

PROTOCOLO PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN SISTEMAS DE PLANIFICACION DE TERAPIA CON RADIACIONES IONIZANTES

Comité de redacción:

JOSÉ MIGUEL DELGADO RODRÍGUEZ.
Instituto Madrileño de Oncología. Madrid

FELICIANO GARCÍA VICENTE.
Hospital Universitario de la Princesa. Madrid.

ESTHER MILLÁN CEBRIÁN.
Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza

Empresas Colaboradoras

CMS
Elekta Medical
Nucletron
Philips Ibérica
Técnicas Radiofísicas
Varian Medical Systems



© Ramírez de Arellano Editores, S.L. 2005

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso previo de los editores.

Ramírez de Arellano Editores, S.L.

Avda. de América, 4 1º. 28028 Madrid
Telf. 91 724 11 13 Fax. 91 724 25 52
rda@rdaeditores.com
ISBN: 84-934448-1-2

Imprime:
dgB, S.L.
Telf. 91 798 82 03
Depósito Legal: M-26715-2005
Impreso en España

Colaboradores:

ALEJANDRO GARCÍA ROMERO.
Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

PABLO CARRASCO DE FEZ.
Hospital de la Santa Creu y Sant Pau. Barcelona.

INMACULADA JEREZ SAINZ.
Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

M^a JOSÉ BÉJAR NAVARRO.
Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

Agradecimientos

El Grupo de Trabajo de Planificadores quiere agradecer especialmente al Instituto Madrileño de Oncología. SFA, por la ayuda personal y material que ha puesto a disposición del Protocolo:

Agradecimiento especial a JOSÉ PÉREZ CALATAYUD del *Hospital La Fe* por sus sugerencias y comentarios.

También quiere agradecer su participación a :

M^a DOLORES LARDIES FLETA. Zaragoza.

FRANÇOISE LLISO VALVERDE. *Hospital La Fe. Valencia*

RODRIGO LOPE LOPE. *Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza*

PILAR LÓPEZ FERRANDO. *Instituto Madrileño de Oncología. Madrid*

ÁNGEL MIÑAMBRES MORO. *Hospital Universitario La Princesa. Madrid.*

RAFAEL MORIS PABLOS. *Hospital Ramón y Cajal. Madrid.*

PRÓLOGO

Con el documento que presentamos, tenemos la pretensión de cumplir con el compromiso que asumimos al formar el Grupo de Trabajo de Planificadores. En aquel momento, algunos de nosotros, pensamos que era necesaria una puesta en común de los conocimientos y las actuaciones que debía de llevar a cabo un Radiofísico Hospitalario ante la utilización de un sistema de planificación (SP).

Como toda actividad que pretende una puesta a punto de un área de conocimiento, esta se presenta como una tarea simple, pero termina siendo interminable. Cada aspecto que se aborda, da lugar a un nuevo frente de dudas e incertidumbres y una cascada de información que es difícil de analizar. En ningún momento, hemos pretendido que el objetivo fuera un documento definitivo, al menos, por un periodo de tiempo. Pensamos que esta pretensión es imposible y que la dinámica del conocimiento científico y el desarrollo de la tecnología impiden sintetizarla. Por ello, nuestro deseo es que el documento sea un elemento motivador a los radiofísicos, para que analicen permanentemente los problemas que presentamos y otros que aparecerán a medida que se inicien en esta actividad.

Hemos tenido en cuenta los documentos internacionales que nos han precedido, y hemos tratado de adaptar la problemática y las formas de resolución a lo que entendemos que es nuestra realidad nacional.

Queremos agradecer a todos aquellos que fueron consultados y mostraron disposición para ayudarnos. Ahora esperamos que de la lectura de este documento podamos sacar conclusiones más firmes.

J. Miguel Delgado Rodríguez
Feliciano García Vicente
P. Esther Millán Cebrián

ÍNDICE

Introducción	9
Estructura del Protocolo	14
Sistema Informático.....	21
Diseño y modelado de las unidades de tratamiento y de los haces de radiación	43
Adquisición de datos anatómicos.....	91
Dosimetría de Haces.....	119
Braquiterapia.....	205
Presentación y transferencia de resultados.....	259
Anexos:	
Definiciones	274
Pruebas de rutina en RT externa	277
Estructura de los maniqués.....	280

Características a tener en cuenta en un concurso de adquisición.....	288
Lista de pruebas, tolerancias y periodicidades	295
Glosario de Términos	303

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de planificación dosimétrica han llegado a ser, en el momento actual, la herramienta más importante de la que se dispone en un servicio de Terapia con Radiaciones. Durante años, la preocupación fundamental de los radiofísicos en los servicios de terapia fue la determinación de la forma más exacta y precisa posible, de las magnitudes radiológicas relacionadas con los efectos biológicos, en especial la dosis absorbida.

Cada país ha tratado de dar criterios metrologicos que normalizaran la determinación de estas magnitudes, de manera, que los efectos producidos por las irradiaciones fueran comparables. Y esto, no solamente para cada técnica en especial, sino que el propósito era más general; determinar la magnitud radiológica de forma independiente de la técnica médica que se aplicara. Así podrían extrapolarse los valores prescritos en un proceso terapéutico aplicado a una técnica, a otra diferente.

Estos objetivos, en el momento actual, se han cumplido al menos en relación con el nivel de incertidumbre del resto de los procesos que intervienen en el procedimiento terapéutico general.

Esta normalización ha ido acompañada de la necesidad de realización de Planes de Garantía de Calidad, que incluyan todas las fases del proceso radioterápico, elaborados por diferentes organizaciones científicas de carácter Nacional o Internacional. En muchas situaciones se hicieron ley, a través de las directivas comunitarias.

Nuestra referencia legal más inmediata es el Real Decreto 1566/1998, por el que se establecen los criterios de actuación en un proceso radioterápico. El RD obliga a establecer un plan de Garantía de Calidad en cada Unidad Asistencial, donde estén incluidos todos los aspectos del proceso terapéutico. Por tanto debe incluir desde la realización de la historia clínica, la localización, planificación dosimétrica, ejecución del tratamiento y seguimiento del paciente.

Uno de los aspectos que ha tenido mayor desarrollo tecnológico en los últimos años ha sido el cálculo de la dosis absorbida fuera de las condiciones de referencia. Se ha pasado de los cálculos elementales "a mano" que se mantuvieron durante muchos años, con niveles de incertidumbre grandes fuera de condiciones próximas a las de referencia, al estado actual donde sistemas expertos pueden, basados en complejos métodos matemáticos, realizar planificaciones inversas.

El desarrollo ha crecido en función de que se ha podido disponer de una tecnología informática cada vez más potente y en el desarrollo de métodos de cálculo que permiten modelar con mayor precisión cualquier situación que se plantee en la práctica clínica. Sin embargo, a medida que se obtienen mayores logros en la determinación de las distribuciones de dosis absorbida, la tecnología de irradiación presenta al usuario nuevas posibilidades, cada vez más difíciles de caracterizar mediante un modelo.

Por otro lado el sistema de planificación ha pasado a ser el elemento integrador y organizador de todas las funciones ligadas al proceso terapéutico. La tecnología informática, y en especial, los sistemas de interconexión de unidades y transferencia de información han hecho crecer al sistema fuera del ámbito estrictamente ligado al cálculo. Esto hace que deba mantenerse una vigilancia permanente de la operatividad del sistema que minimice los posibles errores que perjudiquen el resultado terapéutico.

Naturalmente en la idea de un Protocolo no suele estar la originalidad. Habitualmente se pretende normalizar un conjunto de procesos de manera que puedan compararse los procedimientos que los definen. Por ello este protocolo ha acudido a las referencias internacionales que le han parecido más ilustrativas en cada caso o que se adaptan mejor a nuestra manera de trabajar o de realizar el proceso radioterápico.

Quede claro, por otro lado, que este documento no pretende de ninguna manera establecer ningún criterio estricto, ni negar la alternativa a otras formas de valorar la calidad de los procedi-

mientos o metodologías con las que se evalúa la calidad de un sistema de planificación. Pensamos que un Protocolo debe tener un carácter más científico que legalista. Ya hemos tenido algunas malas experiencias cuando se confunde una cosa con la otra. Creemos que además de uniformizar los procedimientos para poder comparar resultados, el protocolo debe incentivar a buscar nuevos métodos más eficaces, estimulando con ello el desarrollo de la actividad científica del área en cuestión.

Por último, ha sido para nosotros difícil establecer una línea de actuación que establezca pruebas para verificar la bondad operativa de los sistemas de planificación independientemente de que los datos, que son introducidos para modelar la máquina por parte del radiofísico, sean o no aceptables. Algunos protocolos actúan de este modo. Nuestra filosofía se basa en el hecho de que la valoración de un sistema de planificación no tiene un interés para el paciente si no va acompañada de todo un conjunto de actuaciones que realiza el radiofísico, tanto en los criterios que adopta en el modelado de los parámetros, como en todos los procedimientos metroológicos que utiliza. Creemos que, no es tan interesante saber que un planificador trabaja correctamente para una máquina tipo, como que el sistema de planificación provea distribuciones de dosis en cualquier situación que sean reproducibles metroológicamente por el radiofísico y, de esta manera, pueda estimar el nivel de error en la dosis administrada en cualquier situación. De ahí el interés en incentivar que los procedimientos sean realizados con la caracterización de las unidades que ha realizado el radiofísico responsable de las mismas.

Tampoco debemos olvidar que los sistemas de planificación están en permanente evolución y mejora. Podríamos decir que estamos manejando casi siempre prototipos y nos convertimos, independientemente de los procesos de calidad que los proveedores hacen a las versiones Beta, en verdaderos evaluadores de cada nueva versión o modificación.

Así pues, la intención ha sido la de servir de ayuda para el establecimiento en cada centro de un Plan de Garantía de Calidad

a los planificadores, de uniformizar, en lo posible, los procedimientos de manera que la comunicación entre los responsables sea más fácil y, por último, tener un documento de referencia, tanto para la adquisición y aceptación de los equipos como para que la autoridad sanitaria disponga de un documento de referencia. Bien entendido y reiterando que las propuestas incluidas en las distintas pruebas, tanto en lo que se refiere a los procedimientos como a las tolerancias, deben entenderse como referencias que ayuden a lograr los objetivos puestos como niveles posibles de funcionamiento y no un sistema de mínimos tal que al incumplirlo se produzca un detrimento en la atención al paciente.

Una de las primeras tareas con las que se enfrenta el radiofísico ante la puesta en marcha de un sistema de planificación es la introducción de los datos relativos a las unidades de tratamiento de que dispone en su unidad. Para ello debe recopilar toda la información requerida, tanto del comportamiento geométrico de la máquina como de los datos físicos de los haces que genera, que deberán adquirirse de la forma más completa y adecuada posible. La mayor parte de los planificadores disponen de conjuntos completamente diferentes de programas para la definición de las características físicas y geométricas de las unidades y para el uso de los haces en modo clínico. Ambos conjuntos de programas deberían ser sometidos a una variedad de pruebas diferentes pero ningún planificador permite utilizar de forma independiente cada parte de las que se compone el proceso de definición de una unidad de tratamiento. Es más, no es posible usar el programa para ir verificando secuencialmente cada una de las tareas independientemente: configuración geométrica de la máquina, diseño de haces en el paciente o en un maniquí y los cálculos de determinación de las dosis absorbida.

Esto lleva al radiofísico a realizar un proceso de permanente "prueba y error" realimentando las características de definición de las unidades hasta verificar que éstas trabajan correctamente. En algunos casos puede trabajarse y comprobar el funcionamiento sin entrar en modo clínico, pero lo que no es posible, es verificar algunas caracte-

rísticas del programa, como la definición geométrica de los haces, sin haber cumplimentado todo el proceso de modelado de los mismos.

Por ello y con el fin de adecuar las pruebas al proceso secuencial más probable con el que va a realizarse la puesta a punto del planificador en Teleterapia, hemos agrupado las pruebas en tres capítulos lo más independientes posible: datos anatómicos, diseño y modelado de máquinas y haces de radiación y cálculo de dosis.

En algunos casos, las pruebas tienen un carácter meramente funcional advirtiéndole al lector de algunos aspectos en los que debe prestar atención, pero se ha mantenido su estructura para dar uniformidad al conjunto. En cualquier caso, el lector deberá completar tanto la entrada de datos como el modelado, para poder realizar las diferentes pruebas que le permitan comprobar que el sistema trabaja correctamente.

La medida en que se cumpla el objetivo de la Braquiterapia de administrar una dosis en el volumen blanco elevada al tiempo que se preservan los tejidos sanos circundantes viene determinada por las distintas etapas de la planificación. La mayoría de los cálculos dosimétricos en Braquiterapia se realizan con la ayuda de un sistema informático. Si bien es cierto que esto hace disminuir las posibilidades de error y simplifica el proceso global, también es cierto que se corre un gran riesgo de dar por correcto un resultado sin pensar en todos los errores que se han podido introducir en cada eslabón de la cadena, desde la introducción de las fuentes hasta la impresión de las curvas de isodosis. Es, por tanto, de vital importancia verificar todos y cada uno de los pasos de la misma.

Hemos definido dos tipos posibles de pruebas a realizar en un sistema de planificación en Braquiterapia. Por una parte, unas pruebas detalladas, exhaustivas, que tienen por objeto verificar cada uno de los pasos de la planificación, y por otra, otras de funcionamiento global.

ESTRUCTURA DEL PROTOCOLO

El Protocolo se ha organizado en seis capítulos diferentes teniendo en cuenta el proceso que en general sigue el radiofísico para poner en uso clínico el sistema de planificación, pero se ha procurado mantener el criterio de pruebas individuales hasta donde sea posible. Esto es debido a que por la propia estructura de organización del software de los fabricantes no siempre es posible realizar el proceso de forma secuencial.

Los capítulos se han agrupado de la siguiente manera:

1. Sistema Informático

El radiofísico al recibir un sistema de planificación con lo primero que se encuentra es con un conjunto de software y hardware de base con el que luego trabajarán las aplicaciones. Es necesario que todo el conjunto se conozca hasta donde sea preciso y pueda evaluarse su operatividad.

2. Diseño y Modelado de Unidades y Haces de radiación

La caracterización de las unidades de tratamiento en general incluye dos tareas diferentes. Por un lado, definir las características geométricas de la unidad, para que sean interpretadas por el sistema de planificación en cualquier situación: definición de sistemas de coordenadas, direcciones de movimiento, giros y desplazamientos de todos los elementos que nos permitirán situar un haz en el espacio con relación al paciente. Por otro lado, debemos de proveer al sistema de los datos radiológicos de emisión necesarios como base de partida para poder modelar cualquier haz que sea necesario con un fin clínico.

El modelado es un proceso muy dependiente del sistema de planificación, de los algoritmos que utiliza y de las herramientas de que dispone para tratar los datos. Es una parte muy delicada de la

puesta en marcha del sistema. De un modelado exigente dependerán los resultados en la utilización clínica de los haces.

Por fin se han incluido en este capítulo todos los aspectos ligados al diseño de haces. Sería preferible que estos aspectos fueran en un capítulo aparte. Sin embargo, muy pocos planificadores disponen de la posibilidad de trabajar en modo "físico", antes de modelar la unidad para comprobar el resultado y hay que acudir necesariamente a otra parte del programa para verificar algunos de los aspectos comentados anteriormente. No se incluye ningún aspecto que tenga que ver con el cálculo de la dosis; solamente, con esa primera función a la que se enfrenta el radiofísico ante un problema de dosimetría clínica, que es definir la estructura de haces y su posición con relación al paciente.

3. Adquisición de Datos Anatómicos

El tratamiento de imágenes es fundamental, tanto para el diseño adecuado del plan de irradiación como para su valoración. Las características no sólo de la imagen, sino físicas del medio con el que van a interaccionar los haces permiten la aplicación correcta de los algoritmos de determinación de la dosis absorbida. Por ello, un sistema de planificación incluye un conjunto de herramientas que permiten segmentar estructuras, determinar volúmenes de interés y presentar la imagen en una variedad de formatos tanto en 2D como en 3D. También se incluye la fusión de diferentes tipos de imágenes.

En este capítulo se han tratado de unificar todos aquellos aspectos que definen la anatomía del paciente y cuyos datos de base provienen de estudios por imagen (TC, RM, SPECT, PET, etc.), así como las diferentes formas de reconstrucción y presentación.

También se ha incluido un aspecto sumamente importante, como es el de la vigilancia de la base de datos donde se estructura toda la información relativa al paciente y su relación con los estudios por imagen y resultados de las planificaciones.

4. Dosimetría de Haces

Una vez que un plan de irradiación ha sido definido, el sistema aplica los algoritmos de determinación de la dosis absorbida en función tanto de las características de la unidad, como del modelo que determina la dosis absorbida en cualquier punto del espacio y de las características anatómicas que se le han presentado en cada caso en concreto.

Es imposible analizar cada situación en particular y compararla con datos metrológicos. Sin embargo, es posible evaluar el comportamiento del sistema de planificación en un conjunto de situaciones de referencia, que nos permitan asegurar que en otras similares se comportará correctamente con niveles de incertidumbre del mismo orden de magnitud.

Por tanto, se incluyen en este capítulo situaciones que van desde las más simples a las más complejas que puedan presentarse, junto con pruebas dirigidas a analizar el comportamiento de los algoritmos cuando se modifican condiciones de referencia, como es el caso de las heterogeneidades, la introducción de moduladores a los haces o la variación relativa de unos haces con respecto a otros en el plan de irradiación general.

5. Braquiterapia

La terapia con fuentes encapsuladas en contacto directo con la anatomía del paciente tiene unas peculiaridades que la diferencian esencialmente de la Teleterapia, pero en cambio, participa de muchos de los aspectos generales. Tal es así, que existe una especie de controversia en que existan planificadores dedicados exclusivamente a esta modalidad de tratamiento. En algunas situaciones con claras intenciones monopolísticas asociadas a las unidades de tratamiento y, en otras, de facilitar su manejo.

La Braquiterapia es, en general, un tratamiento complementario a la Teleterapia y como tal es de gran ayuda que, al menos desde el punto de vista físico, se conozca la dosis total administrada al pacien-

te, aunque las consecuencias de las diferencias de fraccionamiento tan dispares no estén completamente asumidas al aplicar los modelos radiobiológicos tradicionales.

Se incluyen en este capítulo todos los aspectos que están involucrados en el tratamiento. Desde la definición de las fuentes, los métodos de localización y los procedimientos de modelado para la determinación de la dosis absorbida, basados hoy en día en su generalidad en la publicación del Grupo de trabajo de la AAPM nº 43 (Task Group 43), pero teniendo en cuenta otras formas de determinar la dosis absorbida.

6. Presentación y Transferencia de Datos y Resultados

La dosimetría de un plan de irradiación termina con la presentación de los datos que han intervenido en la definición del plan y de los resultados a que ha dado lugar la distribución de dosis.

Este conjunto de datos permitirá ejecutar el plan de irradiación en las unidades de tratamiento y verificar la concordancia entre lo planificado y lo ejecutado.

Otra función esencial es la de servir de archivo para ser consultado en cualquier momento posterior, cuando el paciente requiera una nueva irradiación o para la realización de informes dosimétricos o clínicos.

Los datos a los que nos referimos pueden ser imágenes, dibujos y datos alfanuméricos. Todos ellos pueden ser transferidos por red a las unidades de tratamiento para la realización de la correspondiente prescripción o pueden incorporarse a programas auxiliares de tratamiento de datos e imágenes para verificación y seguimiento del plan de irradiación.

Merece especial atención el tratamiento de la imagen portal que genera el sistema de planificación de cada haz y que se comparará visualmente o de forma automática con las obtenidas en la unidad de tratamiento.

Cada capítulo contiene un conjunto de pruebas donde se han agrupado los aspectos más relevantes de cada materia. Las pruebas se han organizado en lo posible de forma secuencial y pensando que el radiofísico cuando lleve adelante su plan de Garantía de Calidad pueda optimizar el tiempo. Esto no siempre ha sido posible en aras de individualizar las pruebas. Así que puede haber tareas que sean repetitivas o que, de organizarse de otra manera, se optimizaría más el tiempo. Este Protocolo no pretende ser rígido en casi ningún aspecto, tratando de ayudar al radiofísico a que organice su trabajo de la forma que estime más conveniente.

Cada prueba se compone de un conjunto de apartados que el lector encontrará en el mismo orden y de los que damos una explicación a continuación:

Título

Identifica la prueba. Va precedido de unas iniciales y un número de orden.

Objetivo

Define las características que se pretenden evaluar con la prueba.

Teoría de la prueba

Pretende, de forma breve, dar una explicación técnica de las causas que motivan la prueba e introduce, en algunos casos, conceptos que serán utilizados posteriormente.

Tipo de prueba

Las pruebas en general se han clasificado de Aceptación, Referencia y Constancia, dependiendo de si éstas se realizan a la recepción del sistema y dan lugar a la iniciación de un periodo de garantía, o de si sirven para determinar parámetros que luego se

comprobarán regularmente en las pruebas de constancia. Una prueba puede pertenecer a los tres tipos a la vez.

Material

- Se explica brevemente el material que será suficiente para ejecutar el procedimiento.

Procedimiento:

1. Se explican de forma secuencial las acciones a realizar para obtener los datos necesarios, que permitan cuantificar el comportamiento del sistema.

Análisis de resultados

- Valoración de los datos obtenidos en la adquisición ejecutada en el procedimiento.

Tolerancia

Valores recomendados de variación de los resultados, que permitirán al radiofísico establecer niveles de acción en su Programa de Garantía de Calidad o le orientarán en el momento de la aceptación de un sistema. La tolerancia es un valor de referencia, depende de cada sistema y, en muchos casos, de las posibilidades metrológicas disponibles y de los procedimientos de medida empleados. Hay que tener en cuenta que las tolerancias que se indican en cada caso, suponen unos datos de partida experimentales correctos y fiables.

Periodicidad

Recomendación sobre el tiempo que debe transcurrir para la repetición de una prueba, porque pueda afectar a la variación o modificación de los resultados.

Observaciones

- I. Detalles o advertencias significativas para la realización de la prueba, el análisis de resultados o metodologías alternativas.

El documento dispone de un conjunto de anexos que complementan, amplían o resumen algunos aspectos del mismo.

Al finalizar cada capítulo se presenta una bibliografía, donde se incluyen las referencias principales que se han tenido en cuenta en el desarrollo de las pruebas.

SISTEMA INFORMÁTICO (SI)

SI-1 INSPECCIÓN GENERAL

Objetivo

Conjunto de procedimientos destinados a comprobar el estado físico de los equipos, a verificar la correspondencia con los modelos ofertados, y la existencia de manuales individuales para cada componente.

Teoría de la prueba

Uno de los problemas que suelen presentarse cuando se adquiere un Planificador es la recepción del conjunto de elementos que componen el sistema, tanto en lo que tiene que ver con la maquinaria, como con los programas y la documentación. Muchas veces el modelo seleccionado ha sido visto en sistemas informáticos que no se corresponden con los adquiridos (sistemas portátiles, "demos" viajeras, versiones BETA, etc.). Cuando el sistema se adquiere, es muy importante observar las características informáticas del sistema principal y de los periféricos, de manera que sea autónomo y que cada uno de los componentes corresponda al modelo y marca ofertado o que es sensiblemente mejor que el ofertado en cuanto a capacidad y prestaciones. Todos los sistemas deben incorporar el paquete de programas base, con el que es usual la venta del sistema para usos generales, por lo que deben comprobarse las licencias adquiridas al proveedor del sistema informático ("drivers", compiladores, sistemas operativos, etc.). Así mismo los periféricos, en general, son sistemas acoplables a una diversidad de modelos y debe asegurarse de que se dispone del software que permite aprovechar los recursos fuera del sistema de planificación, si esta posibilidad se ha adquirido.

Conviene comprobar que las características de conexión se corresponden con las existentes en el departamento en lo que tiene que ver con la tensión de alimentación, frecuencia de la red, estabilizadores, reguladores de tensión, etc. Muchas veces los equipos son importados de países donde estas características son diferentes y, aunque los sistemas funcionen a través de transformadores o elementos similares, se pierde en rendimiento y comodidad. De mayor importancia son las características de conexión telefónica a través de modem o similares o conexión en red a terceros sistemas.

Conviene observar el estado del embalaje a la llegada de los equipos, para comprobar que no han sido sometidos a golpes, o mal trato en general, muchas veces no observables en el momento de la recepción si no se dedica un tiempo a este trabajo.

Es de suma importancia hacer una relación de todos los manuales y soportes magneto/ópticos que vienen con cada componente. No se suele dar importancia a este hecho pero, en muchas ocasiones, son necesarios posteriormente y no se dispone de ellos por no tener la precaución de guardarlos y almacenarlos adecuadamente.

El sistema de planificación debe tener sus propios manuales con una descripción exhaustiva del funcionamiento del mismo.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Cajas con el equipo, albaranes, manuales, documento de oferta.

Procedimiento:

1. Observar el estado general del embalaje. No deben existir señales de golpes, humedad, etc.

2. Comprobar la marca y modelo de cada componente y hacer una relación de los manuales que se incluyen y de los soportes informáticos.
3. Comprobar que todos los componentes que configuran el sistema están incluidos.
4. Verificar la disponibilidad de licencias de software, las versiones adquiridas, y su existencia.

Análisis de resultados

- El contenido ha de coincidir con la oferta realizada y/o con el concurso de adquisición.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y cada vez que un componente sea reparado, cambiado o incorporado al sistema.

SI-2 VERIFICACIÓN DE FUNCIONAMIENTO GENERAL

Objetivo

Comprobar el funcionamiento de cada uno de los componentes que constituyen el sistema informático, de forma individual y su correcta conexión, independientemente del software de planificación.

Teoría de la prueba

Cada uno de los componentes del sistema informático que constituyen el sistema de planificación tiene unas características de funcionamiento específicas. Estas características deben ser conocidas por el usuario, ya que en muchos casos cada uno de los componentes no actúa de acuerdo con su máxima capacidad de operación o diseño sino que está limitado por la propia aplicación y pueden ser exigidas basándose únicamente en las propias de cada componente. La mayoría de los fabricantes de cada dispositivo incluyen herramientas que permiten comprobar si un componente determinado está funcionando de acuerdo con sus especificaciones. El ordenador suele disponer de un sistema que defina la conexión de cada uno de los componentes y el resultado de la comunicación entre ellos.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Cada uno de los componentes del sistema informático instalado y su software.

Procedimiento:

1. Instalar cada componente y ejecutar los programas de ajuste de cada uno si los hubiera.
2. Proceder a la realización del autotest que se encuentre en el componente o que se considere oportuno: impresión de una página de prueba, test del trazador gráfico, exploración de una imagen de prueba o sin imagen, envío de archivos por red, respuesta de la tableta digitalizadora, respuesta del teclado, funcionamiento de la tarjeta de vídeo y la pantalla.
3. Realizar un esquema de las conexiones de los diferentes componentes del sistema de planificación. Esto es importante, sobre todo si hay conexiones en red (TAC, RM, cortador de bloques, otros puestos de trabajo...); en este caso con vendría tener registradas las direcciones IP asignadas, así como enviar mensajes de prueba para el reconocimiento mutuo de los componentes.

Análisis de resultados

- Revisar los resultados de cada autotest.
- Estimar posibles errores de funcionamiento.
- Verificar las propiedades de cada uno de los componentes y que éstas coinciden con las especificaciones de venta (por ej. a través del Panel de Control).
- Establecer cuáles son los puertos de conexión de cada uno de los periféricos al ordenador y verificar su correcta comunicación.
- Determinar si existen incompatibilidades entre puertos o entre el ratón y el puntero de la tableta, etc.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y cuando se cambie alguno de los componentes del equipo informático.

Observaciones

1. Es importante realizar el ajuste de cada periférico de acuerdo con los requisitos que posteriormente se vayan a exigir de él.
2. Existen programas "Shareware" de análisis de los recursos del sistema (memoria, tarjetas de vídeo, discos duros, velocidades de transferencia,).

SI-3 FUNCIONAMIENTO DEL DIGITALIZADOR Y DEL RATÓN

Objetivo

Comprobar que el digitalizador adquiere y transfiere correctamente coordenadas de puntos respecto a un sistema de referencia prefijado.

Verificar el correcto funcionamiento del ratón como transmisor de coordenadas en pantalla.

Teoría de la prueba

Existen diferentes tipos de **digitalizadores** de acuerdo con los mecanismos de transferencia de las señales al ordenador. Estos pueden ser Inductivos, Magneto-estrictivos o Sónicos.

En el primer caso al pulsar el botón de selección de un punto (transductor) en el digitalizador se envía un pulso de corriente a una bobina o enrollamiento existente en el mando, que genera por inducción un campo eléctrico. La señal generada determina la posición del punto requerido. Es sensible, por tanto, a cualquier cosa que altere el campo eléctrico en la vecindad del detector, tal como marcas de lápiz, dedos sucios, reglas, papeles, etc.

El sistema magneto-estrictivo es similar pero utiliza un campo magnético generado por un pulso de corriente pasando a través del bobinado por un tiempo determinado.

El sistema sónico consiste en una disposición de altavoces que reciben la onda sónica producida por el mando de selección del punto. De acuerdo con ello determina la posición de un punto con respecto a otro tomado como referencia. Este sistema es el más sensible a variaciones, ya que depende de las condiciones ambientales de uso tanto climáticas como eléctricas o sonoras. Están siendo sustituidos por los tipos descritos anteriormente.

Las características del transductor también son importantes sobre todo en aquellos sistemas que utilizan un transductor en forma de lápiz, ya que la posición del mismo produce diferentes tipos de señal para el mismo punto y por tanto, generan el error correspondiente.

Los errores del digitalizador pueden dar lugar a errores importantes de cálculo, especialmente en aquellas zonas en las que haya un gradiente de dosis alto, como puede ser en Braquiterapia, donde diferencias en la posición mayores de 1 mm pueden causar errores significativos en el cálculo final de dosis.

Deben tenerse en cuenta al comprobar las características del digitalizador tres aspectos.

- Definición de un sistema de coordenadas ortogonal.
- Linealidad de las coordenadas de punto en una dirección cualquiera.
- Rango o rangos de operación en el que va a trabajar el planificador.

El **ratón** es un elemento indispensable en el funcionamiento de cualquier sistema de procesamiento de datos, a partir fundamentalmente del desarrollo del software basado en ventanas y menús desplegables. Existen diferentes tipos pero de forma general podemos clasificarlos en dos. Aquellos que utilizan una esfera que al desplazar el ratón nos proporciona la posición relativa de un punto en la pantalla y los que son de tipo óptico, que deben desplazarse a través de una pantalla reflexiva de un tamaño proporcional al de la pantalla del monitor.

Con respecto al sistema de planificación, el ratón cumple dos funciones de diferente importancia. Por un lado, es un dispositivo de activación de menús en la pantalla y por otro lado, es un elemento de entrada de información que la aplicación va a utilizar. En el primer caso los errores o deficiencias en el funcionamiento no tienen consecuencias en los resultados de la aplicación y simplemente el sistema puede funcionar o no. Sin embargo,

existe un conjunto de operaciones de entrada de información mediante el ratón que da lugar a que la aplicación adquiera datos con los que luego se realicen cálculos o representaciones que impliquen tomas de decisiones importantes. Tal es el caso de la adquisición de contornos que definen los volúmenes de interés o la introducción de fuentes radiactivas o la definición de la posición del isocentro o el contorno de un haz.

Tipo de prueba

Aceptación y constancia.

Material

- Papel milimetrado.
- Digitalizador.
- Herramienta de zoom, regla y muestra de coordenadas de puntos del planificador.

Procedimiento:

1. Definir el rango de trabajo del digitalizador.
2. Definir un sistema de coordenadas ortogonales como esté previsto en las utilidades del sistema.
3. Definir un origen y situar con respecto a él diferentes rectángulos de tamaños crecientes desde el origen hasta la máxima área útil del digitalizador (si se utiliza papel milimetrado comprobar la linealidad del mismo). Digitalizar los distintos vértices de los rectángulos como estructuras de un paciente y después mediante la herramienta de lectura de coordenadas del planificador, usando zoom hasta que sea preciso, localizar las esquinas de los cuadrados y comprobar que las coordenadas son correctas.

Análisis de resultados

- Comparación de coordenadas y tamaños, tanto con el digitalizador como con el ratón. Comprobar la linealidad de los puntos en ambos ejes dentro del rango de definición. Impresión para documentación.

Tolerancia.

1 mm máximo en cualquier coordenada.

Periodicidad

Inicial, después de reparación y mensual como prueba de constancia.

SI-4 FUNCIONAMIENTO DEL DIGITALIZADOR AUTOMÁTICO DE PLACAS

Objetivo

Comprobar el nivel de distorsión geométrica en la transferencia de imágenes al sistema de planificación. Así como comprobar la transferencia de distancias, direcciones y escalas.

Teoría de la prueba

Algunos sistemas de Planificación disponen entre sus componentes periféricos de entrada de un sistema de digitalización de imágenes, que permite la introducción de imágenes tanto planares como tomográficas, a partir del soporte fotográfico de las mismas. Su uso es necesario cuando no se dispone de un sistema digital directo o cuando el procedimiento radiográfico es analógico (Braquiterapia, Angiografía).

Los sistemas disponibles en el mercado son diferentes en cuanto a la forma de adquirir la imagen. En general, los sistemas que se usan utilizan procedimientos de transmisión, de forma que una fuente de luz después de atravesar la película incide sobre un detector atravesando previamente un sistema óptico que enfoca la imagen sobre el detector. La exploración de la película se realiza mediante un sistema de arrastre de la fuente de luz o de la película.

Tanto el movimiento del emisor como del objeto, así como la focalización y transducción de la señal por parte del receptor, dan lugar a distorsiones o pérdidas de información de la imagen, que pueden traducirse en errores más o menos importantes dependiendo de la utilización que haga el software de planificación de los datos proporcionados por este procedimiento.

La comprobación del estado operativo de un sistema debe hacerse teniendo en cuenta las especificaciones del fabricante del equipo y, si es posible, utilizando herramientas ajenas al sistema de

planificación donde puedan evaluarse sin límites las características de la matriz digitalizada. De no ser así, deben utilizarse las herramientas que proporcione el sistema de planificación, teniendo presente que es posible que el software de planificación limite el desempeño del equipo. Puede ocurrir que el sistema trabaje con 8 bit cuando el equipo permita una resolución de 12 bit o que la conversión de la señal del transductor a densidades ópticas se haga utilizando una función de transformación que resalte determinados rangos de señal sobre otros.

Cualquier procedimiento debe evaluar los siguientes parámetros que son los clásicos de cualquier sistema de imágenes:

- Distorsión geométrica.
- Resolución espacial.
- Resolución de contraste.
- Ruido.

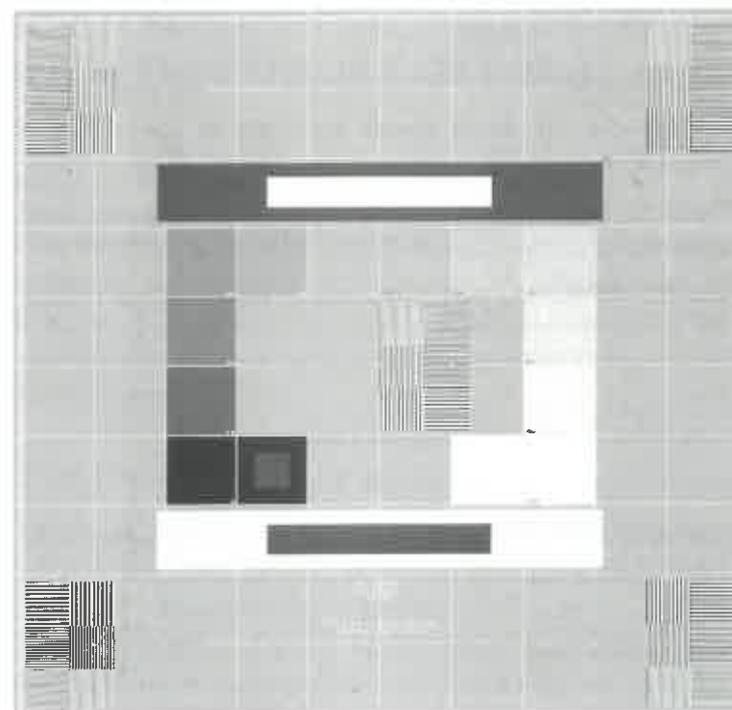
El objetivo de la prueba no es analizar las posibilidades que tiene el Digitalizador para ser utilizado como sistema de dosimetría, sino únicamente, como elemento de transferencia de imágenes.

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia, Constancia.

Material

- Patrón fotográfico de imagen con formas geométricas que tienen dimensiones y densidades ópticas conocidas. Un patrón que puede resultar útil es el registro SMPTE para la calibración de una cámara multiformato, que puede conseguirse impresionando una placa que lo contenga. La figura muestra la forma global y los diferentes patrones que permiten medir los parámetros indicados.



Procedimiento:

1. Ejecutar los procesos de ajuste y calibración recomendados por el fabricante.
2. Explorar el patrón fotográfico de manera que todas las formas presentes en él estén incluidas en la imagen digitalizada.
3. Comprobar las distancias entre puntos de la retícula para observar distorsiones espaciales y cambios de escala.
4. Comprobar la resolución espacial del detector por observación del patrón de líneas o, de forma más precisa, determinando la función de transferencia de modulación (FTM) partiendo de la función escalón.
5. Comprobación cualitativa de que los niveles de ruido y de contraste son aceptables para el procedimiento que se utiliza.

Análisis de resultados

Comprobar o calcular lo siguiente:

- Constancia 1:1 de la escala en todo el rango de exploración. Comprobar la ausencia de distorsiones.
- Medir la frecuencia de corte de la resolución espacial directamente o a través de la FTM.
- Analizar la validez del contraste y del nivel de ruido.

Tolerancia

Distorsión: 1 mm en todo el rango útil.

Resolución de alto contraste: 2 lp/mm.

Contraste: Funcional.

Ruido: Funcional.

Periodicidad

Mensual.

SI-5 FUNCIONAMIENTO DEL TRAZADOR GRÁFICO E IMPRESORA GRÁFICA.

Objetivo

Comprobar el comportamiento del sistema de planificación para presentar resultados gráficos en los dispositivos de salida. Evaluar el nivel de distorsión de los gráficos. Conformidad del sistema de coordenadas de referencia, transferencia de distancias, direcciones y escalas.

Teoría de la prueba

Teniendo en cuenta que las imágenes representadas en el monitor son virtuales debido al hecho de que las matrices de presentación son rectangulares y deben por lo tanto ser corregidas mediante algoritmos, se debe partir del objeto directamente, más que de un software test, que pudiera desarrollarse para verse en el monitor.

Puede introducirse al SP un objeto de dimensiones conocidas por cualquiera de los procedimientos existentes:

- Digitalizador.
- Escáner.
- Soporte digital.

Identificarlo y prepararlo para impresión en las condiciones que suelen utilizarse en rutina.

Cuando las imágenes son generadas en el propio monitor, utilizando el ratón o por reconstrucción algorítmica (conformación automática), el procedimiento de visualización en pantalla será similar a la imagen introducida de un objeto mediante un soporte externo.

El procedimiento de impresión debe incluir la utilización de diferentes escalas, con especial atención a la utilizada con mayor frecuencia.

Independientemente del sistema de impresión de los gráficos de los que disponga el sistema de planificación, los resultados impresos deben ser comprobados en profundidad ya que a partir de ellos se ejecutan acciones sobre los pacientes y es imprescindible que la información sea correcta.

Los aspectos más importantes que deben tenerse en cuenta son:

- Transferencia de distancias, direcciones y escalas. Cualquier dibujo que se presente debe mantener la linealidad en todas las direcciones, de manera que la imagen de puntos, definidos en el planificador a través de un sistema de coordenadas cartesianas, se mantenga en la impresión del trazador.
- La unión entre puntos debe mantenerse tal y como se vea en el planificador. Téngase en cuenta que, en pantalla se utilizan algoritmos de visualización que tratan de evitar o minimizar la distorsión que se produce en la representación de la matriz del monitor.
- La impresión de las escalas de grises debe ser tal que no haya pérdida significativa en los contrastes. Esto es especialmente importante cuando se hacen impresiones de la pantalla directamente.
- Toda la información alfanumérica (etiquetas) que ayuda a interpretar los dibujos tales como: descripción de volúmenes, numeración y color de las curvas de isodosis, descripción de los ejes en los gráficos, etc., deben de transferirse correctamente.

Tipo de prueba

Aceptación, Constancia.

Material

- Regla milimétrica, maniqués generados para prueba de digitalizador y en su caso maniqués generados automáticamente por el planificador.

Procedimiento:

1. Imprimir una o más figuras estándar de dimensiones conocidas, previamente introducidas a través de un proceso de digitalización o, preferiblemente, mediante coordenadas desde el teclado o maniqués generados mediante el software de planificación.
2. Hacer una impresión de pantalla en medio transparente (transparencia) de una fotografía patrón con una escala de grises incorporada y conocida, que haya sido introducida mediante un escáner o que se disponga de ella a través del sistema operativo.
3. Repetir las pruebas anteriores a diferentes escalas.

Análisis de resultados

Comprobar:

- Linealidad de sistema de coordenadas y su constancia con la dirección.
- Verificar los tamaños de las figuras impresas.
- Comprobar el valor relativo del contraste de la imagen con la escala de contrastes y valorar la pérdida de intensidad y de contraste.
- Comprobar la impresión alfanumérica.

Tolerancia

1 mm de diferencia de tamaño o de linealidad en cualquier dirección de la imagen, sin pérdida significativa de calidad. Adecuada representación de la información alfanumérica.

Periodicidad

Inicial, tras cambios de software y semanal.

Observaciones

1. Requerirán especial atención aquellas situaciones en las que las imágenes Beam Eye View (BEV) obtenidas son utilizadas para la elaboración y/o comprobación de los bloques conformados.

SI-6 FUNCIONAMIENTO DEL MONITOR

Objetivo

Comprobar el funcionamiento del sistema de planificación para presentar en pantalla imágenes sin distorsión geométrica. Evaluar las características de resolución geométrica y contraste, así como la convergencia de diferentes colores e intensidades. Analizar la representación 3D fija y en movimiento.

Teoría de la prueba

En todo sistema de planificación, habrá al menos un monitor para la representación gráfica de imágenes de TC, de contornos de las diferentes estructuras, de las líneas de isodosis, etc. Esto exige verificar las prestaciones del monitor para la representación gráfica. Hoy en día la mayoría de los monitores incorporan herramientas para evaluar estas características.

Los monitores que se utilizan actualmente deben tener una resolución intrínseca que sea superior a la máxima que puede obtenerse con un sistema tomográfico de imagen, que es con las imágenes que habitualmente se trabaja.

Un monitor debe poder trabajar con resoluciones del orden de 1.600 x 1.200 píxel. Esto proporciona una resolución del orden de 0,25 mm.

El monitor ha de mostrar imágenes en escalas de grises, con líneas de colores que corresponden a estructuras delimitadas, representación de haces, protecciones, modificadores de haces, líneas (superficies) de isodosis,...

Tipo de la prueba

Aceptación y constancia.

Material

- Imagen prueba o maniquí y manual del monitor.

Procedimiento:

1. Mostrar en pantalla, las imágenes prueba de un test o patrón de imagen.
2. Verificar la geometría (linealidad, centrado o convergencia), pantalla útil y escala de grises de la imagen.

Análisis de Resultados

- Determinar la escala de grises.
- Observar la geometría de la imagen en la pantalla, y su dependencia con la posición en la misma.
- Observar la resolución y la posible distorsión geométrica en la pantalla.

Tolerancia

Funcional.

Deben distinguirse al menos 16 niveles de grises.

Periodicidad

Anual.

BIBLIOGRAFÍA

AAPM, 1994. "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of the AAPM". Radiation Therapy Committee Task Group 40.

AAPM, 1998. Fraass B, Doppke K, Hunt M, y cols, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" from the AAPM Radiation therapy committee TG 53. Med Phys; 25:1773-1829.

International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU). 1987. "Use of computers in external beam procedures with high-energy photons and electrons". ICRU report 42, Bethesda, Maryland, U.S.A.

Institute of Physics and Engineering in medicine and Biology (IPEMB), 1996. "A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems". IPEM Report 68, (J.E. Shaw editor) IPEM, York, United Kingdom.

RD 1566, 1998. Por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Anexo II Tabla II. F.

Swiss Society for Radiotherapy and Medical Physics (SGSMP/SSRPM/SSRFM), 1999. "Quality control of treatment planning systems for teletherapy", Recommendations No 7.

Van Dyk J, Barnett R, Cygler J and Shragge P, 1993, "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys; 26: 261-273.

DISEÑO Y MODELADO DE LAS UNIDADES DE TRATAMIENTO Y DE LOS HACES DE RADIACIÓN (DM)

DM-1 CONFIGURACIÓN GEOMÉTRICA DE LAS UNIDADES DE TRATAMIENTO

Objetivo

Definir los parámetros de situación de los haces de radiación y de la posición del paciente de forma que se adapten a la nomenclatura del equipo de irradiación.

Comprobar la posibilidad de introducir los rangos de todas las escalas que definen las posibilidades de movimiento del brazo, colimador y mesa.

Teoría de la prueba

La definición geométrica del mecanismo de irradiación (acelerador, unidad de Cobalto), está en muchos casos lejos de uniformizarse a pesar de los intentos de normalización por parte de organismos como IEC o NEMA. Los fabricantes de estas máquinas no siempre se adaptan a una nomenclatura común y esto se ve aún más agravado por las diferentes características de los distintos componentes. A ello, hay que añadir que la renovación de las máquinas no es tan rápida como la propia evolución tecnológica de los dispositivos de irradiación. Esto hace que ante la adquisición de un planificador nuevo haya que introducir datos de máquinas muy diferentes. Este problema aumenta en los casos de transmisión automática por red ya que el filtro de la transcripción de los parámetros de planificación queda eliminado, por lo tanto es necesario

que el sistema admita cualquier tipo de configuración y además, es fundamental la total correspondencia del dispositivo de irradiación configurado con lo que muestra gráficamente el planificador.

Por otro lado, el desarrollo de muchos planificadores ha estado ligado a algunas máquinas específicas, que hacen que las referencias utilizadas en la definición geométrica de la posición y movimientos de colocación del paciente se refieran a una máquina en particular aunque sea posible adaptarla a otras. Por ello, el radiofísico debe asegurarse de que la definición de estos parámetros está de acuerdo con las posibilidades de la unidad de irradiación que esté usando y las limitaciones de la posición de la máquina con respecto al paciente.

Prescindiendo de esta posición, un haz de radiación viene definido por la abertura de las mandíbulas que determinan el tamaño de campo rectangular más próximo circunscrito a la forma definitiva del haz y la situación de los modificadores de forma y fluencia (cuñas y compensadores).

Asimismo, existen numerosos parámetros geométricos en la definición de haces o en su configuración, tales como distancia foco-isocentro, foco-colimador, foco-bandeja, foco-aplicador de electrones o cono y foco-cuña, que deben actuar coherentemente en el modelado de las unidades en el sistema de planificación.

Cuando se definen las características de la unidad de irradiación en el sistema de planificación, debe tenerse en cuenta la nomenclatura que utiliza el sistema y la definición del sistema de coordenadas definido por cada fabricante.

Los tamaños y direcciones del movimiento de las mandíbulas generalmente están definidos con relación a un sistema de coordenadas situado en el isocentro de acuerdo con la norma IEC-61217. Debe tenerse especial cuidado con la definición de las asimetrías de las mandíbulas. Existen planificadores que consideran siempre de forma independiente las cuatro mandíbulas, sin posibilidad de adaptación a unidades de tratamiento que no tienen esta posibilidad. Por otro lado, en algunas unidades de tratamiento

puede definirse la asimetría de las mandíbulas indicando los valores de posición de cada una de las cuatro con respecto al centro o las coordenadas de desplazamiento del centro del campo asimétrico formado con relación al eje del haz.

Debe tenerse también especial cuidado con la estructura que define el planificador para las mandíbulas, especialmente cuando nos solicite posteriormente perfiles para la realización o comprobación del modelado. Generalmente, el sistema de planificación trabaja con una nomenclatura fija para las direcciones transversales (crossline) y para las longitudinales (inline), aunque luego podemos cambiarle la etiqueta según requiera la unidad de tratamiento.

Las cuñas y compensadores tienen una posición que viene condicionada por el diseño del equipo de tratamiento, y como los colimadores multiláminas, requieren un tratamiento específico.

Los haces de electrones vienen definidos por colimadores específicos y en algunos casos por un sistema de mandíbulas similar al existente para definir los haces de fotones. Debe tenerse muy en cuenta donde está definido el tamaño de campo ya que no siempre está en el isocentro.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Menú de configuración del planificador.
- Manual de usuario del planificador.

Procedimiento:

- I. Realizar una recopilación exhaustiva de los indicadores de movimientos de cada máquina que vaya a introducirse en el planificador, anotando los rangos de cada movimiento y la dirección de los mismos.

2. Realizar una recopilación detallada de los indicadores de definición de los tamaños de campos, posición de las mandíbulas y signos de desplazamiento, así como los rangos de la unidad de tratamiento que vaya a introducirse en el planificador.
3. Entrar en el menú de configuración geométrica de la unidad.
4. Definir los giros de brazo, mesa y colimador. Introducir los rangos de giro y los sentidos de los mismos (sentido de las agujas del reloj o CW, sentido contrario a las agujas del reloj o CCW).
5. Verificar los parámetros geométricos de definición de haces: distancia foco-isocentro (DFI), distancia foco-colimador (DFC), distancia foco-bandeja (DFB), distancia foco-cuña (Dfcuña), distancia foco-ecualizador (DFE). Definir los rangos de las distancias cuando sea de aplicación.
6. Indicar el desplazamiento mínimo y máximo de la proyección de las mandíbulas en el plano de definición del tamaño de campo con el signo adecuado, según el criterio de signos que tenga el planificador. Definir, el tipo de asimetría de mandíbulas (simétricos, biasimétricos y asimétricos).
7. Definir la denominación y dirección de desplazamiento de cada mandíbula en relación con las posiciones de giro del colimador.
8. Definir cada uno de los tipos de cuña que vayan a usarse (manuales, motorizadas o dinámicas).
9. Definir los movimientos de traslación y giros de la mesa, el rango de los desplazamientos y el signo.

Análisis de resultados

- Comprobar que el sistema de planificación admite la configuración geométrica propuesta.
- Determinar los rangos y direcciones que no define bien el sistema.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y cambios de software

Observaciones

- I. Debería determinarse un límite de aceptación de un planificador en relación con una máquina, de manera que si la geometría no puede definirse de forma clara, no deba usarse para evitar errores.

DM-2 CONFIGURACIÓN GEOMÉTRICA DE MLC

Objetivo

Evaluar las posibilidades de definición de los movimientos de las láminas de un multiláminas, su posición relativa con respecto al giro del colimador, el espesor de las láminas, y su absorción.

Teoría de la prueba

Un colimador multilámina es un equipo mecánico que anclado en la cabeza de un acelerador, permite la generación de campos irregulares sin necesidad de utilizar bloques de conformación. En esencia, consta de un determinado número de láminas de espesor y longitud fija y anchura fija o variable ancladas sobre 2 carros enfrentados, de forma que existe posibilidad de movimiento solo en una dirección. En algunos aceleradores sustituyen directamente a un par de mandíbulas y en otros van inmediatamente debajo de las más alejadas al foco emisor. La forma en la que las hojas se engarzan unas sobre otras depende del fabricante así como de su forma en el extremo y de su focalización. De todos estos parámetros de fabricación dependerán luego parámetros dosimétricos como fugas inter o intrahoja, penumbras en función de orientación de las láminas, etc.

En general, los fabricantes de planificadores exigen como parámetros geométricos básicos: el número de hojas, la anchura, la longitud de la hoja y los recorridos máximos cruzando el eje y como parámetro dosimétrico básico, la fuga o transmisión del colimador. Debemos conocer los parámetros que los definen dentro del planificador y recordar que el grupo de programas que definen sus características es diferente que el grupo de programas que nos permiten definir haces con multiláminas (DM).

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia.

Material

- Manual del Planificador.
- Manual del Acelerador relativo al funcionamiento del colimador multiláminas.

Procedimiento:

Adquirir la información completa sobre las características geométricas del colimador.

Entre ellas:

1. Posición.
2. Numeración de las láminas.
3. Dimensiones y forma de las láminas.
4. Dirección y recorrido de las láminas. Separación mínima entre láminas.
5. Resolución en el indicador de posición.
6. Características de absorción del colimador multiláminas.
7. Capacidad de movimiento dinámico.
8. Capacidad de optimización de giro del colimador con respecto al campo a conformar.
9. Posibilidad de definir el extremo de la lámina con respecto al borde del campo a conformar.

Análisis de resultados

- Comprobar que el sistema admite la configuración propuesta y determinar las limitaciones en su definición con respecto al multiláminas disponibles.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial, tras un cambio en el software del planificador referente a MLC o tras un cambio de equipamiento (MLC o control de MLC).

Observaciones

1. En los colimadores que disponen las láminas como colimador secundario, debe solicitarse al proveedor del sistema de planificación si es necesario alguna modificación en los parámetros de definición que puedan afectar a la transmisión de los datos por red o a la dosimetría de los haces.

DM-3 CONFIGURACIÓN DE CUÑA

Objetivo

Verificar las condiciones exigidas por el sistema de planificación para definir las cuñas. Comprobar qué tipo de cuñas admite el sistema: fijas, motorizadas o virtuales y en cada caso cómo se modelan.

Teoría de la prueba

Las cuñas son elementos moduladores del haz que modifican las características del mismo de forma importante.

En general, podemos hablar de tres tipos de cuñas:

- Fijas.
- Motorizadas.
- Dinámicas.

Las cuñas tienen una posición que viene condicionada por el diseño del irradiador. Si las cuñas son dinámicas, la modificación del haz estará ligada a la dirección de movimiento de una mandíbula del colimador. Si son motorizadas tienen una orientación fija respecto a las mandíbulas del colimador. Por lo tanto, esta situación condicionará los movimientos del colimador si se quiere utilizar una cuña en el diseño de un haz. Cuando las cuñas son móviles existen, en muchos casos, diferentes posibilidades de situarlas con relación a las mandíbulas del colimador, por lo que no existe ninguna restricción en cuanto a su uso. Sin embargo, esta condición debe poder ser definida sin ambigüedad al configurar la máquina.

Los modernos dispositivos de irradiación incorporan distintos tipos de cuñas con el fin de generar perfiles de fluencia con distintos grados de inclinación:

- Las cuñas fijas que se componen de un filtro de un material de alto Z generalmente tungsteno y acero, con una geometría y tamaño fijo, se colocan de forma manual.

- Las cuñas motorizadas, son en esencia iguales, pero actúan automáticamente de forma que el ángulo efectivo generado es variable según el porcentaje de tiempo que la cuña está dentro del haz. Sólo existe una cuña física que genera multitud de cuñas dosimétricas.
- Las cuñas virtuales o dinámicas, que no existen de forma física, ya que el perfil en forma de cuña se genera modulando la cantidad de radiación a lo largo del haz moviendo una mandíbula del colimador durante la irradiación.

Los planificadores modelan estos tipos de cuñas de varias maneras. Los basados en datos tratan igual todos los tipos, piden perfiles y rendimientos para multitud de tamaños de campo y todos los ángulos de cuña.

Existen otros planificadores que implementan las cuñas fijas y motorizadas definiendo la geometría y material de la cuña y las dinámicas de cada una de las casas se modelan a través de tablas o ficheros de las propias unidades.

Otros equipos no implementan cuñas virtuales de forma que hay que simularlas buscando su equivalencia con las cuñas físicas que generen perfiles similares.

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia.

Material

- Manual de usuario del equipo de planificación.
- Menú de configuración del planificador.

Procedimiento:

1. Revisar en el manual de configuración del planificador los tipos de cuña admitidos.

2. Para cada tipo de cuña que vaya a usarse, revisar que tipo de datos fuente necesita y como se modelan. Investigar datos geométricos, datos de atenuación del material (densidad relativa o coeficiente de atenuación), curvas de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles a distintas profundidades, factores de campo con cuña, etc.
3. Estudiar los diferentes tipos de orientación.
4. Verificar la estructura de la tabla de segmentación de las cuñas dinámicas de acuerdo con las características proporcionadas por el fabricante del acelerador.
5. Comprobar que es posible la introducción de los datos.

Análisis de resultados

- Verificar que la definición que el planificador realiza es la adecuada para el tipo de cuña usada.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software que impliquen cambios en la definición de las cuñas.

DM-4 DATOS DOSIMÉTRICOS DE CARACTERIZACIÓN DE LOS HACES

Objetivo

Evaluar los datos de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad, factores de colimación y perfiles introducidos en el planificador a partir de los cuales se caracterizará cualquier haz.

Teoría de la prueba

El proceso de introducción de los datos en el sistema de planificación es delicado porque es una de las fuentes más importantes de errores sistemáticos.

Los datos pueden ser introducidos:

- Manualmente
- Mediante un digitalizador.
- Por transferencia desde el analizador de haces.

Deben tenerse en cuenta dos aspectos fundamentales. Por un lado, el conocimiento previo y lo más exacto posible de los datos que el fabricante solicita y las condiciones de medida que sugiere u obliga al programa. Por otro lado, el sistema debe disponer de un software específico que permita comprobar y, en caso necesario, corregir aquellos valores que fueron introducidos con error respecto a los datos medidos.

Todos los sistemas de planificación necesitan datos para modelar cada una de las energías de los haces de radiación. Cada planificador precisa un conjunto de datos específico que deberá obtenerse a partir de medidas o de publicaciones. En todo caso y antes de introducirlos en el planificador, es muy importante asegurarse de que no hay errores en los datos seleccionados (medidos u obtenidos de publicaciones). No es fácil decidir si el resultado de una medida es o no correcto, pero si al menos verificamos que las curvas están libres de valores anómalos, sin rizados, que las ten-

dencias respecto a energías o tamaños de campo son las físicamente lógicas y además contrastamos los datos con datos publicados en recopilaciones, podemos evitar errores en los datos base.

Existen diferentes procedimientos de actuación en los planificadores actuales:

- Los que parten de un conjunto de datos medidos de la máquina de tratamiento en cuestión y de ellos se obtienen posteriormente cualquier situación a través de un proceso de interpolación de los datos medidos.
- Los que utilizan algoritmos de ajuste para determinación de parámetros y luego utilizan las funciones ajustadas en el cálculo de cualquier situación.
- Aquellos que proponen un espectro de fluencia entre los obtenidos por diferentes procedimientos para máquinas de tratamiento o tipos de haces similares, que posteriormente hay que adaptar a las características de la máquina en concreto a partir de medidas experimentales de los rendimientos en profundidad o perfiles a diferentes profundidades.
- O algunos que pueden utilizar una mezcla de al menos las dos primeras opciones en diferentes partes del algoritmo.

Es importante destacar que si la introducción de datos es automática hay que tener especial precaución en la verificación posterior, por la cantidad de información que puede introducirse de una vez.

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia y Constancia.

Material

- Datos de base obtenidos por procedimientos metrológicos o tabulados para el tipo de máquina en publicaciones reconocidas.

Procedimiento:

1. Averiguar de la forma más detallada posible los datos que requiere el programa y las condiciones con las que es necesario introducirlos.

Entre ellos las siguientes:

- Número y tipo de curvas necesarios (PDD, TMR, Perfiles).
- Distancia foco-eje o foco-superficie.
- Proceso de Normalización que se ha seguido.
- Características de los sistemas de coordenadas.
- Situación espacial de las curvas.
- Factores de colimación.
- Factores de atenuación.
- Geometría de las cuñas.

2. Disponer en forma de tablas y gráficos los valores necesarios. Verificar que son realmente los definitivos para las condiciones requeridas.

3. Verificar de forma cualitativa la forma de las curvas comprobando que están libres de rizados o tendencias extrañas. Verificar que las tendencias de los distintos parámetros con respecto a profundidad, energía y tamaño de campo son físicamente correctas.

4. Determinar, a partir de la información suministrada por el fabricante del SP, cuáles son los datos que no son utilizados directamente por el sistema sino determinados a partir de funciones de ajuste de los mismos (factores de colimación, de cuña, perfiles de dosis,...).

5. Realizar una comparación básica de los datos medidos (índice de calidad (IC), factores de salida) con los publicados para las mismas configuraciones.

6. Introducir los datos vía teclado, digitalizador o transferirlos desde un Sistema Analizador de Haces (SAH).

Análisis de resultados

- Utilizar el software del sistema del planificador para comprobar los valores introducidos.
- Los ficheros finales que van a utilizarse por el sistema de planificación quedarán archivados como referencia y serán firmados, fechados y almacenados para futuras comprobaciones.
- Realizar si es posible un "Check sum" de los datos introducidos, que se tomará también como referencia.

Tolerancia

Coincidencia de datos si se introducen por teclado o mediante un fichero y 1 mm si se introducen con digitalizador.

Periodicidad

Inicial y anual.

Si se dispone de herramientas de "Check sum" o similar controlarlo a diario.

Observaciones

1. Se recomienda no usar digitalizador.

DM-5 MODELADO DE HACES, VERIFICACIÓN DE DATOS BASE, HERRAMIENTAS DE AJUSTE Y COMPARACIÓN

Objetivo

Estudiar los procedimientos matemáticos de tratamiento de los datos introducidos por los algoritmos de cálculo que modelan los haces, así como las herramientas de ajuste y comparación. Verificar que el sistema reproduce los datos base (parámetros y curvas).

Teoría de la prueba

En muchos casos los planificadores no usan directamente los datos introducidos por el usuario, sino que utilizan funciones analíticas de ajuste. En esos casos es necesario conocer y comprobar que los ajustes que el sistema realiza son correctos.

Asimismo, algunos planificadores disponen de herramientas (las llamadas "physics tools") que nos ayudan a comparar cálculos con medidas, ofreciendo resultados gráficos de curvas superpuestas o incluso análisis estadísticos de errores.

De hecho, en algunos casos se modifican datos base experimentales o publicados de forma que los cálculos se adecuen a las medidas.

Es por tanto básico un estudio detallado de estas utilidades.

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia.

Material

- Datos base de definición de las unidades de tratamiento y utilidades del SP.

Procedimiento:

1. Respecto al ajuste de parámetros, si el SP dispone de sus propias utilidades de ajuste, deberá verificarse por un método

independiente (programas comerciales de ajuste de funciones) el resultado propuesto por el sistema.

2. Respecto a las curvas, deberán compararse las curvas base (PDD y perfiles) introducidas al SP con las generadas por el algoritmo de cálculo. Para ello se usan las utilidades del propio SP (modelado).
3. Verificar por un medio externo de representación gráfica y análisis, que el sistema compara correctamente las curvas.

Análisis de resultados

- En todos los casos, deberán verificarse los valores ajustados, perfiles, PDD y parámetros que utiliza el SP, contrastándolos con los valores realmente introducidos en todo su rango.
- Establecer las diferencias entre los valores introducidos y los realmente utilizados por el sistema (ajustados). Determinar su valor máximo.

Tolerancia

Parámetros: 1%.

Curvas: 2 mm.

Periodicidad

Inicial.

Después de introducir por vez primera las máquinas de tratamiento en el sistema de planificación.

Cada vez que se realice una modificación en las mismas de los parámetros o curvas base.

Después de una modificación del software que pueda afectar al algoritmo de cálculo.

DM-6 DEFINICIÓN DE HACES DE FORMA REGULAR

Objetivo

Elaborar un procedimiento que permita diseñar un haz a través de la posición de las mandíbulas del colimador, bien de forma simétrica o asimétrica dependiendo de las características del mecanismo de irradiación, del tipo de radiación y de la energía seleccionada. Evaluar los procedimientos que permiten definir la posición de un haz con respecto a la anatomía del paciente.

Teoría de la prueba

El proceso más elemental en el diseño de un plan de irradiación consiste en definir un campo de irradiación y situarlo en una posición relativa con respecto a la anatomía del paciente. De esta manera, podremos aplicar los algoritmos de cálculo y obtener la distribución de dosis posteriormente.

Los haces más sencillos que pueden utilizarse en un planificador, son los que están limitados por las mandíbulas del colimador secundario o de los colimadores adicionales en el caso de haces de electrones y, por lo tanto, su forma es rectangular. Sin embargo, existen situaciones (Radiocirugía, Intraoperatoria) donde la forma del haz es circular.

Un haz de estas características debe quedar definido por los siguientes parámetros:

- Energía del haz
- Posición de las mandíbulas que limitan el tamaño del haz a una distancia de referencia o tamaño del colimador adicional, cuando el caso lo requiera.
- Orientación del mismo con respecto al sistema de coordenadas fijo a través de:
 - Distancia fuente-isocentro.
 - Giro del brazo.

- Giro del colimador.
- Giro de mesa.

Además de las características intrínsecas del haz debemos situarlo, cuando realicemos el diseño del mismo, en una posición relativa a la anatomía del paciente. El sistema de coordenadas con el que se referencia cualquier punto del paciente debe situarse con respecto al sistema de coordenadas fijo (SCF).

Cada sistema de planificación dispone de un conjunto de herramientas, que, de manera diferente, proporcionan los datos anteriormente indicados y que permitirán posteriormente realizar los cálculos y situar espacialmente la distribución de dosis. En general, los datos relativos a la energía y tamaño son introducidos en el sistema manualmente, mediante un procedimiento alfanumérico, y los de orientación pueden introducirse manualmente y/o a través del ratón.

La selección de la energía no representa más problema que comprobar que es posible seleccionar los tipos y energías definidos al configurar la unidad de tratamiento.

El tamaño de campo, generalmente, viene definido en la posición del isocentro; sin embargo, existen sistemas que dan varias facilidades para distinguir tratamientos isocéntricos de aquellos que no lo son, y permiten definir los tamaños a la distancia que desea el operador. También existe la posibilidad de definir una técnica isocéntrica y el tamaño de campo en la superficie. En el caso de los haces de electrones, con colimadores de mandíbulas variables (GE) o fijos, debe tenerse en cuenta si la definición del tamaño es en el extremo del colimador o en el isocentro.

Las asimetrías del campo se definen indicando la posición de las diferentes mandíbulas dependiendo de las características de la unidad de tratamiento. Debe vigilarse especialmente el signo de las mismas para los casos en que una mandíbula sobrepase la posición del eje del campo.

La distancia foco-isocentro (definida en la configuración) o foco-superficie y la orientación del haz pueden teclearse numéricamente, pero también la orientación puede definirse marcando dos puntos sobre la anatomía del paciente.

El posicionamiento del paciente suele realizarse definiendo un conjunto de marcas externas en la superficie del mismo o fiduciarías de la anatomía, que deben poder relacionarse en el planificador con el sistema de coordenadas fijo (SCF) que definirán su posición con respecto al tablero de la mesa de tratamiento y, servirán para la ubicación relativa de los haces. Además, en los planificadores en que sea posible, habrá que determinar manualmente o mediante iconos la posición de giro de la misma.

La posición del haz en relación a la anatomía del paciente se realiza a través de la posición de un punto representativo del isocentro. A partir de ese punto seleccionado mediante coordenadas o con el ratón, el sistema debería ser capaz de calcular automáticamente la distancia foco superficie.

Asimismo los sistemas de planificación disponen de herramientas de giro de colimador, brazo y mesa, que actúan introduciendo valores, girando o moviendo diales o mediante hardware específico ("spaceball"). Por lo tanto, habrá que verificar que las orientaciones numéricas coinciden con las gráficas y, además, que los haces se posicionan acordes con estas orientaciones.

La definición de un haz implica, en general, un dibujo, en 2D y/o 3D que nos muestra los límites y el tamaño de campo definido, así como, su orientación con respecto a la anatomía del paciente y que nos permite visualizar la región anatómica irradiada por el haz.

Debe comprobarse el correcto funcionamiento de todas las posibilidades que permite el planificador, de acuerdo con la configuración introducida para la máquina.

Tipo de la prueba

Aceptación.

Material

- SP, manuales.

Procedimiento:

1. Comprobar que es posible seleccionar todos los tipos de haces de radiación y energías que se han definido al introducir los datos radiológicos que configuren la unidad de tratamiento.
2. Examinar las posibilidades de definición del tamaño de campo y las distancias de localización del foco o la fuente.
3. Definir un tamaño de campo y comprobar que es posible fijar la angulación del brazo, colimador y mesa dentro del rango de movimientos y escalas determinados en la configuración de la unidad.
4. Comprobar que es posible definir cualquier tamaño de campo, seleccionado de forma aleatoria, dentro del rango dado para la unidad. Comprobar la indicación de dirección y signo de las asimetrías.
5. Situar en un contorno cuadrado, representativo de la anatomía del paciente, en el sistema de coordenadas fijo, el isocentro de la unidad. Verificar el cálculo de la distancia foco superficie y que ésta cambia correctamente al variar la posición del isocentro.
6. Repetir el procedimiento (punto 5) para los colimadores adicionales.
7. Seleccionar numéricamente varias posiciones de giro de colimador, mesa y brazo. Comprobar que los haces se orientan correctamente.
8. Manipular los haces mediante los diales o el hardware específico. Comprobar que los valores numéricos son correctos y se corresponden con las posiciones gráficas de los haces.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial, tras cambios de software y cuando se cambie el modelado de la máquina.

DM-7 DISEÑO DE BLOQUES DE CONFORMACIÓN

Objetivo

Evaluar el procedimiento utilizado por el planificador para construir diferentes modificaciones de la forma de un campo de radiación rectangular, bien a través de bloques individuales o definiendo la forma del haz útil. Examinar su representación impresa y/o el fichero generado, que permita directamente en un cortador de forma automática o manual construir los bloques de conformación.

Teoría de la prueba

La limitación de la superficie de irradiación de un campo rectangular se realiza en general, a través de una colimación terciaria mediante bloques de un material especial que atenúan la fluencia en la región no deseada, hasta unos niveles definidos previamente, de acuerdo a las características de posición de las bandejas portabloques y del material seleccionado.

La forma del bloque puede ser cualquiera y el sistema de planificación debe permitir tanto su definición geométrica como la representación externa, que permita, mediante un cortador, reproducir la forma del haz.

Existen dos procedimientos para introducir esta forma. El primero se realiza en la pantalla de acuerdo con las características del volumen anatómico a proteger, de manera automática con auto-margen o dibujando la forma en pantalla punto a punto. El segundo es digitalizando la forma dibujada sobre una película, conocida la distancia foco-placa a la que se haya realizado.

En el primer caso, la situación es más sencilla para el operador ya que el dibujo se hace a través de una representación BEV y la forma dibujada guarda, en general, una posición relativa exacta con la posición de giro del brazo del colimador, la posición de las

mandíbulas y la proyección a escala del dibujo. Sin embargo, cuando se utiliza el digitalizador, estos parámetros debe definirlos a priori el operador y en algunos planificadores esto no es sencillo, especialmente cuando en el colimador está girado un ángulo que no coincide con la definición del sistema de coordenadas del digitalizador. En estos casos, algunos planificadores definen una dirección para los ejes marcando un punto y una distancia, pero en otros esto no es así y resulta muy complicado y a veces imposible, situar el dibujo de la forma del campo donde se desea. Existen casos en que sólo es posible introducir el contorno en una posición del colimador, lo que puede impedir o dificultar el uso de cuñas o compensadores. Por ello, deben conocerse las limitaciones en la introducción de los datos.

Cuando se realiza una determinación automática de la forma, debe valorarse la correcta definición de la misma y, si se aplica auto-margen, los límites establecidos.

Algunos planificadores tienen la posibilidad de copiar haces conformados opuestos, de manera que la forma del dibujo es especular con respecto a la del haz copiado y es necesario, por tanto, la comprobación de la forma copiada.

Es importante comprobar el trabajo de todas las opciones de dibujo que permite el planificador (añadir, borrar, mover puntos, etc.).

Todos los planificadores permiten definir la forma del haz de dos maneras. Una mediante bloques individuales y otra dibujando el contorno de la forma del haz, para que el planificador sitúe automáticamente la zona donde debe colocarse el material absorbente.

En general se entiende, que el planificador interpreta los bloques con aristas divergentes con relación a la fuente. Sin embargo, los planificadores habitualmente permiten la existencia de librerías de bloques de conformación estándar que no pueden definirse con forma troncocónica, ya que dejaría de tener sentido la opción al depender la divergencia de la situación del bloque dentro del campo. Debe comprobarse, con el fabricante, si la falta de divergencia es asumida por el programa cuando se realizan los cálculos. En caso de no

ser considerada, no deben usarse o conocer el efecto dependiendo de la posición. En el caso de bloques con aristas divergentes el sistema debería impedir que sean introducidos en librerías.

En el caso de los electrones, debe tenerse en cuenta las características de ensamblaje de los bloques de conformación en la base del colimador adicional y verificar si el corte es con divergencia o sin ella, ya que pueden existir diferencias apreciables en las penumbras con respecto a las que calcula el planificador posteriormente.

La salida de la forma obtenida a través de un fichero a un cortador automático de moldes o la impresión del dibujo del campo conformado a la escala adecuada en el cortador manual, debe comprobarse exhaustivamente, así como la posición en el cortador, para que la forma posteriormente se adapte a la posición de las mandíbulas del colimador.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Tableta digitalizadora y maniquí de imagen, plantilla de formas y dimensiones conocidas, ratón, utilidades del SP.

Procedimiento:

1. Determinar, a partir de la información suministrada por el fabricante, los procedimientos posibles en el SP para la construcción de formas de campo no rectangulares (tableta, ratón sobre pantalla o teclado).
2. Comprobar todas las herramientas de dibujo de las que dispone el programa para diseñar una forma en pantalla (insertar, mover, añadir, borrar, etc.). Comprobar el sistema de ejes de coordenadas que se muestra en pantalla.

3. Sobre el maniquí de imagen, definir los contornos de los volúmenes del maniquí asignando a uno de ellos la categoría de PTV. En su caso, definir a partir de la tableta digitalizadora. Diseñar para cada PTV un campo rectangular que lo cubra ampliamente.
4. Utilizar la herramienta de auto-margen, si dispone de ella el planificador.
5. Verificar gráficamente el auto-ajuste y registrar el resultado.
6. Introducir mediante pantalla, definiendo previamente las coordenadas de los puntos, una forma cualquiera interna al campo rectangular fijado. Comprobar la herramienta de cierre del contorno. Definir la forma como campo a tratar o como zona bloqueada. Registrar el resultado.
7. Repetir 5 definiendo la forma del campo mediante la utilización de bloques individuales.
8. Preparar una plantilla con una forma irregular de dimensiones conocidas sobre un campo rectangular, para:
 - dos escalas diferentes.
 - definiendo como campo a tratar.
 - definiendo como zona bloqueada.
9. Definir varios campos de tratamiento rectangulares de un tamaño que supere ampliamente la forma irregular dibujada en la plantilla, pero variando únicamente el ángulo del brazo y del colimador.
10. Introducir la forma, como campo a tratar, mediante el digitalizador, utilizando el procedimiento indicado por el fabricante.
11. Comprobar la ubicación correcta en pantalla. Registrar el resultado.
12. Repetir 9 y 10 definiendo la forma mediante bloques individuales.
13. Repetir de 9 a 11 con diferente escala.

14. Repetir de 9 a 11 variando la DFS y con giro del colimador a 45°.
15. Repetir de 3 a 11 con un campo de electrones.
16. Definir, mediante digitalizador o en pantalla, un campo conformado. Utilizando la herramienta de copiar campo y copiar campo opuesto, definir otros campos conformados. Registrar el resultado.
17. Imprimir los resultados a la escala requerida para utilizarse en el cortador manual de bloques.
18. Si existe posibilidad de conexión con un cortador, realizar el proceso completo hasta la obtención del bloque y comparar con la forma deseada.

Análisis de resultados

- Estimar las diferencias encontradas en pantalla, registro, cortador.
- Determinar su máximo.

Tolerancia

Que no exista una diferencia entre los contornos superior a 2 mm.

Coincidencia de coordenadas en el cortador.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

DM-8 DEFINICIÓN DE HACES MEDIANTE COLIMADOR MULTILÁMINAS

Objetivo

Verificar la representación de la posición de las láminas a la hora de realizar una conformación manual o automática. Analizar las distintas posibilidades de optimización de la conformación automática. Comprobar que las posiciones gráfica y numérica registradas coinciden con las deseadas, y verificar que la transmisión al acelerador es correcta.

Teoría de la prueba

Como hemos indicado anteriormente, las modernas máquinas de irradiación pueden disponer de un dispositivo electromecánico de conformación para campos irregulares llamado colimador multiláminas. Para obtener todas las ventajas de esta utilidad, muchos planificadores incorporan herramientas de conformación manual o automática mediante los multiláminas definidos en el planificador.

Además, cada colimador multiláminas (MLC) tiene unos parámetros geométricos diferentes, tal como se apuntó en la configuración del MLC, en el planificador. Es importante, verificar como convierte el planificador una forma concreta en láminas y como funcionan las herramientas de conformación automática en las tres posibilidades respecto a la posición de la láminas en el volumen blanco, esto es, inscrita, circunscrita o con cobertura variable en cualquier orientación de colimador. Asimismo, los planificadores suelen implementar la posibilidad de modificar las posiciones de las láminas bien gráfica, bien numéricamente, es por lo tanto importante, verificar que ambas representaciones coinciden y que cuando se transfieren la configuración al acelerador los datos se corresponden.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí de imagen.
- Software de planificación (conformación del MLC).
- Manual del MLC del acelerador.
- Fichero de salida del MLC.
- Fichero del MLC en el acelerador.
- Trazador.
- Regla.

Procedimiento:

Determinar, a partir de la información suministrada por el fabricante, los procedimientos posibles en el SP para la construcción de formas de campo no rectangulares mediante el MLC.

Comprobar el funcionamiento correcto de todas las posibilidades de la aplicación.

Introducción automática del bloque:

1. Utilizar el maniquí de imagen descrito en el *anexo 2*. Diseñar un campo rectangular que cubra el PTV ampliamente.
2. Seleccionar un auto-ajuste con margen cero al maniquí. Seleccionar un tipo de auto-ajuste (inscrito, circunscrito, ..). Realizar el auto-ajuste.
3. Repetir para las restantes modalidades de auto-ajuste.
4. Definir mediante el MLC un campo conformado, utilizando la herramienta de copiar campo y copiar campo opuesto. Definir otros campos conformados. Registrar el resultado.

Introducción del bloque desde el digitalizador:

1. Introducir un campo bloqueado desde el digitalizador con forma compleja y que requiera que alguna lámina atraviese el eje.
2. Utilizar la instrucción de ajuste a MLC.
3. Imprimir el bloque segmentado para el MLC.

En cada caso:

1. Verificar gráficamente el auto-ajuste.
2. Imprimir las posiciones numéricas del MLC.
3. Obtener el fichero de transferencia y comprobar que coincide con las posiciones impresas.
4. Verificar en la consola del acelerador que la forma ordenada al MLC es la correcta.

Análisis de resultados

- Verificación numérica y gráfica de las coordenadas del MLC. Correspondencia entre la salida impresa y el fichero de transferencia. Verificación de la forma del MLC en la consola del acelerador.

Tolerancia

Para la posición gráfica, correspondencia visual con límite de volumen.

Para las coordenadas numéricas, correspondencia numérica con la posición teórica del MLC basada en coordenadas del volumen blanco.

Para el algoritmo de auto-ajuste, funcional respecto a la reconstrucción del volumen.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

Después de un cambio de modelado de la unidad.

DM-9 DEFINICIÓN DE HACES CON CUÑAS

Objetivo

Analizar los procedimientos de definición de una cuña en relación con la posición del colimador, limitación de tamaño de campo, factores de transmisión y de modificación de la fluencia, etc.

Comprobar que los datos que figuran en los ficheros que definen las mandíbulas del colimador son correctos y están de acuerdo con la cuña requerida.

Teoría de la prueba

Cuando se diseña un haz y se incorpora una cuña a la planificación, los parámetros que la definen, especialmente la posición relativa con respecto al paciente, deben quedar perfectamente determinados, ya que los errores que pueden producirse no son fáciles de detectar, sobre todo si el haz o los haces que incluyen las cuñas forman parte de un conjunto.

Las cuñas, en general, tienen una posición que está ligada al giro del colimador y a las mandíbulas del mismo. Lo ideal sería que todos los fabricantes utilizaran la misma convención para definir esta posición, por ejemplo, la norma IEC.

Independientemente de esto, debe comprobarse que las diferentes posiciones de una cuña en el planificador coinciden siempre con los parámetros de prescripción en el acelerador.

En el caso de las cuñas motorizadas, la posición siempre es fija respecto al colimador mientras que en las cuñas dinámicas, la dirección de modulación siempre coincide con la dirección de apertura de un diafragma del colimador. Por tanto, la posición relativa de la cuña varía en función del giro del colimador. En el caso de las cuñas fijas, una misma cuña puede colocarse en dos o cuatro posiciones diferentes dependiendo de la máquina y además, su

posición varía con el giro del colimador. Por tanto, estas posiciones deben de poder ser seleccionadas en el planificador y quedar definidas sin ambigüedades.

Una vez comprobada la identidad de los parámetros de posición definidos por el planificador y los que se seleccionarían en el acelerador, deberá comprobarse que el efecto de modulación del haz efectivamente tiene la dirección seleccionada y el valor del ángulo definido. En general, este aspecto se habrá comprobado al introducir los datos de base al planificador (DF-7). Es necesario, comprobar que al definir la cuña en el diseño de un haz, los ficheros que definen sus comportamientos actúan adecuadamente. Además, en múltiples ocasiones la parte del programa que diseña la cuña es capaz de combinar automáticamente haces con cuña y sin cuña para definir una cuña con un ángulo específico.

Por último, es imprescindible asegurarse de que el factor de transmisión que utiliza el planificador es el correcto en función del tamaño del campo utilizado y el espesor de la cuña utilizada o el fichero de modulación (cuñas dinámicas).

Deben comprobarse las limitaciones de tamaño de campo y giros de colimador, etc.

Es importante comprobar la representación gráfica de la orientación de la cuña en el plano de distribución de dosis (2D) y en la representación de 3D.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- SP.
- Manuales.

Procedimiento:

1. Comprobar que es posible seleccionar los ficheros de definición de la cuña al hacer una dosimetría. Comprobar energía, tamaño de campo y ángulo.
2. Comprobar que las limitaciones de tamaño de campo, giro de colimador y posición relativa son detectadas por el planificador y coinciden con las reales.
3. Comprobar que la dirección de modulación coincide con la posición de la cuña, seleccionando una isodosis y observando las curvas.
4. Comprobar que es posible definir cualquier tamaño de campo en el rango de limitación definido.
5. Comprobar que es posible obtener un ángulo concreto automáticamente por combinación del haz con y sin cuña.
6. Verificar que los factores de campo y transmisión para cada tamaño de campo, energía y cuña son introducidos en el proceso de cálculo, cuando son seleccionados.
7. Verificar que la representación gráfica de la dirección de la cuña es correcta tanto en 2D como en 3D y en la impresión.

Análisis de resultados

- Evaluar las discrepancias entre los haces diseñados y la respuesta obtenida.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y tras cambio de modelado de la unidad.

DM-10 DEFINICIÓN DE COMPENSADORES Y BOLUS

Objetivo

Analizar los procedimientos de diseños de bloques compensadores y bolus. Analizar la representación impresa o a través de fichero que permita la construcción de forma automática.

Teoría de la prueba

Existen situaciones en una planificación, en las que se requiere modificar la fluencia que llega a la superficie del paciente de forma heterogénea, ya sea, para compensar las irregularidades de la superficie del paciente, caso más común, o porque se busca obtener perfiles de una forma determinada generados por una planificación inversa. En estos casos, se debe diseñar una estructura absorbente de un material apropiado, generalmente de menor densidad que los utilizados para la realización de los bloques de conformación, y que se sitúan a una distancia determinada de la superficie del paciente. Son los llamados **compensadores**

En otras situaciones, lo que se pretende es incrementar la dosis en superficie del paciente evitando la zona de acumulación en los primeros milímetros de absorción. Para ello, se utilizan materiales fácilmente moldeables que se colocan en la superficie del paciente. Son los **bolus**.

Podemos decir también que un bolus puede actuar como compensador. Sin embargo, a efectos de diseño de un dispositivo de estas características los sistemas de planificación los distinguen como tales dependiendo de si están o no en contacto con la superficie del paciente.

En el caso de un compensador, el sistema de planificación puede realizar un trabajo simple o muy complejo dependiendo de las herramientas de cálculo disponibles. En general los sistemas solicitan:

- Densidad del material que se utilizará como compensador.
- Tamaño rectangular de la superficie a compensar.
- Distancia fuente-compensador.
- Plano en el que se realizará la compensación.
- Resolución espacial.
- Factor de corrección sobre el factor de campo si fuera necesario.

El sistema calcula en los puntos de una retícula formada en la superficie a compensar, y cuya resolución para el tamaño de píxel se ha solicitado, el espesor de material necesario dependiendo del tipo de compensación que se requiera.

Podemos únicamente compensar la ausencia de tejido en una región. En este caso, sólo tenemos en cuenta el efecto de la distancia foco-superficie de cada rayo que atravesando la retícula llega a la superficie del paciente.

En otras situaciones, se pretende compensar la dosis primaria a una determinada profundidad, o de forma más compleja, tener en cuenta el efecto de todo el espesor del compensador sobre el punto de cálculo, esto es primaria y dispersa. En este caso, debe acudir a métodos de convolución sobre la fluencia.

Los métodos de cálculo son automáticos y, en general, utilizan un proceso iterativo para optimizar el resultado. El número de iteraciones viene fijado en el planificador o bien puede ser seleccionado por el usuario. También puede el usuario elegir o modificar los valores de cada celda de la retícula.

Al finalizar el cálculo, el espesor puede suavizarse entre celdas contiguas para facilitar el trabajo de los cortadores o simplemente realizar la acumulación prismática de material en el caso de construirlo manualmente.

En el caso de los bolus la situación es diferente y se reduce a situar una prolongación o modificación de la superficie del paciente con un material de la densidad seleccionada. Cada planifi-

gador utiliza procedimientos diferentes, en algunos casos el bolus está ligado al paciente y en otros está ligado al haz. También pueden hacerse bolus de espesor constante o variable, para facilitar la compensación por ausencia de tejido.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- Manuales del SP.

Procedimiento:

Compensador.

1. Diseñar un campo rectangular donde quiera incorporarse un compensador.
2. Seleccionar el tipo de compensador a realizar.
3. Seleccionar los atributos del compensador:
 - Tipo: radiación primaria o 3D.
 - Superficie.
 - Dimensiones de la retícula.
 - Distancia foco-posición del compensador.
 - Densidad del material a utilizar.
 - Método de interpolación.
4. Verificar la posición del compensador en relación al campo.
5. Verificar el dibujo del compensador en pantalla.
6. Imprimir los espesores de la retícula o el procedimiento gráfico para su construcción.

Bolus

1. Seleccionar el tipo, si el sistema de planificación lo permite.

2. Especificar las dimensiones en anchura, altura y espesor.
3. Seleccionar el material y la densidad.
4. Indicar el centrado.
5. Comprobar la representación gráfica del mismo.
6. Verificar si la DFS la expresa sobre el paciente o sobre el bolus.

Análisis de resultados

- Verificar que es posible seleccionar las opciones ofrecidas por el fabricante y que éstas se ejecutan.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

DM-11 VISUALIZACIÓN DEL HAZ

Objetivo

Comprobar los mecanismos de representación gráfica de un haz dentro de la imagen de la anatomía del paciente. Comprobar la representación de las proyecciones de las mandíbulas del colimador, las proyecciones de los bloques de conformación y las figuras que representan la posición de las cuñas y láminas del MLC.

Verificar la representación en los cortes sagitales, coronales y oblicuos.

Analizar las proyecciones de los extremos de los haces en 3D.

Teoría de la prueba

La representación gráfica de los haces diseñados en un planificador es una utilidad de suma importancia, ya que permite retroalimentar las características del diseño de los campos de tratamiento con la observación de los límites en relación con los volúmenes a irradiar.

La capacidad de representación gráfica de la que dispone un planificador puede ser 2D, 3D, además de la proyección BEV. Cualquiera de ellas nos muestra una representación de la forma del campo. En los casos de representación 2D los planificadores suelen disponer de estructuras reformateadas sagitales y coronales.

El aspecto más importante a comprobar en la representación de los haces es la homotecia existente de los límites del campo con respecto a la fuente, que debe ser coherente cuando se cambia la posición de la fuente con respecto al paciente.

Otras representaciones como la orientación del brazo, colimador y posición de las cuñas y compensadores deben ser coherentes con los parámetros de definición del haz.

Asimismo, es importante verificar las proyecciones de los haces en los cortes reconstruidos ya que, estas proyecciones, se usan frecuentemente en las uniones de campos.

Tipo de la prueba

Aceptación.

Material

- Unidad de terapia, papel milimetrado, regla, SP.

Procedimiento:

1. Analizar que todas las posibilidades de representación gráfica ofrecidas por el proveedor están incluidas y funcionan.
2. Definir una serie de campos rectangulares de forma aleatoria (giro de brazo y colimador incluidos) y comprobar que la representación gráfica 2D de los mismos es correcta. Elegir dos profundidades dentro del plano de representación en pantalla (transversal, sagital o coronal). Utilizando la herramienta de medida medir dos distancias entre los extremos de la representación grafica del haz, y comprobar que son homotéticas respecto de la fuente.
3. Observar la representación de la intersección del extremo del haz no visible en los cortes transversales con aquellos cortes transversales donde cortan. Comprobar que la intersección del haz con el plano transversal es correcta. Repetir para el caso coronal y sagital.
4. Definir un maniquí piramidal cuyas aristas sean homotéticas con respecto a la fuente. Definir un haz con las mismas dimensiones del maniquí, y comprobar en la representación 3D que las caras del volumen coinciden con los límites del haz.
5. Comprobar la forma del campo y el maniquí en la representación BEV.

6. Comprobar en todos los casos la representación a través de iconos de la posición y orientación de brazo, colimador, cuñas, compensadores y mandíbulas asimétricas.

Tolerancia

Coincidencia.

Periodicidad

Inicial, tras cambios de software o cambio de modelado de la máquina.

DM-12 COMPATIBILIDAD GLOBAL

Objetivo

Comprobar que todos los procedimientos de diseño de haces actúan de forma coherente cuando son utilizados conjuntamente.

Teoría de la prueba

El diseño final de un campo de radiación, puede integrar todas las posibilidades que el sistema de planificación y el sistema irradiador nos permiten. Un único haz de radiación puede necesitar giro de brazo, mesa y colimador, conformación mediante MLC con una DFS diferente de la estándar y además utilizar una cuña motorizada con bolus. Hay que verificar que todas las posibilidades funcionen de una forma integrada y teniendo en cuenta las limitaciones que un determinado parámetro pueda tener en todos los demás.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Definir en el sistema un haz de tratamiento de fotones (podría ser equivalente con un campo de electrones), en el que se incluyan todo tipo de particularidades o de dispositivos modificadores del mismo disponibles en el sistema (mandíbulas asimétricas, DFS distinta de la estándar o isocéntrico, bloques o MLC, cuñas, ...).

2. Comprobar que el sistema admite la configuración solamente cuando es posible.
3. Registrar los resultados.

Análisis de resultados

- Verificación funcional de la integración del sistema.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial, tras cambio de software y tras un cambio de modelado.

DM-13 SISTEMA DE UNIDADES Y SISTEMAS DE REFERENCIA

Objetivo

Verificar que el software de planificación utiliza un sistema coherente de unidades y sistemas de referencia.

Teoría de la prueba

Uno de los errores más elementales y a la vez potencialmente más graves que pueden presentarse en la planificación de un tratamiento radioterápico, es la falta de coherencia del sistema de unidades empleado y la falta de concordancia de los diferentes sistemas de referencia que se utilizan.

En el primer caso, todos los sistemas de planificación suelen utilizar el Sistema Internacional de Unidades de manera, que en principio, no debe esperarse ningún problema derivado del uso de diferentes magnitudes con diferentes unidades, aunque en el caso de las magnitudes radiológicas aún persisten algunas unidades antiguas. La utilización de múltiplos y submúltiplos puede dar lugar a errores grandes (mm por cm o Gy por cGy). Un error frecuente, suele ocurrir cuando una determinada magnitud se presenta en diferentes unidades en distintas partes del programa. También puede producirse error si se utilizan parámetros cuyo valor depende de las unidades en que estén definidos, ya que las unidades del resultado de las expresiones que los contengan deberán ser coherentes con el resto del programa.

En el caso de los sistemas de coordenadas, debe tenerse en cuenta la integración de diferente equipamiento y componentes, cada uno de los cuales utiliza sistemas de referencia distintos y que deben integrarse tanto para situar al paciente en la unidad de tratamiento, como para relacionar esta posición con la distribución de dosis que nos proporciona el planificador o el mecanismo de comprobación que se utilice.

Diferentes organizaciones (IEC, NEMA, etc.) han hecho un esfuerzo para tratar de unificar los criterios de diferentes fabricantes de equipos para utilizar un sistema de referencia común, sin que esto se haya conseguido completamente y sin que todos los fabricantes hayan adoptado dichas recomendaciones.

Independientemente de las características del sistema de coordenadas que se utilice, se deben cumplir determinadas condiciones generales, como son:

- Un sistema de coordenadas debería ser dextrógiro, esto es, si el sistema viene definido por ejes perpendiculares x , y , z , el producto vectorial de un vector unitario en la dirección del eje x por un vector unitario en la dirección del eje y , deberá dar un vector en la dirección z .
- Los diferentes sistemas de coordenadas que estén relacionados deben hacerlo con una estructura jerarquizada. Así, puntos en un sistema de coordenadas de nivel inferior pueden ser obtenidos a partir de un nivel superior a través de una transformación de coordenadas. Lo contrario puede ocurrir o no; si es posible lo será a través de la transformación inversa.
- Los procedimientos de transformación de coordenadas deben realizarse utilizando coordenadas homogéneas. (En coordenadas homogéneas un punto viene representado por un vector de cuatro elementos $(x, y, z, 1)$). Una vez que el sistema ha sido definido, pueden obtenerse las coordenadas de un punto de un sistema inferior a partir del superior a través de un producto matricial:

$$a = A \cdot a'$$

donde $a(x, y, z, 1)$ y $a'(x', y', z', 1)$, son los vectores que representan las coordenadas del punto en ambos sistemas y la matriz A (4×4) representa la transformación. Estas transformaciones incluyen translaciones, rotaciones, cambios de escala e intercambio de coordenadas. Cada transformación viene representada por una matriz y una transformación compuesta por un producto de matrices.

Dentro de los sistemas disponibles algunos están normalizados y otros no, de manera que, en general, los fabricantes tienden a cumplir o a adaptarse a los normalizados, pero otros dependen de su conveniencia.

El resultado final debe ser coherente, de manera que la representación de puntos y direcciones sea única. Para ello, el sistema de planificación debería disponer del conjunto de matrices que permita la transformación de unos sistemas de referencia en otros.

El objetivo final de la utilización de los sistemas de referencia, es la colocación del paciente en una posición relativa a las condiciones de operación de la unidad de tratamiento. Para ello, el informe ICRU 42 define un sistema de coordenadas ligado a la anatomía del paciente (SCP). IEC está tratando de definir un sistema similar pero ligado a la mesa de tratamiento, aún por concluir.

El origen del sistema es imposible de normalizar dada la variabilidad de la anatomía, aunque podríamos elegir un conjunto de puntos arbitrarios o más simplemente utilizando un sistema de puntos fiduciaros a través de una guía estereotáxica, donde el origen está definido de manera no ambigua y las transformaciones a otros sistemas de coordenadas serán lineales y simples en contraposición con el caso anterior.

La posición del paciente será en decúbito supino y la dirección de los ejes será de la siguiente forma: el eje Yp en dirección cráneo-caudal y positiva hacia la cabeza, el eje Xp en dirección lateral y positiva hacia la izquierda del paciente y el eje Zp perpendicular a los anteriores, conformando un sistema dextrógiro.

La Comisión Electrotécnica Internacional en su documento IEC - 61217(1997) ha definido un sistema de coordenadas ligado a las condiciones de uso de la unidad de tratamiento (SUT).

Por su parte NEMA define a través del sistema DICOM otro sistema de coordenadas ligado al paciente para la toma de datos por parte de una unidad de adquisición tomográfica de imágenes.

Este es el sistema en el cual se calculan las cantidades relacionadas en el transporte de la radiación.

Generalmente, se han utilizado tres tipos de sistemas: Sistema cartesiano, Coordenadas polares y un Sistema divergente centrado en la fuente, en el que la rejilla esta constituida por puntos de intersección de líneas que, saliendo de la fuente, llegan a puntos de cálculo situados en líneas paralelas a la superficie representando diferentes profundidades (sistema FAN-LINE). No existe una normalización en cuanto al sistema de coordenadas aunque parece más conveniente, de acuerdo a ICRU 42; el cartesiano.

El resto de los sistemas de referencia y los sistemas de introducción de datos al sistema de planificación a través de digitalizadores y escáner, así como de presentación de resultados, dependen de cada fabricante.

Todo este conjunto de sistemas se organizan jerárquicamente en relación a un sistema de coordenadas ortogonal fijo (SCF) (ICRU 42 y IEC), a partir del cual se obtienen las ecuaciones de transformación de un punto cualquiera. El origen de este sistema se situará en el isocentro de la unidad de tratamiento.

Las direcciones de los ejes pueden ser arbitrarias, sin embargo, si se definen con relación a la posición y movimientos de la unidad de tratamiento, las ecuaciones de transformación son más simples. Por tanto, IEC define este sistema de la siguiente manera: El eje Yf en dirección paralela al suelo de la sala y sentido hacia el "gantry" de la unidad de tratamiento, el eje Zf perpendicular al anterior y en sentido hacia la fuente de radiación, y el eje Xf perpendicular a los dos anteriores y sentido de la derecha de un observador que mire de frente el "gantry".

Los diferentes sistemas de referencia que se utilizan son:

- Sistemas de Coordenadas del "Gantry" (SCG).
- Sistemas de Coordenadas del Colimador (SCC).
- Sistemas de Coordenadas de la Cuña (SCW).
- Sistemas de Coordenadas de la Mesa (SCM).

(Se supone que el tablero no tiene movimiento de giro. IEC - 61217 considera esta posibilidad pero no está incorporada en los sistemas de planificación.)

- Sistemas de Coordenadas del Haz (SCH).
- Sistemas de Coordenadas de la Imagen TC (SCCT).
- Sistemas de Coordenadas del Digitalizador (SCD).
- Sistemas de Coordenadas de la pantalla gráfica (SCDG).

Tipo de la prueba

Aceptación

Material

- Maniquí de imagen, SP.

Procedimiento:

1. Introducir la geometría del maniquí de imagen, obtenida mediante TC en el planificador.
2. Comprobar que la dirección, sentido y escalas de los ejes de coordenadas se han transferido correctamente al sistema SCF, midiendo los diámetros antero-posterior y lateral, y anotando las coordenadas de un conjunto de puntos elegidos al azar.
3. Definir un haz rectangular, con el giro de colimador a 0° , y anotar que las dimensiones de los campos están bien orientadas de acuerdo con el sistema SCF.
4. Girar el colimador y verificar el sentido positivo de giro del mismo.
5. Girar el brazo y verificar el sentido positivo del giro.
6. Repetir 3, 4 y 5 con el mismo haz pero con una cuña. Comprobar que la orientación de la cuña está de acuerdo con la definición de la unidad de tratamiento.

7. Verificar 2, 3, 4, 5 y 6 en una imagen en 3D.
8. Dibujar un campo irregular y verificar que la posición adquirida concuerda con la del giro del colimador.
9. Obtener una DRR para diferentes posiciones del brazo y colimador y verificar que las orientaciones del sistema SCF se mantienen.
10. Imprimir el resultado de una distribución de dosis y comprobar que el sistema SCF mantiene su definición.
11. Imprimir el resultado alfanumérico de las características del tratamiento y comprobar que las características de los puntos de cálculo, las posiciones y giros de los elementos que definen el haz son correctos de acuerdo con el sistema SCF.
12. Repetir 1 y 2 introduciendo la geometría del paciente a través del digitalizador y el escáner.
13. Comprobar que el sistema de unidades es coherente en todas las etapas del proceso de planificación.

Análisis de resultados

- Anotar las discrepancias observadas.

Tolerancia

Coincidencia.

Periodicidad

Inicial y tras cambio de software.

BIBLIOGRAFÍA:

- AAPM 1998. Fraass B, Doppke K, Hunt M, y cols, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" from the AAPM Radiation therapy committee TG 53 Med Phys; 25:1773-1829
- Coordinate Systems in Radiation Oncology Imaging, 1998. Edit. Hazle J.D. y Boyer A. George Starschall en Imaging in radiation therapy. AAPM. Monograph n° 24.
- International Electrotechnical Commission (IEC), 1997. Radiotherapy equipment-Co-ordinates, movements, and scales. IEC 61217. (Geneva.Switzerland).
- International Electrotechnical Commission (IEC), 2000. "Medical electrical equipment- requirements for the safety of Radiotherapy". IEC 62083. (Geneva.Switzerland).
- International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU). 1987. "Use of computers in external beam procedures with high-energy photons and electrons". ICRU report 42, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- Institute of Physics and Engineering in medicine and Biology (IPEMB), 1994. "A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems". IPEM Report 68, IPEM, York, United Kingdom (J.E. Shaw editor).
- Klein E. E. Low D. A., Meigooni A. S., Purdy J. A., 1995. "Dosimetry and Clinical Implementation of Dynamic Wedge Int. J. Radiat. Oncol. Biol, Phys 31: 583-594.
- Mohan R., 1995. "Field shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimator". Sem Rad Onco 5: 86-99.
- RD 1566, 1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Anexo II Tabla II.F
- Siddon R., 1981. "Solution to treatment planning problems using coordinate transformations". Med Phys; 8: 766-774.
- Swiss Society for radiotherapy and medical Physics (SGSMP/SSRPM/SSRFM), 1999. "Quality control of treatment planning systems for teletherapy", Recommendations No 7.
- Starschall G., 1998. "Co-ordinate systems in radiation oncology imaging. Imaging in Radiation Therapy". AAPM. Edit. Hazle, J.D. y Boyer, A. Monograph n° 24.

ADQUISICIÓN DE DATOS ANATÓMICOS (DA)

DA-1 FUNCIONAMIENTO DE LA BASE DE DATOS

Objetivo

Verificar la capacidad del sistema de planificación para el almacenamiento de los datos relativos a cada paciente.

Teoría de la prueba

La organización de los datos relativos a la planificación de un paciente, es el primer paso en la realización de la misma. A medida que generamos información relativa a la planificación o planificaciones ejecutadas en los pacientes, ésta debe organizarse de forma estructurada de manera que los diferentes aspectos puedan utilizarse en distintas situaciones con diferentes propósitos.

Los objetivos y características de una base de datos pueden ser diferentes dependiendo de las posibilidades de relacionar o transferir datos a otros sistemas. En general podríamos decir que debería permitir:

- Organizar la información de cada paciente.
- Ser una base de datos relacional, organizada de acuerdo con una estructura que permita la organización de diferentes aspectos de forma independiente pero relacionados unos con otros.
- Permitir todas las posibilidades de comunicación que estén desarrolladas en este momento, de manera que puedan exportarse e importarse fácilmente datos de otros sistemas.
- Utilizar los protocolos normalizados para la organización de la información (DICOM).

- Ser un sistema seguro en la relación y transferencia de información.
- Disponer de un sistema sencillo de archivo de seguridad y recuperación de cualquier información que sea requerida.

En general, en un sistema de planificación, los grupos de información están organizados de la siguiente manera:

- Datos clínico-administrativos.
- Sistema de imágenes.
- Información de estructuras anatómicas.
- Planificaciones.
- Datos de comunicación.

La organización de la información debe ser bien comprendida y evaluada para determinar la capacidad disponible, y verificar si cumple con las especificaciones de las ofertas de compra.

Tipo de prueba

- Aceptación.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Analizar las características de la base de datos para almacenar información relativa a los tratamientos de pacientes: capacidad total de la misma, espacio ocupado por los datos relativos a un paciente, forma de almacenar los datos anatómicos, datos relativos a los campos de tratamiento, distribución de dosis, normalización, (en un solo archivo o en archivos diferentes), formato de la información almacenada, etc.
2. Investigar el sistema de almacenamiento de cada grupo de información, rutas de acceso, estructura de ficheros, etc.

3. Generar información para un grupo de pacientes de manera, que se utilicen todas las posibilidades de almacenamiento de la información y comprobar la ruta de los datos.
4. Averiguar el tiempo de acceso a un dato en particular.
5. Averiguar si es posible recuperar fácilmente un paciente que haya sido almacenado.
6. Investigar las formas de localización de un paciente (nombre, apellido, número de historia, fecha, etc.).
7. Verificar que el sistema de archivo de seguridad funciona correctamente.

Análisis de resultados

- Comprobar que el sistema funciona de acuerdo con lo ofertado.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

DA-2 TRANSFERENCIA DE DATOS TC Y RM

Objetivo

Comprobar que la información que adquiere el TC y RM de las estructuras y de los datos generales de paciente, es transmitida sin errores al sistema de planificación.

Teoría de la prueba

El desarrollo de los sistemas informáticos de manipulación de imágenes, ha obligado a la utilización de formatos estándar de comunicación para que las imágenes procesadas en un equipo puedan ser utilizadas en otros de diferentes fabricantes.

En el caso concreto de la Radioterapia, se ha tratado de conseguir una estandarización de la información que utilizan los sistemas de planificación.

El protocolo generalmente más aceptado surge con la necesidad de incorporar imágenes al planificador. La unión de ACR (American College of Radiology) y NEMA da lugar al protocolo DICOM, en 1995, dirigido fundamentalmente al diagnóstico. En 1997 AAPM/RTOG tratan de realizar un protocolo específico para Radioterapia que incluya, no sólo imágenes, sino informaciones varias sobre la planificación. Finalmente, en 1997 DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) incorpora o amplía el protocolo con información específica para Radioterapia y nace DICOM-RT que tiende a ser aceptado por todos los fabricantes.

Otros formatos que se incorporan a algunos sistemas de planificación para permitir que las imágenes sean manipuladas por otros programas no médicos son:

- TIFF (Tag Image File Format).
- GIF (Graphical Interchange Format).
- JPEG (Joint Photographic Expert Group).

- DICOM consta de dos partes:
 - Formato de datos.
 - Protocolo de Comunicación.

El formato de datos es muy similar al formato de un fichero de ordenador y hay secciones dentro de DICOM que describen el formato de datos específicos para cada modalidad de imagen.

Las imágenes DICOM tienen un conjunto de componentes (information objects) para cada modalidad.

La incorporación de DICOM-RT lleva consigo la creación de un conjunto nuevo de IOD (Information Objects Definition) denominadas:

- RT Image.
- RT Structure Set.
- RT Plan.
- RT Dose.
- RT Treatment Record.

No todos los IOD están incorporados por los fabricantes en sus productos, de manera que, cuando un equipo se dice que es DICOM o DICOM-RT debe asegurarse que incorpora todos los IOD que necesita el otro equipo para que la comunicación sea completa.

La transferencia de los datos del TC debe realizarse sin errores.

Los errores que pueden producirse en la información de las imágenes son:

Intrínsecos:

- Valor del número Hounsfield del Pixel.
- Imágenes añadidas o pérdidas.
- Geometría.

Extrínsecos:

- Datos generales del estudio.
- Posición del paciente con respecto a la mesa (Izq, Dch, A, P, pies, cabeza).

- Características de corte (Posición, espesor, campo de visión, tamaño de la matriz).

El soporte físico para hacer la transferencia puede ser:

- Cinta magnética.
- Disco magnético.
- Conexión directa.
- Conexión telefónica.
- Red local (LAN).

En cada uno de estos sistemas de transferencia disponibles, debe comprobarse primero la correcta transferencia de los datos y además, la compatibilidad de formatos entre el TC y el sistema de planificación.

En la realización de un estudio tomográfico se pueden producir, por diferentes motivos, cambios en la posición relativa que ocupan unos cortes con respecto de otros. Esta situación puede observarse cuando:

- Se realizan en un mismo estudio, diferentes exploraciones de una misma área anatómica con diferentes características de adquisición (espesor de corte, movimiento de la mesa, etc.).
- Se realizan estudios de dos áreas anatómicas diferentes con características de adquisición diferentes.
- Se realizan estudios de la misma área anatómica no partiendo del mismo punto, y luego se mezclan los cortes (por ejemplo en estudios con y sin contraste).

Al grabar el estudio cada corte debe presentarse ordenadamente en el planificador, independientemente de cómo fue adquirido. Generalmente, esto ocurre dependiendo del procedimiento de grabación que se haya utilizado.

Algunos sistemas de planificación, disponen de programas previos a la utilización de las imágenes que permiten manipular la posición relativa de las mismas e incluso modificar la coordenada

Z de un corte antes de que el grupo de imágenes se utilice en las tareas de planificación. En otros casos, esto no es posible y los datos de planificación son incorporados automáticamente al proceso de planificación; si un error de estas características ocurre, no es fácil visualizarlo si corresponde a áreas comunes.

Esta situación, es diferente al problema que se presenta cuando se modifica en un mismo estudio la altura de la mesa, o en general el isocentro, al explorar dos zonas distintas o a la pérdida de algún corte. En estos casos, la posición relativa de unos cortes con respecto a otros se modifica, y no es fácil visualizarla si el estudio tiene muy pocos cortes y están por lo tanto muy espaciados.

En general, estos errores se deben a los procedimientos empleados en la adquisición de los datos más que a fallos en la transferencia de información del TC al planificador. Por ello, conviene asegurarse en qué condiciones ocurren estos errores y si se deben a fallos en el sistema o a procedimientos operativos de adquisición incorrectos.

Tipo de prueba

Aceptación, Constancia.

Material

- Guía del operador del TC o de la RM.
- Maniquí de imagen.

Procedimiento:

1. Verificar con los proveedores del TC y del sistema de planificación si los protocolos de transferencia de información son compatibles.
2. Asegurarse de que los soportes de transferencia son compatibles.

3. Realizar varias imágenes en diferentes condiciones del maniquí.
4. Anotar los datos extrínsecos que se superponen a la imagen.
5. Seleccionar diferentes puntos de la imagen que puedan reconocerse fácilmente y anotar el valor de HU del pixel medido en el TC.
6. Transferir las imágenes a través del sistema de planificación.
7. Comprobar que las imágenes son presentadas en la pantalla correctamente, libres de giros. En caso de que el planificador utilice herramientas de orientación para girar o reflejar las imágenes en función de la orientación del paciente en el TC, asegurarse que la orientación introducida es correcta.
8. Anotar los datos intrínsecos y extrínsecos de la misma forma que se hicieron en el TC.
9. Verificar las dimensiones de las diferentes estructuras del maniquí y sus posiciones relativas.
10. Verificar las posiciones de cada uno de los cortes.

Análisis de resultados

- Anotar las diferencias existentes. Estas pueden afectar a los algoritmos de cálculo o simplemente a la información del paciente.

Tolerancia

Coincidencia.

Periodicidad

Inicial, mensual y cada vez que haya un cambio de versión de software en el SP o en el TC.

DA-3 CONVERSIÓN DE NÚMEROS TC A DENSIDAD ELECTRÓNICA

Objetivo

Evaluar el procedimiento y resultados de la conversión de números TC a densidad electrónica.

Teoría de la prueba

Una imagen TC reconstruida, es una disposición regular de pequeños elementos cuadrados, que denominamos píxeles cuya densidad óptica es función del valor relativo del coeficiente de atenuación lineal con respecto al agua medido en un volumen cuya base es el píxel y la altura el espesor de corte es decir un voxel. El tamaño del píxel depende fundamentalmente, del tamaño de matriz que se seleccione al realizar la exploración.

El valor que se hace equivalente a la escala de grises en la pantalla se denomina número TC o Unidades Hounsfield (HU) y se define como:

$$HU_{\text{medio}} = \frac{\mu_{\text{medio}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1.000$$

Donde μ es el coeficiente de atenuación lineal. Por definición, el agua tiene un número TC igual a 0. El aire, que representa prácticamente ausencia de atenuación, tiene un valor de -1000 , y el hueso, dependiendo de su composición, representa los valores más altos desde unos pocos cientos hasta miles de HU. Otros valores típicos para estructuras habituales como el tejido adiposo (grasa), tienen un rango de valores comprendidos entre -80 y -40 HU y el tejido blando o el músculo entre $+30$ y 60 HU.

Algunos planificadores utilizan únicamente números positivos haciendo una traslación de la escala de 1.000 unidades.

Los números TC son muy sensibles a los cambios en el material de atenuación. Una unidad HU es equivalente a un 0.1% de diferencia entre coeficientes de atenuación, lo que se traduce aproximadamente en un 0.1% de contraste. La dependencia de μ con la energía de los rayos X, la densidad y el número atómico del medio hacen que su valor dependa mucho de las condiciones de adquisición. Si estos números van a utilizarse de forma cuantitativa, debe calibrarse su valor teniendo en cuenta el kV de los RX y un rango de materiales cuyas características sean conocidas y en el intervalo de densidades electrónicas habituales.

La utilización de los números TC en los planificadores tiene dos objetivos:

- Discriminación de la superficie de estructuras diferentes, para la posible realización automática de la segmentación de las mismas.
- Determinación de las propiedades de atenuación y dispersión de la radiación de los diferentes tejidos, que se encuentre el haz al atravesar la anatomía del paciente.

En el primer caso, suele ser suficiente la utilización directa del valor TC. En el segundo, la utilización de los valores directamente no es adecuado, ya que la interacción depende básicamente de la densidad electrónica relativa al agua (ρ_e) y no del número TC. Por ello, debe transformarse el valor del número TC de cada píxel de la matriz en ρ_e , un parámetro directamente ligado a los procesos de interacción.

Con un maniquí adecuado, puede establecerse la relación que convertirá la matriz representativa de la anatomía del paciente en densidades electrónicas. Esta relación, se establece a partir de un fichero de conversión de HU a densidad electrónica relativa al agua, construido por el usuario basándose en medidas en el TC, para las condiciones de trabajo (en particular kV), realizadas con un maniquí que contenga insertos de densidades electrónicas conocidas. Este maniquí debe cubrir todo el rango de densidades en las que se quiera trabajar. En este punto, es necesario señalar

que algunos planificadores sólo utilizan los ficheros de conversión en el rango que se han especificado, fuera de ese rango el sistema puede comportarse de diferentes formas en función del fabricante, una de ellas es asignar la densidad electrónica mayor o menor del archivo, en función de que el píxel en cuestión tenga una HU mayor o menor que los límites del archivo. Una consecuencia muy común, es el error cometido cuando se calcula píxel a píxel un haz que atraviesa una prótesis de muy alta densidad electrónica si el fichero de conversión no alcanza hasta estas densidades.

Tipo de prueba

Aceptación, Constancia.

Material

- Maniquí compuesto por diferentes materiales que cubren un rango suficiente de densidades electrónicas. La composición de dichos materiales deberá ser conocida.
- TC utilizado habitualmente.
- Utilidades del SP.

Procedimiento:

1. Adquirir un conjunto de imágenes del maniquí con el TC habitual de simulación, y con los parámetros de adquisición y reconstrucción que se usen en la práctica. Determinar en el propio escáner un número TC medio de cada zona del maniquí.
2. Hacer llegar estas imágenes al planificador por la vía usual (disco o red local).
3. Construir el fichero de conversión TC – densidad electrónica.
4. Mediante las utilidades del sistema de planificación extraer de cada zona del maniquí un número TC medio y la densidad electrónica.

5. Entrar en el modelo de planificación y comprobar que actúa adecuadamente.

Análisis de resultados

- Comprobar que los puntos que se investigan de pantalla están dentro de la curva de calibración.
- Analizar lo que implica propiamente la transformación del número TC en su correspondiente densidad electrónica, que ya es implícito a los datos y algoritmos del sistema de planificación.

Tolerancia

Coincidencia en la aceptación con la curva de calibración.

En un control periódico la curva de calibración podrá variar. Se recomienda cambiar la curva de calibración si la densidad electrónica relativa al agua varía más de 0.1 en cualquier punto de la curva.

Periodicidad

Inicial, mensual y cada vez que haya un cambio de versión de software en el SP o en el TC.

Observaciones

1. Si es costumbre utilizar distintas combinaciones de parámetros según la localización, conviene evaluar si existen diferencias significativas en el número TC de las distintas regiones de la imagen debidas a la propia reconstrucción del TC y elegir para la práctica en simulación, aquellas condiciones que mejor reproduzcan la realidad.
2. Las diferencias que se encuentren entre la densidad electrónica que asigna el planificador y las que deberían obtenerse de acuer-

do con la composición del maniquí, no se deberán exclusivamente al sistema de planificación, sino que entra en juego la calidad del TC utilizado. Para comprobarlo podría consultarse el resultado del control de calidad del escáner que se engloba dentro del programa de control de calidad de radiodiagnóstico.

3. Respecto a las magnitudes asignadas al número TC (relativas al agua habitualmente), pueden encontrarse referencias válidas en el documento de la ICRU (Report n°35) dado en la bibliografía. Dicha asignación es dependiente del kVp del escáner.
4. La periodicidad de realización de esta prueba podrá depender del tipo de control que se haga sobre el escáner y del tipo de uso (exclusivo del Servicio de Radioterapia o compartido).
5. Si la diferencia excede de la tolerancia se recomienda el cambio en la tabla de conversión.

DA-4 HERRAMIENTAS DE MEDIDA DE LONGITUD. CÁLCULO DE VOLÚMENES

Objetivo

Comprobar que las herramientas para la localización de coordenadas, medida de longitudes entre puntos y cálculo de volúmenes trabajan correctamente.

Teoría de la prueba

La representación de un punto en la pantalla del sistema de planificación, depende de varios factores que tienen que ver con las características físicas del monitor, la representación de un punto en la memoria de exhibición, etc.

Cuando el operador marca con el ratón un punto o un conjunto de puntos en la pantalla, se genera un proceso de cálculo destinado a correlacionar el píxel representativo en la pantalla con un punto en un sistema coordenado que en la mayor parte de los sistemas es un sistema coordenado izquierdo, es decir, el origen está en la parte superior izquierda de la pantalla, los valores X+ hacia la derecha y los Y+ hacia la parte inferior de la pantalla.

El ordenador guarda en su mapa de memoria los puntos representados en la pantalla situados en las líneas de barrido del haz de electrones sobre la pantalla. Es decir, el ordenador ignora la puesta en blanco de la retraza horizontal.

El propio barrido del haz, la denominada razón de aspecto (razón entre la altura y anchura del monitor), y la resolución, hacen que la determinación de las coordenadas de un punto situado en la pantalla sea un proceso dependiente del desarrollo del software.

Sin embargo, desde el punto de vista operativo, la localización de puntos y las operaciones geométricas que es necesario utilizar entre ellos, son en muchos casos tan imprescindibles que de su conocimiento depende la optimización de tratamientos o su ejecución práctica.

Tipo de Prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí de imagen.

Procedimiento:

1. Realizar un estudio TC del maniquí de imagen con figuras conocidas distribuidas a lo largo de su volumen.
2. Procesar las imágenes a través del sistema de planificación.
3. Determinar con las herramientas del sistema las coordenadas de diferentes puntos, habiendo definido previamente un origen de coordenadas.
4. Determinar distancias entre puntos en un corte o entre cortes, si es posible.
5. Dibujar los contornos en cada corte de los volúmenes a los que se les ha hecho la tomografía.
6. Determinar los volúmenes mediante el sistema de planificación.
7. Repetir con diferentes espesores de corte.

Análisis de Resultados

- Comparar las coordenadas obtenidas con las conocidas en el maniquí.
- Verificar si hay discrepancias espaciales en los valores de las coordenadas.
- Verificar el cálculo de distancias del planificador con las conocidas.
- Comprobar el cálculo de volúmenes con los conocidos.

Tolerancia

En medidas de longitud 2 mm.

El cálculo de volúmenes vendrá en función del espaciado y espesor de corte. En cada extremo, en la dirección Z de la figura a reconstruir, se considerará entre la mitad y el total del espaciado de corte según el espesor del mismo, junto con los 2 mm asociada a la dirección transversal.

Periodicidad

Inicial y tras un cambio de software.

DA-5 DEFINICIÓN DE CONTORNOS EXTERNOS Y SEGMENTACIÓN DE ESTRUCTURAS ANATÓMICAS

Objetivo

Comprobar la precisión del sistema para definir un contorno externo, bien por discriminación de niveles de umbral de número Hounsfield o de forma manual. Comprobar el nivel de precisión en la segmentación de estructuras de acuerdo a la diferencia entre valores umbrales de dos estructuras adyacentes.

Teoría de la prueba

La definición de contornos representa un aspecto fundamental en la determinación de datos anatómicos, porque de la precisión con que se realice pueden derivarse errores importantes. Existen dos tipos de estructuras que tienen significación dosimétrica posterior diferente: los contornos externos y las estructuras internas. Los contornos externos proporcionan la información al programa necesaria para que realice las correcciones por oblicuidad y determine la distancia fuente superficie, es decir, el primer punto donde va a interaccionar el haz. Una determinación incorrecta del mismo puede dar lugar a errores importantes en todas las magnitudes dependientes de la fluencia. Los contornos y estructuras internas permiten la realización de las correcciones por heterogeneidad tisular y determinan el resultado en los histogramas de dosis volumen.

Existen diferentes métodos para determinar los contornos dependiendo de los planificadores y del método de cálculo (2D o 3D). Entre ellos destacamos:

- Digitalización manual del contorno visto en una película tomográfica.
- Digitalización del contorno en la pantalla por discrimina-

ción visual del umbral del contorno a través de la utilización de las herramientas de visualización (Ventana y centro o nivel).

- Digitalización automática.

Existen algoritmos que permiten la extracción automática de contornos a partir de imágenes de TC. El sistema de detección de bordes basado en umbrales de números Hounsfield es quizá el más empleado. Estos algoritmos trabajan razonablemente bien en estructuras con grandes diferencias de densidad, como por ejemplo pulmón o hueso respecto a tejido muscular, pero no sirven para delimitar otro tipo de estructuras como hígado, riñones, etc. Para este tipo de estructuras existen otros algoritmos de segmentación automática, basados en crecimiento a partir de un volumen semilla, que en función del grado de diferenciación de su entorno, funcionan con mayor o menor éxito.

Uno de los problemas más frecuentes que suelen ocurrir con los algoritmos de corte es que el valor umbral no sea el idóneo para todos los cortes por ser muy crítico y, por otro lado, la inclusión en la superficie del paciente de marcas plomadas que den lugar a procesos de discriminación que alteren la forma del contorno externo.

Tipo de prueba

Aceptación y Referencia.

Material

- Maniquí con estructuras internas adyacentes de dimensiones y densidades distintas y conocidas

Procedimiento:

1. Contornear externamente el maniquí de imagen en el planificador. Realizar la operación de forma que el número de puntos

sea el óptimo para no introducir posteriormente errores por correcciones de oblicuidad.

2. Verificar que las dimensiones son correctas mediante herramientas de medida o imprimiendo el contorno.
3. Verificar la utilidad de segmentación automática en función de los centros, niveles y anchos de ventana, seleccionando los adecuados para cada estructura.

Análisis de Resultados

- Se estima la diferencia de los contornos a la región que se quiere contornear.

Tolerancia

2 mm.

Periodicidad

Inicial y cambio de software.

Observación

1. En el caso de que el contorneo se realice en una estación de trabajo distinta al planificador (por ejemplo, un simulador virtual), se deberá comprobar que la transmisión de los contornos generados se transmiten correctamente. Habrá que imprimir lo que sale en ambas consolas y conocer las dimensiones del maniquí.

DA-6 GENERACIÓN Y MANIPULACIÓN DE ESTRUCTURAS 2D REFORMATEADAS Y 3D

Objetivo

Determinar el grado de correspondencia geométrica en contornos externos y estructuras internas cuando se generan planos sagitales, coronales y oblicuos a partir de planos axiales, BEV y reconstrucciones volumétricas de estructuras.

Teoría de la prueba

Una de las características más importantes que definen un moderno sistema de planificación 3D, es su capacidad de reconstrucción de imagen. Las posibilidades de reconstrucción volumétrica se basan en algoritmos de interpolación lineal, por "splines" u otros sistemas basados en geometría e imagen. Son numerosas las aplicaciones directas de las reconstrucciones desde las puramente visuales a las que realmente influyen en la planificación.

Dentro de estas últimas, la más conocida sin duda es el "beam eye view" (BEV). El BEV se genera seleccionando una orientación de haz de radiación y proyectando las coordenadas de los puntos que definen los contornos del paciente, volúmenes blanco y estructuras en el sistema de coordenadas definido por el haz. Frecuentemente, a partir de esta representación se diseñan los campos, por autoajuste o de forma manual. Es importante, por lo tanto, comprobar que el sistema reconstruye los volúmenes adecuadamente a partir de los datos bidimensionales. Asimismo, las reconstrucciones sagitales son esenciales en el diseño de campos que solapan o como herramienta de medida de separación de campos, por lo que resulta necesaria su verificación.

Por otra parte, la evaluación y documentación de un plan está cada vez más basada en reconstrucciones planas o volumétricas de imagen o de volumen, en las que el sistema representa o evalúa los

mapas de isodosis. De hecho, las decisiones acerca de un plan se basan en estos dos aspectos, por lo que, con más motivo, debemos verificar que los sistemas reconstruyen adecuadamente las estructuras a partir de los cortes fuente.

Tipo Prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí de imagen.
- Herramientas de introducción de contornos en el planificador.
- Herramientas de medida y determinación de coordenadas.
- Impresora para registro.

Procedimiento:

1. Realizar un estudio de TC al maniquí de imagen diseñado a tal efecto.
2. Transferir las imágenes al planificador.
3. Contornear la estructuras del maniquí, con un zoom amplio y con la ventana más adecuada a cada zona, con el objeto de que el contorneo sea lo más preciso posible.
4. Reconstruir planos sagitales y coronales que pasen por las estructuras de interés.
5. Verificar la forma y dimensiones de las estructuras reconstruidas por medio del cursor y de las herramientas de medida y visualización.
6. Crear un haz y reconstruir un BEV a varios ángulos. Imprimir y comparar con el BEV teórico.
7. Generar una reconstrucción volumétrica de todo el maniquí, verificar que las formas son correctas y que no se pierden detalles.

8. Rotar y desplazar dicha reconstrucción verificando que estas operaciones se hacen sin problemas, sin pérdidas de nitidez ni de detalle.
9. Verificar las herramientas de visualización 3D. Zoom, desplazamiento de imagen, transparencias, decapado y compartimentación, deben comportarse tal y como ofreció el fabricante.

Análisis de Resultados

- Comprobar la correspondencia de formas y dimensiones.

Tolerancia

2 mm en cualquier coordenada.

La elección de los parámetros de espesor de corte y espaciado entre cortes influye en las longitudes y volúmenes, por lo que la tolerancia que se les aplica depende de esta elección.

Periodicidad

Inicial y tras cambio software.

DA-7 FUSIÓN DE IMÁGENES

Objetivo

Evaluar la concordancia geométrica entre dos imágenes obtenidas por procedimientos diferentes y la transferencia de información de una a otra.

Teoría de la prueba

Aunque los sistemas de planificación están basados, para la correlación de las características físicas y geométricas de los haces con la anatomía del paciente, en las imágenes TC, la información que aporta este procedimiento radiológico para determinar estructuras patológicas no siempre es la óptima. En muchas situaciones las imágenes que proporcionan otros métodos de imagen son muy superiores, tanto desde el aspecto morfológico (RM), como funcional (SPECT, PET), sin embargo estos procedimientos no permiten una aproximación geométrica a la realidad anatómica que nos permita situar una distribución de dosis, debido en general a distorsiones intrínsecas del procedimiento de imagen o a una falta de información sobre la heterogeneidad tisular donde está depositándose la dosis. Esto hace que la información de estos procedimientos sea trasladada al TC de la manera más fiel posible.

Se han desarrollado diferentes procedimientos para realizar el registro y la fusión de dos estructuras 3D cuyas imágenes han sido obtenidas por medios diferentes. Los métodos más simples consisten en utilizar puntos o estructuras, tanto externas como internas, que sean fácilmente reconocidas en ambos tipos de imágenes. A partir de ellas podemos definir formas geométricas: líneas, planos o superficies irregulares (ventrículos, orbitas, estructuras óseas, etc.), que con un tratamiento geométrico adecuado (traslaciones, rotaciones, y cambios de escala) pueden superponerse de la manera más exacta posible. Realizado este proceso el resto de puntos en ambas estructuras debería coincidir. Recientemente los sistemas de planifi-

cación proporcionan técnicas de fusión automática donde puede prescindirse, tanto de la orientación relativa de ambos conjuntos de imágenes como de estructuras internas fácilmente reconocibles y con el suficiente contraste para que puedan ser contorneadas.

La calidad de la fusión debe determinarse a partir de figuras geométricas volumétricas conocidas (esferas, conos, pirámides, etc) que, una vez realizado el registro nos permiten conocer la discrepancia geométrica observando las imágenes yuxtapuestas y su grado de coincidencia.

Dependiendo del tipo de fusión que permita hacer el planificador, deberán utilizarse guías estereotáxicas o marcas fiduciaras, que permitan al programa evaluar la correcta superposición de las estructuras geométricas que deban correlacionarse.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí específico que permita realizar imágenes en RM y TC fácilmente, o imágenes nucleares y TC.

Procedimiento:

1. Realizar un estudio de TC y una RM o exploración nuclear al maniquí en cuestión, teniendo en cuenta las características de adquisición recomendadas por el proveedor del programa.
2. Leer ambos conjuntos de imágenes en el planificador y ejecutar el programa de fusión de imágenes de acuerdo con las especificaciones del fabricante.
3. Comprobar el nivel de concordancia en los valores de las coordenadas de diferentes puntos testigos seleccionados en ambos maniqués.
4. Repetir el procedimiento con giro de maniquí.

Análisis de Resultados

- Evaluar las diferencias de tamaño y de posición de las estructuras.

Tolerancia

2 mm. para TC/MR y 5mm para TC/SPECT/PET.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

DA-8 HERRAMIENTAS DE AUTO-MARGEN

Objetivo

Evaluar las herramientas de definición de volúmenes de interés y la expansión automática de volúmenes.

Teoría de la prueba

Una de las utilidades que presentan algunos sistemas de planificación, es la posibilidad de realizar contornos sobre estructuras previamente dibujadas, de manera que se pueda establecer márgenes para la definición de los volúmenes de interés.

La característica más importante es la posibilidad de definir el margen en un volumen. Cuando esta opción se presenta, generalmente se produce una expansión uniforme a lo largo de la superficie del volumen que se pretende expandir.

En otras situaciones, el sistema de planificación da la opción de generar márgenes anisótropos, de acuerdo a las características de expansión de los volúmenes clínicos o las incertidumbres de posición o movimiento de órganos.

El nuevo volumen definido debe de comprobarse de manera que la expansión se haga de acuerdo a lo seleccionado y las interpolaciones sean correctas. La mejor forma de realizar estas comprobaciones, es acudir al maniquí de imagen y producir diferentes expansiones en figuras geométricas conocidas que sean fácilmente comprobables.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí de imagen.

Procedimiento:

1. Realizar el contorno de las estructuras internas del maniquí de imagen.
2. Ejecutar la función auto-margen con valores conocidos (0, 5, 10, 20 mm) con respecto al contorno determinado de manera isótropa.
3. Realizarlo en un corte y en 3D.
4. Anotar los valores de los diámetros dibujados mediante auto-margen y calcular el volumen de la nueva figura.
5. Repetir variando los valores de los márgenes seleccionados de forma anisótropa si el sistema de planificación lo permite.

Análisis de resultados

- Se comparan sucesivamente los volúmenes generados por la esfera expandida y por el resto de figuras expandidas frente a sus valores teóricos correspondientes.

Tolerancia

Coincidencia de áreas y volúmenes, considerando las particularidades del proceso de extrapolación en los límites de las figuras.

Periodicidad

Inicial y tras un cambio de software.

BIBLIOGRAFÍA:

- AAPM, 1995. "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification from the Task Group 23 of Radiation Therapy Committee". Published by the American Institute of physics, Report # 55. New York.
- AAPM 1998. Fraass B, Doppke K, Hunt M, y cols, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" from the AAPM Radiation therapy committee TG 53 Med Phys 25: 1773-1829.
- Craig T., Brochu D. and Van Dyck J., 1999. "A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., vol 44, N° 4, pp.995-966.
- Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J Med Phys, 25 (10): 1773-829
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2004. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". Technical Reports series n° 430.
- Institute of Physics and Engineering in medicine and Biology (IPEMB), 1996. "A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems". IPEM Report 68, (J.E. Shaw editor) IPEM, York, United Kingdom
- International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU), 1984. "Radiation Dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV". Report 35.
- Schneider U., Pedroni E., Lomax A. 1996. "The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning". Phys. Med. Biol. 41: 111-124.
- Swiss Society for radiotherapy and medical Physics (SGSMP/SSRPM/SSRFM), 1999. "Quality control of treatment planning systems for teletherapy", Recommendations No 7
- Van Dyck J. and Taylor J.S., 1999. "The Modern Technology of Radiation Oncology". Capítulo 5.
- Van Herk M. and Kooy H.M., 1994. "Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching". Med Phys. 1994 Jul; 21 (7): 1163-78.

DOSIMETRIA DE HACES (DOH)

DOH-1 ALGORITMOS DE CÁLCULO

Objetivo

Verificar que la información aportada por el vendedor, acerca de los procedimientos de cálculo y de su implementación, es completa y comprensible.

Teoría de la prueba

Un sistema de planificación se presenta, en general, como una caja negra para el usuario. La información que se facilita suele ser poca, y en muchos casos limitada a algunas publicaciones científicas en las que están basados los algoritmos de cálculo. Sin embargo esto no siempre se ajusta exactamente a la realidad, de manera que en muchas situaciones es imposible realizar pruebas elementales de comprobación de los procedimientos de cálculo y la única posibilidad que queda es introducir datos y comparar los resultados con la metrología. En muchos casos, la información proporcionada por el proveedor es confusa y está permanentemente complementada por anexos de forma que, en muchos casos si no hay un seguimiento muy exhaustivo, se puede perder información vital sobre procedimientos de cálculo o de errores encontrados en situaciones específicas.

Por todo ello, es imprescindible exigir al fabricante la provisión de un paquete de información amplia de cómo se han implementado los algoritmos en cada situación específica, los resultados de los test realizados para validar los algoritmos y la documentación bibliográfica en que están basados.

Tipo prueba

Aceptación.

Material

- Manuales de usuario.
- Bibliografía de interés.

Procedimiento:

1. Estudio detallado de los manuales, en concreto del manual de modelado.
2. Lectura de las referencias bibliográficas en las que están basados los modelos algorítmicos y comparación con los procedimientos seguidos por el fabricante.
3. Realización de cálculos manuales siguiendo el proceso indicado por el fabricante.
4. Estudio de las limitaciones que el fabricante señala y las deducidas a partir de la bibliografía.
5. Estudio de los resultados de las pruebas realizadas para validar los algoritmos.

Análisis de resultados

- Comprobar la existencia de información comprensible y detallada de los procedimientos de cálculo, guía de limitaciones, procedimiento de cálculos manuales y pruebas de verificación de los modelos.

Tolerancia

Funcional

Periodicidad

Inicial y tras actualizaciones de software que impliquen cambios en los procedimientos de cálculo.

DOH-2 RECONSTRUCCIÓN DE HACES RECTANGULARES

Objetivo

Comprobar la precisión en el cálculo de la dosis absorbida, en diferentes puntos de un maniquí homogéneo, para campos rectangulares.

Teoría de la prueba

El primer escalón de complejidad en el cálculo de distribuciones de dosis, lo constituyen los campos cuadrados en las condiciones de medida de referencia y en medio equivalente a agua. Este es, por tanto, el primer paso en el proceso de validación de cálculo de un planificador de tratamientos de radioterapia.

Dependiendo del tipo de planificador, los algoritmos de planificación utilizarán, en mayor o menor grado, datos medidos y así tenemos, desde los que emplean las medidas directamente en el cálculo y se limitan a interpolar, hasta los que sólo las utilizan para ajustar parámetros geométricos y de espectro para luego calcular la dosis a partir de modelos físicos. Los primeros, reproducirán bien tanto los datos de entrada para las situaciones sencillas cercanas a las condiciones de medida, mientras que los últimos, serán mejores en las situaciones complejas. En todo caso, y en mayor o menor medida, es necesario verificar que, en primer lugar, los datos de entrada se reproducen dentro de un determinado margen de tolerancia y que, además, las situaciones intermedias o extrapoladas también funcionan adecuadamente, tanto en cuanto a porcentajes de dosis en profundidad o TMR y perfiles de dosis como a factores de salida.

Es común, en los equipos de planificación, admitir simetría de revolución de los haces de radiación, por lo que, si esto no se cumple, será necesario o bien promediar dentro de un rango o ajustar las unidades de radiación.

La generalización más simple de los modelos empleados a situaciones que no se derivan de los datos experimentales, será la caracterización de los campos rectangulares. Los parámetros que determinan las características del modelo en un campo rectangular dependen del diseño de la cabeza del acelerador y en especial, del filtro ecualizador, cámaras monitoras (colocación y material) y colimadores. Estos parámetros tradicionalmente han sido asignados a los modelos a través de algoritmos tipo "cuadrado equivalente". Es conocido que con parámetros determinados de esta manera, es muy posible que sólo se adapten a la realidad de forma limitada, tanto en los factores que determinan su distribución espacial, energética y, sobre todo, los dependientes de la fluencia (factor de salida). Se han observado variaciones de más de un 3% simplemente intercambiando las posiciones de las mandíbulas del colimador para generar un mismo campo rectangular. Por este motivo, en algún planificador se pueden introducir factores de salida para toda una matriz de campos rectangulares, pero esto no es lo habitual, por lo que en estos casos es interesante conocer los errores de cálculo de UM.

Tipo de prueba

Referencia y constancia.

Material

- SP y herramientas de análisis estadístico.

Procedimiento:

- I. Adquirir un conjunto de referencias dosimétricas de la máquina, para cada energía disponible, en las siguientes condiciones:

Fotones

- a) Medir para un conjunto de campos cuadrados:
 - Porcentaje de dosis en profundidad.

- Perfiles en una dirección transversal perpendicular o paralela a la posición de las mandíbulas del colimador y a 45° de las anteriores, y un mínimo de tres profundidades que cubra un rango entre la profundidad de la dosis máxima y la mayor profundidad considerada.
- Factores de campo.
- Dosis absoluta en el punto de calibración en las siguientes condiciones:
 - Maniquí homogéneo equivalente al agua.
 - Distancia foco superficie igual a distancia foco isocentro de referencia.
 - Al menos tres tamaños de campo entre el máximo y el mínimo.

Se entiende que los datos que se utilizaron para la generación del modelo, están incluidos en los anteriores y han sido medidos en las condiciones indicadas.

- b) Repetir la experiencia anterior para un conjunto de campos rectangulares en las mismas condiciones que las anteriores, pero para tamaños de campos y profundidades diferentes a las de definición del modelo, incluyendo el campo rectangular más extremo de uso clínico intercambiando las mandíbulas ($L_{\text{mínimo}} \times L_{\text{máximo}}$ y $L_{\text{máximo}} \times L_{\text{mínimo}}$).

Electrones

- a) Medir para al menos tres tamaños de campo.
 - Porcentajes de dosis en profundidad.
 - Perfiles en una dirección paralela o perpendicular a las mandíbulas del colimador secundario, y a 45° de las anteriores; a la profundidad del máximo y un mínimo de tres profundidades, entre el máximo y el valor del R_p .
 - Dosis absoluta en el punto de calibración.
En las siguientes condiciones:
 - Maniquí homogéneo equivalente al agua.

– Distancia foco superficie igual a la distancia foco isocentro de referencia.

b) Seleccionar un conjunto de puntos significativos de las diferentes regiones del haz (interna, penumbra y externa), y calcular la dosis absorbida con el planificador.

c) Repetir para otras energías.

Análisis de resultados

- Analizar las diferencias entre los puntos calculados y medidos, determinando:
 - El error relativo de cada punto respecto del valor medido.
 - El error medio en cada zona y la desviación estándar.
- Comparar la dosis obtenida en el planificador con la estimada por procedimientos dosimétricos directos, mediante una estadística de puntos representativa de las diferentes zonas del haz, o analizando las diferencias o desplazamientos en las zonas definidas.
- Comparar la dosis absoluta en el punto de referencia.
- Repetir para otras energías.

Tolerancia

Fotones

Si se realiza una estadística de puntos: El planificador deberá determinar la dosis absorbida con un error medio en cada zona (Anexo I) de:

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos deberá discrepar de los medidos en menos de un 10 % ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo:* el 95% de los puntos deberá discrepar de los medidos en menos de 2% ó 2 mm.

Fuera del eje:

- El 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 2%, normalizado el perfil localmente (de acuerdo al procedimiento general).
- El 95% de los puntos en la penumbra (90%-10%) del campo deberán discrepar de los medidos en menos del 15% ó 2 mm.
- El 95 % de los puntos en el exterior del campo (puntos con porcentaje de dosis < 10% hasta 5 cm. más allá del 50%) deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

El error en el cálculo de dosis absoluta debería ser menor del 1% a la profundidad de calibración. En caso contrario, se recomienda corregir los cálculos de UM del planificador.

Electrones

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos deberá discrepar de los medidos en menos de un 10% ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo hasta Rp:* el 95 % de los puntos deberá discrepar menos de 2 % ó 2 mm.
- *Desde Rp en adelante:* el 95 % de los puntos deberá discrepar menos del 50%.

Fuera del eje:

- El 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 4%, normalizado el perfil localmente (de acuerdo al procedimiento general).
- El 95% de los puntos en la penumbra (90%-10%) de campo deberán discrepar menos del 15% ó 4 mm.
- El 95 % de los puntos en el exterior del campo (puntos < 10% de dosis hasta 5 cm. más allá del 50%) deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

El error en el cálculo de dosis absoluta debería ser menor del 1% a la profundidad de calibración. En caso contrario, se recomienda corregir los cálculos de UM del planificador.

Periodicidad

- Inicial, anual y cuando cambia el software o datos base.

Observaciones:

En campos rectangulares muy extremos (Ej. 4 cm. x 40 cm.), la tolerancia en las zonas de hombros del haz probablemente no se cumpla, a no ser que el sistema modele muy bien el efecto del cono eualizador. Sin embargo, se mantiene como referencia de todo el campo interno el 2% por motivos de generalidad ya que si no, habría que definir otra zona más para estos casos.

En el caso de los campos de electrones la tolerancia en la zona desde el máximo hasta R_p se da en % de dosis o en mm. Se entiende que el % sera de aplicación para la zona de meseta (bajo gradiente) en el rendimiento si la hubiere y el desplazamiento en mm. para la zona de caída (alto gradiente).

En los caso de campos de electrones habrá que prestar especial cuidado con los campos definidos con colimadores móviles, ya que en general los planificadores funcionan con aplicadores fijos, siendo necesario en estos casos introducir varios aplicadores y utilizar conformaciones para generar el campo rectangular deseado. En estos casos la comparación entre calculado y medido se deberá hacer con precaución, siendo en algunos casos extremos (ejemplo un campo rectangular de 4 cm. x 30 cm. calculado a partir de un aplicador de 30 cm. x 30 cm. utilizando un bloque) imposible una correspondencia razonable sobre todo en los factores de salida ya que las condiciones de irradiación y de modelado no son las mismas, en un caso las mandibulas fijas se moveran para generar el campo y en el caso del planificador no.

DOH-3 CAMPOS ASIMÉTRICOS

Objetivo

Comprobar la precisión en el cálculo de campos rectangulares asimétricos en puntos de un maniquí homogéneo.

Teoría de la prueba

Los campos asimétricos se definen dependiendo de las condiciones del acelerador cuando las mandíbulas pertenecientes a una dirección determinada (X o Y) se mueven a posiciones no simétricas respecto del centro del colimador.

No todos los aceleradores están equipados con esta posibilidad y en algunos sólo es posible realizar la asimetría en un solo diafragma. En algunos casos, es posible desplazar las mandíbulas superando el eje del haz, quedando éste protegido, aunque exista también un límite en ese desplazamiento.

Cuando se incorpora un colimador multiláminas, en la generación de la forma asimétrica intervienen las láminas.

La asimetría en la forma del haz, modifica los factores de dispersión de colimador (S_c) y de maniquí (S_p) de forma más o menos compleja dependiendo del grado de asimetría. Las curvas de isodosis del campo también se ven afectadas sobre todo en las penumbras, dependiendo nuevamente del grado de asimetría.

La caracterización de todas las posibilidades que permite el acelerador más versátil no es asumida por todos los planificadores y, en muchos casos, lo que se obtiene es una aproximación razonable de lo que ocurre.

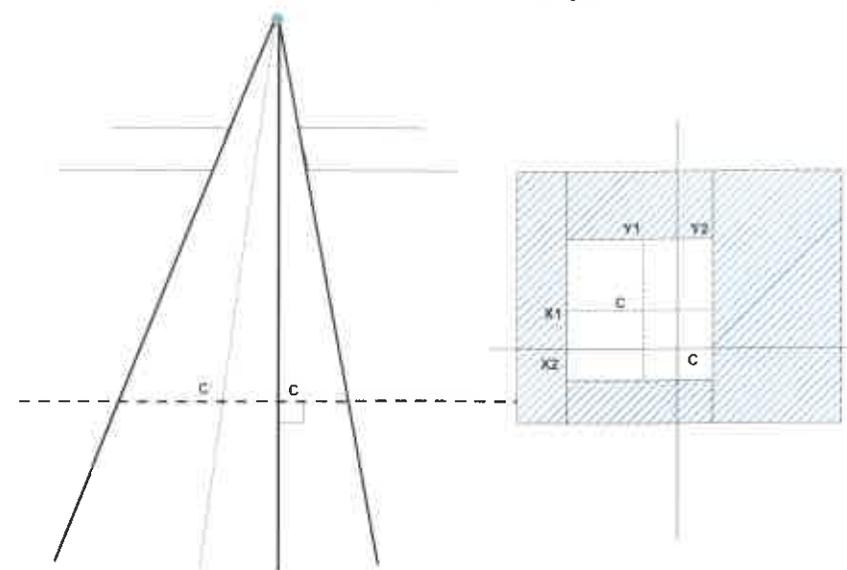
La utilización de campos asimétricos con un planificador, requiere conocer muy bien las limitaciones del cálculo y las aproximaciones que realiza el sistema para poder corregirlas, si esto es posible, o, definitivamente, no usar esta opción si el planificador esta muy alejado de la realidad dosimétrica.

De forma similar a lo que ocurre con campos rectangulares, muchos planificadores utilizan aproximaciones del tipo cuadrado equivalente para calcular los factores de salida, aproximación que puede dar lugar a errores mayores del 3% en condiciones habituales de tratamiento, por lo que será interesante verificar estos factores para la posterior corrección del cálculo de UM, bien de forma directa o bien aplicando previamente aproximaciones validadas, tipo fórmula de Day, para cada máquina de irradiación.

Comprobar el comportamiento de los campos asimétricos, implicaría un conjunto excesivamente grande de medidas por el gran número de posibilidades de que se dispone. Dado que las situaciones que más modificación provocan son las extremas, puede elegirse un número más limitado de campos de evaluación para determinar el grado de exactitud del planificador. El criterio seguido en algunas experiencias y protocolos, es estudiar la variación de un campo de 10 cm. x 10 cm. que se mueve con la proyección de su centro desplazada con respecto al eje del colimador, desde el centro hasta las posiciones máximas posibles. Esto puede suponer una limitación tanto en los factores de dispersión de colimador que sienten la porción de radiación extrafocal en el filtro aplanador vista por el sistema de colimación como, la caracterización de los factores de dispersión debidos a la dispersión en el medio del maniquí.

En general, se definen diferentes factores que relacionan los valores de salida de la emisión limitada por las mandíbulas. Así, se pueden definir los factores de campo en el centro del campo asimétrico con relación a la dosis en el punto de calibración calculando el valor relativo en agua o aire. Sin embargo, a la hora de valorar un sistema de planificación, la magnitud de interés es la dosis absorbida que es la que determinaría el cálculo de las unidades monitor. Debido a que el eje del haz en estos casos no coincide con el centro geométrico del campo, los puntos de medida de dosis absoluta en el eje corresponderán a los situados en el centro geométrico. El eje del campo asimétrico se considerará la recta que une la fuente con el centro del campo abierto.

Definición de ejes



Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP, maniquí de agua o sistema dosimétrico de medida adecuado, herramienta informática de Análisis de resultados.

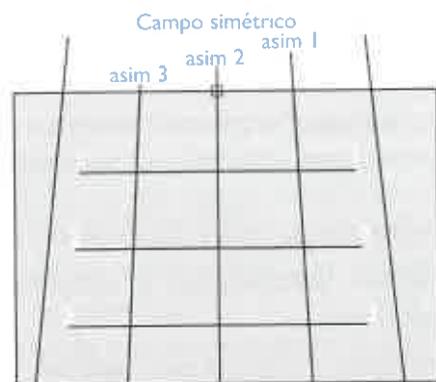
Procedimiento:

1. Conocer el modelo utilizado por el planificador para caracterizar haces asimétricos.
2. Diseñar un conjunto de haces que incluyan las condiciones más desfavorables, teniendo en cuenta las características del acelerador y haces, siguiendo normas IEC para designar los signos de las mandíbulas.

A modo de ejemplo:

X1	X2	Y1	Y2
20	-10	-10	20
10	0	-10	20
0	10	-10	20
-10	20	-10	20
-10	20	5	5
20	-10	5	5
-10	20	20	-10
0	10	20	-10
10	0	20	-10
20	-10	20	-10

En el planificador, realizar perfiles que permitan valorar la penumbra, para un conjunto de profundidades entre el máximo y la mayor profundidad evaluable.



3. Calcular la dosis absorbida en el centro geométrico de cada campo formado, a la profundidad de calibración siguiendo la divergencia del haz, para unas UM preseleccionadas.

4. Repetir los cálculos para cada energía.
5. Realizar la dosimetría de los campos seleccionados en las mismas condiciones, en un maniquí de agua con una resolución adecuada.

Análisis de resultados

- Analizar las diferencias entre las dosis calculadas y medidas.
- Comparar la dosis obtenida con el planificador con la estimada mediante procedimientos dosimétricos directos, mediante una estadística de puntos representativa de las diferentes zonas del haz (*Anexo I*), o analizando las diferencias o desplazamientos en las zonas definidas.
- Comparar la dosis absoluta en el punto de referencia.
- Repetir para otras energías.

Tolerancia

En el eje del campo asimétrico:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos de un 10% o 2 mm. de desplazamiento horizontal.
- *En los puntos del eje:* el 95% de los puntos con discrepancia menor de un 2% ó 2 mm. a partir de la zona de acumulación.

Fuera del eje del campo asimétrico:

- *Zona interna:* el 95% de los puntos de la zona interna del campo asimétrico a partir del máximo, deberán discrepar de los medidos en menos de un 3%.
- *Zona penumbra:* el 95% de los puntos deberán discrepar menos del 15%, ó 3 mm. de desplazamiento.
- *Zona exterior:* el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos del 50% de forma local ó 2% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.
El error en el cálculo de dosis absoluta debería ser menor del 2% a la profundidad de calibración. En caso contrario se recomienda corregir los cálculos de UM del planificador.

Periodicidad

Inicial y cambio de software que modifique el algoritmo.

DOH-4 VARIACIÓN CON LA DISTANCIA FOCO-SUPERFICIE (DFS)

Objetivo

Analizar el cálculo de la dosis absorbida en un maniquí homogéneo, cuando se modifique la distancia con respecto a la utilizada en la introducción de los haces de referencia.

Teoría de la prueba

La fluencia emitida por una fuente puntual varía en relación inversa al cuadrado de la distancia, lo cual hace que parámetros dosimétricos muy importantes varíen cuando cambia la distancia del foco de radiación a la superficie del maniquí a irradiar.

También es conocido que, si bien los focos de radiación no son estrictamente puntuales, pueden ser considerados como tales, al menos en cuanto a variación de la fluencia, a las habituales distancias de tratamiento incluso en las unidades de Co-60 en las que las dimensiones físicas de la fuente, son del orden de centímetros.

El primer parámetro importante que varía es el porcentaje de dosis en profundidad del haz de radiación. La modificación viene dada primero por el efecto geométrico del inverso cuadrado de la distancia, derivado de las propiedades de emisión del foco, y segundo por una combinación de cambio cuantitativo en la absorción y dispersión del medio, que depende del propio medio y de las propiedades del campo de radiación.

La primera y más importante consecuencia, es que a mayor distancia foco superficie la pendiente del porcentaje de dosis en profundidad es menor, porque la parte geométrica del inverso cuadrado de la distancia es menos importante. Existe además un efecto, digamos de segundo orden, que viene dado por el diferente volumen de dispersión.

Existen expresiones que corrigen estos dos efectos, el primero se corrige por el llamado factor de Mayneord y el segundo por un cociente de factores de dispersión de maniquí entre áreas de dispersión a las dos distancias.

En cuanto al cálculo de UM, dependiendo del algoritmo de planificación empleado, los sistemas utilizan expresiones de este tipo bien para pasar de una DFS a otra, bien para convertir datos de rendimientos en profundidad a distancia fija a TAR o TMR. Por supuesto, si el cambio de DFS acompaña a un cambio de distancia del foco al punto de cálculo, el sistema deberá tener en cuenta el efecto inverso cuadrado de la distancia en cuanto al factor de salida de la máquina de irradiación.

Desde el punto de vista de la distribución de dosis, el cambio en la DFS puede llevar a varios efectos en función de que también cambie la distancia al punto de cálculo de dosis o por el contrario dicho punto tenga una distancia fija. Si la DFS lleva aparejado un cambio de distancia al punto habrá que tener en cuenta tanto el cambio homotético de la proyección del perfil, como el cambio del volumen dispersor si lo hubiere. En este caso, la variación será importante en todas las zonas del perfil de radiación, así afectará al tamaño de campo (50%-50%) y a la penumbra de forma más o menos importante en función del tamaño del foco efectivo (radiación directa y dispersa) y de la posición, tamaño y atenuación de la colimación.

En el caso de que el cambio en la DFS no conlleve cambio en distancia al punto de evaluación, habrá un cambio de profundidad y por tanto de volumen dispersor, por lo que los cambios serán más importantes en la zona interna (del 90%-90%), no habiendo grandes cambios en los tamaños de las penumbras ni en el tamaño de campo.

Es conveniente la inclusión en las pruebas de un tamaño de campo grande por tener éste más divergencia.

En el caso de campos de electrones, un cambio en la DFS es aún más complejo de modelar, ya que simplemente el cambio de espacio de aire entre colimador y superficie hace que, sobre todo

para energías bajas y campos pequeños, no se cumpla la ley del inverso cuadrado de la distancia en todo el rango de distancias y tamaños. Este efecto, debido a la pérdida de electrones por la dispersión en aire, hace que sea necesario utilizar focos virtuales o efectivos, más cercanos que el foco real, para simular la situación, o bien introducir todos los datos dosimétricos de esta nueva distancia.

Tipo de la prueba.

Aceptación.

Material

- Sistema de medida de perfiles y dosis absoluta con la suficiente resolución.

Procedimiento:

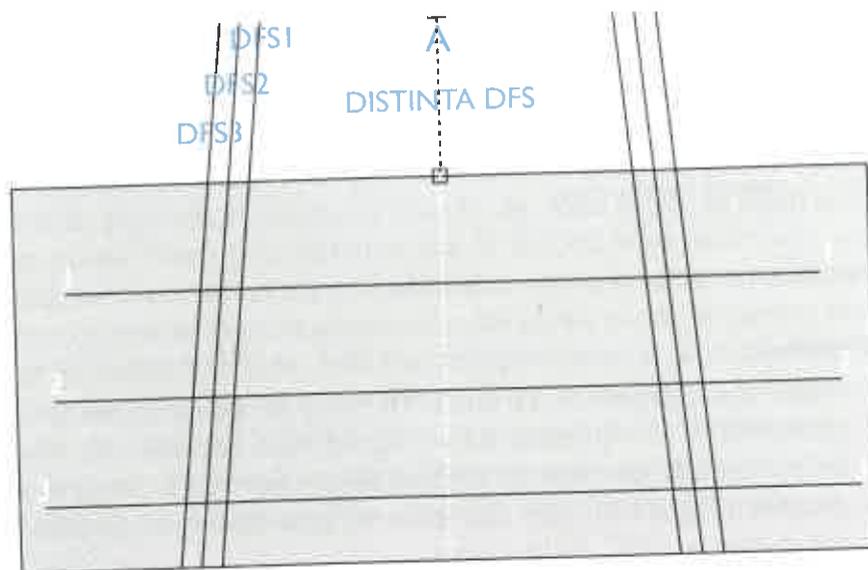
Fotones

1. Medir dos campos de 10 cm. x 10 cm. y 30 cm. x 30 cm. a dos distancias foco superficie: 80 y 120 cm. Para obtener una curva de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles a dos profundidades (5 y 20 cm. por ejemplo), en una dirección paralela al colimador o a 45° de la misma.
2. Diseñar en el planificador dos campos de idénticas características y obtener idénticas curvas que en punto 1.
3. Obtener la dosis absorbida a 10 cm. de profundidad en ambas situaciones.
4. Repetir para todas las energías.

Electrones

1. Medir un campo pequeño y otro grande (5 cm. x 5 cm. y 25 cm. x 25 cm) para la DFS más alejada y la más cercana utilizada en uso clínico (ej: 110 y 95 cm.).

2. Medir un porcentaje de dosis de dosis en profundidad.
3. Medir perfiles a diferentes profundidades (ej: máximo, 90%, 50% y 10%).
4. Medir la dosis absoluta en el máximo de cada haz.
5. Simular y extraer del planificador las mismas referencias medidas.
6. Repetir para dos energías extremas.



Análisis de resultados

- Comparar los datos medidos con los calculados de forma similar a los campos cuadrados.
- Realizar una estadística de puntos como en pruebas anteriores.

Tolerancia

Fotones

En el eje:

- *Zona de Acumulación:* el 95% de los puntos mejor que un 20% ó 2 mm. de desplazamiento.
- *Zona a partir de máximo:* el 95% de los puntos mejor que 2% ó 2 mm.

Fuera del eje:

- *Zona interna:* el 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 2%.
- *Zona penumbra :* el 95% de los puntos en la penumbra de campo deberán discrepar menos del 15% ó 2 mm.
- *Zona exterior:* el 95 % de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto al centro del haz.

Electrones

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos mejor que un 10% ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo hasta Rp:* el 95 % de los puntos deberá discrepar menos de 2% ó 2 mm.
- *Desde la profundidad de Rp en adelante:* el 95 % de los puntos deberá discrepar menos del 50%.

Fuera del eje:

- El 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 4%, normalizado el perfil localmente (de acuerdo al procedimiento general).
- El 95% de los puntos en la penumbra (90%-10%) deberán discrepar menos del 15% ó 4 mm.
- El 95% de los puntos en el exterior del campo (puntos < 10% de dosis hasta 5 cm. más allá del 50%) deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

El error en el cálculo de dosis absoluta debería ser menor del 1% a la profundidad de calibración. En caso contrario, se recomienda corregir los cálculos de UM del planificador.

Periodicidad

- Inicial y tras cambios de software.

DOH-5 SUPERFICIES IRREGULARES

Objetivo

Analizar el comportamiento de los algoritmos de cálculo (de fotones y electrones) cuando existe una incidencia oblicua del haz con respecto al maniquí, o el haz cubre parcialmente el maniquí o existe alguna discontinuidad en el mismo con respecto a la incidencia del haz.

Teoría de la prueba

Una de las primeras modificaciones de las condiciones establecidas para el haz de radiación cuando se usa clínicamente, es la interacción con un medio cuya superficie no es regular. La incidencia del haz sobre la superficie del paciente da lugar a una modificación de las curvas de isodosis respecto a las obtenidas en un maniquí semi-infinito y con una incidencia del haz perpendicular a la superficie.

Los métodos más simples de estimación de la corrección han considerado únicamente la relación entre el punto fuente y el punto de cálculo, corrigiendo los valores de porcentaje de dosis en profundidad en el punto de cálculo por la diferencia de distancias al foco existentes entre la incidencia en el eje central y en el punto en cuestión. Un factor de corrección puede establecerse utilizando el cociente de los TAR entre dos puntos situados en el plano de cálculo, uno en el eje del haz y otro en el punto de interés.

Estos métodos no tienen en cuenta el efecto de la falta de medio dispersor en regiones adyacentes al punto de cálculo y su influencia sobre la dosis en dicho punto. Esta consideración, nos llevaría a ver la diferencia entre el volumen del paciente y la de un maniquí paralelepípedo donde esté inscrito como una inhomogeneidad con una densidad electrónica similar a la considerada para el aire. Con ello, el problema se resolvería, en principio, igual que cualquier heterogeneidad. Sin embargo, una heterogeneidad especial ya que se dispone en la región donde el haz comienza a

acumular electrones a la dosis absorbida. Teniendo en cuenta los diferentes métodos de corrección que se utilizan en los planificadores existentes, esta prueba se ha incluido de forma independiente de la prueba que tiene en cuenta los efectos de materiales de distinta densidad dentro del haz.

En la evaluación, el planificador debe reconocer el efecto tanto de una incidencia oblicua con una pérdida de tejido progresiva, como el caso en que parte del haz esté completamente sin medio dispersor. Se han considerado dos situaciones para comprobar la bondad del sistema de planificación: incidencia oblicua e irradiación parcial del maniquí. La comprobación dosimétrica es compleja en las regiones de acumulación o de falta de equilibrio electrónico.

En el caso de los electrones el punto de partida es similar, sin embargo, desde el punto de vista clínico se presentan algunas situaciones especiales. En irradiaciones de la pared costal o del cuello dan lugar a incidencias del haz sobre una superficie irregular que modifica tanto las penumbras como las curvas de porcentaje de dosis en profundidad. En algunas zonas de tratamiento como las próximas a la mandíbula, la irregularidad es muy grande constituyendo la superficie un verdadero escalón. También se da la circunstancia donde, de una superficie homogénea, salga una protuberancia que cambie brusca-mente el perfil de la superficie, tal y como ocurre con el tratamiento del seno maxilar, donde la nariz surge en mitad del campo. Estas situaciones deben ser simuladas y evaluadas para conocer el comportamiento del sistema de planificación.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

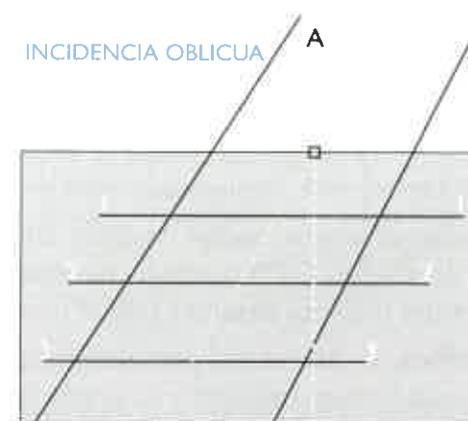
- Maniquí de software, sistema analizador de haces (SAH) o película radiográfica, sistema de medida de perfiles con la suficiente resolución, utilidades del SP.

Procedimiento:

Fotones

a) Incidencia oblicua:

1. Simular en el planificador un maniquí prismático de dimensiones superiores a 40 cm. x 40 cm. x 40 cm., un haz de 10 cm. x 10 cm., con una incidencia de 45° respecto a la superficie del paciente y una distancia foco-superficie de 100 cm.
2. Obtener perfiles a diferentes profundidades (al menos tres), que sobrepasen ampliamente las dimensiones del campo.
3. Obtener un porcentaje de dosis en profundidad a lo largo del eje del campo (45°).
4. Medir en las mismas condiciones los perfiles y el porcentaje de dosis de dosis en profundidad.
5. Repetir el procedimiento para otras energías.



b) Irradiación parcial :

1. Simular en el planificador, un maniquí prismático y un campo de 15 cm. x 15 cm., perpendicular a la superficie, con el eje del haz coincidiendo con una cara lateral del maniquí.

2. Obtener perfiles a diferentes profundidades, igual que en el caso anterior.
3. Medir los perfiles en las mismas condiciones o utilizar datos de los mismos avalados para la energía y unidad de tratamiento que se haya seleccionado.
4. Repetir el procedimiento para otras energías.



Electrones

a) Incidencia oblicua 30°

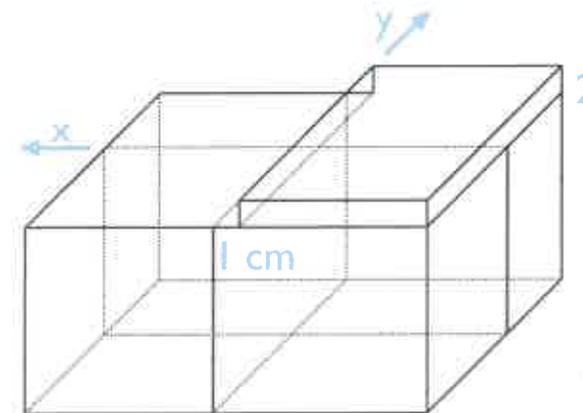
1. Diseñar en el planificador un maniquí prismático con una superficie de 40 cm. x 40 cm. Seleccionar un haz de electrones de 15 cm. x 15 cm. o próximo a estas dimensiones y situarlo en el centro del maniquí con una incidencia de 30° .
2. Obtener una curva de porcentaje de dosis en profundidad a lo largo del eje del campo (30°) o en una dirección perpendicular a la superficie del maniquí pasando por el punto de incidencia.
3. Obtener perfiles a diferentes profundidades, incluyendo la zona de acumulación, el máximo y la profundidad del 50%.
4. Medir en un maniquí los perfiles mencionados anteriormente.
6. Repetir para dos energías extremas.

b) Escalón.

1. Diseñar en el planificador un maniquí prismático de superficie 40 cm. x 40 cm. Añadir en la superficie un escalón de 2 cm. de

profundidad separado 1 cm del centro del campo. Seleccionar un haz de electrones de 15 cm. x 15 cm. que incida perpendicular al maniquí diseñado con una distancia foco-superficie de 100 cm. y con el eje coincidente con el centro del maniquí.

2. Obtener la distribución de dosis absorbida en tres planos paralelos a la superficie del maniquí a profundidades: dentro de la zona de acumulación, próxima al máximo y al 50%.
3. Medir la distribución de dosis absorbida en los mismos planos y para las mismas condiciones utilizadas en el planificador.
4. Obtener perfiles equivalentes tanto en el planificador como al medir la distribución de dosis, para comparar posteriormente la coincidencia.
5. Repetir para dos energías extremas.

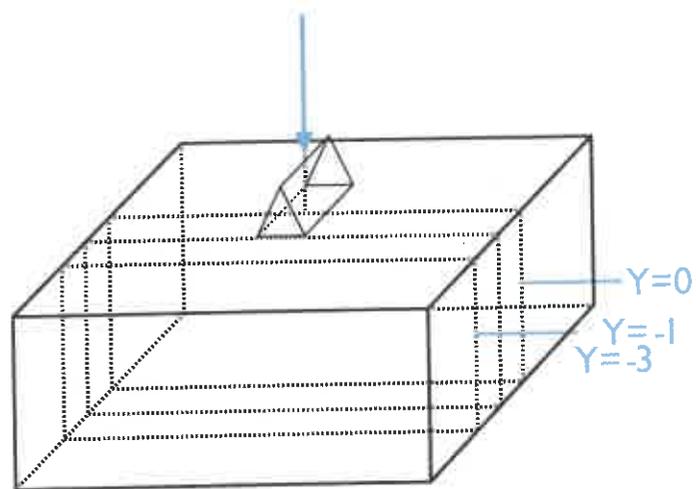


c) Superficie triangular.

1. Diseñar un maniquí prismático de 4 cm. de longitud con una base triangular de 2 cm. de base y 3 cm. de altura. Situar dicho maniquí en un maniquí prismático de base cuadrada de 40 cm. x 40 cm.
2. Situar un haz de electrones de 15 cm. x 15 cm. con una energía próxima a 10 MeV de manera que el eje del haz sea para-

lelo a la altura del triángulo incidiendo perpendicularmente sobre la superficie del maniquí.

3. Obtener la distribución de dosis en el centro del haz y en planos paralelos al eje situados a 1 cm. y a 3 cm. de manera que un plano quede conteniendo al maniquí prismático y otro fuera del mismo.
4. Medir en un maniquí de iguales características la distribución de dosis.
5. Obtener en ambos casos perfiles a diferentes profundidades con el propósito de comparar las distribuciones de dosis.
6. Repetir para dos energías extremas.



Análisis de resultados

Estadística de puntos:

- A partir de la superposición de perfiles y/o curvas de isodosis se estimarán desviaciones en porcentaje de dosis o en distancias en función de si se analiza una zona de alto gradiente o no.

Tolerancia

Fotones

a) Incidencia oblicua

En el eje del haz

- *Zona de Acumulación:* el 95% de puntos deberán discrepar menos de un 20% ó 2 mm. de desplazamiento.
- *Fuera de la zona de acumulación:* el 95% de puntos deberán discrepar menos de un 2% ó 2 mm.

Fuera del eje

- *Zona interna:* el 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 3%.
- *Zona penumbra:* el 95% de los puntos en la penumbra (90%-10%) deberán discrepar menos del 15% ó 2 mm. de desplazamiento horizontal máximo.
- *Zona externa:* el 95% de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto al centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

b) Irradiación Parcial

- Las mismas tolerancias que en incidencia oblicua, sólo fuera del eje.

Electrones

a) Incidencia oblicua.

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos deberán discrepar menos de un 10% ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo hasta R_p :* el 95% de los puntos deberá discrepar menos de 3% ó 3 mm.

- Desde R_p en adelante: el 95 % de los puntos deberá discrepar menos del 50%.

Fuera del eje.

- El 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 7%, normalizado el perfil localmente (de acuerdo al procedimiento general).
- El 95% de los puntos en la penumbra (90%-10%) del campo deberán discrepar menos del 20% ó 5 mm.
- El 95% de los puntos en el exterior del campo (puntos < 10% de dosis hasta 5 cm. más allá del 50%) deberán discrepar de los medidos menos del 50% de forma local ó 2% respecto de la dosis en el centro del haz.

b) Escalón y superficie triangular

- Las mismas tolerancias que en incidencia oblicua, sólo fuera del eje.

Periodicidad

Inicial y tras cambios de software.

DOH-6 HETEROGENEIDADES

Objetivo

Determinar el grado de precisión de los distintos algoritmos de cálculo de dosis en medios heterogéneos.

Teoría de la prueba

El hecho de que el tejido humano no sea homogéneo, plantea la cuestión del cálculo de dosis para medios con diferente densidad electrónica a la del agua.

En principio, un cambio en composición supone una corrección por el diferente efecto atenuador y dispersor. Dado que para la mayor parte de las energías de terapia y en tejido humano la contribución de la interacción Compton (independiente de Z) es mayor del 90 %, la interacción no depende de la naturaleza del material, sino sólo de su densidad electrónica. De hecho, para la mayor parte del rango de terapia la sección eficaz Compton es algunos órdenes de magnitud mayor al resto de interacciones, fotoeléctrica, dispersión coherente y producción de pares. En los casos en los que la producción de pares fuese significativa ($E > 20$ MeV), habría que considerar también la naturaleza (el número atómico) del medio.

La densidad electrónica, entendida como el número de electrones por unidad de volumen, varía desde aproximadamente 1.0029×10^{21} electrones/cm³ del pulmón a 5.716×10^{21} electrones/cm³ del hueso denso pasando por 3.343×10^{21} electrones/cm³ del agua, lo cual da unas densidades relativas al agua de 0,3, 1,0 y 1,7 respectivamente. Es este cambio de densidad lo que afecta a la atenuación y dispersión de energía en el medio.

Hasta la fecha, salvo los sistemas Monte-Carlo, ningún planificador dispone de correcciones por Z o Z_{eff} .

Existen numerosos algoritmos de corrección de heterogeneidades, desde los más sencillos de camino radiológico equivalente a

los más complejos integrados en cálculos de superposición que, al parecer, exceptuando los de Monte-Carlo, son los más precisos. En esencia la complejidad reside en la simulación del efecto de la radiación dispersa en la heterogeneidad, cuestión que o bien no se modela, como en los de camino equivalente, o se modela de forma semiempírica: en los algoritmos de tipo Batho a través de potencias de TAR, a través de tamaños de campo efectivo en lo de tipo ETAR o reescalando núcleos de deposición de energía en los de Superposición. Lo que se puede esperar de cada uno de ellos es por tanto muy diferente. Recientes publicaciones señalan errores en heterogeneidades de tipo pulmón, en punto de referencia, mayores del 3,5 % para los algoritmos EPL y Batho con infradosificaciones de más del 20% en zonas de PTV. Comparaciones con cálculos por Monte-Carlo muestran acuerdos del orden del 2% en cálculos con superposición.

El efecto de las heterogeneidades es por tanto muy importante y no sólo en cálculos de dosis absoluta en el punto de referencia, sino en todo el campo de radiación. La pérdida o incremento de radiación dispersa en el medio, no simulada correctamente en el planificador, puede conducir, en situaciones normales en la práctica clínica, a infradosificaciones relevantes.

Los cálculos suelen poder hacerse bien píxel a píxel o en volumen, promediando valores de densidad electrónica. Dado que la densidad electrónica proviene de un fichero de calibración HU – densidad electrónica, tal como se ha descrito en la prueba DA3, es muy importante comprobar que la calibración de unidades Hounsfield a densidad electrónica se encuentra dentro de tolerancias aceptables.

Mención aparte merecen los cálculos con haces de electrones, donde los efectos de las heterogeneidades son aún más acusados.

Esto es debido a las particulares características de la interacción de este tipo de radiación con los materiales con el que interaccionan, tanto por su mayor absorción como por su mayor

facilidad de dispersión. Así heterogeneidades como pulmón, hueso o cavidades tipo fosa nasal, conducen a situaciones muy difíciles de caracterizar por la cantidad de efectos no despreciables que se deberían tener en cuenta.

Tipo de prueba

Aceptación y constancia

Material

- Sistema automático de medida con paso menor de 1 mm. y detector de alta resolución.
- Densitómetro automático.
- Placas para dosimetría fotográfica.
- Cámara de ionización y electrometro calibrados para dosimetría absoluta.
- Maniquí de agua, agua sólida o equivalente, de tamaño igual o mayor a 30 cm. x 30 cm. x 30 cm.
- Software de análisis.
- Sistema de planificación.
- Sistema de fijación de heterogeneidades en cuba.
- Heterogeneidades cilíndricas de 6 cm. diámetro por 12 cm. de altura, de materiales equivalentes a pulmón y hueso.
- Heterogeneidades planas (láminas de styrofoam o material equivalente pulmón) de 1 cm. de espesor y área grande 30 cm. x 30 cm.
- Heterogeneidad de teflón, o equivalente hueso, de 3 cm. x 1 cm. x 18 cm.
- Lámina de agua sólida de 1 cm. de espesor con hueco central de 3 cm. x 18 cm.

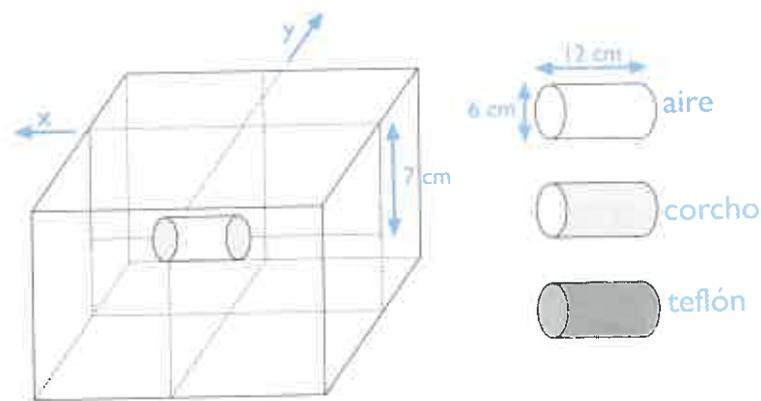
Procedimiento:

Fotones

Para 2 campos uno de 20 cm. x 20 cm. y otro de 5 cm. x 5 cm., a la Distancia foco-isocentro de referencia y para la mayor y menor energía de fotones.

a) Método 1

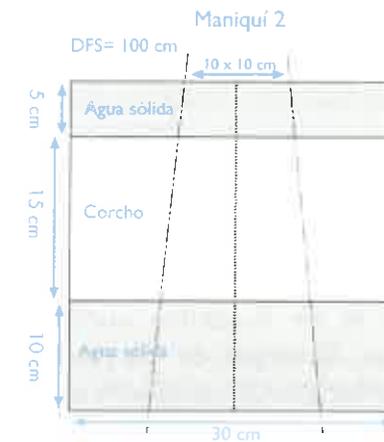
1. Sumergir la heterogeneidad cilíndrica en la cuba colocando la heterogeneidad centrada en relación al eje del haz, a 7 cm. de profundidad y la superficie del cilindro paralela a la superficie de agua. Realizar para las dos heterogeneidades, equivalentes a aire (cilindro hueco) y hueso (cilindro relleno con teflón o equivalente hueso) respectivamente.
2. Medir perfiles en zona de interés (ej: a 1, 3, 5 10 y 20 cm. por debajo de heterogeneidad) y porcentaje de dosis a profundidades por debajo de la heterogeneidad. Realizar lecturas de dosis en puntos a partir de perfiles o medida directa.
3. Medir la dosis absoluta a 15 cm. de profundidad.



b) Método 2.

1. Utilizar un maniquí de agua sólida y materiales equivalentes a pulmón (ej. corcho) y hueso (ej. teflón) con la disposición

geométrica de incidencia recogida en el maniquí 2 (extraído de García-Vicente y cols 2003). Medir perfiles y rendimientos mediante placas o por lectura con cámara de ionización en alojamientos específicos.



2. Medir dosis absoluta a 15 cm. de profundidad.
3. Simular el maniquí en el planificador definiendo la heterogeneidad con el n° Hounsfield o densidad electrónica medidos en el TC, y extraer los datos necesarios.
4. Realizar los cálculos para cada algoritmo de uso clínico.

Análisis de resultados

- Estadística de puntos.

Tolerancia

En el eje:

- Zona de Acumulación: Tras la heterogeneidad, el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos de un 15% ó 3 mm. de desplazamiento.

- *Zona a partir de máximo*: el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos de un 3% ó 3 mm.

Fuera del eje:

- *Zona interna*: el 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 3%.
- *Zona penumbra*: el 95% de los puntos en la penumbra deberán discrepar de los medidos en menos de un 15% o 3 mm.
- *Zona exterior*: el 95 % de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 40% de forma local ó 3% respecto al centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

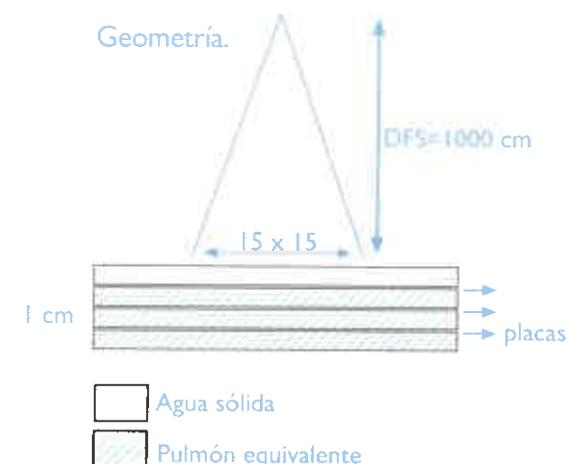
El error en el cálculo de dosis absoluta debería ser menor del 3%. En caso contrario se recomienda corregir los cálculos de UM del planificador.

Electrones

Realizar las pruebas con la energía más baja que se disponga >6 MeV y con la mayor de la que se disponga.

Prueba I

Situar la Heterogeneidad interna de densidad equivalente a la del pulmón simulando la irradiación de la pared costal.



Método

Realizar la medida de dosis en eje mediante dosimetría fotográfica.

Evaluación

Dosis en el eje del haz cada centímetro de profundidad

Tolerancia

En el eje:

- *Zona de acumulación*: el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos de un 10 % ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo hasta la profundidad del Rp*: el 95% de los puntos deberán discrepar de los medidos en menos de 5 % ó 5 mm.
- *Desde la profundidad del Rp en adelante*: el 95 % de los puntos deberá discrepar en menos del 50%.

Fuera del eje:

- *Zona interna*: el 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 5%.

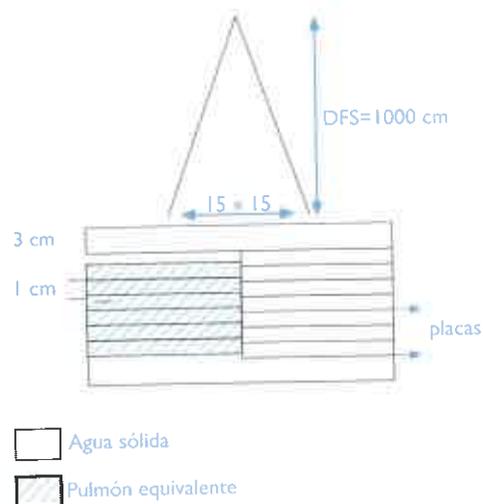
- *Zona penumbra*: el 95% de los puntos en la penumbra deberán discrepar de los medidos menos de un 20% ó 5 mm.
- *Zona exterior*: el 95 % de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 50% de forma local ó 3% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

Prueba 2

Heterogeneidad tipo mediastino-pulmón.

Geometría



Evaluación

Comparación perfiles. Análisis desde la discontinuidad cada 3 mm. hasta la discontinuidad + 4 cm.

Tolerancia

- *Zona interna*: el 95% de los puntos en la zona interna del campo dentro de la zona de interfase (delimitada a 2 cm. a izq. y dcha. de la interfase) deberán discrepar de los medi-

dos en menos de un 7%, y fuera de esta región pero dentro de la zona interna del campo en menos de un 5%.

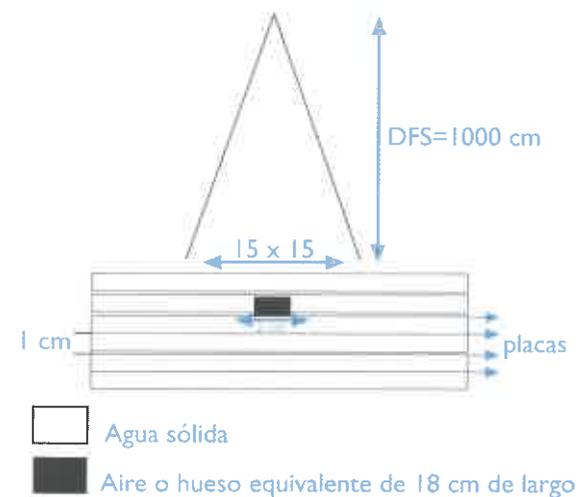
- *Zona penumbra*: el 95% de los puntos en la penumbra deberán discrepar de los medidos en menos de un 20% ó 5 mm.
- *Zona exterior*: el 95 % de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos de un 50% de forma local ó 3% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

Prueba 3

Heterogeneidad interna tridimensional tipo aire o hueso.

Geometría



Método

1. Medidas de isodosis en BEV con placas en las posiciones indicadas, justo debajo de la heterogeneidad y por ej. a +1, +2 y +3 cm.
2. Simulación en el planificador de las condiciones experimentales. Cálculo y extracción de datos para análisis.

Tolerancia

- *Zona interna:* el 95% de los puntos en la zona interna del campo, fuera de la sombra de la heterogeneidad, deberán discrepar de los medidos en menos de un 5%. Dentro de la sombra en menos de un 7%.
- *Zona penumbra:* el 95% de los puntos en la penumbra deberán discrepar en menos del 20% ó 5 mm.
- *Zona exterior:* el 95 % de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos en menos del 50% de forma local ó 3% respecto de la dosis en el centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

Periodicidad

- Aceptación y cambios de software.

Observaciones

El método 2 para evaluar el cálculo en modo fotones se presenta como alternativa en caso de no ser posible seguir el método 1 por dificultades en la construcción del dispositivo de inmersión y colocación de heterogeneidades. En caso de realizar el método 2, se advierte de su complejidad práctica desde el punto de vista experimental, así como de todas las cautelas que deben acompañar a la dosimetría fotográfica.

DOH-7 MODULADORES DEL HAZ.

Objetivo

Analizar la distribución de dosis absorbida como consecuencia de la colocación de cuñas y compensadores en el haz. Comprobar el cálculo de las unidades monitor cuando se utilizan estos dispositivos.

Teoría de la prueba

La utilización de cualquier elemento que se encuentre en la trayectoria del haz de radiación, produce cambios significativos en los modelos físicos que cada planificador utiliza para la obtención de las distribuciones de dosis.

Un atenuador cualquiera, produce una modificación importante de la fluencia energética que llega a la superficie del paciente. Esto hace que una sencilla modificación del modelo utilizado para los campos abiertos en general, no sirva para obtener la distribución de dosis cuando se ha utilizado un atenuador.

En el caso de la cuñas, la modificación direccional de la fluencia, puede realizarse bien con un filtro interpuesto en el camino del haz o a través de la superposición de un conjunto de campos asimétricos, obtenidos controlando adecuadamente el movimiento de una mandíbula del colimador secundario, conjuntamente con una modificación de la tasa de emisión del acelerador.

Cuñas

La dificultad de caracterizar el comportamiento de la cuña en cualquier situación, está en determinar los parámetros que modifiquen el haz abierto. Para ello, algunos planificadores utilizan una librería de haces, dependiendo del ángulo de cada cuña, obtenida experimentalmente y utilizan estos datos independientemente del haz abierto. En otros casos, las cuñas se caracterizan utilizando un factor de atenuación lineal efectivo que se aplica a la componente primaria, sin atender a la modificación sobre el comportamiento

energético del haz que se habrá endurecido. Para tener en cuenta esta situación, se utiliza un factor de transmisión total obtenido experimentalmente entre el haz abierto y con cuña, factor que es dependiente de la profundidad pero que en general se supone constante en el algoritmo.

Para aquellos planificadores que parten del espectro energético para la caracterización, se debe introducir la geometría y composición de la cuña física, de forma que el algoritmo es capaz de calcular el espectro de salida endurecido, al menos de la componente primaria. El efecto en la componente secundaria no se suele modelar, por lo que se vuelve a utilizar un factor de atenuación experimental de la misma forma.

En algunas situaciones, se tiene en cuenta un factor de transmisión en aire que se aplica a la componente primaria y que depende únicamente de la posición del punto de cálculo, y otro factor que se aplica a la dosis en cada una de las diferentes franjas en que podemos dividir la cuña a lo largo de la dirección de gradiente variable, que contribuirán con diferente importancia en la dispersión hacia el punto de cálculo. La determinación de estos parámetros es laboriosa y suele simplificarse.

Otra opción es, determinar un factor de endurecimiento que dependerá de la energía y del espesor de material de la cuña que atraviese en la dirección del rayo que une la fuente con el punto de cálculo. Con este factor de atenuación, se modifica la profundidad real y esta es la que se tiene en cuenta para aplicarla a parámetros como TPR, SPR, "pencil beam", etc.

Otra situación se plantea al utilizar una única cuña universal de ángulo θ_u , generalmente de 60° , que disminuye sustancialmente las necesidades de mantener una librería de datos para cada cuña. El planificador obtiene cualquier grado de cuña combinando ponderadamente un haz con cuña y otro sin ella. El peso viene dado por un factor de la forma

$$B = f / [\text{tang}(\theta_u) / \text{tang}(\theta_w)] + (f - 1)$$

Donde f es el cociente de las pendientes de ambas cuñas a la profundidad de referencia, generalmente 10 cm., θ_u es el ángulo de la cuña universal y θ_w es el ángulo de la cuña buscada. El valor de f es próximo a 1 de manera que el factor de peso se convierte en un cociente entre las tangentes de los ángulos de la cuña buscada y la universal.

Los valores de θ_u y f dependen del tamaño de campo.

En el caso de las cuñas virtuales o dinámicas se dispone de una tabla de segmentación, donde figuran los factores de peso que determinan las unidades monitor acumuladas en cada posición de la mandíbula móvil para el campo más grande realizable con la cuña.

No todos los planificadores tienen capacidad de modelar una cuña dinámica, ni en lo que tiene que ver con su capacidad de filtración (nula en principio), ni en lo que tiene que ver con el cálculo de las unidades monitor. Con frecuencia, deben ser simuladas como si fueran cuñas físicas, lo que da lugar a un conjunto de problemas con el endurecimiento del haz que se produce al utilizar la cuña física. Además en el caso de las cuñas dinámicas, la verificación es metrológicamente laboriosa a no ser que se disponga de un conjunto lineal de detectores o directamente utilizar dosímetros de integración.

Debe tenerse muy en cuenta la respuesta energética del detector que se está usando cuando se trate de cuñas físicas, ya que las variaciones por efecto de espesor pueden ser importantes. Esto debe ser cuidadosamente analizado, especialmente con los detectores de semiconductores y con las películas.

Compensadores

Un filtro compensador es un dispositivo que modifica un haz de radiación para mejorar distribuciones de dosis en presencia de heterogeneidades o superficies irregulares. Actualmente, se usan también para modular campos de radiación en el sentido de la IMRT.

Existen grandes diferencias entre unos y otros derivadas del grado de modulación que se le pide al compensador. En el primer caso, son por lo general modulaciones pequeñas y suaves por lo que el control de calidad tanto del cálculo como de la fabricación no es tan estricto como en los diseñados con planificación inversa para modulación de la intensidad.

Un aspecto básico es el material utilizado para la compensación, existen compensadores basados en resinas termoplásticas, aluminio, cobre, mezclas de parafina, aluminio y más recientemente aleaciones especiales para IMRT.

Otro aspecto importante es la fabricación. En función del tipo de compensador, podemos estar refiriéndonos a algo tan simple como un castillo de bloques de aluminio prefabricados o a algo tan complejo como una fresadora de control numérico.

El cálculo de compensadores no es diferente en muchos aspectos del de una cuña, el sistema simplemente traza rayos y calcula mediante coeficientes de atenuación lineal la transmisión en cada rayo pero no tiene en cuenta, en general, ni la divergencia, ni la dispersión lo que puede conducir para compensadores grandes y modulación alta a cálculos poco realistas. Es por tanto recomendable un control de los cálculos que el planificador realiza junto con un control de calidad del sistema de elaboración de los compensadores.

Bolus

Los bolus son materiales equivalentes a tejido que se colocan directamente sobre la piel con dos propósitos:

- Compensar pequeñas irregularidades de la superficie para presentar una superficie plana al haz de radiación.
- Aumentar la dosis de radiación en superficie generando la acumulación que se desee.

En general, los requerimientos de los planificadores para el diseño y uso de bolus son los mismos, independientemente del uso que se les quiera dar, aunque su uso más extendido es el de aumentar dosis en superficie. Por ejemplo, en el tratamiento de lesiones que van desde superficie hasta algún centímetro se utiliza normalmente irradiación con electrones y bolus, o para desplazar dosis a la superficie en una irradiación de mama mediante campos tangenciales de fotones. En general, el tratamiento que hacen los planificadores del bolus es añadir al contorno externo la superficie del bolus incluyendo su densidad electrónica, que puede ser fija o modificable, y a partir de ahí calcular de la misma forma. Algunos sistemas también presentan la opción de asignar bolus o no a los diferentes campos pudiendo variarse también la dosis que se quiere dar con bolus y sin bolus. Dada la importancia que en algunos tratamientos tiene el cálculo y la evaluación de la dosis a profundidades relativamente pequeñas, para los que habitualmente se usan bolus, es recomendable verificar que el sistema interpreta y calcula el bolus de forma adecuada.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí de agua o agua sólida, cámara de ionización, diodo, densitómetro.
- Analizador de haces. Conjunto lineal de detectores o película.
- Cuñas físicas proporcionadas por el fabricante.
- Compensador de material absorbente en forma de cuña y escalón.
- Tabla de segmentación de la cuña dinámica.

Procedimiento:

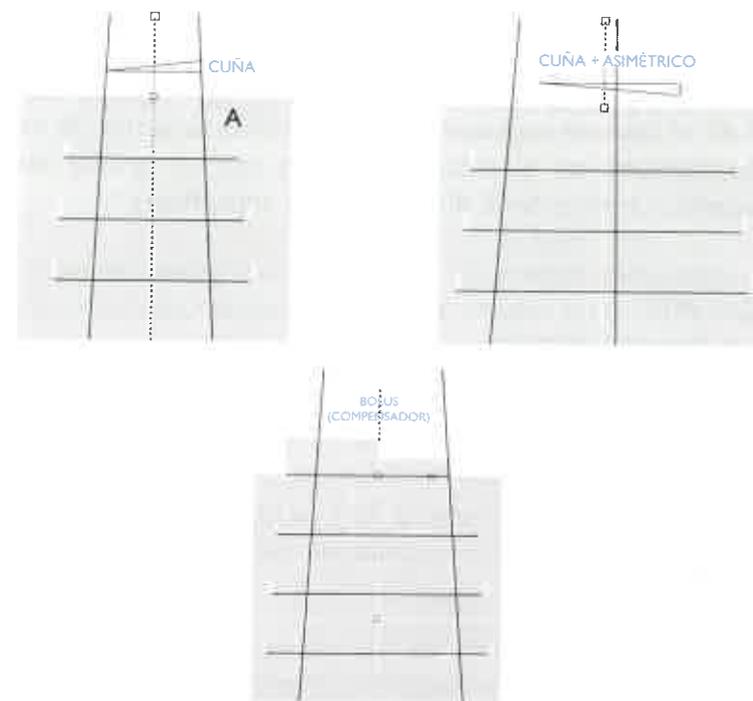
Cuñas y compensadores

1. Diseñar en el planificador un campo 10 cm. x 10 cm, con una cuña cuyo ángulo θ_w sea el máximo disponible, que incida sobre un maniquí prismático de superficie 40 cm. x 40 cm. a una distancia foco superficie de 100 cm.
2. Obtener perfiles de dosis a diferentes profundidades (ej. máximo, 10 cm., 20 cm.) en el eje del haz en las dos direcciones del colimador.
3. Obtener curvas de porcentaje de dosis en profundidad en el eje del haz a ambos lados, a nivel 90 % del tamaño de campo.
4. Medir, por el procedimiento mas adecuado, los mismos perfiles y curvas de rendimiento.
5. Medir dosis absoluta a 10 cm. de profundidad en el eje.
6. Normalizar las curvas correspondientes en el mismo punto para comparación.
7. Repetir de 1 a 6 para el tamaño máximo y mínimo disponible de tamaño de campo y de ángulo de la cuña.
8. Diseñar un compensador en forma de cuña para un tamaño de campo de 15 cm. x 15 cm. y repetir el procedimiento de 1 a 6.
9. Diseñar un compensador en forma de escalón, para un tamaño de campo de 15 cm. x 15 cm. y repetir de 1 a 6.
10. Añadir un campo asimétrico con cuñas y repetir de 1 a 6.
11. Medir dosis absoluta a 10 cm. del centro del campo asimétrico.

Bolus

1. Generar o introducir en el planificador un maniquí cúbico (ej. 30 cm x 30 cm x 30 cm).
2. Definir un campo de fotones (10 cm. x 10 cm., DFS datos de base, ángulo brazo cero grados) que incida perpendicularmente sobre el maniquí.

3. Calcular en el planificador y extraer los datos de la curva de porcentaje de dosis en profundidad en el eje.
4. Definir otro haz igual pero con bolus de 10 mm. de espesor y densidad electrónica relativa al agua igual a uno, que cubra ampliamente el campo de irradiación.
5. Colocar distancia foco bolus = distancia datos base y calcular.
6. Extraer los datos de la curva de porcentaje de dosis en profundidad en el eje.
7. Repetir para varios espesores de bolus y para densidad electrónica relativa igual a 0,5.
8. Repetir variando contribución de los haces sin bolus y con bolus de 10 mm., por ej. al 50%.
9. Repetir para el caso de electrones en una energía baja (6 MeV) y otra alta (21 MeV) variando el espesor de bolus de forma que la dosis en superficie alcance el 95%.



Análisis de resultados

Cuñas y compensadores

1. Realizar una diferencia entre los valores de las curvas obtenidas punto a punto. Distinguir los puntos incluidos dentro del interior del campo, en la penumbra y fuera del campo.
2. Realizar una estadística de los puntos del perfil diferencia por zonas.
3. Verificar discrepancias entre el ángulo de cuña obtenido y el propuesto en el planificador para un peso determinado del campo abierto.
4. Verificar las discrepancias entre las curvas obtenidas en los compensadores.
5. Comparar dosis absoluta en el punto de referencia.

Bolus

1. Comparar las curvas de porcentaje de dosis en profundidad, comprobando que el desplazamiento se corresponde con el espesor radiológico del bolus (espesor físico * densidad relativa) en el caso de asignación total de bolus al campo, la mitad de este espesor en el caso del 50% y curvas iguales (salvo el pequeño cambio de la distancia foco superficie).

Tolerancia

Cuñas y compensadores

En el eje:

- *Zona de Acumulación:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 20% ó 3 mm.
- *Zona a partir de máximo:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 3% ó 3 mm.

Fuera del eje:

- *Zona interna:* el 95% de los puntos en la zona interna del campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 3%.

- *Zona penumbra:* el 95% de los puntos en la penumbra de campo deberán discrepar de los medidos en menos de un 20% ó 3 mm. En el caso de las cuñas esta zona se considerará 5 mm. a cada lado del 50% del campo abierto.
- *Zona exterior:* el 95% de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos de un 50% de forma local ó 3% respecto al centro del haz.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

Dosis absoluta en el punto de referencia mejor que un 2%.

Bolus

Fotones

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 10% ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 2% ó 2 mm.

Electrones

En el eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 10% ó 2 mm.
- *Zona a partir de máximo hasta la profundidad del Rp:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de los medidos en menos de un 2% ó 2 mm.
- *Desde la profundidad del Rp en adelante:* el 95% de los puntos deberá discrepar en menos del 50%.

Periodicidad

- Inicial y después de un cambio de software.

DOH-8 CAMPOS IRREGULARES

Objetivo

Estudiar las distribuciones de dosis absorbida cuando el haz es parcialmente bloqueado por un dispositivo de conformación de haces. Se analizarán diferentes formas y la utilización de diferentes sistemas como bloques o colimador multiláminas. Comprobar el sistema de normalización utilizado en caso de que el eje del haz este bloqueado.

Teoría de la prueba

En lo que sigue, entenderemos por campo irregular aquel que no tiene forma rectangular ni cuadrada. Aquí nos desviamos de la formulación de Khan, en la que incluye a los campos circulares como regulares. La razón para su inclusión en irregulares es que ningún planificador de radioterapia externa, excepto aquellos dirigidos a la radiocirugía craneal o tratamientos extracraneales basados en haces circulares con procedimientos estereotáxicos, admite como datos base haces circulares de acuerdo con la geometría básica de los haces de radiación. Para conseguir un haz circular debemos conformar el haz rectangular original, bien con MLC bien con bloques externos, tanto en la máquina de irradiación como en el planificador, por lo que su tratamiento en cuanto a cálculo es idéntico al de un haz conformado cualquiera.

El hecho de conformar un haz implica que las distribuciones de fluencia originales se ven alteradas. En primer lugar, las zonas bloqueadas tendrán un nivel de fluencia muy bajo (2-3%), cambiará el factor de salida, y las penumbras cambiarán tanto de posición como de forma y valor.

Las zonas bloqueadas presentarán un nivel de dosis bajo, similar en principio a los niveles de dosis en un campo abierto en la sombra de las mandíbulas. El hecho de conformar un campo supone siempre un volumen a proteger y en muchos casos un

órgano crítico que se necesita proteger hasta un nivel de dosis de tolerancia. Es por tanto necesario conocer la bondad de los cálculos en las zonas protegidas, tanto más cuando día a día estamos asistiendo a intensificaciones de dosis que conducen a menudo a bordear las dosis de tolerancia en órganos de riesgo.

Los algoritmos de planificación calculan de muy diversas formas las dosis en estos puntos, desde los que asignan una transmisión fija, previamente introducida por el usuario, sin tener en cuenta variaciones por dispersión, tamaño de campo o profundidad, hasta los que calculan una atenuación derivada de un coeficiente de atenuación lineal y, además, estiman contribuciones de dispersión del medio adyacente, igual que en los puntos que se encuentran debajo de la zona abierta del campo. Es por tanto conveniente conocer estas características para así valorar de una u otra forma un cálculo de dosis en la sombra de una conformación.

Las penumbras generadas por los dispositivos de conformación difieren de las debidas a las mandíbulas por varias razones. La primera es que los bloques de conformación con divergencia, se sitúan en una posición más cercana al paciente con lo que en principio la penumbra disminuirá. En caso de que la conformación la genere un colimador multiláminas (MLC), los contornos de los campos pasan de ser rectos a ser escalonados lo que da una zona de penumbra de forma ondulada. Se define entonces una penumbra efectiva como la distancia entre los picos del 80% y 20% de las curvas de isodosis. Esa penumbra efectiva, dependerá de la focalización, forma, anchura y espesor de las láminas. Como ejemplo para un MLC con borde redondeado, con focalización simple de anchura de lámina 1 cm. en isocentro, la penumbra efectiva aumenta del orden de 3-5 mm. respecto a la generada por bloques.

La simulación de los bloques en planificación suele partir de un foco efectivo, una posición del bloque y un factor que controla la penumbra generada. Estos valores que suelen ser datos de entrada influirán en la bondad del cálculo. En cuanto a los MLC, los sistemas de planificación suelen disponer de librerías con toda su geometría, y al usuario sólo se le pide una transmisión efectiva media sin consi-

derar fugas. Dado que en muchos casos las mandíbulas se colocan minimizando el área protegida por el MLC, las fugas no son muy importantes. Habrá que estudiar los casos de los MLC que sustituyen a mandíbulas o en zonas críticas solamente protegidas por el MLC. En todo caso, habrá que medir cuidadosamente los niveles de fuga en las condiciones más extremas, porque los planificadores no suelen incluir situaciones especiales. Si además los posibles efectos de borde de hoja no están adecuadamente contemplados, los cálculos en las zonas de penumbra no serán correctos.

El valor de S_c cambiará poco para los campos y conformaciones utilizados en radioterapia externa (mayores de 3 cm. x 3 cm.) siempre que los tamaños de campo se adecuen a las conformaciones. Sí cambiará el valor de S_p que considera la variación de la dosis por el aumento del volumen efectivo de dispersión. A mayor volumen irradiado (para la misma posición de mandíbulas), mayor contribución de dosis dispersa en cualquier punto y mayor S_p . Esta variación en S_p conducirá a un cambio en las curvas de porcentaje de dosis en profundidad.

Existen muchas posibilidades de caracterización de estos efectos de dispersión en los planificadores actuales. Desde el método de Clarkson, que utiliza el tradicional procedimiento de integración de segmentos sumando contribuciones de dispersa por cocientes de dispersa aire (SAR), hasta los algoritmos de convolución/superposición, que consideran intrínsecamente la dispersión en la integración del TERMA con los núcleos de deposición de energía. Así, cada sistema tendrá mejor o peor exactitud de cálculo en función de las condiciones.

Tipo de prueba

Referencia y constancia.

Material

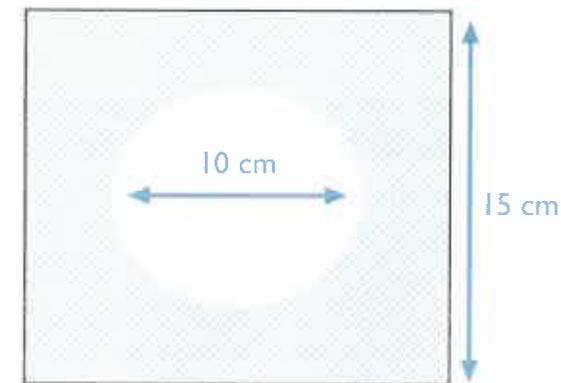
- SP, sistema analizador de haces.

Procedimiento:

Fotones

Conformación circular:

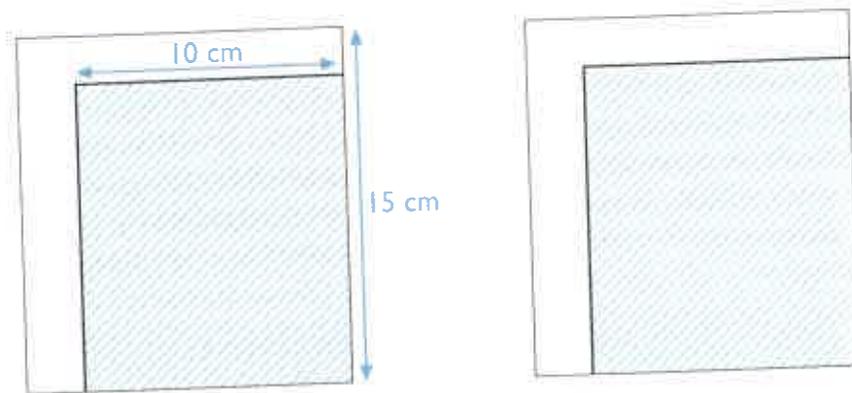
1. Diseñar un campo circular conformado bien con bloques, bien con multiláminas, de 10 cm. de diámetro, centrado en el eje de radiación sobre un campo abierto de 15 cm. x 15 cm.
2. Para todas las energías, en condiciones de giro brazo 0° , a DFS la distancia de referencia habitual, la de entrada de datos, y en agua, medir la dosis absoluta en un punto adecuado (ej. a 10 cm. de profundidad), el porcentaje de dosis en profundidad y un perfil sobre el eje Y, a +3 cm. de desplazamiento, y a dos profundidades.
3. Calcular en el planificador los mismos parámetros, en iguales condiciones de giro de brazo y DFS, y comparar.



Campo con eje bloqueado:

1. Diseñar sobre un campo de 15 cm. x 15 cm. un bloque de 10 cm. x 10 cm. centrado en una esquina bloqueando el eje de radiación.

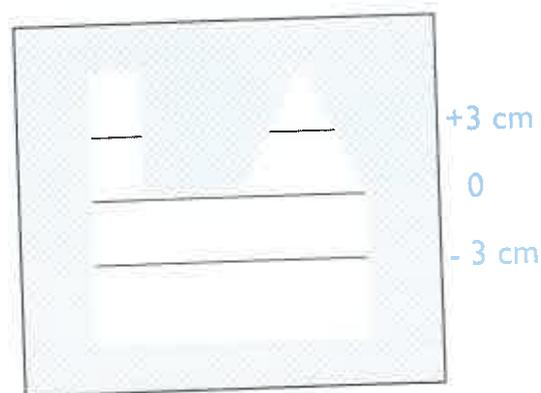
2. En condiciones de giro brazo 0° , a DFS la distancia de referencia habitual, la de entrada de datos, y en agua, medir un perfil, sobre el eje Y, a dos profundidades.
3. Medir dosis absoluta en un punto adecuado de la zona abierta.
4. Calcular en el planificador los mismos parámetros, en iguales condiciones de giro de brazo y DFS, y comparar.



Electrones

Campo conformado:

1. Diseñar un campo según las recomendaciones del grupo ECGW (Shiu y cols, 1992), como indica la figura:



2. Calcular en el planificador, para todas las energías, perfiles en dos de los planos indicados (+3 cm. y -3 cm), a diferentes profundidades (R90 y R50), con brazo 0° y a DFS la de datos base. Normalizar en el plano -3 cm. en el centro del campo abierto y a la profundidad del máximo de la energía considerada.
3. Medir en iguales condiciones los mismos parámetros y comparar con los datos del planificador.

Análisis de resultados

- Se analizarán las máximas desviaciones en % o distancias entre los perfiles medidos y los calculados por el planificador.

Estadística de puntos

- Comparación entre medida y cálculo o superposición gráfica.

Tolerancia

Fotones

Puntos del eje:

- *Zona de acumulación:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de las medidas en menos de un 20% ó 3 mm.
- *En el eje:* el 95% de los puntos calculados deberán discrepar de las medidas en menos de un 3% ó 3 mm. en caso de conformación circular.
- *Zona abierta:* el 95% de los puntos en la zona abierta del campo, fuera de la sombra del bloque, deberán discrepar de los medidos en menos de un 3%.
- *Zona penumbra:* el 95% de los puntos en la penumbra de campo deberán discrepar menos de un 15% ó 3 mm.
- *Zona exterior:* el 95% de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos de un 50% de forma local ó 3% respecto al centro del campo abierto.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.
Dosis absoluta: discrepancia menor de un 2%.

Electrones

- *Zona abierta*: el 95% de los puntos en la zona abierta del campo, fuera de la sombra del bloque, deberán discrepar de los medidos en menos de un 7%.
- *Zona penumbra*: el 95% de los puntos en la zona de penumbra deberán discrepar menos de un 20% ó 5 mm.
- *Zona exterior*: el 95% de los puntos en el exterior del campo deberán discrepar de los medidos menos de un 60% de forma local ó un 3% respecto al centro del campo abierto.

Ningún punto debería superar el doble de estos errores.

Dosis absoluta en el punto normalización: discrepancia menor de un 2%.

Periodicidad

Inicial y cambio de software.

Observaciones

Hay que hacer notar que, en el caso del campo conformado propuesto para electrones, no se analizan diferencias en el plano central ya que este plano se encuentra en el borde del bloque, lo cual dificulta una estimación adecuada de discrepancias.

DOH-9 SUMA DE CAMPOS.

Objetivo

Estudiar el comportamiento del planificador cuando calcula diferentes haces de forma conjunta.

Teoría de la prueba

Una vez determinadas las características de un campo individual, cuando se cambian todos los modificadores posibles (DFS, oblicuidad, conformación, cuñas, etc.) es necesario comprobar el comportamiento conjunto de varios haces.

El efecto de la combinación de un conjunto de haces sobre un determinado volumen se obtiene eligiendo (cuando sea posible) una matriz de cálculo y mediante un proceso de *a)* asignación de pesos (valor relativo de cada haz sobre el conjunto de puntos de la matriz), *b)* suma en cada punto de la matriz de los valores ponderados, *c)* normalización y *d)* interpolación, calculando de forma independiente en cada punto de la matriz el valor de la dosis y obteniendo un dibujo de las líneas de isodosis de acuerdo con un rango previamente definido.

De acuerdo con el planificador las distribuciones pueden presentarse en planos axiales, coronales o sagitales.

Existen en general varias formas de normalizar y asignar pesos.

Un aspecto importante, es el límite de dosis que puede producirse en un punto, bien por el valor de los pesos, por el número de haces o el valor de la dosis prescrita.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. En un maniquí prismático de dimensiones 30 cm. x 30 cm. x 30 cm., situar 4 campos de 10 cm. x 10 cm. de diferente energía, con técnica isocéntrica y con el isocentro no coincidente con el centro del maniquí, tomado éste como origen. Calcular la dosis, individualmente por cada campo, en el centro del maniquí, en el isocentro y en puntos arbitrariamente elegidos en el interior del maniquí.
2. Realizar una planificación con los cuatro campos actuando conjuntamente y anotar la dosis en los puntos que fueron elegidos en el punto anterior.
3. Repetir 1 y 2, para técnica no isocéntrica, con distancia foco superficie arbitrariamente elegida.
4. Repetir 1 y 2, para diferentes tamaños de cada campo, arbitrariamente elegidos.
5. Repetir 1 y 2, para incidencias no ortogonales arbitrariamente elegidas.
6. Repetir 1 y 2, con pesos diferentes por campo arbitrariamente elegidos.
7. Repetir 1 y 2, con dos arcos arbitrariamente elegidos.

Análisis de resultados

- Analizar la discrepancia entre la suma de las lecturas de dosis obtenidas independientemente y las obtenidas con la planificación que incluye los 4 campos.

Tolerancia

Discrepancia menor de un 1%.

Periodicidad

Inicial y después de un cambio de software.

DOH-10 MATRIZ DE CÁLCULO

Objetivo

Verificar la dependencia de la precisión en el cálculo con las dimensiones de la matriz. Analizar la influencia en las distribuciones de dosis, en el cálculo de la dosis absoluta y en los histogramas dosis volumen.

Teoría de la prueba

La evolución de los sistemas de planificación de radioterapia hacia el cálculo, y la representación tridimensional representa un aumento de los tiempos de cálculo debido, por una parte a la mayor complejidad de los algoritmos y por otra al aumento del número de puntos de cálculo de dosis. Esto ha hecho que, en la mayor parte de los sistemas se trate de optimizar los tiempos de cálculo disponiendo de varios algoritmos, de mayor o menor complejidad, seleccionables por el usuario, así como el control del operador del número de puntos de cálculo mediante la selección de regiones de interés y la variación de la separación entre puntos.

Por lo tanto, el espaciado entre puntos de cálculo es una variable más en el cálculo de la dosis que el usuario debe controlar. El cambio de espaciado afectará sobre todo en las zonas de alto gradiente, por lo que los espaciados deberían poder ser seleccionados en función de la geometría de los volúmenes blanco de planificación y de los órganos de riesgo. No es extraño ver variaciones de coberturas a nivel de las isodosis más altas, apreciables a simple vista, en tratamientos donde los PTV son pequeños, con topologías desfavorables, en heterogeneidades o muy pegados a la piel, simplemente pasando de un voxel de 5 mm. x 5 mm. x 5 mm. a 2 mm. x 2 mm. x 2 mm.

También es conveniente comprobar los resultados de los histogramas dosis-volumen e índices radiobiológicos NTCP y TCP en función del espaciado de rejilla de cálculo manteniendo el resto de

parámetros de cálculo de HDV (mallado de dosis y de cálculo de volúmenes) constante, sobre todo si las prescripciones de dosis están muy ligadas a las dosis mínimas en PTV, a los índices de cobertura y a las tolerancias de órganos de riesgo.

El espaciado entre los puntos de cálculo casi no debería tener efecto en el punto de prescripción de dosis, si éste está convenientemente situado en una zona de muy bajo gradiente.

De lo expuesto anteriormente, parece claro que todas las pruebas de cálculo dosimétrico deberían ser hechas desde la resolución más alta (ej. 2 mm. x 2 mm. x 2 mm) donde los resultados serán mejores, hasta la mas baja (10 mm. x 10 mm. x 10 mm). Sin embargo, parece suficiente hacerlas para la resolución habitual de cálculo (5 mm. x 5 mm. x 5 mm.) y comprobar en un análisis de un campo cuadrado la variación de la estadística de errores en la zona de penumbra.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Repetir la comprobación de un perfil, en un campo cuadrado y uno asimétrico con el mínimo de penumbra ($X1 = 20, X2 = 0, Y1 = 10, Y2 = 10$) (pruebas DOH2 y DOH3) variando la resolución de cálculo (2 mm.-10 mm.).
2. Calcular para los tratamientos habituales con topología más compleja de PTV y órganos de riesgo (OR), heterogeneidades, PTV cerca de piel... o con requerimientos de precisión más altos (mama, pulmón próstata, senos paranasales), las distribuciones de dosis, histogramas dosis volumen de PTV y OR, TCP y NTCP

variando únicamente el espaciado de la rejilla de cálculo desde el valor mínimo que se pueda usar hasta el máximo.

3. Inspeccionar visualmente los cambios en las isodosis y en las formas de los HDV. Inspeccionar los cambios en los valores de dosis máxima, mínima, coberturas de 100%, 99% y 95% en PTV y las dosis críticas en los OR.
4. Comprobar los cambios en los parámetros TCP y NTCP.

Análisis de resultados

- Comparar entre distribuciones con las diferentes condiciones

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial.

DOH-11 ZOOM DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS

Objetivo

Verificar que la herramienta de zoom no afecta a la forma de las curvas de isodosis.

Teoría de la prueba

Una herramienta que se usa muy frecuentemente para el análisis visual de una distribución de dosis es el aumento (zoom), entendido como un reescalado de imagen sin que debiera afectar en modo alguno al cálculo.

Cuando el sistema ha calculado una distribución de dosis, debe de tener asignado a cada voxel de cálculo un valor de dosis. Puntos intermedios serán calculados por interpolación y así el trazado de líneas de isodosis no debería depender del aumento de la imagen.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Calcular las isodosis producidas por un campo de fotones en un maniquí homogéneo.
2. Usar marcadores para identificar coordenadas de puntos sobre los que pasan curvas de isodosis.
3. Usando la herramienta ZOOM modificar la escala de visualización a la mitad y al doble de la inicial.

4. Medir el desplazamiento de las isodosis sobre los marcadores iniciales.
5. Buscar las dosis en los puntos, verificando la coincidencia de coordenadas, porque el cambio en zoom puede afectar también al marcador.
6. Comprobar visualmente que no se produce distorsión ni cambio en la forma de las isodosis.

Análisis de resultados

- Medir las desviaciones en mm. entre las isodosis y los marcadores de referencia.
- Analizar la posible distorsión visual.
- Verificar la coincidencia de dosis en puntos de coordenadas bien definidas.

Tolerancia

1 mm. en coordenadas de los puntos de igual dosis.

Periodicidad

Inicial y después cambio de software.

Observaciones.

1. Deberá observarse para varias situaciones y conocer las limitaciones de la herramienta ZOOM en caso de que hubiera diferencias significativas. En tal caso, deberá limitarse su uso al nivel elegido como referencia para contrastar la correspondencia de cálculo con las medidas reales.
2. En algunos sistemas antiguos (ej. TARGET), el zoom se entiende como disminución del tamaño del área de cálculo, disminución de la rejilla y aumento de la resolución. Para sistemas de este tipo esta prueba carece de utilidad y deben referirse a la titulada como matriz de cálculo (DOH-10).

DOH-12 HERRAMIENTAS DE ANÁLISIS DE DOSIS EN 3D

Objetivo

Comprobar que el sistema construye correctamente las isodosis en cualquier plano.

Teoría de la prueba

Sin duda el procedimiento más utilizado para la evaluación de una planificación de un tratamiento de radioterapia, es la inspección visual de curvas de isodosis, pese a que el análisis de HDV o incluso de parámetros radiobiológicos cada vez está teniendo mayor protagonismo.

La inspección visual de las curvas de isodosis nos permite localizar espacialmente zonas donde la cobertura no es adecuada o zonas donde existen sobredosificaciones, información que por ejemplo nunca nos podrá dar un HDV que, pese a dar una información valiosa, adolece de la falta de información espacial en cuanto a "donde ocurre un punto frío o caliente".

Estas curvas de isodosis son reconstruidas por el sistema a partir de los puntos de cálculo de dosis utilizando distintos modelos de interpolación. En los modernos planificadores 3D, las distribuciones de dosis pueden ser reconstruidas en cualquier plano, sagital, coronal, transversal u oblicuo en los que a la vez se reconstruyen las estructuras y los contornos.

Parece recomendable comprobar, que efectivamente las reconstrucciones son correctas de tal forma que una falta de precisión en la reconstrucción no conduzca a una decisión incorrecta en cuanto al diseño de un tratamiento.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. A partir de una exploración de TC realizar un cálculo de dosis, solicitando las curvas de isodosis que se empleen habitualmente (ej. 120%, 110%, 105%, 100%, 95%, 90%, 80%, 70%, 60%, 50%, 40%, 30%, 20%, 10%) teniendo en cuenta los distintos colores con los que se le pide al sistema que trace la curvas.
2. En varios cortes sagitales, coronales, transversales y oblicuos, comprobar mediante la herramienta de ZOOM y de dosis en puntos que efectivamente los distintos colores y líneas unen puntos con las dosis deseadas.
3. Verificar la coincidencia de coordenadas y dosis, en los cortes reconstruidos y en puntos que correspondan a planos transversales adquiridos.
4. Analizar la interpolación de la reconstrucción en los cortes reconstruidos.

Análisis de resultados

- Coincidencia de colores y valores de dosis. Trazado correcto de curvas de isodosis.

Tolerancia

- Redondeo en el trazado de las isodosis y correspondencia en la reconstrucción.

Periodicidad

- Inicial y tras un cambio de software.

DOH-13 PESOS

Objetivo

Verificar que la herramienta de asignación de pesos funciona tal y como dice el manual.

Teoría de la prueba

Un tratamiento de radioterapia se diseña combinando uno o más campos de radiación. En este diseño, el aporte de cada uno de los campos se controla a través de un parámetro llamado peso. En función del procedimiento usado por el planificador, el significado preciso del peso es diferente pero siempre viene relacionado como "cantidad de aporte de radiación".

La cantidad de radiación que se quiere administrar por un campo concreto, se controla asignando un número a un punto determinado que se conoce como punto de peso. Ese número puede ser, bien una cantidad adimensional o bien una dosis, o incluso un número de UM o tiempo. El punto de asignación de peso puede ser en principio cualquier punto de la matriz de cálculo aunque, bien por tradición, bien por utilidad, los puntos estándar de pesado son el máximo o el isocentro.

El caso de pesado adimensional se aplica al llamado modo relativo de planificación, en el cual se asignan los distintos aportes de cada uno de los haces mediante cantidades adimensionales, generalmente en tantos por ciento o por mil, que luego se ven concretados en cantidades de dosis durante el proceso de normalización y prescripción.

En el modo de pesado en dosis (modo absoluto), se indica directamente la cantidad de radiación al que el paciente va a ser expuesto o directamente la dosis absorbida en un punto.

Es importante conocer las diferencias de los distintos tipos de peso, tanto en su significado como en la importancia que en cada tipo

de tratamiento tiene la elección de puntos de asignación de los pesos adecuados. En principio, no será adecuada la elección de estos puntos en zonas de alto gradiente, ni en zonas donde el cálculo se entienda que no va a ser muy preciso, ni en zonas de muy bajo nivel de dosis.

Dada la importancia que tiene la herramienta "de peso" en el diseño y optimización de un plan de tratamiento, será de utilidad conocer y controlar las distintas modalidades de que dispone el sistema de planificación para modificar los aportes de radiación por cada puerta de entrada.

Tipo prueba

Aceptación y constancia.

Material

- SP.
- Manuales de usuario del SP.

Procedimiento:

Modo relativo

1. Sobre un maniquí de 20 cm. x 20 cm. x 20 cm. preparar una planificación de dos haces opuestos de 10 cm. x 10 cm., con isocentro en el centro maniquí (0,0,0).
2. Seleccionar como punto de asignación de peso el isocentro. Asignar 100 al campo 1 y 0 al 2.
3. Verificar que, sin normalizar, la lectura en el isocentro coincide con lo que indica el manual (normalmente 100).
4. Asignar 50 y 50 a ambos haces y verificar que la lectura sigue siendo la misma.
5. Borrar un campo, bloquear el centro del otro haz con un bloque 4 x 4 seleccionar 100 como peso en el isocentro. Calcular y anotar la dosis en el punto (10,5).

6. Seleccionar como punto de asignación de peso el punto (10,5), asignar como peso la lectura tomada en el punto 5 y calcular. Buscar la lectura en isocentro, debería ser 100.

Modo Absoluto

1. Sobre un maniquí de 20 cm. x 20 cm. x 20cm preparar una planificación de dos haces opuestos de 10 cm. x 10 cm., con isocentro en el centro del maniquí (0,0,0).
2. Seleccionar peso en el isocentro. Asignar 50 cGy al campo 1 y 0 al campo 2.
3. Calcular las UM o tiempo.
4. Asignar esas UM o tiempo y verificar que en el cálculo se obtiene para ese punto la dosis anterior (50 cGy).
5. Asignar las mismas UM al campo 2.
6. Verificar que el cálculo en el isocentro da como resultado 100 cGy.

Análisis de resultados

- Comparar las lecturas.

Tolerancia

Menor de un 1%. Error de redondeo de UM.

Periodicidad

Inicial y cambio de software.

DOH-14 NORMALIZACIÓN, PRESCRIPCIÓN Y CÁLCULO DE UM.

Objetivo

Verificar que los procesos de normalización, prescripción y cálculo de tiempos, y unidades monitor funcionan correctamente y de forma coherente entre sí.

Teoría de la prueba

El fin último de una planificación dosimétrica es, establecer los parámetros de irradiación, de manera que, suministrados a la unidad de tratamiento y situando al paciente en las condiciones establecidas en el propio planificador, se reproduzca la distribución de dosis absorbida de forma absoluta.

Generalmente, el método de trabajo utilizado, parte de distribuciones relativas de dosis que permitan comparar diferentes posibilidades de abordar la irradiación. Al comparar dichas distribuciones mediante una técnica de prueba y error, se va optimizando el tratamiento hasta llegar a una distribución que se considera óptima y que será la que, en definitiva, se lleve a cabo en la unidad de tratamiento. Este procedimiento denominado *planificación directa*, se diferencia de otro en que, partiendo de la distribución considerada como óptima, se obtienen las características de cada uno de los haces que generan la distribución (*planificación inversa*). En uno y otro caso, el proceso requiere que las posibles distribuciones estén referidas a un mismo punto, de manera que se puedan comparar no solo distribuciones en un proceso de optimización, sino la dosis de unos puntos relativos a otros dentro de la misma distribución. Este proceso denominado Normalización, establece un nivel de referencia porcentual, generalmente 100, y con respecto a él se determina la dosis en cualquier punto de la distribución. Al establecimiento de la dosis parcial o total en un punto, elegido habitualmente después de un proceso de normalización, se deno-

mina Prescripción. Establecida la dosis que se va a administrar debe determinarse el número de unidades de monitor por cada campo o el tiempo de irradiación que permita ejecutar el plan previsto.

No existe una norma fija para determinar el punto de normalización de una distribución. Los documentos del ICRU 50-62 dan recomendaciones para establecer puntos de normalización comunes, con el propósito de que la información descrita en los informes pueda ser fácilmente interpretada y comparada por personas ajenas al diseño y ejecución del plan de irradiación. Así, la mencionada organización ha establecido el llamado punto ICRU.

Los planificadores permiten una variedad de formas de normalización. Entre ellas destacaremos las más frecuentes. La primera opción que consideraremos, se refiere a la no normalización, que implica la presentación de los haces partiendo de la normalización en el máximo de las curvas de isodosis de referencias aplicadas a cada campo. La distribución será relativa a la suma de los haces que intervienen, modificada por el peso aplicado a cada uno de ellos.

Otra forma de normalizar es, asignar un porcentaje de dosis en un punto, arbitrariamente elegido, dentro de la matriz de cálculo de la distribución no normalizada. En general, los planificadores incluyen una normalización en el punto de máxima dosis dentro de la distribución y, por último, muchos planificadores que realizan un estadística elemental de la dosis dentro de los puntos de la matriz de cálculo comprendidos en un PTV, permiten la normalización directa en estos puntos (dosis máxima, dosis media, dosis modal, dosis mínima, etc.).

La prescripción se establecerá en una isodosis relativa al punto de normalización, por tanto se deberá proporcionar al planificador dos parámetros: la dosis y la isodosis de referencia. También, en casi todos los planificadores se incluye la elección de la dosis en una sola fracción o la total en un número de sesiones, de manera que puedan evaluarse posteriormente los histogramas de dosis/volumen.

El cálculo de unidades de monitor o tiempo de irradiación difiere dependiendo el tipo de modelo del que disponga el planificador. En general la ecuación utilizada será,

$$UM = \text{Dosis prescrita} / (\text{Dosis} / UM)_{pc}$$

Donde pc se refiere a que la tasa de dosis de calibración está referida al punto donde se prescribe la dosis. Esta tasa podemos expresarla genéricamente mediante la expresión:

$$(D/UM)_{pc} = F1 \times F2 \times (D/UM)_c$$

Donde:

$(D/UM)_c$: es la tasa de dosis de calibración en condiciones de referencia.

$F1$: es un factor que modifica dicha tasa por efecto de la modificación de las condiciones de irradiación con respecto a las de referencia. Tiene en cuenta, por lo tanto, el efecto de la dispersión del colimador, atenuadores (filtros cuña, bandejas, etc).

$F2$: es un factor que modifica la tasa de calibración por la situación del punto dentro del paciente. Por tanto, tendrá en cuenta el efecto de atenuación y dispersión del haz incidente en el tejido con respecto al de calibración (TPR , $(D/\psi_0)_{pc}$ / $(D/\psi_0)_c$, OAR), factor de dispersión en el maniquí, inverso del cuadrado de la distancia.

Debe tenerse en cuenta que el tratamiento no es el mismo dependiendo del tipo de planificador. En los que utilizan procedimientos de convolución generalmente el efecto de la dispersión en maniquí y la corrección por el inverso del cuadrado de la distancia están incluidos en el cálculo de la dosis por unidad de fluencia, de manera que el factor $F2$ queda de la siguiente manera:

$$F2 = [(D/\psi_0)_{pc} / (D/\psi_0)_c]$$

En los que parten del TPR , este factor queda como:

$$F2 = TPR \times OAR \times S_p \times f^2$$

donde OAR es el off-axis ratio (factor fuera de eje), S_p el factor de dispersión en maniquí y f el factor del inverso del cuadrado de la distancia.

El valor de $F1$ quedará en ambos casos como:

$$FI = Sc \times f_{\text{bandeja}} \times f_{\text{cuña}}$$

Debe tenerse muy en cuenta el efecto que las heterogeneidades tienen al aplicar esta formulación, ya que su efecto está incluido en el valor de F2 y, en el segundo tipo de algoritmo, debe tenerse en cuenta una profundidad radiológica equivalente. Por tanto, si el planificador no proporciona el valor de F2, es difícil poder comprobar mediante procedimientos convencionales la bondad del cálculo. Cuando se valora el cálculo en puntos del eje y en un maniquí homogéneo ambos valores son prácticamente equivalentes.

Debe tenerse en cuenta la aplicación del cuadrado equivalente que utiliza el programa.

En el caso de los electrones, la situación es similar dependiendo el algoritmo usado. Una vez que la distribución ha sido calculada, el resto de procedimientos de asignación de UM son comunes, si bien, dado el diferente comportamiento de este tipo de radiación, ya no emplearemos conceptos como TPR y sí porcentaje de dosis en profundidad. Además, los cálculos que no se realizan a las distancias de calibración, aún utilizando corrección por inverso del cuadrado de la distancia, deben ser cuidadosamente examinados porque como es sabido las posiciones de los focos virtual y efectivo no siempre coinciden, dependen de la energía y tamaño de campo, lo cual nunca es tenido en cuenta por los planificadores que suelen recomendar utilizar una máquina distinta para cada distancia de tratamiento.

Tipo de prueba

Aceptación

Material

- SP.
- Manuales de usuario del SP.

Procedimiento:

1. Comprender las ecuaciones que permiten el cálculo de las unidades monitor. Conocer el significado de los factores que intervienen y los métodos de aproximación que utiliza el programa.
2. Diseñar en un maniquí prismático un conjunto de campos rectangulares y asimétricos, para una energía y distancia foco-superficie determinada. Normalizar la distribución de acuerdo con los procedimientos que ofrezca el programa. Prescribir una dosis en el punto de normalización. Anotar el cálculo de unidades monitor que entrega el programa.
3. Repetir el procedimiento variando la energía, DFS, inserción de cuñas y atenuadores.
4. Diseñar en un maniquí prismático el mismo conjunto de campos irregulares que en la prueba DOH8. Normalizar la dosis en un punto arbitrario. Realizar una prescripción en el punto de normalización y anotar el valor obtenido con el programa.
5. Repetir 1 a 4 para diferentes energías de electrones.
6. Repetir el proceso para un maniquí heterogéneo igual al utilizado en la prueba DOH6.
7. Con los datos que aporta el planificador realizar los cálculos de UM.
8. Medir la dosis en los puntos de interés.

Análisis de resultados

- Comparar las diferencias entre las unidades monitor entregadas por el programa y las obtenidas en un cálculo manual. Comparar la dosis calculada con la medida.

Tolerancia

En el cálculo: error de redondeo.

- Dosis en el punto de calibración: según las condiciones de la prueba (conformación, heterogeneidad, cuñas ...) como se ha considerado en las pruebas anteriores.

Observaciones

Si alguno de los procedimientos se han realizado ya en otras pruebas, hacer sólo los que aporten nuevas verificaciones.

DOH-15 HISTOGRAMAS DE DOSIS-VOLUMEN

Objetivo

Verificar que los histogramas de dosis volumen están correctamente calculados, de acuerdo con el método propuesto.

Evaluar la precisión del método y verificar la representación en pantalla.

Comprobar la exportación de los datos a través de ficheros convencionales.

Teoría de la prueba

Una de las herramientas más poderosas en el análisis de distribuciones tridimensionales de dosis, es el histograma dosis volumen (HDV).

Un histograma dosis-volumen, es una representación gráfica o numérica de la cantidad de volumen que recibe una dosis dada. En planificación se distinguen dos tipos de histogramas, el que propiamente se conoce como diferencial y el acumulativo, en el que se indica qué volumen (absoluto o fracción) recibe una dosis seleccionada o superior a esta. Estas utilidades son una de las herramientas más poderosas que se emplean en la evaluación de un tratamiento tridimensional tanto para cobertura de volumen blanco como para tolerancia de órganos críticos. En general, se utiliza en combinación con las representaciones multiplanares de dosis por su pérdida de resolución espacial. Se puede conocer que una zona está sobre o infradosificada pero solamente con la información del HDV no podemos conocer donde está localizada. También, se utilizan parámetros biológicos de evaluación que se calculan a partir de los datos del histograma, los cuales, dada su trascendencia, serán objeto de análisis en otra prueba.

Los algoritmos que se emplean para el cálculo de HDV en los SP están basados básicamente en muestreo de volumen, bien abso-

luto o aleatorizado, mostrando resultados diferentes para una misma distribución de dosis en función de:

- Tipo de algoritmo.
- Topología a analizar.
- Espaciado en el muestreo.

Tipo de prueba

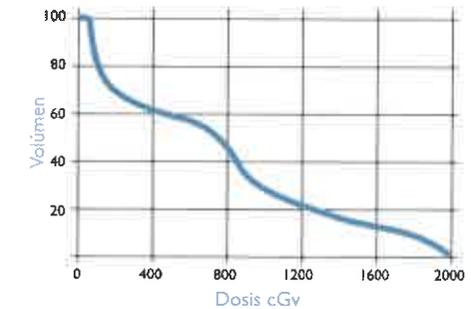
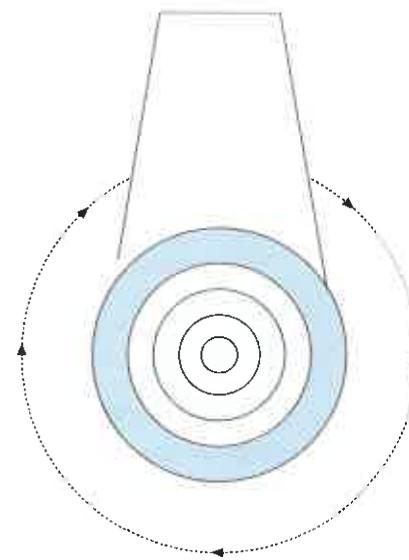
Aceptación.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Estudiar el procedimiento utilizado para el cálculo de los histogramas.
2. Diseñar en un maniquí cilíndrico de 25 cm. de diámetro y 25 cm. de altura un conjunto de volúmenes cilíndricos concéntricos separados con diámetros crecientes desde 5 mm hasta completar 100 mm. y una altura de 80 mm. Diseñar una técnica rotatoria completa con un campo de 20 cm. x 20 cm. centrado en el centro del PTV. Normalizar la distribución en el isocentro. Prescribir una dosis en el isocentro y solicitar del programa los histogramas de dosis volumen (diferencial e integral).
3. Calcular a mano o mediante un programa el valor de los volúmenes y la estadística de dosis dentro de los volúmenes de interés.
4. Repetir el proceso variando la frecuencia de muestreo y el paso de dosis si el planificador lo permite.



Análisis de resultados

- Comprobar la coincidencia de los volúmenes con los calculados analíticamente.
- Comprobar las coincidencias de los resultados de los HDV.

Tolerancia

1% para volumen y 5% en cualquier punto del HDV para la técnica rotatoria propuesta.

Observaciones:

Existen otras posibilidades de evaluación de HDV basados en maniquíes rectangulares y PTV rectangulares utilizando campos enfrentados. En este protocolo, se han elegido las formas cilíndricas por ser más parecidas a los volúmenes de la práctica clínica.

Otro punto de interés para la validación del cálculo del HDV es el diseño de las estructuras de análisis en función de la forma, en la que el planificador reconstruya un volumen 3D a partir de cortes. Esto es, si prolonga la estructura a partir del último corte donde aparezca hasta la mitad del siguiente corte o no. Será por tanto interesante tener previamente caracterizado el equipo en este aspecto, pruebas DA- 4 y DA -6.

DOH-16 CÁLCULO DE PARÁMETROS BIOLÓGICOS TCP, NTCP.

Objetivo

Comprobar que el cálculo de los parámetros de evaluación TCP y NTCP está de acuerdo con el modelo biológico utilizado por el planificador.

Teoría de la prueba

Muchos de los modernos sistemas de planificación incluyen el cálculo de parámetros de evaluación basados en modelos de respuesta de los tejidos a la radiación. Aunque en la mayoría de los casos estos parámetros no son empleados de forma absoluta para valorar una planificación, cada vez hay más estudios que intentan obtener ajustes o correlaciones entre ellos y la respuesta clínica, por lo tanto es necesario verificar que los cálculos que realiza el sistema están de acuerdo con el modelo propuesto.

Básicamente la idea es condensar en un sólo número toda la complejidad de una distribución de dosis en un órgano concreto. Así surge el llamado TCP, definido como probabilidad de control tumoral, y el NTCP, definido como probabilidad de complicaciones en tejido normal.

tcp

Existen multitud de modelos que intentan condensar, de una u otra forma, toda la complejidad inherente a la respuesta tumoral a una distribución heterogénea de dosis. Quizá el modelo más extendido es el llamado de Poisson. En este modelo se asume que el número de clones que sobrevive sigue una estadística de Poisson y que el tumor se controla cuando ningún clon sobrevive. También se contempla la radiosensibilidad como una variable estadística con distribución gaussiana con media α y β con sus respectivas varianzas.

Además los modelos pueden tener o no en cuenta el diferente fraccionamiento que recibe cada parte del tumor en función de la heterogeneidad en la distribución de dosis, así como la repoblación tumoral durante el tratamiento. Por tanto, el sistema necesita más o menos parámetros en función del modelo. En principio, el más completo necesitaría el valor de la radio sensibilidad media a y b con sus respectivas varianzas, el valor del número inicial de clones por centímetro cúbico ρ , y los valores del tiempo de duplicación celular T_{pot} y del tiempo en el cual la proliferación comienza T_k , así como el tiempo total de tratamiento T_{tot} . Los sistemas más simples obvian la diferente respuesta al fraccionamiento y los tiempos, de tal forma que únicamente necesitan los tres primeros parámetros.

Las expresiones generales pueden consultarse en cualquiera de las referencias pero sería más interesante consultar las que emplea el propio sistema de planificación, con el objeto de compararlas con los modelos estándar, y verificar que el sistema calcula como dice.

ntcp

Básicamente existen dos tipos de modelos, los empíricos, y los mecanicistas basados en la organización de las unidades funcionales de cada órgano.

1. Empíricos

Sin duda el más extendido es el modelo de Lyman-Kutcher-Burman que es un modelo empírico en el cual se postula que la probabilidad de complicaciones se comporta como una función error. Este modelo dispone de varios parámetros que puede definir el usuario, como son, la dosis para la cual el órgano irradiado, completa y homogéneamente, presenta un 50% de probabilidades de complicaciones TD_{50} , un parámetro (n) que tiene en cuenta la importancia del efecto de volumen en el órgano, y otro parámetro (m) que controla la pendiente de la curva de respuesta en el punto TD_{50} .

Los tres parámetros han sido tabulados por Burman para los diferentes órganos, en función de las tolerancias clínicas publicadas por Emami y col.

En principio, este modelo sólo sirve para distribuciones homogéneas de dosis, de tal forma que, para incorporar las heterogeneidades, Kutcher y Burman plantean un esquema llamado de volumen efectivo. En él se calcula, a partir del histograma dosis volumen y el valor del parámetro n , un valor fraccional del volumen del órgano, llamado volumen efectivo de órgano, el cual irradiado homogéneamente con la dosis máxima es equivalente (a efectos de NTCP) a la distribución heterogénea inicial.

De nuevo se remite a la bibliografía para consultar las expresiones matemáticas concretas.

2. Mecanicistas

Estos modelos basados en estadística binomial representan un órgano de acuerdo con la arquitectura de sus sub-unidades funcionales. De esta forma se distinguen los órganos por su diferente organización: los de organización paralela, en los que la sub-unidades funcionan como elementos independientes de tal forma que para dañar todo el órgano es necesario dañar una fracción elevada del mismo (ej. hígado), y los de organización en serie, en los que un daño a una sub-unidad conduce a un daño a todo el órgano.

El modelo depende de la serialidad relativa (s), de un parámetro de curvatura (γ) de la dosis-respuesta y de la dosis que, administrada de forma homogénea a todo el órgano, produce un 50 % de probabilidad de complicaciones.

El número de valores de estos parámetros descritos en la bibliografía es más limitado para este modelo (prácticamente solo se encuentran para pericarditis y neumonitis).

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- SP.

Procedimiento:

1. Estudiar las expresiones de los modelos concretos que utiliza el planificador.
2. Revisar los valores asociados a cada parámetro para los diferentes órganos (TCP) o complicaciones (NTCP) de acuerdo con la bibliografía.
3. Introducir valores de los parámetros de ajuste que conduzcan a valores esperados de TCP. Ejemplo de posibles pruebas:

DOSIS	α/β	Ttot.	Tpot	Tk.	ρ Clonógenos	TCP (DOSIS)
D. Prescrita	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.
D. Presc.	aprox. 1	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	>>C.N.
D. Presc.	aprox. 0	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	>>C.N.
D. Presc.	C.N.	>20Tpot	C.N.	C.N.	C.N.	<<C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	1	Ttot.	C.N.	>C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	1	0	C.N.	<<C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	>Ttot	Ttot.	C.N.	>C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	>Ttot	0	C.N.	>C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	>>C.N.	<<C.N.
D. Presc.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	<<C.N.	>>C.N.
>D. Presc.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	>C.N.
<D. Presc.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.	<C.N.

Tomando como referencia el resultado de TCP de la primera fila de la tabla, en la que se fijan condiciones normales (C.N.) tomadas de la bibliografía y de la prescripción médica, se trata de averiguar las tendencias del algoritmo modificando los diferentes parámetros. Para una verificación rápida, valdría con confirmar aquellas situaciones que conducen a un resultado extremo (0% ó 100%).

Cuando se expresa un valor como aproximado 0 ó 1, se trata de evitar la indeterminación que supondría darle esos valores concretos.

4. Introducir valores de los parámetros de ajuste que conduzcan a valores esperados de NTCP

Ej. métodos empíricos:

	TD50	n	m	NTCP(%)
Dprescrita	C.N.	C.N.	C.N.	C.N.
Dprescrita	<C.N.	C.N.	C.N.	>> C.N.
Dprescrita	>C.N.	C.N.	C.N.	≈0
Dprescrita	C.N.	<<1	<<1	>> C.N.
Dprescrita	C.N.	>C.N.	>C.N.	>C.N.
>Dprescrita	C.N.	C.N.	C.N.	>C.N.
<Dprescrita	C.N.	C.N.	C.N.	<C.N.

Ej. métodos mecanicistas

TD50	s	γ	NTCP(%)
>>Dmáx	C.N.	C.N.	0
<<Dmáx	C.N.	C.N.	>> C.N.
>Dmáx	C.N.	<<1	50
<Dmáx	C.N.	<<1	50
<Dmáx	C.N.	>>1	>CN
<Dmáx	>>1	C.N.	>CN
>Dmáx	<<1	C.N.	0

C.N.: Condiciones normales

5. En el planificador realizar un cálculo de TCP/NTCP para un histograma con pocos intervalos de muestreo.
6. Realizar el mismo cálculo de forma manual.
7. Verificar resultados.

Análisis de resultados

- Coincidencia de cálculos o tendencias.

Tolerancia

Errores de interpolación y redondeo.

Periodicidad

Aceptación y modificación de software.

Observaciones

1. Existen programas libres de cálculo radiobiológico a partir de datos de HDV (Sanchez-Nieto B. and Nahum A.E. 1999)

BIBLIOGRAFÍA

AAPM Report # 25, 1991, Faiz, K., Doppke K.R., Hogstrom, G., et al. "Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee" Med Phys; 18(1): 73-107

AAPM Report # 55, 1995, "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification from the TG 23 of Radiation Therapy Committee", Published by the American Institute of physics, New -York.

AAPM Report # 53, 1998. Fraass B, Doppke K, Hunt M, y cols, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" from the AAPM Radiation therapy committee Med Phys; 25: 1773-1829

Abolghassen Jamshidi, Franco T Kuchnir and Chester R. 1986. Determination of the source position for the electron beams from a high energy linear accelerator. Med Phys; 13(6).

Ahnesjo A. 1999. Dose calculation for external photon beams in radiotherapy. Phys. Med Biol; 44: 99-115.

Balog, Mackye, Wennman, Glass, Fang and Pearson. 1999. Multileaf collimator interleaf transmission. Med Phys; 26(2): 176-186.

Basran P.S., Ansbacher W., Field G.C. and Murray B.R. 1998. Evaluation of optimized compensators on a 3D planning system. Med Phys 25(10): 1837-1844.

Boyd R.A., Hogstrom K.R., Antolak J.A. and Shiu A.S. 2001. A measured data set for evaluating electron-beam dose algorithms. Med Phys; 28(6): 950-958.

Brenner D.J., Dose, volume and tumour - control prediction in radiotherapy. 1993. IJORBP; 26(1): 171-179

Burman C., Kutcher Lyman J. 1991. Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. IJORBP 21(1): 123-25.

Day M.J. 1950. A note on the calculation of dose in x-ray fields. Br. J. Radiol; 23: 368.

Ding G. X., Cygler J.E., Zhang G. G., Yu M. K, 1999. Evaluation of a three-dimensional electron beam treatment planning system. Med Phys; 26(12), pp.: 2571-2580.

Ellis F., Hole E.J. and Oliver R. 1959. A compensator for variations in tissue thickness for high energy beams. Brit J. Radiol; 32: 421-422.

- Emami, B. Lyman J. 1991. Tolerance of normal tissues to therapeutic radiation. *IJORBP*; 21(1): 109-22.
- Engelsman Martijn, Damen Eugene, Woken P. 2001. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. *Rad Oncol*; 60: 299-309.
- ESTRO 2004. Mijnheer B., Olszewska A., Fiorino C., et al. Quality Assurance of treatment planning Systems practical examples for non-imrt photon beams.
- Fraass B; Doppke K; Hunt M; Kutcher G; Starkschall G; Stern R; Van Dyke J. AAMP Radiation Therapy Committee Task Group 53 1998. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*; 10: 1773-1829.
- Galvin J M. Smith A. and Lally B. 1993 Characterisation of a multileaf collimator system. *IJORBP*; 25: 181-192.
- García-Vicente F., Miñambres Á., Jeréz I., Modolell, Pérez L., Torres J.J. 2003. Experimental validation test of fast Fourier transform convolution and multigrad superposition algorithms for dose calculation in low-density media. *Radiother Oncol* 67: 239-249.
- Gibbons JP, Khan FM. 1995. Calculation of dose in asymmetric photon fields. *Med Phys*. 22(9):1451-1457.
- Harms W. 1998. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys*; 25: 1830-1837.
- Heukelom, S. Hanson, J.H. and Mijner, B.J. 1990. Wedge factor constituents of high-energy photon beams: field size and depth dependence. *Rad Oncol*; 30: 66-73.
- Hogstrom K., Mills M., Almond P. 1981. Electron beam dose calculations. *Phys. Med. Biol*; 26(3): 445-459.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2004. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". Technical Reports series n° 430.
- International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU) 1984. Radiation dosimetry: Electron Beams with energies between 1 and 50 MeV. ICRU report 35, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- Institute of Physics and Engineering in medicine and Biology (IPEMB), 1996. "A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems". IPEM Report 68, (J.E. Shaw editor) IPEM, York, United Kingdom.
- Jiang S., Ayyangar K.M., 1998. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Med Phys*; 25(5): 668-675.

- Jordan T J and Williams P.C. 1994. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Phys; Med Biol* 39: 231-251.
- Kalend, A.M., Wu A., Yoder V. and Maitz A. ¿? Separation of dose-gradient effect from beam hardening effect on wedge factors in photon beams. *Med Phys*; 17(4): 701-704.
- Kallman P, Agren A., Brahme A. 1992. Tumour and normal tissue responses to fractionated non-uniform dose delivery. *IJORBP*; 62(2): 249-262.
- Khan FM., Levitt SH, Moore VC, Jones TK. 1973. Computer and approximation methods of calculating depth dose in irregularly shaped fields. *Radiology*; 106-433.
- Khan, Faiz M. 1994. *The Physics of Radiation Therapy*. Williams Wilkins
- Van Herk M. and Kooy H.M., 1994. Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med Phys*. 1994 Jul;21(7):1163-78.
- Knöös T, Ceberg C, Weber L, Nilsson P, 1994, The dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system, *Phys. Med. Biol.*; 39: 1609-1628.
- Lyman, J.T. 1985. Complication probabilities as assessed from dose-volume histograms. *Rad. Res*; 104: s13-19.
- Metcalfe, Kron, Hoban. 1997. *The Physics of Radiotherapy X-Rays from linear accelerators*. Medical Physics Publishing. Mad Wisconsin.
- Murray B, McClean B, Field C. 1995. Output factor for fields defined by four independent collimators. *Med Phys*; 22(3): 285-290.
- Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS). Quality assurance of treatment planning systems. NCS 2000
- Niemierko A, and Goitein M. 1991. Calculation of normal tissue complication probability and dose-volume histogram reduction schemes for tissues with a critical element architecture. *Rad Oncol*; 20: 166-176.
- Niemierko A, and Goitein M. 1993. Implementation of a model for estimating tumor control probability for an inhomogeneously irradiated tumor. *Rad. Oncol*; 29: 140-147.
- Swiss Society for radiotherapy and medical Physics (SGSMP/SSRPM/SSRFM), 1999. "Quality control of treatment planning systems for teletherapy", Recommendations No 7.
- RD 1566, 1998. Por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia Anexo II Tabla II.F.

- Rompin Shih, X. Allen Li, James C. H. Chu, When-Li Hsu, 1999. Calculation of head scatter factors at isocenter or at center of field for any arbitrary jaw setting. *Med Phys.*, 26(4): 506-511.
- Rosenberg I., Chu J. C. and Saxena V. 1995. Calculation of monitor units for a linear accelerator with asymmetric jaws. *Med. Phys.*; 22: 55-61.
- Samuelson A., Hyödynmaa S., Johansson KA. 1998. Dose Accuracy check of the 3D electron beam algorithm in a treatment planning system. *Phys. Med. Biol.*; 43: 1529-1544.
- Sánchez-Nieto B, and Nahum A.E. 1999. The delta-TCP method: a clinical useful measure of tumour control probability. *IJORBP*, 44(2): 369-380
- Shiu AS, Tung S, Hogstrom KR, Wong JW, Gerber RL, Harms WB, Purdy JA, Ten Haken RK, McShan DL, Fraass BA (ECGW). 1992. Verification data for electron beam dose algorithms. *Med Phys.*; 19(3): 623-36.
- Sterling T. D., Perry H and Katz H, 1964, "Automation of radiation treatment planning" *Br. J. Radiol.*; 37: 544-550.
- Van Dyk J, Barnett R, Cygler J and Shragge P, 1993, "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers", *IJORB*; 26: 261-273.
- Van't Veld A.A. and Bruinvis I.A. 1995. Influence of shape on the accuracy of grid based volume computations. *Med Phys.*; 22: 1377-85.
- Venselaar J., Wellewerd H. and Mijnheer B. 2001. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Rad Oncol*; 60: 191-201.
- Venselaar J., Wellewerd H. 2001. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Rad Oncol*; 60: 203-213.
- Webb S. And Nahum A.E. 1993. A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. *Phys Med Biol*; 38: 653-666.
- Webb. S. *The Physics of conformal Radiotherapy. Advances in technology.* IOP 1997.

BRAQUITERAPIA (BT)

BT-1 INTRODUCCIÓN DE FUENTES Y PUNTOS

Objetivo

Comprobar que la situación de las fuentes y puntos de interés de dosis es correcta y de acuerdo con la definición del sistema de coordenadas.

Teoría de la prueba

La distribución de la dosis absorbida de un implante, depende de la disposición espacial del conjunto de fuentes que lo componen.

El primer paso en la planificación braquiterápica, es la determinación de las coordenadas espaciales de las fuentes y su posición relativa a la anatomía del paciente.

Los SP disponen de diferentes procedimientos para definir la disposición geométrica de las fuentes y de los puntos de cálculo con relación a un sistema de referencia común, que se pretende relacionar a su vez con la zona anatómica donde el implante va a hacer efecto.

Los métodos más usuales son: obtención de películas radiográficas (ortogonales, estereotáxicas, isocéntricas, etc.), introducción de las coordenadas reales (implantes de geometría fija), adquisición mediante exploraciones de TC, resonancia magnética o ultrasonidos.

Cada SP proporcionará al usuario alguno o todos los procedimientos descritos y, asimismo, el usuario en función de la tecnología disponible usará en cada caso el más conveniente. Por ello, a la hora de verificar el SP el usuario deberá centrarse en aquellos procedimientos que vaya a utilizar.

En general, las ecuaciones que definen el proceso de obtención de las coordenadas de los puntos de interés en cada planificador aún siendo similares difieren, especialmente en la nomenclatura. Además, generalmente la información no está a disposición del usuario, y cuando lo está no suele ser completa. Merecen especial atención los procedimientos donde se realizan promedios con algunas coordenadas o los rangos de validez que el propio sistema utiliza para aceptar los datos de entrada. Siendo pues casi imposible normalizar las ecuaciones de forma que pueda validarse el sistema externamente, la solución más fácil es utilizar el programa para obtener las coordenadas de un conjunto de puntos, cuya distribución con respecto a un sistema de coordenadas definido sea conocida. Estos puntos pueden simularse en un maniquí para cada procedimiento y determinar el funcionamiento del programa.

Para la realización de las pruebas concernientes a este apartado de una manera sencilla y precisa, es conveniente disponer de un maniquí, como los que se detallan en el Anexo. Éste puede ser fácilmente construido de manera artesanal, puede solicitarse a alguna sociedad científica (como el de Baltas a la ESTRO), o bien puede adquirirse comercialmente, como los que se ofrecen, por ejemplo, para el control de calidad en Braquiterapia de próstata.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Maniquí representativo de diferentes tipos de fuentes que se vayan a utilizar en la práctica clínica, o, en su caso, tabla con las coordenadas de las fuentes y puntos a introducir.
- Se puede construir un maniquí con láminas e incluir fuentes en una cierta lámina.

Procedimiento:

1. Analizar en el manual del operador el procedimiento de localización de las fuentes según el fabricante.
2. Utilizar un maniquí que contenga, bien fuentes de simulación del tipo de las que se vayan a implantar y con una geometría similar a la real (lineales, semillas, bucles, etc.), o bien referencias con una geometría definida, y que pueda utilizarse para los diferentes métodos de reconstrucción.
3. Ejecutar el procedimiento de localización de fuentes y puntos que se pretendan verificar en el planificador.
4. Determinar las coordenadas que reconstruye el SP y comparar con los valores esperados.
5. Si se dispone del maniquí con la fuente simulada, se imprimirá el plano correspondiente a la misma en un papel translúcido, y se superpondrá sobre la lámina que contiene a las fuentes.

Análisis de resultados

- Se procederá a la comparación de los valores de las coordenadas y/o la impresión de la forma del maniquí. En cualquier caso, se describe en los diferentes casos particulares (de A) a E)).

Tolerancia

Se define en los diferentes casos particulares (de A) a E)).

Periodicidad

Inicial y después de cambios de software.

Observaciones

Si se sospecha que un fallo en el resultado es debido, únicamente al dispositivo de salida, debería verificarse que las coordenadas reconstruidas por el SP de los puntos y fuentes son numéricamente correctas.

El digitalizador, escáner y sistemas de impresión deberán ser evaluados previamente de acuerdo con las recomendaciones de este protocolo.

A continuación, se especifican más los diferentes métodos de introducción de fuentes y puntos, analizando las particularidades, material, procedimientos, análisis de resultados y tolerancias específicos para cada caso.

A. INTRODUCCIÓN MEDIANTE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS (PROCEDIMIENTOS PROYECTIVOS)

Objetivo

Comprobar la bondad de la reconstrucción espacial del implante mediante la introducción del mismo por medio de películas radiográficas (ortogonales o no), incidiendo en la no perpendicularidad, magnificación errónea o fuentes no correspondientes.

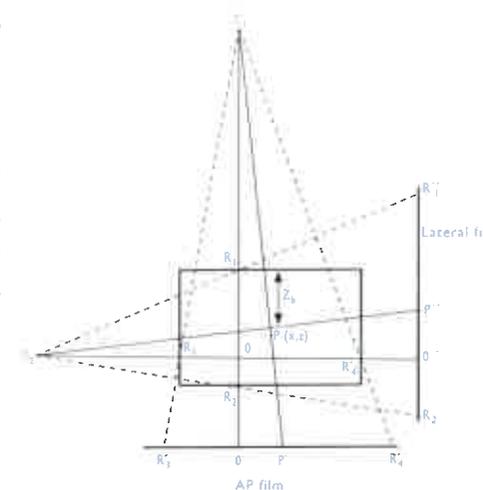
Teoría de la prueba

Es muy frecuente, que los datos que se introducen para obtener las posiciones de las fuentes y puntos de cálculo provengan de películas radiográficas. Los diferentes métodos existentes para transformar las coordenadas en la película a coordenadas en el espacio relativas al paciente, se han descrito en detalle en la bibliografía.

Como resumen, puede decirse que este método consiste en la adquisición de un conjunto de imágenes planares, generalmente dos, que proyectan la imagen de cualquier punto sobre una placa perpendicular al eje del haz de rayos X.

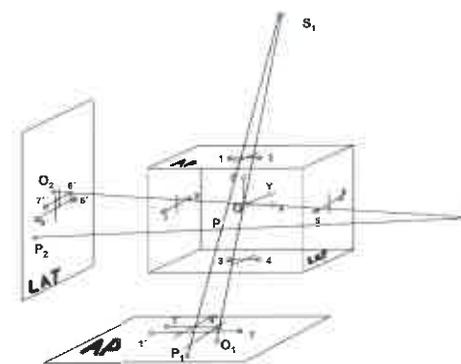
En la introducción de los datos de esas placas en el SP es crucial su orientación, para ser coherentes en cuanto a los signos de las coordenadas.

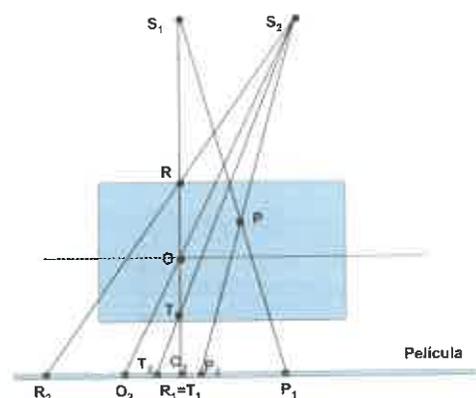
La **proyección ortogonal** es el método más simple. De cada placa obtenemos dos de las coordenadas de un punto cualquiera, aplicando el factor de magnificación a la proyección de cada punto en la placa. De acuerdo con la convención anterior, a la coordenada Y se le aplicaran dos factores de magnificación distintos, por lo que los sistemas realizan en general un promedio para esta coordenada.



Si el sistema de imágenes es isocéntrico, el isocentro debe situarse en las proximidades de la distribución de las fuentes, de manera que pueda utilizarse un único factor de magnificación para todo el conjunto. En caso contrario, debe utilizarse una referencia a ese nivel, de forma que la diferencia entre los dos valores de Y de la referencia, da una idea la bondad del proceso de adquisición de las imágenes.

Cuando la distancia foco-isocentro no puede ser conocida de forma precisa o no puede asegurarse la perpendicularidad de las proyecciones, puede utilizarse un procedimiento denominado **reconstrucción semiortogonal**, que utiliza un conjunto de marcas fiducarias situadas convenientemente en un dispositivo constituido por cuatro planos perpendiculares. El origen de coordenadas está en el centro





del paralelepípedo formado y no se requiere ni ortogonalidad, ni que los ejes de ambas proyecciones se corten.

El método **estereográfico** utiliza dos variedades. Una a través del desplazamiento paralelo de la fuente con respecto al plano de la imagen y otra isocéntrica donde la fuente proyecta sobre el plano de la radiografía dos imágenes tomadas con ángulo variable.

La obtención de las imágenes requiere únicamente la utilización de una placa. Sin embargo, es preferible utilizar dos por lo menos a efectos de exposición, aunque con la condición de que los dos orígenes deben representar la misma posición en el espacio.

De acuerdo con Fitzgerald, la precisión es mayor cuando la distancia foco-placa es del orden de dos veces el desplazamiento de los focos.

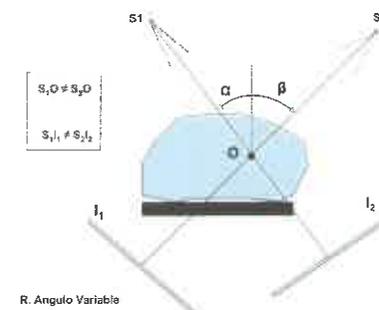
Este método es muy útil cuando se dispone de un sistema de imagen con una suspensión en el techo, que permite desplazar el tubo linealmente.

Cuando se dispone de un simulador existe un método similar, en que las proyecciones se realizan girando el brazo del simulador dos ángulos iguales. Para obtener una buena precisión de las coordenadas, especialmente la coordenada Z, una angulación en torno a los 30 grados dará los mejores resultados.

También, si se utiliza un simulador, pueden observarse por fluoroscopia las marcas que indican la posición de los aplicadores, y elegir la proyección más conveniente para que sus imágenes no se superpongan entre sí. En las proyecciones elegidas, se adquieren las imágenes que serán utilizadas en el planificador.

Por tanto, este es un procedimiento isocéntrico en que se realizan dos proyecciones con distinto ángulo, y a su vez puede variarse la distancia foco-isocentro e isocentro-placa independientemente. El origen de cada placa deberá ser siempre la imagen del isocentro. El ángulo total, conviene que esté entre 60 y 120 grados obteniéndose la mejor exactitud cuando las proyecciones son perpendiculares. El procedimiento se conoce como reconstrucción con ángulo variable.

Existen otro conjunto de procedimientos proyectivos para localizar hilos curvos o una gran cantidad de fuentes (semillas) que deben ser considerados especialmente. Dependiendo del método concreto, deberá verificarse la influencia de determinados parámetros.



Material

- El utilizado normalmente en la introducción de películas en el SP.
- Maniquí de verificación.

Procedimiento:

1. Adquirir imágenes radiográficas del maniquí según los métodos habituales de la institución.
2. Transferir las imágenes al SP vía red, vía digitalizador o vía escáner de películas.

Puede también alterarse cíclicamente en un valor concreto, bien en la adquisición, bien en la introducción según corresponda, alguno de los parámetros como perpendicularidad de películas, magnificación, identificación errónea de fuentes y/o puntos para verificar que el sistema detecta estos errores en la introducción.

Análisis de resultados

- Se procederá a la reconstrucción del implante y al análisis de la exactitud de dicha reconstrucción.
- Si el programa de cálculo permite mostrar las coordenadas X,Y y Z de cada punto reconstruido (debería ser así), se compararán las mismas con las del maniquí referidas a un origen predeterminado.

Tolerancia

1 mm. para distancias menores de 2 cm. y 2 mm. para distancias mayores.

Observaciones

1. La validez del procedimiento dependerá, de que los niveles de calidad del equipo de RX sean correctos o compatibles con la tolerancia que se exige. Merece especial verificación el isocentro del equipo para aquellas reconstrucciones isocéntricas de ángulo variable y estereográficas. También, requerirán verificación especial aquellos sistemas que adquieren la imagen a través de un intensificador, ya que puede aparecer una distorsión espacial de la misma.

B. ENTRADA MEDIANTE COORDENADAS REALES

Objetivo

Verificar que las coordenadas introducidas son las reproducidas por el SP.

Procedimiento:

1. Introducir las coordenadas reales de las fuentes y los puntos.
2. En la introducción se pueden alterar cíclicamente valores de coordenadas para verificar que se cumple la tolerancia del sis-

tema para detectar estos errores en la introducción (p. ej. longitud declarada de las fuentes).

Análisis de resultados

- Se procederá a la visualización del implante, se verificará la exactitud de los datos obteniendo impresiones en planos proyectados ortogonales, y verificando las posiciones de las fuentes y puntos en la salida de datos proporcionada por el SP.

Tolerancia

Coincidencia salvo redondeo.

Observaciones

Este modo de introducción de datos, puede ser muy útil para la realización de test relacionados con cálculo de dosis por la precisión en la localización de fuentes y puntos de interés.

C. INTRODUCCIÓN MEDIANTE LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Objetivos

Valorar la bondad de la reconstrucción de fuentes y puntos mediante la entrada de datos a partir de imagen de TC.

Valorar la influencia de los parámetros de adquisición: espesor de corte, espaciado, artefactos, "Field of View" (FOV) del TC, etc., en la reconstrucción.

Establecer una técnica de adquisición adecuada.

Evaluar la exactitud en la reconstrucción de volúmenes si el SP calcula histogramas dosis-volumen (HDV) y éstos se utilizarán en la práctica clínica.

Teoría de la prueba

La utilización de técnicas tomográficas de imagen para la realización de los procedimientos braquiterápicos ha estado limitada durante mucho tiempo por varias razones, entre las que se encuentran: la disponibilidad de sistemas tomográficos en los propios servicios, la disponibilidad de aplicadores que no produzcan artefactos en la imagen, sistemas de traslación del paciente, etc. Muchas de estas dificultades, han sido superadas y probablemente en un futuro cercano sustituyan a los métodos tradicionales.

Pueden utilizarse para la reconstrucción cortes transversales o dos "Scout view" (SV) ortogonales, teniendo en cuenta las particularidades de este tipo de imágenes. En realidad, dado que se dispone de los dos tipos de imágenes cuando se realiza un estudio TC, pueden utilizarse ambos de forma complementaria. Cada método tiene ventajas o inconvenientes dependiendo del tipo de aplicación, e incluso son complementarios. Deberá asegurarse que el sistema de planificación dispone de un algoritmo de reconstrucción específico para este tipo de imágenes.

La principal ventaja para su utilización, está en el hecho de que pueden determinarse volúmenes en la anatomía del paciente, y de esta manera optimizar la distribución para que se adapte de forma más fiel al objetivo de la Radioterapia.

Hay que tener en cuenta que, desde el punto de vista de la localización de las fuentes, la técnica empleada puede modificar la geometría debido a efectos de volumen parcial que se producen en la reconstrucción, sobre todo en el caso de cortes transversales.

Espesores de corte amplios, aumentan el volumen parcial, mejoran el contraste de la imagen, aumentan el efecto de los artefactos producidos por los aplicadores y disminuyen la precisión en la determinación de volúmenes, de importancia fundamental para el cálculo de los histogramas de dosis volumen. Un espaciado amplio en algunos casos puede dar lugar a la pérdida de informa-

ción y uno corto a un aumento del volumen parcial. Esto es especialmente importante cuando se trabaja con fuentes pequeñas (semillas).

Debe, pues, establecerse un compromiso en las técnicas utilizadas para cada aplicación y con cada aplicador que se utilice, de manera que los parámetros de adquisición sean suficientes para cumplir con los objetivos del procedimiento.

Con respecto a los aplicadores o fuentes, la dificultad fundamental es identificar los extremos del catéter o la doble imagen que puede producirse, y que hace que la imagen de una fuente pueda contabilizarse en dos cortes consecutivos.

Para una mejor localización de éstas fuentes, es más conveniente el uso de dos SV (AP y LAT) o el de un SV y diversos cortes.

Material

Si se va a evaluar la precisión en la reconstrucción de volúmenes, el maniquí deberá contener un volumen regular (cilindro, prisma, etc.) de volumen conocido y de un material contrastado respecto del resto (puede utilizarse el de control de TC).

Procedimiento

1. Realizar cortes transversales (o SV, según técnica) del maniquí o maniqués más idóneos para cada comprobación (para volúmenes, el del TC y para localización de fuentes, el de Baltas, por ejemplo).
2. Transmitir las imágenes al SP según el procedimiento usual y proceder a la reconstrucción de los implantes y puntos, verificando que la imagen de la reconstrucción es correcta.

Análisis de resultados

- En la reconstrucción del implante, se verificará la exactitud de los datos comparando las coordenadas de cada fuente y

punto del maniquí respecto a un origen de coordenadas predeterminado, con los obtenidos en la salida de datos proporcionada por el SP. Si el resultado no es satisfactorio, deberán variarse las características de la adquisición (disminuir espesor de corte o espaciado) o verificar el FOV de adquisición.

- En el caso de SPs que efectúen un reconocimiento automático de las fuentes (útil especialmente en el caso de planificación con semillas), se deberá verificar que todas las semillas presentes en el maniquí son identificadas, siempre que estén separadas al menos 2 mm., y que dos fuentes separadas 5 mm. son detectadas como diferentes.

Tolerancia

Para las coordenadas: 1 mm. para distancias menores de 2 cm. y 2 mm. para distancias mayores

Respecto al volumen, las desviaciones encontradas deberán tenerse en cuenta a la hora de la elección de los parámetros de espesor de corte y espaciado entre cortes.

D. PROGRAMAS DE RECONSTRUCCIÓN DE LAS TRAYECTORIAS DE LOS APLICADORES O FUENTES

Objetivo

Verificar que la reconstrucción de las trayectorias de los aplicadores o fuentes es correcta.

Teoría de la prueba

Uno de los procedimientos utilizados por los SP para la localización de fuentes, consiste en reconstruir su trayectoria espacial a partir de las imágenes que se utilicen. La ventaja del método, está

en el hecho de que no es necesario, en general, especificar puntos homólogos en las placas de los procedimientos proyectivos, sino que basta con conocer las trayectorias por donde va a desplazarse la fuente.

En el caso de los procedimientos tomográficos, el sistema permite localizar un punto en cada corte que representa la intersección de la trayectoria con el plano en cuestión.

El procedimiento es muy útil cuando no es posible ver completamente las fuentes de simulación en las imágenes radiográficas que impiden localizar puntos homólogos, y especialmente con hilos curvos, aunque tiene un nivel de precisión menor que cuando se reconstruye el aplicador o fuente por puntos homólogos, y dependerá del número de puntos que sean introducidos para determinar la trayectoria y del algoritmo de reconstrucción.

Procedimiento:

1. Obtener las placas radiográficas o la exploración de TC con una fuente de geometría conocida (línea, parábola, senoide, etc.), o conteniendo fuentes de simulación en todas las posiciones que se pretenden verificar.
2. Si la fuente es discontinua (HDR, PDR, etc.), introducir la trayectoria de la fuente en el SP, marcando las posiciones de las fuentes de simulación.
3. Si la fuente es continua, introducir la trayectoria de la fuente, definiendo un conjunto de puntos que pertenezcan matemáticamente a la trayectoria geométrica analizada. Conviene que, entre los puntos introducidos se encuentren el principio y el final de la trayectoria.
4. Determinar, las coordenadas de la posición de los puntos simulados tras la reconstrucción. Comparar con las coordenadas reales.

Análisis de resultados

Imprimir proyecciones ortogonales con la misma magnificación con que se obtuvieron las radiografías, superponerlas con las radiografías originales verificar la coincidencia de las trayectorias. Si el maniquí se ha construido con láminas y se han incluido las fuentes en una cierta lámina, se imprimirá el plano correspondiente a la misma en un papel translúcido y se superpondrá sobre la lámina que contiene a las fuentes. Este procedimiento, tiene la ventaja de que no introduce el error debido a una diferente magnificación debida a fuentes situadas a diferente distancia del foco.

En el caso de que se utilice la TC, comprobar que la reconstrucción a escala real se corresponde con las fuentes contenidas en el maniquí.

Tolerancia

± 1 mm para distancias menores de 2 cm. y ± 2 mm. para distancias mayores.

En el primer caso, si se considera que las condiciones de ortogonalidad y magnificación han sido ideales para la obtención de las radiografías.

E. IMPLANTES ESTEREOTÁXICOS

Objetivos

Determinar la precisión de la reconstrucción del implante realizado mediante procedimientos de estereotaxia.

Establecer una técnica de adquisición adecuada.

Teoría de la prueba

Los procedimientos estereotáxicos igual que en radioterapia externa, tienen su base en el sistema particular de localización, en

el cual, la guía se convierte en un sistema fiduciario de la anatomía del paciente.

Desde el punto de vista de la Braquiterapia los implantes que se realizan, limitados al sistema nervioso central, son implantes intersticiales, bien con ^{125}I o ^{192}Ir . Por tanto, vale aquí todo lo dicho para la reconstrucción de aplicadores por procedimientos tomográficos.

La diferencia fundamental está en que los puntos que definen los catéteres y los puntos de cálculo vienen referidos al sistema de coordenadas definido por la guía. Deberá determinarse la precisión con que el SP reproduce las coordenadas de un punto.

Existen sistemas estereotáxicos dedicados, que permiten determinar la trayectoria de los aplicadores, de manera que el abordaje no interfiera con estructuras críticas o con vasos de suficiente tamaño para producir un sangrado importante. En este caso, el sistema proporciona las angulaciones del soporte de las agujas que va ensamblado a la guía en el proceso quirúrgico.

Material

- Guía estereotáctica.

Procedimiento

1. Fijar el maniquí a la guía estereotáctica y ésta al anclaje en el TC.
2. Realizar un estudio tomográfico siguiendo los criterios establecidos en la prueba BT I-C.
3. Comprobar que las marcas fiduciarias muestran imágenes coherentes geoméricamente, de manera que se pueda asegurar que el eje de la guía es perpendicular al plano de giro del haz de RX.
4. Determinar las coordenadas de los puntos test, proporcionadas por el SP.

5. Calcular las coordenadas estereotáxicas de dichos puntos y evaluar el error cometido respecto de las reales.

Análisis de Resultados

- Comparar los resultados proporcionados por el SP y los reales definidos en el maniquí.

Tolerancia

1 mm. para distancias menores de 2 cm. y 2 mm. para distancias mayores

Observaciones

Si las marcas fiduciaras aparecen en las imágenes como líneas en lugar de puntos o bien el error en las coordenadas estereotáxicas es mayor que la tolerancia deberá reducirse el espesor de corte.

El espaciado debería ser igual al espesor de corte para no omitir ningún detalle.

BT-2 LIBRERÍA DE FUENTES

Objetivos

Verificar que cada una de las propiedades que se usan para describir las fuentes es correcta, y que se usan de forma coherente en el cálculo.

Verificar que todas las fuentes que se encuentren disponibles para implantar están introducidas en el SP.

Comprobar que las fuentes, que ya no están en uso, se les ha inhabilitado la posibilidad de utilización o se han borrado.

Teoría de la prueba

Cualquier procedimiento braquiterápico comienza por definir las fuentes que serán utilizadas e introducidas en los correspondientes aplicadores.

Las fuentes radiactivas usadas en Braquiterapia, tienen unas características físicas perfectamente definidas por el fabricante e identificadas por un modelo determinado. Las características radiológicas, vienen también especificadas en el Certificado de Calibración que acompaña a cada una al ser suministrada.

El parámetro de calibración, debe ser la tasa de kerma de referencia en aire o TKRA, que en los certificados que se suministran con las fuentes no siempre viene con la trazabilidad adecuada, y suele tener una incertidumbre excesiva. Por ello, el valor de referencia de este parámetro será el medido por el usuario con los procedimientos e instrumental recomendados que tengan una trazabilidad adecuada.

El usuario debe verificar también, qué datos le solicita el SP y contrastar los de la fuente que va a definir antes de introducirlos.

De forma independiente, el historial de cada fuente suministrada debe ser incluido en el registro de fuentes del centro.

Los parámetros básicos que caracterizan una fuente y que deben ser verificados o registrados son:

- Radionúcleido.
- Tipo de fuente.
- Modelo.
- Especificación dosimétrica de la fuente.
- Nombre.
- Código.
- Disponibilidad.
- Periodo de semidesintegración.
- Constante de semidesintegración.
- Longitud activa.
- Longitud total.
- Espesor de la/las cápsulas.
- Composición de la/las cápsulas.
- Filtración.

Algunos planificadores utilizan distintos programas para definir las fuentes en la base de datos y para seleccionar una de ellas en el proceso de planificación. Deberá comprobarse que al seleccionar una fuente a través del código de identificación, incorpora al proceso de planificación los parámetros que la caracterizaban en su definición y que al cambiar una fuente por otra, éstos cambian automáticamente.

Tipo de prueba

Aceptación y constancia

Material

- Manual del SP.

- Certificados de calibración de las fuentes.
- Resultados de las medidas experimentales de TKRA
- Especificaciones de las mismas, tablas de radionucleidos.
- Listado de fuentes en uso.

Procedimiento:

1. Analizar los manuales del SP para determinar los parámetros necesarios para la definición de las fuentes, prestando especial atención a las unidades de las diferentes magnitudes que utiliza el programa.
2. Introducir los parámetros de identificación solicitados por el planificador que definirán la fuente en su utilización futura.
3. Comprobar que en el menú de selección de fuentes del SP se encuentran todas las fuentes disponibles y sólo ellas son utilizables.

Análisis de resultados

- Tras la introducción de todas las propiedades requeridas por cada SP, una segunda persona comprobará que los datos almacenados coinciden con los especificados en las tablas.
- No sólo se comprobará la coincidencia de las características de las fuentes en la librería misma, sino también allí dónde aparezcan a lo largo de todo el proceso de la planificación; desde las imágenes en pantalla hasta la impresión de los resultados de la dosimetría.

Tolerancia

Coincidencia exacta de datos.

Periodicidad

Inicial, cada nueva introducción de fuentes o modificación de cualquier propiedad de las mismas.

A la recepción de nuevas fuentes de Braquiterapia.

Cada retirada de las mismas de su uso clínico.

Observaciones

Esta prueba debe realizarse previamente a las pruebas de especificación de las propiedades de emisión de las fuentes.

Se deberá realizar un doble chequeo de las fuentes introducidas por una segunda persona en cada envío de fuentes. Esto es especialmente importante en fuentes con periodos de semidesintegración cortos, ya que el cambio de las mismas tiene lugar con mayor frecuencia, aumentando el riesgo de errores.

BT-3 ESPECIFICACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE EMISIÓN DE LA FUENTE Y CONVERSIONES ENTRE MAGNITUDES

Objetivos

Verificar para cada fuente y para cada tipo de fuente la especificación de sus propiedades de emisión y sus unidades.

Verificar que las conversiones entre las diferentes magnitudes se realizan correctamente para cada tipo de fuente.

Comprobar que los parámetros de cálculo dependientes de la actividad de la fuente o la tasa de kerma de referencia en aire, actúan correctamente.

Verificar que el cálculo de la desintegración de las fuentes se realiza correctamente para cada tipo de fuente.

Teoría de la prueba

La definición de las propiedades de emisión de una fuente radiactiva, se ha realizado históricamente mediante diferentes magnitudes: actividad aparente, actividad contenida, tasa de exposición nominal, masa equivalente de radio, Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA).

La incertidumbre en las constantes de conversión entre magnitudes (se encuentran en la bibliografía valores muy diferentes), puede llevar a errores en la determinación de la dosis al no coincidir los datos de los certificados de calibración y los utilizados en planificación.

A pesar de que las últimas recomendaciones internacionales proponen utilizar siempre la TKRA, todavía hay SP utilizados clínicamente que permiten otra entrada de datos. En este caso, debe comprobarse con sumo cuidado la coherencia entre la magnitud disponible y la entrada en el programa.

Tipo de prueba

Aceptación, Referencia y Constancia.

Material

- Manual del SP.
- Certificados de calibración de las fuentes.
- Valores de TKRA de referencia.
- Especificaciones de las mismas, tablas de radionucleidos.

Procedimiento:

1. Examinar detalladamente el manual del SP para ver qué magnitudes se requieren para especificar dosimétricamente una fuente, o si se puede definir de diferentes maneras. En este último caso, si es posible, y de acuerdo con las recomendaciones internacionales, introducir la TKRA. Si no, introducir las magnitudes requeridas. Definir una fuente y modificar su especificación dosimétrica. Comprobar el cambio en los valores de tasa de dosis absorbida.
2. Planificar un implante consistente en una única fuente (la que vamos a verificar). Introducir un punto de interés a una distancia conocida y calcular la dosis absorbida D_1 en dicho punto para una duración T del implante. Cambiar la fecha de implantación por una posterior, separada de la primera al menos un periodo de semidesintegración del isótopo correspondiente y calcular la dosis absorbida D_2 en ese mismo punto durante el mismo tiempo. Si no es posible cambiar la fecha de implantación, cambiar la del ordenador y realizar el cálculo.
3. Introducir un implante cualquiera por el sistema habitual. Prescribir una dosis D y calcular el tiempo total del implante T . Introducir como prescripción este tiempo total T calculado y calcular la dosis total D' . Esta D' debe ser igual a D . Realizar este proceso con todas las modalidades de cálculo disponibles.

4. Para SPs que permitan diferentes modalidades de cálculo, es decir, que permitan llegar a un resultado final por distintos métodos (dosis total, tasa de dosis inicial, dosis promedio el día del implante, dosis total para un implante permanente y tiempo de implante), se debe verificar la coherencia entre éstos para cada tipo de fuente.
5. Para ver si la corrección del decaimiento durante el tratamiento la incluye el SP (importante en isótopos con un periodo de semidesintegración corto), calcular la duración del tratamiento en dos casos, uno con la actividad de las fuentes 10 veces mayor. Si la duración del tratamiento de éste es 10 veces mayor, ésta no está incluida (ESTRO, 2004).

Análisis de resultados

- Comparar la TKRA calculada con la obtenida a partir de la de referencia para cada modalidad.
- Verificar, para cada fuente utilizada, la compatibilidad entre los datos proporcionados por el suministrador de fuentes y los internacionalmente reconocidos.
- Verificar la aplicación de la corrección por decaimiento durante el tratamiento.

Tolerancia

Coincidencia (salvo redondeos) entre el valor calculado y el de referencia.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

Observaciones

En los sistemas en que se obliga a introducir actividades y constantes de tasa, éstas deben ser exactamente las que se hayan

utilizado para el cálculo de la actividad a partir de la especificación del certificado, así no tiene trascendencia el valor concreto tomado de Γ_{δ} .

Hay que tener especial cuidado en los SP en los que haya una Γ_{δ} que no se pueda modificar y se requiera la introducción de la actividad de las fuentes, ya que la utilización de otra Γ_{δ} distinta a la que utilice el SP produciría un error considerable.

Se debe conocer o determinar en qué momento del implante se especifica la fuente (al inicio, a mitad del mismo).

BT-4 ALGORITMOS DE CÁLCULO. VERIFICACIÓN PARA CADA TIPO DE FUENTE

Objetivos

Comprender el/los algoritmos que el SP utilizará en el cálculo de las distribuciones de dosis.

Verificar que el algoritmo utilizado por el SP reproduce bien los cálculos de dosis.

Teoría de la prueba

Los SP disponen de algoritmos para el cálculo de la dosis absorbida en un punto bien a partir de los datos de definición de las fuentes o bien interpolando de tablas de tasas de dosis en agua almacenadas para cada fuente. Estas tablas suponen simetría cilíndrica de las fuentes y un medio equivalente agua.

Así se presentan dos situaciones:

- La de los SP más antiguos, que generan una tabla de dosis bien a partir de la Integral de Sievert (Williamson, 1987b; Williamson, 1983; Sievert, 1930) o bien por el método de Cassell (Cassell, 1983).
- La de la mayoría de los SP más recientes que permiten la introducción directa de las correspondientes tablas de tasas de dosis en agua.

En las modalidades de generación, se parte de las propiedades de emisión de una fuente puntual modificada por los coeficientes de interacción, hasta convertirse en dosis absorbida en el punto de referencia.

Las dificultades inherentes a la modificación de las propiedades del radionucleido por la filtración, entre otras, ha llevado de forma casi generalizada en los planificadores a adoptar las recomendaciones dadas por el TG43 de la AAPM donde se parte de las

propiedades de absorción en agua determinadas por métodos de Montecarlo fundamentalmente, y donde se recomienda, para ese tipo de algoritmos de generación, utilizar cualquier valor de coeficiente como parámetro para conseguir un ajuste óptimo.

Por otra parte, los SP, en función de los algoritmos que utilizan, pueden realizar determinadas aproximaciones o correcciones (por ej. suposición de fuente puntual, correcciones por blindajes del aplicador, posibles datos extra para alguna aplicación especial, etc.), que habrá que conocer y analizar.

Lo más adecuado, sería utilizar algoritmos que interpolen sobre una tabla de dosis de referencia introducida en el sistema, bien en coordenadas rectangulares o según el formalismo del Grupo de trabajo de la AAPM nº 43 (TG43), con valores normalizados a las unidades de tasa de kerma en aire de referencia. Para minimizar el error de interpolación lineal, conviene (algunos SP así lo hacen) quitar la dependencia con la distancia usando una función geométrica, que depende de si se hace la aproximación puntual o lineal de la fuente.

En todo caso, sea cual sea el algoritmo utilizado, se deberá disponer de una tabla que defina, para la fuente en cuestión, la distribución espacial de tasa de dosis absorbida obtenida a partir de referencias reconocidas que sirva de patrón para los cálculos globales que realice el planificador. En la página de la Universidad de Valencia: o en la guía publicada recientemente por ESTRO (ESTRO, 2004) pueden encontrarse matrices de referencia para la mayoría de las fuentes en uso para BT (refrendadas por diferentes publicaciones de autores referenciados en la bibliografía).

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Manual del SP.

- Especificaciones de las fuentes.
- Referencias de dosis para la fuente en cuestión.

Procedimiento:

1. Averiguar el algoritmo del modelo de cálculo para el cual va a utilizarse la fuente objeto de definición, los parámetros que se requieren introducir y los que calcula el programa de forma interna.
2. Introducir los datos requeridos por el SP.
3. Imprimir los datos almacenados.
4. Verificar que todas las fuentes que se encuentren disponibles para implantar están introducidas en el SP.
5. Seleccionar una fuente en el módulo de planificación, y comprobar que los parámetros que la definían en la librería de fuentes se han incorporado en todas las fases de la planificación. Cambiar la fuente por otra de la librería, y comprobar que el cambio de los parámetros se realiza automáticamente.
6. Localizar una tabla de referencia que defina, para la fuente en cuestión, la distribución espacial de tasa de dosis.
7. Definir en el SP, para una fuente dada, una tabla de puntos para el cálculo de dosis a distintas distancias sobre sus ejes transversal, axial y sobre diferentes ejes intermedios. La definición de las coordenadas de los puntos por teclado es preferible, si es posible, ya que evita errores ligados a la imprecisión en la introducción.
8. Calcular con el SP, en el mismo módulo de cálculo que se utiliza en la rutina clínica, la dosis en dichos puntos.
9. Como prueba de constancia para cambios de software se confeccionará un atlas con curvas de isodosis impresas para cada fuente, ya que de esta manera se evaluará rápidamente cualquier cambio en el algoritmo.

Análisis de resultados

- Comprobar que los datos almacenados en el SP coinciden con los necesarios por el algoritmo de cálculo de dosis.
- Verificar que los algoritmos y los datos introducidos son compatibles con la aplicación clínica deseada, analizando la idoneidad de las aproximaciones o correcciones que realiza.
- Comparar los valores proporcionados por el SP para los puntos de las pruebas con los correspondientes en las matrices de dosis de referencia.

Tolerancia

Funcional en lo relativo a la definición de las fuentes.
2% en las comparaciones de dosis.

Periodicidad

Inicial, cambios de software y cada vez que se introduzca una nueva fuente en el SP.

Observaciones

1. Si la fuente presenta simetría esférica, bastará con tomar puntos de cálculo sobre un eje cualquiera.
2. Los puntos que pueden presentar mayores diferencias se encuentran, en general, alineados con los extremos de la fuente según su eje longitudinal.
3. Si el SP utiliza un algoritmo de generación de la tabla de dosis, será preciso realizar una validación completa para prácticamente todos los puntos de interés clínico. Según los resultados, se modificarán aquellos parámetros utilizados en el cálculo, que puedan ser variados por el usuario, hasta conseguir los resultados deseados.
4. Si aún tras el proceso de optimización, se supera en algunos puntos el nivel de tolerancia deberán tenerse en cuenta como limitaciones en la práctica clínica.

BT-5 EFECTO DE LOS APLICADORES

Objetivo

Evaluar la influencia en la distribución de dosis absorbida de la absorción y dispersión de radiación en los aplicadores.

Teoría de la prueba

El material, espesor y geometría de los aplicadores tienen influencia en la distribución de dosis absorbida, produciendo, en general, una disminución de la fluencia que llega al tejido e introduciendo una anisotropía adicional que dependerá de la geometría del aplicador.

Las ecuaciones consideradas en los planificadores para el cálculo de la dosis absorbida no tienen en cuenta, en general, el efecto de los aplicadores, especialmente cuando la geometría es homogénea (normalmente cilíndrica) y de espesor uniforme. Sin embargo, existen situaciones donde por la construcción del aplicador no existe homogeneidad porque precisamente se busca modificar de forma selectiva la distribución de dosis.

Desde el punto de vista de las aplicaciones, en los casos de intersticiales, la geometría tiene simetría cilíndrica, de manera que el efecto puede incluirse en la selección de los parámetros que definen las fuentes. A pesar de ello, en este tipo de tratamientos los aplicadores o catéteres son tubos plásticos, de efecto despreciable, o bien, tubos metálicos, pero con un espesor de la pared de la aguja muy reducido, con lo que el efecto de absorción y dispersión en la distribución de la dosis estaría solapado con las incertidumbres en la determinación de la misma, tanto por parte del planificador, en el cálculo, como en un proceso metrológico que tratara de evaluar este efecto. Sin embargo, debe hacerse una estimación, teniendo en cuenta el espesor y tipo de material, por si del mismo hubiera que tomar las correcciones pertinentes.

En las aplicaciones de plesioterapia, el soporte de los aplicadores puede tener un efecto sobre la fluencia que llega a las primeras capas de tejido. Este efecto, en general, debe tratarse más como un bolus añadido al tejido que como un elemento constituyente del aplicador. Su espesor debe ser uniforme y su corrección afectará fundamentalmente a la disminución de fluencia por absorción, por lo que la corrección es simple.

Así pues, el efecto de los aplicadores sobre la distribución de dosis puede reducirse, salvo casos excepcionales, a las aplicaciones endocavitarias. En este caso, el efecto de los aplicadores puede ser muy significativo, tanto por el espesor de algunos como por el hecho de utilizar protecciones especiales con geometría compleja, como es el caso de los aplicadores de Fletcher-Suit-Délclos, Henschke, Fletcher-Williamson, etc. En este caso, el problema fundamental radica en que las protecciones no presentan simetría de revolución. Generalmente, estos aplicadores, están constituidos por sectores de diferente angulación dispuestos en planos paralelos y ligeramente rotados uno con respecto al otro. Esto impide, que en el caso de que se determinara experimentalmente la anisotropía introducida por el aplicador, no puede ser introducida en el SP, ya que todos consideran el modelo de cálculo con simetría cilíndrica. Por ello, la única manera de introducir este efecto, es en el modelado de los parámetros que afectan a la emisión de fluencia considerando una fuente ficticia con simetría de revolución con una tasa de emisión reducida en un valor promedio.

Además, mientras que las distribuciones de dosis alrededor de colpostatos han sido ampliamente medidas y calculadas, de forma general se desprecian las perturbaciones en la distribución de dosis por efecto del colpostato contralateral o del tandem intrauterino.

Un problema adicional se presenta al comprobar si el SP sitúa correctamente las protecciones en relación con la anatomía del paciente.

Tipo de prueba

Aceptación, constancia.

Material

- Manual del SP.
- Especificaciones de los aplicadores.
- Especificaciones de las fuentes y certificados de calibración de las mismas.

Procedimiento

1. Investigar si el SP incluye alguna manera de corregir por el efecto de los aplicadores. En caso contrario, habrá que introducir esta corrección de manera externa.
2. Hay que considerar separadamente dos casos en función del tipo de aplicador:
 - Si su estructura metálica rodea homogéneamente a las fuentes manteniendo una simetría cilíndrica, se introducirá la capa del aplicador como parte de la fuente, si es posible incluyendo la filtración oblicua, reduciendo TKRA en el correspondiente factor de atenuación. En este caso, se definirá una fuente de TKRA conocida y varios puntos de cálculo. Se calculará la dosis absorbida en dichos puntos antes de la introducción del efecto de los aplicadores. Se introducirá este efecto y se volverá a calcular la dosis absorbida en los puntos.

Este procedimiento requiere una verificación experimental de los resultados.
 - Si presentan blindajes especiales en ciertas zonas (por ejemplo, protecciones rectales o vesicales), se modificará la contribución de dosis a los puntos situados en dichas zonas por un factor de atenuación promedio.

Si el SP no incluye esta modificación deberá realizarse de forma manual sobre los resultados de la dosimetría; por tanto, no se podrá realizar propiamente una verificación sobre el SP.

Análisis de resultados

- En el primer caso, se comprobará que el cociente entre las dosis absorbidas en los puntos de cálculo después, y antes de introducir el efecto de los aplicadores es el factor de atenuación correspondiente.

Tolerancia

2%.

Periodicidad

Inicial, cambios de software y cada vez que se introduzca una nueva fuente o un nuevo aplicador en el SP y deba de ser tenido en cuenta este efecto.

Observaciones

Esta prueba puede hacerse después de la verificación del algoritmo, ya que tendremos calculados valores de dosis en distintos puntos sin el efecto del aplicador.

BT-6 SUMA DE CONTRIBUCIONES

Objetivo

Comprobar la precisión de la suma de contribuciones de varias fuentes en un punto, y verificar la importancia del efecto del redondeo en la TKRA de las fuentes.

Teoría de la prueba

Una vez que ha sido comprobada la bondad con la que el SP reproduce las matrices de dosis absorbida definidas para una fuente en particular, debe evaluarse el comportamiento del SP en el cálculo de un conjunto de fuentes, de igual o diferentes características, para comprobar que el principio de superposición se cumple en las matrices de cálculo seleccionadas.

Fundamentalmente, deben comprobarse tres hechos, que la selección del punto cálculo elegido es visto por varias fuentes correctamente, de manera que al aplicar el algoritmo de cálculo se acumule la dosis aportada por cada fuente en el punto en cuestión; que al variar los parámetros de emisión que definen un conjunto de fuentes (actividad, tasa de kerma, etc.), el efecto sobre un punto de cálculo es el mismo que el obtenido con una fuente cuyos parámetros de emisión en la definición de la misma sea la suma de los que definen las fuentes; y que, no se pueda producir una situación de saturación del valor acumulado en el punto, de forma que se produzca un fenómeno de truncamiento y por tanto, un error en el valor asignado.

Cuando el operador se dispone a obtener la distribución de dosis de un conjunto de fuentes en un punto, un plano o en un volumen, el proceso se realiza eligiendo el punto, bien por selección directa de sus coordenadas o introduciendo las mismas a través del digitalizador o la pantalla; en el caso del plano existen diferentes procedimientos para su selección, y la selección de puntos que permiten obtener la distribución de dosis absorbida depende de la elección de la matriz de cálculo. Igualmente ocurre

con las distribuciones volumétricas. Las fuentes que se seleccionan pueden pertenecer al plano o estar fuera de él. En cualquier caso, el sistema debe determinar la dirección de la recta que une el punto de cálculo con los que definen la fuente. En este caso, el operador no determina los puntos donde el programa realiza los cálculos previamente a la obtención de las líneas de isodosis.

En el caso de las distribuciones volumétricas, el problema es una repetición de las planares y la bondad del resultado obtenido dependerá del conjunto de planos transversales seleccionados para la obtención de la distribución.

Por ello, deben comprobarse las dos situaciones anteriormente indicadas en las diversas condiciones y comprobar el principio de superposición. La manera de hacerlo será definir un conjunto de fuentes, determinar de forma individual su contribución al punto o plano de cálculo, y obtener posteriormente la distribución correspondiente a la actuación de todas conjuntamente.

El efecto sobre la superposición del valor de la dosis absorbida al variar los parámetros de emisión puede comprobarse con una distribución simple de un conjunto de fuentes puntuales, variar de forma secuencial los parámetros de emisión y comprobar el resultado con un valor suma de todos. Deberá comprobarse, que el valor en el punto de cálculo no sufre truncamiento cuando se aumenta monótonamente el valor de los parámetros de emisión de cada fuente.

Tipo de prueba

Aceptación y referencia.

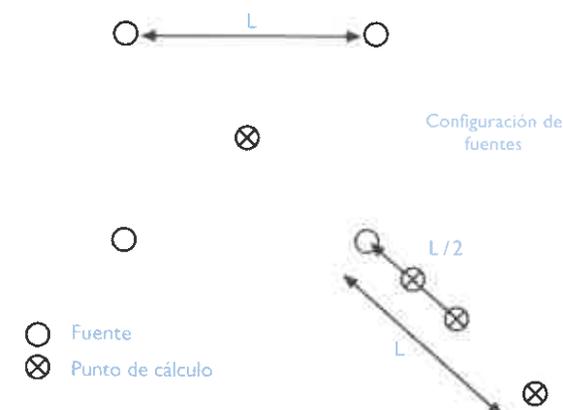
Material

- Manual del SP, certificado de calibración de las fuentes.

Procedimiento:

1. Definir un conjunto de cuatro fuentes formando un cuadrado de lado L .

2. Calcular la dosis aportada individualmente por cada fuente en el centro del cuadrado, y a distancias $L/4$, $L/2$, L , $2L$ y $4L$, en dirección de una diagonal.
3. Obtener la dosis total aportada por el conjunto de las fuentes en el supuesto anterior.
4. Repetir el proceso con otro tamaño del cuadrado.
5. Como prueba de constancia para cambios de software, se guardarán estos planes con múltiples fuentes y se registrarán los resultados del control inicial, ya que de esta manera se evaluará rápidamente cualquier diferencia.



6. En todos los supuestos anteriores, individual y conjuntamente, solicitar el valor de la isodosis que se obtuvo anteriormente en cada punto. Comprobar que las líneas de isodosis individual y conjuntamente cumplen con el principio de superposición.
7. Repetir uno de los cálculos variando el tamaño de la matriz de cálculo individual.
8. Introducir en la librería de fuentes una fuente con una TKRA 100 veces superior a la real de la fuente que se vaya a verificar. Realizar un cálculo con 100 fuentes superpuestas y otro con una sola fuente de esta actividad 100 veces superior. Si hay saturación de la dosis, determinar el valor máximo de actividad o de TKRA que no produce saturación.

Análisis de resultados

- Comprobar el principio de superposición en todas las situaciones y determinar las derivas producidas en cada caso.
- Comprobar la influencia del tamaño de la matriz.
- Averiguar el valor de saturación para los parámetros de emisión de las fuentes.
- Comparar la dosis absorbida en un punto predefinido en un tiempo dado en las situaciones estudiadas.

Tolerancia

Coincidencia salvo redondeo.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

BT-7 ALGORITMOS DE OPTIMIZACIÓN DE DISTRIBUCIONES

Objetivo

Comprobar el funcionamiento del algoritmo de optimización del SP. Analizar el comportamiento de los diferentes criterios de restricción de dosis en puntos de interés.

Teoría de la prueba

El significado de optimización en terapia con radiaciones se asocia a la variación, normalmente de forma automatizada, de determinados parámetros del tratamiento para conseguir que la distribución de dosis se ajuste a la prescripción.

Las particularidades que presenta la Braquiterapia respecto a Radioterapia externa, hacen que esta utilidad se trate de una manera diferente, y suele usarse, sobre todo, en planificaciones con BT pulsada y de alta tasa de dosis para la determinación optimizada de posiciones y tiempos de parada de la fuente.

Se han descrito en la bibliografía diferentes formas de optimización, que fundamentalmente pueden resumirse en:

- *optimización en distancia* para implantes de un solo plano, donde se requiere que una determinada superficie de isodosis pase a una distancia dada de los catéteres.
- *optimización en volumen* para implantes multi-plano, en los que se pretende que la dosis sea homogénea en el volumen comprendido entre los catéteres.

Y en cada una de estas modalidades, puede exigirse además realizar la optimización imponiendo determinados criterios de asignación de dosis a unos puntos definidos, bien a una determinada distancia del recorrido de la fuente o bien en el volumen de tratamiento. A estos puntos les denominaremos puntos de definición de dosis.

Independientemente de que se utilicen o no estos puntos de prescripción de dosis, suelen definirse otros puntos de interés de cálculo (ej. determinadas localizaciones anatómicas u órganos de riesgo) que influirán en la optimización mediante la fijación de determinados criterios de limitación de dosis en ellos, más o menos restrictivos. A estos puntos les denominaremos puntos de interés de dosis.

En la optimización sin puntos de dosis, se toman las posiciones de la fuente como puntos de cálculo para realizar la optimización y se emplean únicamente criterios geométricos. La contribución relativa de cada posible posición de la fuente a un punto dado depende de la distancia a la misma.

Tipo de prueba

Aceptación.

Material

- Manual del SP.
- Especificaciones de las fuentes.

Procedimiento:

a) En distancia (implantes de un solo plano):

1. Introducir un catéter rectilíneo en el SP.
2. Utilizar la herramienta disponible en el SP para fijar puntos de definición de dosis y puntos de interés de dosis, a una distancia conocida del recorrido de la fuente y con las coordenadas longitudinales correspondientes a varias posiciones de la fuente.
3. Hacer la planificación y optimización del implante
 - a. Prescribiendo una dosis determinada a la distancia fijada o en el conjunto de puntos de definición de dosis según el tipo de optimización.
 - b. Fijando unos criterios de restricción de dosis a los puntos de interés de dosis.

4. Registrar los resultados para comparación en los controles de constancia tras cambio de software.

b) En volumen (implantes con varios planos):

1. Introducir un implante con varios planos en el SP.
2. Utilizar la herramienta disponible en el SP para fijar puntos de definición de dosis en el volumen (por ejemplo, una que define triángulos y puntos A automáticamente) y puntos de interés de dosis
3. Hacer la planificación y optimización del implante
 - a. Prescribiendo una dosis determinada en el volumen de tratamiento o en el conjunto de puntos de definición de dosis según el tipo de optimización.
 - b. Fijando unos criterios de restricción de dosis a los puntos de interés de dosis.
4. Registrar los resultados para comparación en los controles de constancia tras cambio de software.

Análisis de Resultados

Verificar las coordenadas de los puntos bien por cálculos manuales o cálculos independientes del SP, y comparar con las introducidas.

Calcular la dosis en todos los puntos definidos y comprobar que se ajusta a la prevista según los criterios de restricción que se hayan especificado.

Tolerancia

En coordenadas: coincidencia.

En dosis: $\pm 10\%$ de la dosis prescrita.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

BT-8 NORMALIZACIÓN Y PRESCRIPCIÓN DE DOSIS

Objetivos

Verificar los diferentes métodos de asignar dosis a puntos concretos de la distribución o a situaciones promedio.

Comprobar los métodos de normalización de las distribuciones.

Teoría de la prueba

El resultado final de una planificación, es la visualización de las curvas de isodosis en planos determinados y la determinación numérica de la dosis en puntos específicos de relevancia clínica o física en el proceso. La magnitud observada, puede ser la tasa de dosis absorbida, la dosis absorbida durante un periodo de tiempo o simplemente un valor relativo con respecto a un punto que tomamos como de referencia y que denominamos de normalización.

La normalización requiere un valor de referencia que tomamos como valor 100 y al cual referimos el resto de puntos. Para este valor de referencia los distintos SP dan diferentes opciones:

- Dosis en un punto con coordenadas definidas respecto al sistema de coordenadas espaciales.
- Dosis promedio de un conjunto de puntos seleccionados, definidos respecto al sistema de coordenadas espaciales.
- Dosis promedio de un conjunto de puntos seleccionados, definidos respecto al sistema de coordenadas ligado a un aplicador.
- Valor promedio de los puntos de la línea de base definidos de acuerdo al Sistema París.

Normalizada la distribución, podemos realizar la prescripción asignando un valor de dosis que quiere administrarse a una isodosis de referencia. Para ello, debemos proporcionarle al programa información sobre si el implante es temporal o permanente. En

cada caso, el programa nos devolverá o el tiempo de permanencia del implante o la dosis, referida a la vida media.

Si τ representa la vida media del isótopo ($\tau = 1/\lambda$) y $T^{1/2}$ el periodo de semidesintegración del radionucleido, se cumple que:

$$\tau = T^{1/2} / \ln 2$$

Para un implante temporal t , la dosis absorbida puede venir expresada por:

$$D_t = [\tau \cdot (1 - \exp(-t/\tau))] \cdot (dD/dt)_i$$

Donde $(dD/dt)_i$ es la tasa de dosis al inicio del implante, calculada en el punto.

Si $t \ll \tau$, $\exp(-t/\tau) = 1 - (t/\tau)$ y $D_t = t \cdot (dD/dt)_i$ Alta tasa

Si $t \gg \tau$, $\exp(-t/\tau) = 0$ y $D_t = \tau \cdot (dD/dt)_i$ Implante permanente

Deberá comprobarse que las ecuaciones indicadas anteriormente, se cumplen para cualquier tipo de prescripción.

Tipo de prueba

Aceptación

Material

- Manual del SP

Procedimiento:

1. Planificar un implante constituido por un conjunto de fuentes de igual actividad, dispuestas en volumen.
2. Obtener la distribución de tasa de dosis inicial.
3. Normalizar la distribución de dosis a un valor de referencia de acuerdo a todas las posibilidades ofrecidas por el SP.
4. Observar que los valores relativos de las curvas de isodosis corresponden a la normalización realizada.
5. Calcular la dosis absorbida, para un tiempo arbitrario asignado a cada fuente.

6. Prescribir una dosis a una isodosis de referencia y comprobar los tiempos entregados para cada fuente por el planificador.
7. Prescribir una dosis a una isodosis de referencia y calcular la actividad de las fuentes para administrar la dosis prescrita.

Análisis de Resultados

- Obtener las discrepancias en los valores relativos a las normalizaciones y los calculados a mano.
- Obtener las diferencias en los tiempos entregados por el programa para suministrar una dosis prescrita.
- Obtener las diferencias entre dosis absorbidas para una actividad y tiempo asignado al implante y las que se deben esperar de un cálculo a mano.

Tolerancia

Coincidencia salvo redondeo.

Periodicidad

Inicial, cambios de software o introducción de nuevas fuentes.

BT-9 UTILIDADES DE EVALUACIÓN CUANTITATIVA

Objetivo

Verificar las utilidades de que dispone el SP para la evaluación de un plan de tratamiento de Braquiterapia.

Teoría de la Prueba

La evaluación de planes de tratamiento mediante histogramas dosis-volumen del volumen blanco u órganos de interés, se ha descrito ya en el apartado correspondiente para radioterapia externa.

Aunque la especificación de dosis en BT no es tan clara como en RT externa, suelen calcularse HDVs de una caja alrededor del implante para evaluar la homogeneidad de un implante: histograma "integral", que representa volumen que recibe una determinada dosis (o mayor) frente a dosis, el "diferencial", volumen por unidad de dosis frente a dosis, pero también los histogramas naturales "Anderson", específicos para este tipo de tratamientos, que en realidad eliminan del histograma diferencial el efecto del inverso del cuadrado de la distancia.

En BT, las dosis más bajas se depositan en un volumen mucho mayor, por lo que el histograma quedará deformado. Para evitarlo, se determina el histograma natural donde se representa el volumen elevado a una potencia de $-3/2$, frente a la dosis o el logaritmo de la dosis. El histograma natural de una fuente puntual será una línea recta.

Diferentes autores han descrito distintos índices que se derivan de los HDV para valorar la uniformidad de la dosis, que pueden indicar si dentro del volumen blanco hay una zona suficientemente homogénea de dosis, minimizando las zonas de alto gradiente alrededor de las fuentes.

La evolución natural de los SP es ir incorporando modalidades de imagen tales como el TC, la RM, ultrasonidos, etc. que permitan obtener histogramas diferenciales e integrales del volumen blanco o los órganos de riesgo. En la actualidad, de hecho, ya hay SP que las incluyen, como por ejemplo, los SP utilizados para implantes de BT de próstata. En éstos, se implantan las fuentes guiadas mediante ultrasonidos y posteriormente, se realiza dosimetría post-implante con TC sobre la que también se definen estas estructuras. Esta definición de estructuras permite realizar HDV de las mismas.

Tipo de prueba

Aceptación, Constancia.

Material

- Cuando se utilice TC: Maniquí de verificación que deberá contener un volumen regular (cilindro, prisma, etc.) de volumen conocido y de un material contrastado respecto del resto. Puede aprovecharse el maniquí de control de TC.

Procedimiento:

1. Para una fuente puntual, calcular el Histograma natural y verificar que el resultado es una línea recta.
2. Para un implante con múltiples fuentes, que sean ejemplos relevantes de la clínica, calcular los HDV integrales y Naturales y guardarlos para futura referencia. Pueden aprovecharse casos clínicos. Registrar los índices de dosis proporcionados por el planificador: Índice de uniformidad (*Uniformity index* o UI), Índice de Calidad (*Quality index* o QI), Cociente de no-uniformidad de dosis (*Dose Nonuniformity Ratio* o DNR), etc. En Braquiterapia de próstata, registrar los valores de D_x y V_y para varios x e y , donde D_x es la dosis máxima que cubre un porcentaje del volumen de próstata x , V_y es el volumen de próstata englobado por un valor de isodosis y .

3. Cuando se utilice TC: registrar los volúmenes calculados por el SP de los objetos conocidos.

Análisis de Resultados

- Verificar que el histograma natural de la fuente puntual es un valor constante.
- Si el SP permite definir volúmenes: comparar los volúmenes calculados de los objetos del maniquí en el HDV con los reales.
- Como prueba de constancia: para los implantes tipo, comparar los histogramas calculados o los índices que de ellos se derivan con los que se tienen de referencia.

Tolerancia

Coincidencia.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

BT-10 VERIFICACIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO

Objetivo

Comprobar que la documentación de los planes de tratamiento está completa.

Hacer un cálculo independiente que dé idea de la verosimilitud de la duración del tratamiento.

Teoría de la prueba

Antes de llevarse a cabo un plan de tratamiento, un físico experimentado debe comprobar tanto que la documentación impresa es completa como que no ha habido un error grave en el cálculo.

Para esto último, puede hacerse un cálculo con una geometría teórica similar pero simplificada (p. ej. Introduciendo las fuentes por coordenadas y sin curvatura de catéter) o utilizar un índice de dosis o de tiempo tal y como se describirán a continuación.

Uno de los métodos más extendidos para verificar la verosimilitud del implante, es añadir junto con los puntos de dosis algunos puntos extra a una distancia de 5 ó 10 cm. del centro del implante. En estas condiciones, el implante total se puede considerar como una fuente puntual con toda la tasa de kerma concentrada en el centro de gravedad del implante. La dosis proporcionada por el implante en estos puntos, puede ser comparada con un cálculo manual utilizando la suma de las tasas de kerma en aire multiplicadas por los tiempos de tratamiento para cada punto.

En el caso de **implantes optimizados** de alta tasa de dosis o pulsada, este cálculo manual puede ser laborioso por lo que se han definido algunos índices en la literatura para la comparación.

Para **implantes planos o de un solo catéter** se ha descrito el índice de dosis a partir de la dosis a 10 cm. a derecha e

izquierda, a nivel del centro del implante, respecto del eje de simetría del implante:

$$\text{Índice de dosis} = \frac{100 \times (D_{+10\text{cm}} + D_{-10\text{cm}})/2}{\text{Tasa de kerma en aire} \times \text{tiempo total}}$$

No obstante, para implantes en volumen puede definirse un índice similar reemplazando la media de la dosis a +10 y -10 cm. por el valor de la dosis en un punto cualquiera a 10 cm. de distancia.

Para aplicaciones intracavitarias se ha propuesto el índice de tiempo total definido como sigue:

$$\text{Índice de tiempo total} = \frac{\text{Suma de los tiempos de cada posición} \times \text{Tasa de kerma en aire}}{\text{Dosis de prescripción} \times \text{número de posiciones de la fuente}}$$

Este índice da el kerma de referencia total en aire promediado sobre todas las posiciones por unidad de dosis y está relacionado, por tanto, con la dosis integral al paciente, pero no da información sobre la distribución de dosis en detalle. A estos efectos se ha definido un índice adicional:

$$\text{Índice de tiempo del extremo} = \frac{\text{tiempo de la posición a } d \text{ cm del extremo} \times \text{Tasa de kerma en aire}}{\text{Dosis prescrita}}$$

Tipo de prueba

Aceptación y Referencia.

Material

- Documentación impresa de un plan de tratamiento.
- Imágenes de entrada del plan a revisar.
- TKRA de las fuentes.

Procedimiento:

1. Realizar un plan de tratamiento y extraer toda la documentación impresa que proporcione el SP de un implante (impresiones y gráficos).

2. Para cada implante: comprobar la dosimetría real con la obtenida con una geometría simplificada o calcular el/los índices adecuados para aceptar el implante.
3. Se deberán establecer valores de referencia de los mismos para cada una de las técnicas que se vayan a utilizar en cada centro. A modo de ejemplo, para establecer el valor de referencia del índice de dosis se tomará el valor del índice de dosis derivado del cálculo de la dosis a 10 cm. para una única posición de la fuente en el SP.

Análisis de resultados

- Comprobar que la documentación impresa de un implante contiene los siguientes elementos y son correctos:
 - Identificación del paciente.
 - TKRA de las fuentes corresponden al valor inicial aplicando el decaimiento externamente.
 - Magnitudes y unidades.
 - Versión del software y de la librería de fuentes.
 - Distancia de las placas y factores de magnificación.
 - Posición de las fuentes o aplicadores y de los puntos de referencia del paciente en los gráficos. Comparar con las placas y con el volumen prescrito.
 - Para tratamientos de alta tasa o pulsada: uso correcto de los parámetros del tratamiento, tales como paso de la fuente, longitud del catéter, punto de inicio y final del catéter.
 - Utilización o no de criterios de optimización.
 - Evaluación de la uniformidad.
 - Dosis total prescrita y tasa de dosis (baja tasa) o dosis fracción y tasa de dosis (alta tasa).
 - Dosis a las estructuras críticas y cumplimiento de los criterios para las zonas de alta dosis.

- Para alta tasa y pulsada únicamente habrá que comprobar en la segunda y siguientes aplicaciones la concordancia con la primera.
- Verificar que el implante es aceptable a partir del implante simplificado o a partir de un índice.

Tolerancia

Adecuación de información

Para el índice de dosis: Nivel de tolerancia = $-5/+4\%$.

Periodicidad

Inicial y cambios de software. Cada plan de tratamiento

Observaciones

El diferente nivel de tolerancia hacia valores positivos y negativos, es debido a que el índice de dosis de referencia se determina sobre un eje transversal de la fuente y no tiene en cuenta la anisotropía de la fuente. Sin embargo, en implantes reales, ésta hará disminuir la tasa de dosis en el punto en que se calcula dicho índice, por lo que los resultados aparecen desviados sistemáticamente en un -2% aproximadamente.

BIBLIOGRAFÍA

- AAPM. 1987. Specification of brachytherapy source strength. Report n° 21.
- AAPM, 2004. Rivard, M.J., Coursey B. M., DeWerd L.A., Hanson W.F., Saiful Huq M., Ibbot G.S., Mitch M.G., Nath, R., Williamson J.F. Update of AAPM Task Group 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys*, 31: 633-674.
- Adams G.D. Errors in brachytherapy. *Advances in Radiation Therapy Treatment Planning*. AAPM Monograph n°9.
- Anderson L, 1990. *Interstitial Brachytherapy: Physical, Biological, and Clinical Considerations* (Raven, New York), p. 360.
- Anderson L., Luxton G., Weaver K., Williamson J., Meigooni A., 1995. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Task Group 43. *Med Phys*; 22: 209-234.
- British Committee on Radiat. Units and Measurement. Specification of Brachytherapy Sources. *Brit.J.Radiol*; 57: 941-1984.
- Cassell K. J. 1983. A fundamental approach to the design of a dose rate calculation for use in brachytherapy planning. *Br. J. Radiol*; 56: 113-119.
- Chan G.H., Nath R., Williamson J.F. 2004 "On the development of consensus values of reference dosimetry parameters for interstitial brachytherapy sources". *Med. Phys*; 31: 1040-1045.
- Comité français mesure des rayonnements ionisants. 1983. Recommandations pour la détermination des doses absorbées en Curietherapie. CFMRI n° 1.
- Edmundson G.K. 1986. Requirements for and QA of computers treatment planning systems for brachytherapy. *Med. Phys. Monograph*; 15: 700-713. AAPM.
- Edmundson G.K. 1994. Volume optimisation: an American Viewpoint, in brachytherapy from Radium to Optimization (eds RF Mould et al) *Nucletron International B.V.Veenendaal, The Netherlands*, pp 331-5.
- Elfrink R.J.M., Kolkman-Deurloo I-K.K., van Kleffens H.J., Rijnders A., Schaeken B., Aalbers, T.H.L., Dries W.J.F., Venselaar JLM, 2000. Quality Control in Brachytherapy. Netherlands Commission on radiation dosimetry. Task Group QA in BT.

- Elfrink R.J.M., Kolkman-Deurloo I-K.K., van Kleffens H.J., Rijnders A., Schaeken B., Aalbers, T.H.L., Dries W.J.F., Venselaar JLM, 2001. Determination of the accuracy of implant reconstruction and dose delivery in brachytherapy in the Netherlands and Belgium. *Rad. Oncolog*; 59: 3, 237-366.
- ESTRO, 2004. Venselaar J., Pérez-Calatayud J., 2004. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. ESTRO booklet No8.
- Feroldi P, Galelli M and Belletti S, 1992. A comparison of accuracy of computer treatment planning systems in brachytherapy. *Radiother. Oncol*; 24: 147-154.
- Fitzgerald L.T., 1975. Analysis of errors in three-dimensional reconstruction of radium implants from stereo radiographs. *Radiology*; 115: 455-458.
- Fraass B; Doppke K; Hunt M; Kutcher G; Starkschall G; Stern R; Van Dyke J., 1998. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*; Oct; 25 (10): 1773-829.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2004. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". Technical Reports series n° 430
- IPEMP, 1994. A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems. Report 68.
- Jarayaman, S., Lanzl L.H., 1983. An overview of errors in line source dosimetry for gamma brachytherapy. *Med. Phys*; 10: 871-875.
- Kaye M., 1994. Three-Dimensional Imaging Techniques in Brachytherapy. en *Brachytherapy Physics. Aapm Summer School*. Editado por Williamson J, Thomadsen B, Nath R. 266-290
- Kilian H., 1988. A comparison of different planning algorithms used in interstitial radiotherapy with iridium-192 wire Brachytherapy 2 (Nucletron, Holland).
- Lope R., Millán E., García A., Lozano F.J., Hernández A., 2000. Control de calidad de las dosis calculadas en un planificador de Braquiterapia de alta tasa. Estimación de errores y ajuste de parámetros para evitarlos. *Revista de Física Médica*; 2(1):21-27.
- Manzano F, Pérez Calatayud J., Carmona V., Lliso F., Torres I., 2002, Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en Braquiterapia. *Revista de Física Médica*; 3(2): 95-96.

Markman J., Williamson J.J., Dempsey J. F., Low D.A., 2000. On the validity of the superposition principle in dose calculations for intracavitary implants with shielded vaginal colpostats. *Med Phys*; 28(2): 147-155.

Meisberger, L., 1968. The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, iridium 192, cesium 137 radium 226 and cobalt 60. *Radiology*; 90:953-958.

Meli J.A., Williamson, J.F., Thomasden B.R. y Nath R., 1995. Source localization en Brachytherapy Physics, Ed. (Medical physics, Madison, WI, 1995). pp 235-254.

Millan E., Canellas M., 1995. Magnitudes y Unidades en Braquiterapia. Curso de Braquiterapia: Bases Físicas y Dosimetría. Sociedad Española de Física Médica. Zaragoza.

Mohan R., Ding I.Y., Martel M.K., Anderson L.L, Nori D., 1985. Measurements of radiation dose distributions for shielded cervical applicator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol., Phys.* 11: 861-868.

Mohan R., Ding I., Toraskar J., Chui C., Anderson L., Nori D., 1985. Computation of radiation dose distributions for shielded cervical applicators. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 11(4): 823-830.

Neblett D. Wesick J., 1994. Quality assurance of computer assisted treatment planning in Brachytherapy Physics. AAMP Summer School 266-290. 1994. Ed. Williamson J. Thomadsen B, Nath R. 253-264.

Pérez-Calatayud J., Lliso F., Carmona V., Bea J., Tormo A., Badal MD, Petschen I. y Ballester F., 2000. Un método sencillo para la reconstrucción en Braquiterapia basado en los escanogramas de la TAC, *Oncología*; 2: 78-85.

Pérez Calatayud J., Arrans Lara R., De Frutos Baraja J.M., Gusasola A., Macías Jaén J., Valverde Morán J., 2000. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. *Revista de Física Médica*; 1(0):1-49.

Pérez-Calatayud J., 1998. Planificación de tratamientos en Braquiterapia: Desarrollo de un sistema automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC. Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza.

Rivard, M.J., 1999. Refinements to the geometry factor used in the AAPM Task Group 43 necessary for brachytherapy dosimetry calculations. *Med Phys*; 26: 2445-2450.

Roy, J.N., 1991. CT-based optimized planning for transperineal prostate implant with customized template. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Physics*; 21 (2): 483-489.

Sherlock R.A., Aitken W.M., 1980. A method of precision position determination using x-ray stereography. *Phys. Med. Biol*; 25: 349-355.

Schoepel S., LaVigne M., Martel M.K., McShan D.L. and Fraass B.A., 1992. Computed tomography-based dosimetry of gynecological intra-cavitary brachytherapy: A new method for source localization. *Endocurie Hypertherm. Oncol.* 8, pp.137-143.

Sievert, R. M. (1921). Die Intensitätsverteilung der primären γ -Strahlung in der Nähe medizinischer Radiumpräparate. *Acta Radial.* 1, 89.

Sievert, R. M. (1932). Eine Methode zur Messung von Röntgen, Radium- und Ultrastrahlung nebst einige Untersuchungen über die Anwendbarkeit derselben in der Physik und der Medizin. *Acta Radial. Suppl.* 14

Thomasden B.R., Houdek P.V., Van der Laarse R., Edmunson G., Inger-Karine K.K-D., Visser A.G., 1994. Treatment planning and optimization. Nag S. (editor) High dose rate brachytherapy: A textbook Inc. Armonk, NY.

Van Dick J., 1993. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int Rad Onc Phys.* 261-273

Van Kleffens H.J., Star WM. Application of stereo X-ray photogrammetry (SRM) in the determination of absorbed dose values during intracavitary radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1979 Apr;5(4):557-63.

Venselaar J.L.M., Bierhuizen H.W.J., Klop R., 1995. A method to check treatment time calculations in Ir-192 high-dose-rate volume implants. *Med. Phys*; 22 (9): 1499-1500.

Verellen D., De Neve W, Van den Heuvel, Storme G., Coen V, Coghe M., 1994. On determination of effective transmission factor for stainless steel ovoid shielding segments and estimation of their shielding efficacy for clinical situation. *Med Phys*; 21: 1677-1684.

Viser A., 1989. An intercomparison of the accuracy of computer planning systems for brachytherapy. *Radither. Oncol*; 15: 245-258.

Wallace, R.E., Fan J.J., 1999. Dosimetric characterisation of a new design 103 palladium brachytherapy source. *Med Phys*; 26: 2465-2470.

Wallace, R.E., 2000. Empirical dosimetric characterisation of model 1125-SL 125 Iodine brachytherapy source in phantom. *Med. Phys*; 27(12): 2796-2802.

- Weeks K.J., 1998. Montecarlo dose calculations for a new ovoid shield system for carcinoma of the uterine cervix. *Med Phys*; 25: 2288-2292.
- Williamson J, Ezzell G, Olch A and Thomadsen B., 1994. Quality assurance for high dose rate brachytherapy. in *Textbook on High Dose Rate Brachytherapy*, edited by S. Nag (Futura, Arnionk, NY), pp. 147-212.
- Williamson J.F., 1987. Template guided interstitial implants: Cs-137 reusable sources as a substitute for Ir-192. *Radiology*; 165: 65-269.
- Williamson J.F., 1990. Dose Calculations about shielded Gynecological Colpostats. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*; 19:167
- Williamson J.F. Li Z., 1993. Montecarlo aided dosimetry of the microselectron PDR source and shielded Fletcher colpostat. *Med Phys*; 20: 907.
- Wu A., 1988. Effect of gold shielding on the dosimetry of an I25I seed at close range. *Med Phys*; 15(4).
- Yan Yu, Anderson L.L., Zoufeng L., Melleberg D.E., Nath R., Schell M.C., Waterman F.M., Wu A., Blasko J.C., 1999. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group 64. *Med. Phys*; 26(10): 2054-2076.

www.uv.es/braphys

PRESENTACIÓN Y TRANSFERENCIA DE DATOS Y RESULTADOS (PTYR)

PTYR-1 RADIOGRAFÍA DIGITAL RECONSTRUIDA

Objetivo

Comprobar la calidad de la imagen conseguida en una radiografía digital reconstruida dependiendo del número de cortes axiales y del tiempo de reconstrucción.

Teoría de la prueba

Una RDR es una presentación BEV, la cual contiene una imagen en escala de grises del paciente. Para ello, debemos generar una imagen en una escala de grises, cuyo contraste es similar al que obtengamos con el sistema de verificación portal o del simulador convencional, con el fin de poder comparar ambas imágenes visualmente o automáticamente.

El procedimiento más simple, consiste en trazar un conjunto de rayos partiendo de una fuente virtual, que atravesando la información proporcionada por los datos 3D de la tomografía realizada al paciente, finalizan en un plano donde se acumula en cada pixel en el que se ha dividido la imagen un valor de gris relacionado con la atenuación de la fluencia primaria por la geometría, y la densidad atravesada en el paciente por cada rayo. Dado que la radiación dispersa usualmente proporciona poca información en la localización de la anatomía del paciente, no suele ser considerada en los cálculos. Así, si denominamos a I_0 , la fluencia incidente en el plano del isocentro la imagen en ausencia de atenuación, la fluencia modificada al atravesar el paciente para cada rayo la podemos expresar como:

$$I = I_0 \cdot r^{-2} \cdot \exp\left(-\int \mu \cdot dx\right)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación total y r la distancia del foco al plano de la imagen. La integral de línea es evaluada para cada rayo creado.

Para propósitos de correlación con la imagen portal, debe conocerse la relación entre los números TC y el coeficiente de atenuación para la energía de planificación, o para el rango de radiografía convencional, dependiendo el tipo de contraste que se requiera.

Métodos más sofisticados implican la utilización de algoritmos de convolución / superposición.

La presentación en pantalla de la RDR puede tener estructuras contorneadas, formas de campo, colimadores, rejillas fiducias superpuestas, etc.

La obtención de la imagen RDR deberá de disponer de controles de brillo y contraste así como, de diferentes filtros.

La calidad RDR puede ser especificada en términos de resolución espacial, resolución de bajo contraste, divergencia del rayo y linealidad espacial.

La calidad de la imagen calculada, es función de la resolución de los datos incluidos en el TC del cual parte, el tamaño de la matriz final calculada y de la curva de atenuación usada en el cálculo. Mientras que los detalles de bajo contraste son relativamente independientes del espesor de corte y espaciado, la resolución espacial si lo es.

Tipo de prueba

Aceptación, Constancia, cada vez que se modifican las características de emisión de TC.

Material

- Maniquí de imagen, maniquí de medida de resolución espacial del TC.

Procedimiento:

1. Realizar una curva de calibración de los números TC versus coeficiente de atenuación lineal, dependiendo la energía del tipo de imagen que se requiera.
2. Realizar un estudio de imagen del maniquí de imagen y del de resolución de contraste.
3. Medir la función de transferencia de modulación.
4. Medir las características de contraste.
5. Medir en la imagen la linealidad de distancias del patrón al generar la RDR.

Análisis de datos

- Verificar que los parámetros de calidad son los adecuados para su uso clínico.

Tolerancia

Funcional excepto para la determinación de distancias donde se considera 2 mm.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

Observaciones

Existen maniqués comerciales específicos para evaluar calidad de imagen y reconstrucción de RDR.

PTYR-2 IMPRESIÓN DE DATOS

Objetivo

Verificar que la salida alfanumérica de datos corresponde con los parámetros seleccionados u obtenidos en la planificación.

Teoría de la prueba

El resultado final de una planificación dosimétrica es un conjunto de documentación que sirve, en general, para dos propósitos. Por un lado, permite transmitir la información entre los diferentes profesionales que intervienen en el tratamiento y, es un registro al que acudir cada vez que se requiera observar las características del tratamiento. A partir de los datos que proporciona, se cumplimentan las órdenes que deberán ejecutarse y que deben estar detalladas en la hoja de tratamiento. Por otro lado, se convierte en un documento de archivo que permitirá, en el futuro, orientar posibles actuaciones terapéuticas o análisis de toxicidades.

Esta documentación, tiene diferentes características y soportes. El conjunto dispone de datos alfanuméricos, dibujos, imágenes, etc. Todos ellos pueden, en los planificadores modernos ser transferidos informáticamente a otros sistemas y programas que utilizan esta información.

Entre la documentación generada está un conjunto de datos alfanuméricos, que resumen los parámetros del paciente, de los haces de radiación, prescripción de la dosis absorbida, y resumen de la dosis absorbida en puntos de interés. Estos datos se obtienen en documento impreso.

Tipo de la prueba

Aceptación, Constancia.

Material

- Planificador, manuales.

Procedimiento:

1. Planificar un tratamiento que incluya un conjunto de haces y todas las posibilidades de modificación de los haces disponibles por el planificador.
2. Prescribir una dosis en un punto de normalización e imprimir el plan.
3. Comprobar que el documento incluye, entre otros, los siguientes parámetros:

Relativos al paciente.

- Nombre y apellidos.
- Numero de identificación (nº de historia, planificación, etc.).

Relativos a los haces de Radioterapia externa.

- Unidad de Tratamiento.
- Localización del isocentro.
- Ángulos de mesa, brazo y colimador.
- Energía del haz.
- Distancias foco-superficie y foco-isocentro.
- Peso del haz en el conjunto de la planificación.
- Inclusión de modificadores del haz y orientaciones. (bloques, cuñas, compensadores, bolus).
- Unidades monitor o tiempo de irradiación.

Relativos a la prescripción.

- Dosis sesión.
- Número de sesiones.
- Isodosis de prescripción.

Relativos al cálculo.

- Algoritmo utilizado. Versión de la modelización.

- Parámetros de cálculo (factor de campo, factor de calibración, factores de atenuación, etc.).
- Características de la matriz de cálculo.
- Utilización de corrección por heterogeneidad.
- Normalización.
- Dosis en puntos seleccionados.

Relativos a los implantes en Braquiterapia

- Datos de las fuentes implantadas: Identificación, características de emisión, isótopo...
- Fecha del implante.
- Factor de decrecimiento.
- Tipo de aplicador.
- Coordenadas de las fuentes y puntos de interés.
- Tiempos de implante.

En el caso de HDR

- N° de sesión.
- Coordenadas de los puntos de parada de la fuente y de localización de los puntos de interés.
- Tiempos de parada en cada posición.
- Características de los cálculos de dosis.
- Dosis en puntos de interés.

Análisis de datos

- Comprobar la coincidencia de los parámetros, con los que se presentan en el monitor.

Tolerancia

Funcional.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

Observaciones

Prestar especial atención a aquellos planificadores, en los que los datos finales se imprimen por duplicado, según dos criterios distintos, o bien aquellos otros planificadores en los cuales el usuario puede modificar/seleccionar, la presentación final de los parámetros en la impresión.

PTYR-3 IMPRESIÓN DE CURVAS Y BLOQUES

Objetivo

Verificar que los dibujos de curvas de isodosi, perfiles y bloques de conformación son correctos.

Teoría de la prueba

Parte de la documentación que elabora el sistema de planificación para presentar los resultados de una planificación dosimétrica, lo hace en forma de dibujos o imágenes.

En algunos casos, la impresión es elaborada pero en otros simplemente se realiza a través de una impresión directa de la pantalla, o de determinadas ventanas dependiendo las utilidades del sistema. Algunos planificadores permiten la composición de ventanas con diferente contenido.

Entre las principales características de la impresión, debemos destacar la relación entre la documentación del paciente y datos de la planificación (coordenadas, orientación de los modificadores, proyecciones de características de los haces sobre el plano del dibujo, etc.) y su correspondencia con los datos impresos. Por otro lado, debe haber una correspondencia entre los diferentes dibujos que se presentan conjuntamente pero que se generan de forma independiente.

Merece especial atención y cuidado los factores de escala y la coherencia de todos los dibujos incluidos en la impresión.

Tipo de prueba

Referencia.

Material

- Utilidades del SP. Impresora o trazador.

Procedimiento:

1. Planificar un tratamiento que incluya un conjunto de haces y todas las posibilidades de modificación de los haces disponibles por el planificador.
2. Prescribir una dosis en un punto de normalización y calcular una distribución de dosis.
3. Imprimir varios planos diferentes, con toda la información que sea posible incluir en la impresión (o enviar al trazador, según rutina). Hacerlo con dos escalas diferentes.
4. Imprimir el BEV de los campos y la proyección de las formas de los campos irregulares. Hacerlo con dos escalas diferentes.
5. Preparar otra planificación de un haz con un campo de forma cuadrada (uno de los utilizados como dosis base).
6. Calcular una distribución de dosis, normalizar a su máximo.
7. Determinar sobre ella la forma del porcentaje de dosis en profundidad y un perfil a una profundidad conocida.
8. Imprimir las curvas (o enviar al trazador, según rutina) con dos escalas.
9. Preparar otra planificación de un haz con un bloque de dimensiones conocidas.
10. Imprimir la forma de dicho bloque (o enviar al trazador, según rutina) con dos escalas.
11. Repetir para un haz de electrones.

Análisis de datos

- Analizar los resultados impresos (o dibujados en el trazador), verificando:
 - a) Proyecciones de las dimensiones de los campos (según escala), escala de ejes o puntos de referencia, coincidencia de códigos de colores o grises entre los valores escritos y las curvas dibujadas, coincidencia de los datos de información del haz impresos con los introducidos en la planificación.

- b) Profundidad del 50% en el porcentaje de dosis o anchura del 50% del perfil, y comparar con los valores esperados (la escala debe reflejarse correctamente), escala de ejes, datos impresos.
- c) Tamaño del bloque (según escala), escala de ejes y datos impresos.

Tolerancia

1 mm en distancias. Ninguna discrepancia en datos impresos.

Periodicidad

Inicial y cambios de software.

PTYR-4 FUNCIONAMIENTO DE LA RED

Objetivo

Comprobar que la transmisión de datos a terceros sistemas es correcta.

Teoría de la prueba

Una de las formas más rápidas y eficientes en el manejo de la información que proporciona un sistema de planificación es su transferencia vía red informática a diferentes áreas de trabajo. En algunos casos, la transferencia es desde el planificador hacia el área de trabajo y otros casos, la red se utiliza como elemento de entrada de datos al planificador.

Existen diferentes topologías dependiendo de la complejidad de cada centro y de las disponibilidades existentes.

De forma general, un servidor controla la información que se distribuye a las diferentes áreas de trabajo a través de un “distribuidor” que puede tener diferentes formas. En unos casos, tiene la característica de multipuerta; cada paquete de información que llega al distribuidor se repite en todas las puertas. El ancho de banda es compartido entre ellas. Su denominación es HUB. Cuando no se comparte entre puertas el ancho de banda la distribución de la información se hace mediante un interruptor (SWICH). Un procedimiento más complejo que puede utilizarse en casos de varias redes, es un dispositivo capaz de seleccionar el mejor camino para el tráfico de datos (ROUTER). Unos se diferencian de otros, a parte de la operatividad en relación con la complejidad de la topología de las redes que estén conectadas en la rapidez de respuesta de la información que llega del servidor hacia los dispositivos conectados.

La tecnología de redes está evolucionando de forma muy rápida, tratando de ganar especialmente velocidad y seguridad. Dado la

cantidad de información que se maneja actualmente en una planificación, la capacidad de transmisión o ancho de banda es probablemente el parámetro más importante. Actualmente se dispone de redes de 10 Mbps y en algunos casos de 100 Mbps. Anchos de banda mayores no se encuentran generalmente en los centros hospitalarios.

Los protocolos de transmisión más ampliamente usados es el Protocolo TCP / IP (Transport Control Protocol / Internet Protocol). La arquitectura consta de cuatro niveles que proporcionan una conexión sin errores. La conexión debe establecerse antes de que la comunicación pueda comenzar. El protocolo IP es el protocolo usado para encaminar los paquetes de datos hacia su destino. Cada nodo de la red se identifica por una dirección formada por cuatro números de 8 bit (por ej.:123.139.80.20). A esta dirección formada por una secuencia de números, puede asignarse un nombre a través del DNS (Domain Name System) que permite reconocer más fácilmente la identificación de los nodos. (por ej.: 123.139 = rstk.org). Las redes disponen de una asignación automática de direcciones IP a través del protocolo DHCP (Dynamic Host Control Protocol).

A pesar del deseo de que las redes sean instrumentos operativamente seguros, la realidad muestra que la disponibilidad de transferencia de datos y seguridad de los mismos falla más de lo que nos gustaría. En general, los fallos se producen generalmente más por la modificación o incorporación de procedimientos de control en la operatividad de la red que por fallo de la tecnología, que es bastante fiable. Por ello, cada vez que iniciemos un nuevo proceso que implique el uso de la red debe tenerse una especial vigilancia de que los protocolos de transmisión funcionan. La ventaja, es que casi siempre que existen fallos, estos producen errores que impiden el funcionamiento del sistema de transferencia, pero puede haber situaciones que comprometan la seguridad de la transferencia y esto hace que deban ser especialmente vigilados.

Tipo Prueba

Aceptación y constancia.

Material

- Planificador.
- Software de exportación.
- Impresoras.
- Sistemas a los que se exporta.

Procedimiento:

1. Obtener del proveedor del sistema un esquema con la topología de la red y los detalles del Protocolo TCP/IP, que permite comunicar todos los elementos conectados a la red.
2. Comprobar utilizando los comandos apropiados que cada nodo está conectado al servidor.

Unidad de Tratamiento

3. Preparar una planificación con diferentes haces que incluyan todas las posibilidades de transferencia de parámetros, como energía, dimensiones de campo, giros de brazo, colimador, mesa, MLC, cuña, etc. Imprimir todos los datos de los haces y de las posiciones del MLC.
4. Enviar a la unidad de tratamiento. Imprimir los datos registrados en la unidad de tratamiento.
5. Repetir 1, 4 con haces de electrones.
6. Repetir con técnicas especiales. (Radiocirugía, IMRT, etc.).
7. Repetir con Braquiterapia.

Simulador Convencional

8. Realizar una planificación con un conjunto de haces cuyas características puedan ser transferidas al simulador.
9. Transferir el tratamiento al simulador.
10. Imprimir los datos que han sido transferidos al simulador.

11. Transferir los datos del tratamiento del simulador hacia el planificador si es posible o está disponible la transferencia generando en el planificador un paciente distinto.

TC / MR.

12. Transferir un estudio de imagen al planificador.
13. Anotar los parámetros que caracterizan la imagen.
14. Anotar las características de los datos recibidos en el planificador.

Simulador virtual.

15. Realizar una planificación en el simulador virtual, como se ha indicado en 3.
16. Transferir los datos al planificador y anotar los datos recibidos.

Cortador de bloques

17. Transferir los datos de los bloques generados en la planificación de haces de fotones y electrones al cortador.
18. Imprimir las plantilla de los bloques en el planificador.
19. Enviar el fichero del bloque al cortador.
20. Desde el cortador imprimir el bloque recibido.

Análisis de datos

- Comprobar la coincidencia entre los datos generados en cada nodo y los transferidos al nodo de utilización.
- Comprobar la coincidencia de plantillas de trazadores.

Tolerancia

Coincidencia salvo cifras significativas en parámetros y tolerancia de trazador para cortador de bloques.

Periodicidad

Aceptación y cambio de software.

BIBLIOGRAFÍA

- Aird E.G., Conway J., 2002. CT simulation for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiolog*; 75(900): 937-949.
- Galvin J.M., Sims C., Dominiak G., Cooper J.S., 1995. The use of digitally reconstructed radiographs for three-dimensional treatment planning and CT-simulation. *Int J. Radiat Oncol Biol Phys*; 31(4):935-942.
- Kijewski P. 1998. Network infrastructure: Hardware and Software. *Imaging in Radiation Therapy*. AAPM.
- McGee K.P., Das I.J, Sims C., 1995. Evaluation of digitally reconstructed radiograph (DRRs) used for clinical radiotherapy: A phantom study. *Med Phys*; 22: 1815-1827.
- McNutt T.R., Mackie T.R., Reckwerdt P.J., Papanikolaou N., 1996. Calculation of portal dose images using the convolution/superposition method. *Med Phys*; 23(4).
- Multidimensional treatment planning: II, 1983. Beam's eye view, back projection, and projection through CT sections. *Int J. Radiat Oncol Biol Phys*; 9: 789-797.
- Rathee S., Fallone B.G., Robison D., 2002. Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography. *Med. Phys*; 29(1): 86-89.
- Sanchez J., Lopez Lérida. *Redes. 2000*. McGrawHill.
- Sherouse G.W., Novins K., Chaney E.L. 1990. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. *Int J. Radiat Oncol Biol Phys*; 18: 651-658.

ANEXOS

ANEXO I

Definiciones

En lo que se refiere al apartado de cálculo y evaluación dosimétrica, dividimos las distintas zonas de evaluación según TG53 en zona de acumulación, interna, penumbra y externa, de forma que la zona interna se refiere a la zona del haz donde hay alta dosis y bajo gradiente -dosis mayores del 90% de la dosis en el eje del campo. La zona de penumbra se corresponde con la zona de alta dosis y alto gradiente, 5 mm. a cada lado del borde del campo (más o menos 10%-90%) y zona fuera de campo donde la dosis es menor del 10%, hasta 5 cm. más allá del borde radiológico.

La evaluación en profundidad, depende del uso que se haga para cada energía, en general en modo fotones una profundidad de 300 mm sería suficiente. En electrones, esta evaluación debería extenderse hasta unos centímetros más allá del rango práctico, tantos más cuanto mayor sea la energía.

La zona de acumulación se extiende desde la superficie hasta el máximo, siendo esta zona especialmente sensible a una metrología adecuada especialmente en los primeros 3 mm., por lo que el investigador deberá conocer las limitaciones de sus sistemas metrológicos en relación a la bondad de cálculo.

Un esquema se muestra en la figura 1.

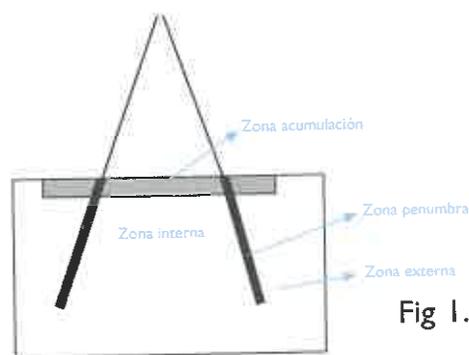
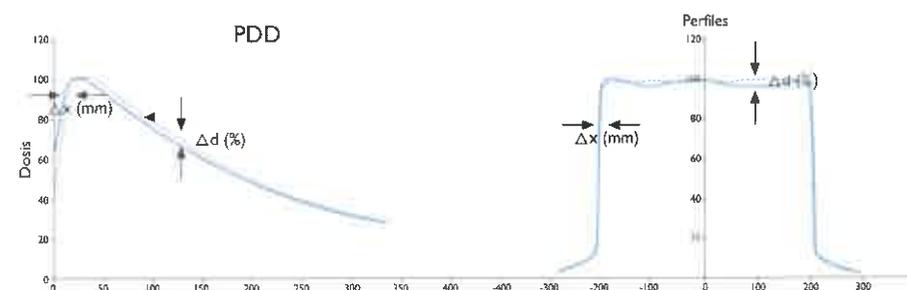


Fig 1. Definición de zonas de análisis.

En cuanto a los errores se han considerado todas las posibilidades en cuanto a definición: como diferencias porcentuales respecto a la dosis en el máximo, diferencias de dosis local y, en su caso, diferencias en unidades de distancia. El comité, entiende que pese a que tradicionalmente se han empleado de forma más o menos heterogénea unos u otros, el parámetro realmente importante es la diferencia local de dosis, de tal forma que en lo que sigue se darán preferentemente las tolerancias como diferencia porcentual de dosis local incluyendo en las situaciones de alto gradiente la opción de distancia.



Esta diferencia local de dosis se define como:

$$\text{Diferencia \%} = 100 \times (\text{Dosis medida} - \text{Dosis calculada}) / \text{Dosis medida}$$

En las zonas de baja dosis y bajo gradiente como son las zonas externas de los haces y las zonas más allá del rango práctico en haces de electrones, esta evaluación resulta a veces inapropiada por los elevados, y sin embargo en general poco significativos, errores relativos que a veces se producen justo en las zonas más periféricas del haz, proponiéndose en estas zonas como alternativa evaluar las discrepancias como diferencia de dosis respecto al centro del haz, o respecto al máximo en el caso de la cola del rendimiento en profundidad en los campos de electrones.

En estos casos:

Diferencia % = $100 \times (\text{Dosis medida} - \text{Dosis calculada}) / \text{Dosis medida en centro haz}$

En los casos en los que se den varias posibilidades se entenderá como limitación efectiva la que sea más permisiva.

La tolerancia, en cuanto a distribuciones de dosis se refiere a una estadística de puntos, ya que este comité entiende que la evaluación de la correspondencia de un cálculo de dosis con una medida no es un problema de puntos aislados, sino que hay que verlo desde un punto de vista estadístico donde el investigador evalúa la adecuación de un cálculo considerando un número de puntos representativo de lo que quiere analizar.

ANEXO 2

PRUEBAS DE RUTINA EN RT EXTERNA

Objetivo

Comprobar con periodicidad diaria que el cálculo y representación de isodosis, cálculo de UM y/o tiempo, impresión de datos, escalas y colores no varían a lo largo del tiempo.

Teoría de la prueba

Los SP son básicamente programas informáticos asociados a una estructura de sistemas periféricos. Todos estos sistemas deben en principio, ser estables pero dada la trascendencia de su incorrecto uso, es recomendable hacer verificaciones diarias de las aplicaciones más usuales.

Pueden ocurrir errores en el software o lo que es más probable manipulaciones inadvertidas de ficheros clave para el sistema, que normalmente conducirán a un mal funcionamiento no siempre de trivial detección.

Esta prueba, recoge los controles diarios de los sistemas de planificación y cálculo de dosis en radioterapia externa que el comité de redacción del protocolo considera recomendables.

Se verifican cálculo y representación de isodosis, cálculo UM, impresión datos, escalas y colores.

Este procedimiento se podría emplear también tras cambios de versión que no afecten al algoritmo de cálculo.

Si el sistema tiene utilidad de Cheksum debería ejecutarse diariamente para verificar que ningún fichero clave ha sido alterado.

Tipo prueba

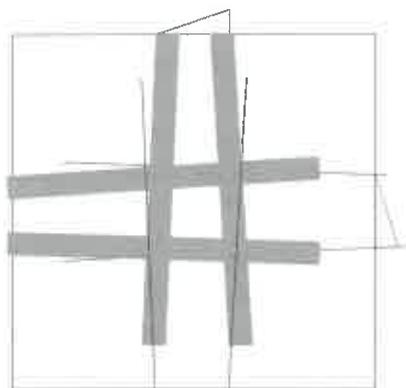
Constancia.

Material

- SP y regla.

Procedimiento:

1. Diseñar en el planificador un maniquí cúbico 40 cm x 40 cm x 40 cm.
2. Diseñar un tratamiento de 4 campos en caja de 10 cm. x 10cm. con igual peso, isocéntricos, de distintas energías de fotones dos con cuña y otros dos sin cuña.



3. En uno con cuña y en otro sin cuña diseñar un bloque cuadrado de forma que quede un campo abierto de 6 cm. x 6 cm.
4. Calcular con la resolución habitual poniendo dosis en isocentro 100 cGy.
5. Imprimir datos geométricos y dosimétricos e idodosis en el corte central a escala 0,5.
6. Verificar coincidencia de todos los datos impresos UM y parámetros de los haces, de curvas, colores y escalas.
7. En caso de que se empleen varios algoritmos intercalar en los cuatro haces.
8. Para electrones sería similar, sin cuñas, pero a DFS la de tratamiento habitual con 4 energías distintas cada día, o cuando vayan a ser usadas.

Análisis de datos

- Verificar coincidencia de todos los datos impresos UM y parámetros de los haces, de curvas, colores y escalas.

Tolerancia

Coincidencia con referencia.

ANEXO 3

ESTRUCTURA DE LOS MANIQUÍES

Maniquí de imagen.

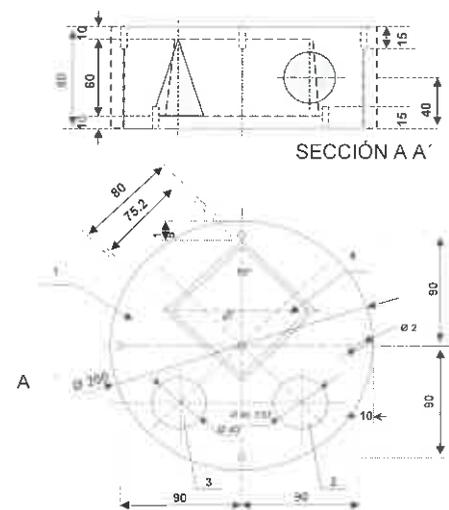
Conjunto de cilindros de polietileno o similar, de densidad próxima al agua con un diámetro de 200 mm. y de diferentes alturas, que al ser ensamblados produzcan un cilindro de altura total igual a la suma de las alturas de los cilindros incorporados.

La razón de hacerlo en un material sólido, es evitar tener que manipular con el llenado de agua y poder intercambiar diversos cilindros dependiendo de la experiencia.

Conjunto de cilindros:

- Cilindro de altura 30 mm. y 250 mm. de diámetro de poliestireno y cuatro alojamientos cilíndricos huecos de 40 mm. de diámetro y 30 mm. de altura, centrados en cada cuadrante en que podemos dividir la rodaja.
- 4 Cilindros macizos de 40 mm. de diámetro por 30 mm. de altura, para alojarse en los huecos del cilindro anterior, de los siguientes materiales: Aire, Styrofoam de alta densidad, Agua, Polietileno.
- 4 Cilindros de estructura igual a la anterior de los siguientes materiales: Plexiglas, Delrin, Nylon y Teflón.
- 3 Cilindros de estructura similar a la anterior con los siguientes materiales: Aluminio, Titanio y Acero.
- Esfera nylon o similar de 40 mm. de diámetro, embebida en una resina que forme un cilindro de 100 mm. de altura y 250 mm. La esfera está desplazada del centro, según dibujo.
- Cono de nylon o similar 40 mm. de diámetro de la base y 60 mm de altura. Embebido en el mismo cilindro de resina que la esfera anterior, según dibujo.

- Tronco de pirámide, de 80 mm. de altura, con la cara menor de 75,2 mm. x 75,2 mm. y la otra base de 80 mm. x 80 mm. Embebido en el mismo cilindro de resina que la esfera y el cono. Las dos caras del tronco pertenecerían a una pirámide cuadrangular de 1000 mm. de altura y base 80 mm. x 80 mm.
- En una de las bases del cilindro tiene cuatro agujeros de un diámetro de 2 mm. y una profundidad superior a 10 mm., según dibujo.
- En la otra base del cilindro dispone de otros cuatro agujeros iguales a los anteriores, girados 45° con respecto a la disposición en la base anterior.
- La esfera y el cono deberán estar aproximadamente en el centro del cilindro de resina.



1. Cilindro 2. Esfera 3. Cono 4. Tronco pirámide



Maniqués de reconstrucción de BT

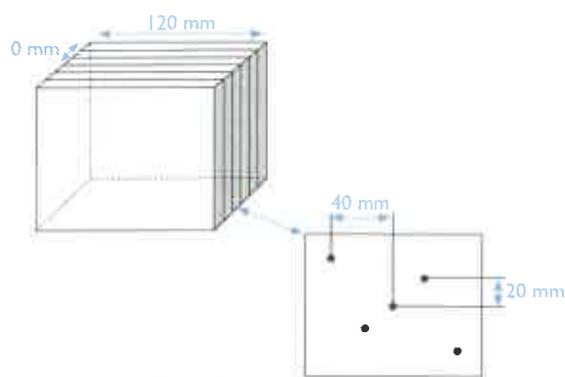
A continuación se presentan, a modo de ejemplo, algunos maniqués estudiados en la literatura para aplicaciones de Braquiterapia, aunque cada institución debería construir o conseguir uno de acuerdo al tipo de implantes que realice.

Para aquellos centros con dificultades para construir maniqués se recomienda utilizar el maniqué de Baltas (Baltas 1993), dado que es un maniqué muy fácil de manejar, que permite una evaluación muy exhaustiva de la reconstrucción geométrica y está disponible dentro de la ESTRO por vía postal.

1. Maniqué de Baltas

Este maniqué fue introducido para implantes de alta tasa de dosis, utilizado por el NCS en el trabajo en el que se analiza la precisión de la reconstrucción en BT en Holanda y Bélgica y estudiado por el grupo de trabajo BRAPHYQS (BRACHytherapy PHYSics Quality assurance System) para su uso extensivo en Europa.

Es un maniqué cúbico (Fig. 1) consistente en seis láminas de poliestireno de 20 mm. de grosor, en cada interfase entre láminas se insertan 5 esferas metálicas de 5 mm. de diámetro, las posiciones de las esferas están establecidas con una precisión de 0,1 mm. y las distancias entre las esferas van de 20 mm. a 40 mm.



Una descripción más completa, así como una presentación de los resultados que pueden obtenerse y un análisis de los mismos pueden verse en Manzano, 2002.

2. Maniqué de Feroldi

Este maniqué se describe en un trabajo en el que se compara la precisión de varios planificadores utilizados en Italia, con dos ejemplos de implantes para semillas y horquillas. Se incluyen unas tablas de las coordenadas reales de las fuentes y de los puntos clásicos de cálculo.

Es un maniqué, también compuesto por láminas que incluye una serie de puntos cuya disposición corresponde a distintos tipos de implantes. Está compuesto por láminas cuadradas de 120 mm. de lado y 10 mm. de grosor, alineadas a lo largo del eje X (Figura 2).

Las coordenadas de las fuentes y puntos de cálculo para un implante ginecológico compuesto por una sonda intrauterina y aplicadores vaginales, se han elegido de forma que correspondan a dimensiones similares a las de un caso real, y que al mismo tiempo permitan construirse con el maniqué (Tabla I). En el caso de utilizar fuentes lineales de longitud 2 cm., las coordenadas de sus extremos (principio y fin) son las que aparecen en celdas marcadas, en el caso de fuentes "puntuales" no se utilizan las coordenadas correspondientes a "fin" de la sonda. Los puntos se insertan en la superficie de las láminas, en la Figura 3 puede verse la sección de la lámina situada en $x = 0$.

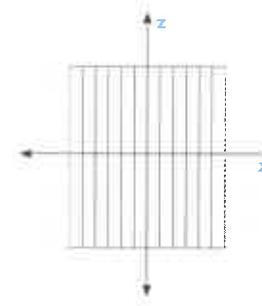


Figura 2

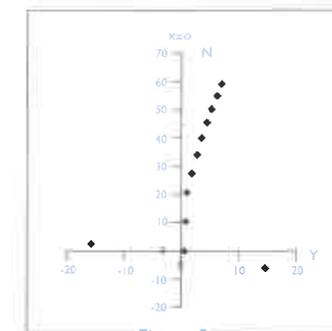


Tabla 1

FUENTES

X	Y	Z	X	Y	Z
0	5,9	59,8	0	0,7	10,4
0	5,2	54,9	0	0,4	0,1
0	4,5	49,9	10	-8,6	0,1
0	3,7	45	10	-2,9	-3,3
0	3	40	10	2,9	-6,7
0	3	40	10	8,6	-10,1
0	2,3	33,4	-10	-8,6	0,1
0	1,7	26,8	-10	-2,9	-3,3
0	1	20,1	-10	2,9	-6,7
0	1	20,1	-10	8,6	-10,1

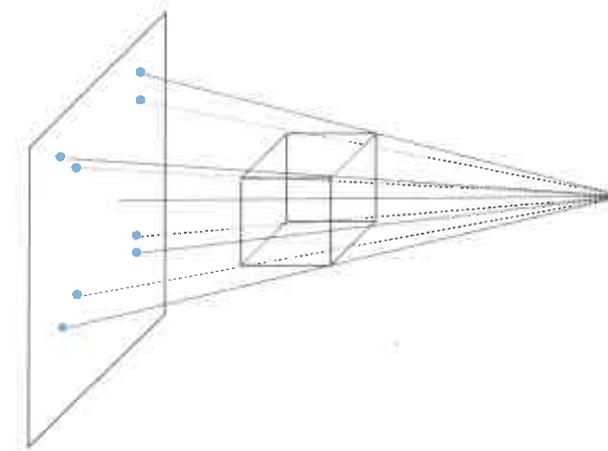
PUNTOS

A1	20	1	20
A2	-20	1	20
P1	50	1	20
P2	-50	1	20
VICRU	0	15	-10
RICRU	0	-15	5
SC1	20	0	-5
SC2	-20	0	-5

3. Maniquí de Edmunson

Es un maniquí muy simple para comprobar únicamente la bondad de la reconstrucción ortogonal isocéntrica. El maniquí consiste en un cubo de 10 cm. de lado con perdigones en los vértices (Edmunson 1986), que se centra en el isocentro del aparato de rayos X. La distancia foco-isocentro es de 100 cm. y la distancia foco-placa 140 cm. Las imágenes de los vértices se proyectan sobre

dos radiografías ortogonales. La imagen de los vértices más cercanos a la placa se proyecta como los vértices de un cuadrado de 13,33 cm. de lado y la de los vértices más cercanos al tubo de rayos X como un cuadrado de 14,74 cm. de lado. Las coordenadas de todos los puntos reconstruidos son combinaciones de +5 y -5. Un buen algoritmo de reconstrucción, debe dar todos los puntos con un error máximo de 1 mm.



4. Maniqués caseros

En numerosas publicaciones y trabajos de la literatura se citan maniqués construidos por el propio usuario. En los mismos, se incluyen fuentes de simulación de las mismas características de las que se utilizarán en la práctica clínica de una cierta institución. A modo de ejemplo, Eudaldo (Eudaldo 1995) estudia la precisión de la reconstrucción geométrica con un maniquí que contiene fuentes lineales de 2 cm (tubos de cesio), de 5 cm. (hilos de iridio) y 12 puntos de cálculo situados sobre dos bloques de porexpan situados perpendicularmente.

5. Maniquí de CIRS para control de calidad en Braquiterapia de próstata con semillas

Maniquí comercializado para el control de calidad en Braquiterapia de próstata con semillas planificada con ecografía transrectal. Contiene volúmenes blanco para confirmar las medidas de volumen, marcas para verificar la concordancia del 'template' de los ultrasonidos con el del sistema estabilizador y la retracción de la sonda rectal.



BIBLIOGRAFÍA

Baltas D., 1993. "Quality assurance in brachytherapy with special reference to the microselectron-HDR". Activity (International Selectron Brachytherapy Journal) Special Report No. 2

Edmundson G.K., 1986. "Requirements for and QA of computers treatment planning systems for brachytherapy". Med. Phys; Monograph 15: 700-713 AAPM

Elfrink R.J.M., Kolkman-Deurloo I-K.K., Van Kleffens H.J., Rijnders A., Schaeken B., Aalbers, T.H.L., Dries W.J.F, Venselaar J.L.M., 2001. "Determination of the accuracy of implant reconstruction and dose delivery in brachytherapy in the Netherlands and Belgium". Rad. Oncolog; 59(3): 237-366.

Eudaldo T., 1995. "Requisitos y programa de aseguramiento de la calidad en un sistema de planificación computarizado en Braquiterapia. Parte II: Métodos de reconstrucción de un implante a partir de imágenes radiográficas". Ponencia al X Congreso Nacional de Física Médica. Libro de Comunicaciones. Salamanca

Feroldi P, Galelli M and Belletti S, 1992, "A comparison of accuracy of computer treatment planning systems in brachytherapy", Radiother. Oncol; 24, pp. 147-154

Manzano F, Pérez Calatayud J., Carmona V., Lliso F, Torres L., 2002. "Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en Braquiterapia". Revista de Física Médica; 3(2): 95-96.

www.uv.es/braphyqs

ANEXO 4

Características seleccionables en un concurso de adquisición.

SOFTWARE

PLANIFICACIÓN

	1	2	3
Modelado de Pacientes			
Contorneo con Digitalizador			
RECONSTRUCCION 3D			
Número máximo de cortes			
Variación en separación de cortes			
Variación en grosor de cortes			
Usar varios estudios			
SEGMENTACION ANATÓMICA			
Manual			
Autocontorno			
Ajuste manual de autocontornos			
Dibujar con ratón			
DIBUJO DE VOLÚMENES.			
Manual			
Autocontorno con márgenes seleccionados por el usuario			
SIMÉTRICOS			
Autocontorno con márgenes seleccionados por el usuario			
ASIMÉTRICOS			

ANEXOS

	1	2	3
Dibujos en general			
Mover, escalar y modificar el contorno			
Interpolar contornos entre cortes			
Bolus			
Añade y borra espesor de bolus			
Bolus asociado a un haz concreto			
Diseño de espesor, densidad y tamaño			
Permite calcular con y sin bolus			
Permite copiar bolus en otros contornos			
Fusión de imágenes			
AUTOMÁTICA o por Comparación estructuras.			
TC-TC			
TC-MR			
TC-SPECT			
TC-PET			
Permite dibujar volúmenes de interés y estructuras críticas en la fusión.			
Permite ver las distribuciones de dosis en la imagen fusionada			
Generación de haces externos			
Parámetros geométricos variables: haz de radiación, energía, Rot. Mesa, Rot. Gantry, Rot. Colimador			
Permite introducir colimación simétrica y asimétrica			
Permite introducir cuñas físicas			
Permite introducir cuñas motorizadas calculando el ángulo solicitado			
Permite introducir cuñas dinámicas			

	1	2	3
Permite diseñar arcos BEV			
Impresión de BEV a distintas escalas			
Generación de bloques de conformación			
Manual			
Autogeneración alrededor de un contorno interno			
Generar MLC			
Incluir márgenes específicos definidos por el usuario			
Cambio a tiempo real de lo generado cuando la mesa, el gantry o el colimador se gira.			
Visualización geométrica			
Reconstrucción multiplanar (transversal, sagital, coronal)			
DRR			
Matriz			
Capacidad de modificar brillo			
Capacidad de modificar contraste			
Método de interpolación			
Sin restricción por el ángulo del haz			
BEV superpuesto (target, estructuras, campo abierto, bloques, modificadores)			
Reconstrucción 3D			
Elección estructuras que se quieren ver			
Permite transparencia entre estructuras			
Permite visualizar cualquier posición obtenida mediante giros o traslaciones			

	1	2	3
Cálculo de Dosis			
Algoritmos de cálculo			
Genera isodosis en cualquier plano			
Permite visualizar isodosis en 3D			
Calcula haces estacionarios conformados y coplanares			
Calcula haces rotacionales conformados y coplanares			
Calcula haces estacionarios conformados y no coplanares			
Calcula haces rotacionales conformados y no coplanares			
Cálculo de campos irregulares $\leq \pm 3\%$			
Calcula en 2D para fotones y electrones en cualquier plano, en múltiples o en todo el volumen			
Calcula en 3D para fotones y electrones en cualquier plano, en múltiples o en todo el volumen			
Corrección por heterogeneidades			
Tipo de corrección.			
Modificación del cálculo de dosis			
Modificar la rejilla de cálculo entre 1 y 2 cm. en cualquier eje			
Calculará la dosis en cortes no homogéneos entre 0,1 y 1 cm.			
Generación del Plan			
Suma de campos (mínimo 50 no coplanares)			
Cambios en el peso no forzará todo el cálculo de nuevo			

	1	2	3
Admite nuevos contornos o puntos de interés sin recalcular todo			
Recalcula únicamente el haz modificado			
Planes combinados de fotones y electrones			
Opción de normalización en un punto que llegue una dosis dada			
Aparecen los factores que el programa ha usado para el cálculo de las UM			
¿Se pueden planificar varios pacientes en la misma estación?			
Visualización del plan			
Isodosis			
Dibuja líneas de diferente color			
Dibuja tramas por intervalo de dosis			
HDV			
Integral			
Diferencial			
Gráfica y tabulado			
Uno o varios volúmenes en mismo gráfico			
Uno o varios volúmenes para 2 o más planes en el mismo gráfico			
Si se cambian los pesos de los haces, actualiza HDV sin recalcular todo			
Imprimir con escala de referencia para evaluar cuantitativamente			
NTCP / TCP			
Introducción de datos			
Especificación de limitaciones geométricas			

	1	2	3
Geometría del MLC			
Geometría de las cuñas fijas			
Permite introducir tabla de segmentación de cuña dinámica			
Ver y modificar datos importados, suavizados o filtrados y permitir interactuar			
Posibilidad de mostrar y comparar en formato gráfico y alfanumérico los datos medidos con los modelados			
Nº de Licencias que permiten CÁLCULO.			
Nº de Licencias de CONTORNEO Y SIMULACIÓN			
Ordenadores en los que se puede trabajar a la vez			

HARDWARE

NÚMERO DE ESTACIONES DE TRABAJO

	1	2	3
CARACTERÍSTICAS ORDENADOR			
MARCA			
Modelo			
Micro			
GHz			
RAM			
Sist Operativo			

	1	2	3
Capacidad Disco duro			
Puerto serie			
Puerto paralelo			
Puertos USB			
CD-RW			
DVD-ROM			
MONITOR			
MARCA			
Modelo			
Tamaño			
Resolución			
MODEM			
RATON O SIMILAR			
Back up			
Unidades			
tipo			
características			
ESCANER			
MARCA			
MODELO			
TIPO			
N° Impresoras			
MARCA			
Modelo			
Tipo			
ESCALAS DE IMPRESIÓN			
Color			
Digitalizador			
MARCA			
área de exploración			
precisión			

ANEXO 5.

Lista de pruebas, tolerancias y periodicidades

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
SI-1 Inspección general.	A	I,CC	Funcional.
SI-2 Verificación de funcionamiento general.	A	I,CC	Funcional.
SI-3 Funcionamiento del digitalizador y del ratón.	A,C	I,CC,M	1 mm máximo en cualquier coordenada.
SI-4 Funcionamiento del digitalizador automático de placas.	A,R,C	M	Distorsión: 1mm. Resolución: 2 lp/mm. Contraste: Funcional. Ruido: Funcional.
SI-5 Funcionamiento del Trazador gráfico e impresora gráfica.	A,C	I,CC,S	1 mm. Adecuada representación de la información alfanumérica.
SI-6 Funcionamiento del Monitor.	A,C	A	Funcionalidad. Distinguir al menos 16 niveles de grises.

A-Aceptación; **R**-Referencia; **C**-Constancia; **I**-Inicial; **S**-Semana;
M-Mensual; **A**-Anual; **CC**-Cambio de componente;
CS-Cambio de software; **CM**-Cambio de máquinas.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DM-1 Configuración Geométrica de las unidades de tratamiento y haces de radiación.	A	I,CS	Funcional.
DM-2 Configuración Geométrica de MLC.	A,R	I,CS,CC	Funcional.
DM-3 Configuración de cuña.	A,R	I,CS	Funcional.
DM-4 Datos dosimétricos de caracterización de los haces.	A,R,C	I,A, Cheksum diario	Teclado/Fichero: coincidencia. Digitalizador : 1mm.

DM-5 Modelado de haces , verificación de datos base, herramientas de ajuste y comparación.	A,R	I,CM,CS	Parámetros: 1% Curvas: 2 mm.
DM-6 Definición de haces de forma regular.	A	A,CM,CS	Funcional.
DM-7 Diseño de Bloques de Conformación.	A	I,CS	2 mm. Coincidencia en cortador.
DM-8 Definición de haces mediante colimador multiláminas.	A	I,CM,CS	Posición gráfica: correspondencia visual con límite de volumen. Coordenada numérica: correspondencia con la posición teórica de MLC basada en coordenadas de vol. blanco. Autoajuste: funcional.
DM-9 Definición de haces con cuñas.	A	I,CS,CM	Funcional.
DM-10 Definición de compensadores y bolus.	R	I,CS	Funcional.
DM-11 Visualización del haz.	A	I,CM,CS	Coincidencia.
DM-12 Compatibilidad global.	R	I,CM,CS	Funcional.
DM-13 Sistema de Unidades y Sistemas de Referencia.	A	I,CS	Coincidencia.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DA-1 Funcionamiento de la Base de Datos.	A	I,CS	Funcional.
DA-2 Transferencia de Datos TC y RM.	A,C	I,CS,M	Coincidencia.
DA-3 Conversión números TC a densidad electrónica.	A,C	I,CS,M,CC	Coincidencia en aceptación de curva de calibración Periódica: 0.1 en densidad electrónica relativa al agua.
DA-4 Herramientas de Medida de Longitud. Cálculo de Volúmenes.	A	I,CS	En longitud 2 mm. En volumen según espaciado de corte. En cada extremo en Z se considerará la mitad del espaciado de corte, junto con los 2 mm de la dirección transversal.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DA-5 Definición de Contornos Externos y Segmentación de Estructuras Anatómicas.	A,R	I,CS	2 mm.
DA-6 Generación y manipulación de estructuras 2D reformateadas y 3D.	A	I,CS	2 mm. en cualquier coordenada.
DA-7 Fusión de imágenes.	A,C	I,CS	2 mm. CT/MR y 5mm. CT/SPECT/PET.
DA-8 Herramientas de automargen.	A	I,CS	Coincidencia de áreas y volúmenes.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
DOH-1 Algoritmos de cálculo.	A	I,CS	Funcional.
DOH-2 Reconstrucción de haces rectangulares.	R,C	I,A,CS	RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. Fuera del eje: zona interna < 2% penumbra < 15% ó 2 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) ó < 2% (respecto centro). Electrones: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. a partir de Rp : <50% local. Fuera del eje: zona interna < 4% penumbra < 15% ó 4 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) ó < 2% (al centro) Ningún punto debería superar el doble.

DOH-3 Campos Asimétricos.	R	I,CS	<p>RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. Fuera del eje: zona interna < 3% penumbra < 15% o 3 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) o < 2% (al centro). Ningún punto debería superar el doble.</p>
DOH-4 Variación con la distancia foco- superficie	A	I,CS	<p>RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. Fuera del eje: Fuera del eje: zona interna < 2% penumbra < 15% o 2 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) ó < 2% (al centro) Electrones: Estadística ptos. El 95% de los puntos En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. a partir de Rp : <50% local. Fuera del eje: zona interna < 4%. penumbra < 15% ó 4 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) ó < 2% (respecto centro) Ningún punto debería superar el doble.</p>
DOH-5 Superficies irregulares	R	I,CS	<p>RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos En el eje: Zona de acumul. < 20% ó 2 mm. a partir de max : < 2% ó 2 mm. Fuera del eje: zona interna < 3%. penumbra < 15% o 2 mm.</p>

			<p>exterior < 10% hasta 5 cm. (local) o < 2% (centro). Electrones: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumulación < 10% local. a partir de máx < 50% o 3 mm. Fuera del eje: zona interna < 7%. penumbra < 20% ó 5 mm. exterior < 10% hasta 5 cm. (local) ó < 2% (respecto centro). Ningún punto debería superar el doble.</p>
DOH-6 Heterogeneidades	A,C	I,CS	<p>RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumul. < 15 % ó 3 mm. a partir de max : < 3% ó 3 mm. Fuera del eje: zona interna < 3%. penumbra < 15% ó 3 mm. exterior < 40% hasta 5 cm. (local) ó < 3% (al centro). Electrones: Estadística ptos. El 95% de los puntos . En el eje: Zona de acumul. < 10 % ó 2 mm. a partir de max : < 5% ó 5 mm a partir de Rp : <50% local. Fuera del eje: zona interna < 5% (7% en interfases). penumbra < 20% ó 5 mm. exterior < 50% hasta 5 cm. (local) ó < 3% (respecto centro). Ningún punto debería superar el doble.</p>
DOH-7 Moduladores del haz	A	I,CS	<p>Cuñas y compensadores RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumulación < 20 % ó 3 mm. a partir de máx < 3% o 3mm.</p>

			<p>Fuera del eje: zona interna < 3%. penumbra < 20% ó 3 mm. exterior < 50% hasta 5cm. (local) ó < 3% (al centro). Ningún punto debería superar el doble.</p> <p>Bolus Estadística ptos. El 95% de los puntos. RX: En el eje: Zona de acumulación < 10 % ó 2 mm. a partir de máx < 2% ó 2 mm.</p> <p>Electrones: En el eje: Zona de acumulación < 10 % ó 2 mm. a partir de máx < 2% ó 2 mm. a partir de Rp < 50%.</p>
DOH-8 Campos irregulares.	R,C	I,CS	<p>RX: Estadística ptos. El 95% de los puntos. En el eje: Zona de acumul. < 205 % ó 3 mm. a partir de max : < 3% ó 3 mm.</p> <p>Fuera del eje: zona abierta < 3%. penumbra < 15% ó 3mm. exterior < 50% hasta 5cm (local) ó < 3% (al centro). Electrones: Estadística ptos. El 95% de los puntos: zona abierta < 7% penumbra < 20% ó 5 mm. exterior < 60% hasta 5 cm (local) ó < 3% (respecto centro). Ningún punto debería superar el doble.</p>
DOH-9 SUMA DE CAMPOS.	R	I,CS	Menor de 1%.
DOH-10 Matriz de cálculo.	R	I	Funcional.
DOH-11 ZOOM de la distribución de Dosis.	R	I,CS	1 mm.
DOH-12 Herramientas de Análisis de Dosis 3D.	R	I,CS	Redondeo en el trazado de las isodosis y correspondencia en la reconstrucción.

DOH-13 Pesos.	A,C	I,CS	Menor de 1%. Error de redondeo de UM.
DOH-14 Normalización, Prescripción y Cálculo de UM.	A	I	Calculo error de redondeo Punto de calibración tolerancia según condiciones de la prueba (conformación, heterogeneidad, cuñas ...) ver antes.
DOH-15 Histogramas de Dosis - Volumen	A	I,CS	1% para volumen, 5% para la rotatoria propuesta.
DOH-16 Cálculo de parámetros biológicos TCP, NTCP.	A	I,CS	Errores de interpolación y redondeo.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
BT1 Introducción de fuentes y puntos.			
BT1-A Introducción mediante películas radiográficas.	A	I,CS	± 1 mm. dist menores de 2 cm. y ± 2 mm. dist mayores.
BT1-B Entrada mediante coordenadas reales.	A	I,CS	Coincidencia.
BT1-C Introducción mediante adquisición de imágenes de Tomografía Computarizada.	A	I,CS	± 1 mm. dist menores de 2 cm. y ± 2 mm. dist mayores.
BT1-D Programas de reconstrucción de las trayectorias de los aplicadores.	A	I,CS	± 1 mm. dist menores de 2 cm. y ± 2 mm. dist mayores.
BT1-E Implantes estereotácticos.	A	I,CS	± 1 mm dist menores de 2 cm. y ± 2 mm. dist mayores.
BT2 Librería de fuentes.	A y C	I, IF, CF	Coincidencia exacta.
BT3 Especificación de las propiedades de emisión de la fuente y conversiones entre magnitudes.	A, R y C	I, IF	Coincidencia.
BT4 Algoritmos de cálculo Verificación para cada tipo de fuente.	A	I	Funcional en lo relativo a la definición de las fuentes ±2% en las comparaciones de dosis.
BT5 Efecto de los aplicadores.	A,C	I, IF, IA	±2 %.

BT6 Suma de Contribuciones.	A,R	I,CS	Coincidencia.
BT7 Algoritmos de Optimización de distribuciones.	A	I,CS	coordenadas: coincidencia dosis: $\pm 10\%$ dosis prescrita.
BT8 Normalización y prescripción de dosis.	A	I,CS,IF	Coincidencia.
BT9 Histogramas dosis volumen	A,C	I,CS	Coincidencia
BT10 Verificación del plan del tratamiento	A,R	I,CS,PT	Adecuación de informes, Índice de dosis: $-5\%/+4\%$

A-Aceptación; **R**-Referencia; **C**-Constancia; **I**-Inicial; **CS**-Cambio de software;
IF-Introducción de fuentes; **IA**-Introducción de aplicadores; **PT**-Plan de tratamiento

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Tolerancia
PTYR-1 Radiografía digital Reconstruida	A,C	I,CS	Funcional, 2mm
PTYR-2 Impresión de Datos	A,C	I,CS	Funcional
PTYR-3 Impresión de curvas y bloques	A,C	I,CS	1mm distancias, No discrepancia datos impresos.
PTYR-4 Funcionamiento de la red	A,C	I,CS	Coincidencia salvo cifras significativas en parámetros, Tolerancia de trazador para cortador de bloques

GLOSARIO DE TERMINOS

2D: 2 Dimensiones.

3D: 3 Dimensiones.

AAPM: Asociación Americana de Física Médica.

ACR: Colegio Americano de Radiología.

AP: Antero-posterior.

BEV: Visualización de estructuras desde el punto de vista del haz.

BT: Braquiterapia.

CCW: Movimiento en sentido contrario al de las agujas del reloj.

CHECK SUM: Cálculo de chequeo de consistencia y contenido de archivos.

cGy / UM: Dosis (en una curva de dosis en profundidad de electrones).

CTV: Volumen tumoral clínico.

CW: Movimiento en sentido del de las agujas del reloj.

DFB: Distancia foco bandeja .

DFC: Distancia foco colimador.

Dfcaña: Distancia foco caña.

DFE: Distancia foco equalizador.

DFI: Distancia foco isocentro.

DFS: Distancia foco superficie.

DICOM: Imagen digital y comunicaciones en medicina.

DRR/RDR: Radiografía digital.

ECGW: Grupo cooperativo de trabajo en cálculo de campos de electrones.

EPL: Camino radiológico equivalente (algoritmo).

ESTRO: Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología.

ETAR: TAR equivalente (algoritmo).

FOV: Campo de visión útil (TC).

FTM: Función de transferencia de Modulación.

HDR: Braquiterapia de alta tasa de dosis.

HDV: Histograma dosis volumen.

HU: Unidades Hounsfield.

IAEA: Agencia Internacional de Energía Atómica.

IC: Índice de Calidad.

ICRU: Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas.

IEC: Comisión Electrotécnica Internacional.

IMRT: Radioterapia con Intensidad Modulada.

IPEM: Instituto de Física e Ingeniería en Medicina.

KERMA: Energía cinética liberada por unidad de masa.

KVp: Kilovoltaje pico.

LAT: Lateral.

LDR: Braquiterapia de baja tasa de dosis.

MLC: Colimador multiláminas.

NCS: Asociación Holandesa de Dosimetría de Radiaciones.

NEMA: Asociación Nacional (EEUU) de Fabricantes de Equipos Eléctricos.

NTCP: Probabilidad de complicaciones en tejidos normales.

OAR: Razón de la dosis primaria en un punto y la correspondiente en el eje del haz a la misma profundidad.

OR: Organo de riesgo.

PDD: Porcentaje de dosis en profundidad.

PDR: Braquiterapia de dosis pulsada.

PENCIL BEAM: Haz fino.

PET: Tomografía por emisión de positrones.

PTV: Volumen tumoral de planificación.

R50: Profundidad del 50% en una curva de dosis en profundidad de electrones.

R90: Profundidad del cGy) por UM.

RM: Resonancia Magnética.

Rp: Rango Práctico en 90% en una curva de dosis en profundidad de electrones.

RX: Rayos X.

SAH: Sistema Analizador de Haces.

Sc: Factor de dispersión del colimador.

SCF: Sistema ortogonal fijo de coordenadas.

SEFM: Sociedad Española de Física Medica.

SI: Sistema Informático.

SMPTE: Sociedad de Ingeniería de televisión e imágenes móviles.

SP: Sistema de Planificación. Planificador de tratamientos de radioterapia.

Sp: Factor de dispersión de maniquí.

SPECT: Tomografía computarizada por emisión de fotones.

SPR: Razón entre la dosis dispersada en un punto de un maniquí y la dosis primaria en el mismo punto a una profundidad de referencia.

SUT : Sistema de coordenadas ligado a las condiciones de uso de la unidad de tratamiento.

SV: "Scout view" en tomografía computarizada.

TAR: Relación tejido-aire.

TC: Tomografía Computarizada.

TCP: Probabilidad de control tumoral.

TCP/IP: Protocolo de control de transporte/Protocolo de Internet.

TERMA: Energía total liberada por unidad de masa.

TKRA: Tasa de Kerma de Referencia en Aire.

TMR: Relación tejido Máximo.

TPR: Relación tejido-maniquí.

UM: Unidades Monitor en un acelerador.

Z: Número atómico.

ZONA DE ACUMULACIÓN (BUILD-UP): Espacio entre la superficie y la profundidad del máximo en una curva de dosis en profundidad en el eje del haz para electrones.

