "tiran" hacia abajo de los hombros para apartarlos de la zona de incidencia de los haces.

Una ventaja adicional de las máscaras termoplásticas, añadida a su capacidad de inmovilización, es que se pueden colocar sobre ellas y no sobre la piel del paciente las marcas radioopacas de referencia del estudio TC. Así mismo, las marcas definitivas de localización del isocentro y de las entradas y/o límites de los campos de tratamiento se pueden pintar sobre tiras de esparadrapo pegadas en la propia máscara.

Existen numerosas variantes para el sistema anteriormente descrito. Así, se pueden usar bases que se pueden angular (sobre todo para posición en prono, véase fig. 10.6.), colchones de vacío para inmovilizar la zona del tórax y los hombros, mordedores para fijar la posición de la cabeza solidariamente con el cabezal reposacabezas (véase fig. 10.7.), etc.



**Fig. 10.6.** Inmovilización de la cabeza en posición prono, con base angulada y máscara termoplástica..



**Fig. 10.7.** Inmovilización de la cabeza con un dispositivo “bite block”.

## MAMA

El tipo de inmovilizador más utilizado para los tratamientos de mama en posición supino es una tabla inclinada con aditamentos para reposar la cabeza, los brazos y las manos. El diseño de la misma está encaminado, no solo a conseguir una correcta inmovilización y una aceptable comodidad para la paciente, sino también a facilitar el diseño de los haces de radiación, evitando que intercepten regiones de la paciente como los brazos, y favoreciendo la protección del pulmón. Tanto la angulación de la tabla como la posición y angulación de los diferentes aditamentos es regulable, normalmente en posiciones discretas, para lograr el objetivo anteriormente mencionado (véase fig. 10.8.).



**Fig. 10.8.** Inmovilización en un tratamiento de mama en posición supino.



Al igual que en los tratamientos de cabeza y cuello, aunque no tan habitual, se pueden utilizar mallas termoplásticas específicas para la región anatómica del tórax, que ayudan a la inmovilización de la mama y a la reproducibilidad del posicionamiento, sobre todo en mamas grandes y péndulas (véase fig. 10.8.). También es útil en algunos casos la utilización de colchones de vacío (véase fig. 10.9.).



**Fig. 10.9. Inmovilización con colchón de vacío.**

Para tratamientos de mama en posición prono también existen dispositivos de inmovilización específicos, que permiten que la mama objeto de tratamiento cuelgue por gravedad, al mismo tiempo que se comprime y se aparta la mama contralateral de los haces de radiación (véase fig. 10.10.).



**Fig. 10.10. Inmovilización en posición prono.**



## TÓRAX

Existen numerosos sistemas para inmovilizar la zona de tórax en tratamientos localizados en esta región anatómica. Se pueden usar colchones de vacío o sistemas rígidos que inmovilizan de alguna manera el tórax y los brazos del paciente. Estos últimos suelen consistir en tablas (mejor si son indexadas a la mesa de tratamiento) con aditamentos para colocar en posiciones reproducibles los brazos, antebrazos y manos del paciente, los cuales no han de interceptar los haces de radiación planificados (véase fig. 10.11.). Así mismo, los inmovilizadores no deben provocar situaciones de colisión con los elementos móviles del tomógrafo, del simulador o del acelerador.



*Fig. 10.11. Inmovilización de tórax con dispositivo inmovilizador específico.*

## COLCHONES DE VACÍO

El colchón de vacío se puede utilizar en múltiples localizaciones anatómicas como sustituto de otros sistemas de inmovilización más tradicionales. Es especialmente útil para la inmovilización de extremidades, pelvis o columna. Más que inmovilizar al paciente, su función es conseguir una buena reproducibilidad del posicionamiento, aunque también es cierto que ayuda a minimizar los movimientos involuntarios del paciente (véase fig. 10.12.).

Dependiendo de la región corporal que se pretenda inmovilizar, existen en el mercado diferentes tamaños y diseños de colchones de vacío. Por ejemplo, es evidente que en una inmovilización de cabeza y cuello se requerirá un pequeño colchón a modo de reposacabezas, mientras que para una irradiación craneo-espinal se requerirá un



colchón para el cuerpo entero.

El funcionamiento es relativamente sencillo. Se trata de un colchón relleno de pequeñas bolitas de poliestireno (poliespán, material sintético y aislante), con una válvula de apertura y cierre a la que se aplica una bomba que permite hacer el vacío. Cuando el interior del colchón está a la presión atmosférica las bolitas en su interior están libres y el colchón puede ser moldeado con la forma del paciente o de parte de él mientras se encuentra acostado sobre el mismo. El aire se bombea entonces hacia fuera a través de la válvula mediante la bomba de succión, realizando el vacío en el interior. La presión atmosférica exterior presiona entonces las bolitas, juntándolas y haciendo que el colchón se vuelva rígido y duro, conservando así el moldeado del paciente.



*Fig. 10.12. Inmovilización con colchones de vacío.*

En las sucesivas sesiones de toma de imágenes TC, simulación y tratamiento, el paciente deberá colocarse sobre el colchón adaptando su posición a la que ha quedado "impresa" en el mismo. De esta forma se reproduce con facilidad el posicionamiento diario del paciente.

Los colchones de vacío son reutilizables. Evidentemente, como paso previo a su uso con otro paciente, hay que deshacer el vacío actuando sobre la válvula correspondiente para que la presión interior se equilibre con la atmosférica, y así pierdan la rigidez adquirida y vuelvan a ser de nuevo moldeables.

## **MALLAS TERMOPLÁSTICAS**

Las mallas o máscaras termoplásticas constituyen un añadido que se puede incorporar a los inmovilizadores clásicos para mejorar todavía más el grado de



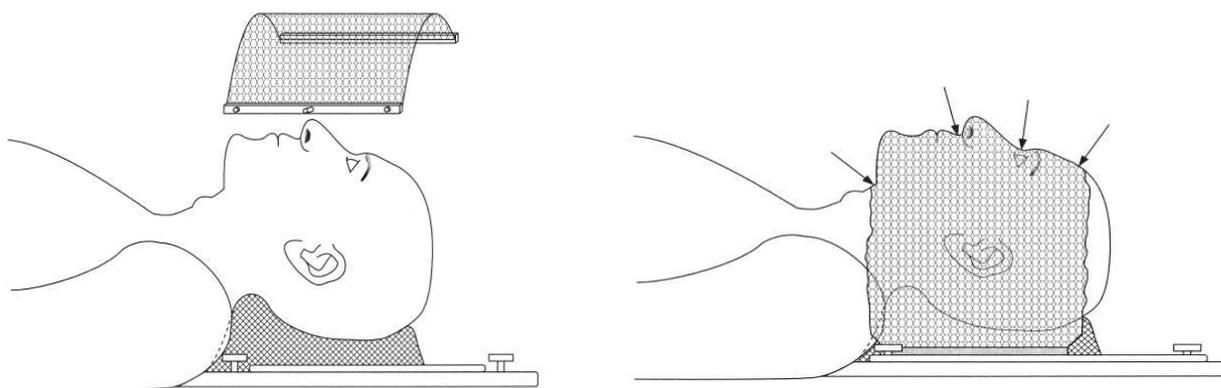
inmovilización del paciente. En el caso de tratamientos de cabeza y cuello constituyen desde hace mucho tiempo un estándar, siendo prácticamente imprescindibles en este caso. Dependiendo del modelo, algunas de ellas son reutilizables y otras no.

Consisten en finas capas de material plástico perforado que, calentadas a cierta temperatura, se vuelven blandas y moldeables, pudiendo entonces ser aplicadas sobre la zona anatómica de interés en el paciente y adquiriendo la forma del contorno en dicha zona. Al mismo tiempo los extremos de la malla se anclan a la base del inmovilizador utilizado, procurando que la malla permanezca tensa. Tras un tiempo de enfriamiento, la malla se vuelve rígida, conservando la forma adquirida.

Seguidamente se explicará muy brevemente el proceso de elaboración de un molde basado en malla termoplástica, particularizándolo para el caso más frecuente, que es, como ya se ha comentado, la inmovilización de cabeza y cuello. Para otras localizaciones anatómicas el proceso es similar, aunque las mallas son, por supuesto, distintas en forma, dimensiones y en la manera de anclarlas a las bases de los inmovilizadores.

#### Elaboración de máscaras termoplásticas para cabeza y cuello:

Las máscaras termoplásticas faciales son el mejor método de inmovilización. Las ventajas son la rapidez y facilidad con las que se preparan. Un inconveniente es el alto coste por unidad, que puede reducirse si el modelo empleado es reutilizable (aunque el número de reutilizaciones es bastante reducido).



**Fig. 10.13. Elaboración de una máscara termoplástica para cabeza y cuello.**



Se ha de seleccionar en primer lugar el tipo de malla indicada para el tratamiento (las hay largas o cortas, dependiendo de si aparte de la cabeza interesa inmovilizar el cuello; incluso las hay que inmovilizan además los hombros). Seguidamente se ha de calentar la malla en un baño de agua, normalmente a unos 70° o 75 ° y durante un tiempo definido especificado por el fabricante. Mientras tanto, se irá colocando al paciente encima de una mesa con los dispositivos de inmovilización pertinentes que se utilizarán durante la simulación y el tratamiento.

Una vez que la malla haya perdido su rigidez y esté lista para su utilización, se procederá a aplicarla sobre la cara y/o cuello del paciente según se muestra en la fig. 10.13., intentando que se amolde en todo lo posible a los distintos contornos. Los extremos de la misma se anclarán a la base del inmovilizador mediante unas sujeciones que deben permitir poder liberar fácil y rápidamente la máscara (sobre todo en caso de urgencia). Se presionará con los dedos durante unos instantes para conseguir un perfecto acoplamiento, sobre todo en nariz, barbilla y cuello, que son las áreas más críticas.

Se ha de esperar durante unos minutos para completar el proceso de enfriamiento de la malla, se vuelva rígida y acabe adoptando la forma definitiva de la cabeza, cara y, si es el caso, cuello y hombros del paciente.



## **11. BIBLIOGRAFÍA.**

- "Manual Técnico-Práctico de Radiación: Técnicas de cuarto de moldes para Teleterapia". OIEA, Viena 2004.
- "Física de las Radiaciones Ionizantes en Radioterapia (6º versión)". Carlos Fernández Fernández, A Coruña 2012.
- "Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia". BOE nº 206/1998 (publicado el 28/08/1998).