



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN FÍSICA

CONTROL DE CALIDAD EN UN LINAC DE RADIOTERAPIA

Autor: Víctor de la Llana Granja

Tutor: Pilar Iñiguez de la Torre

Departamento de Física Teórica, Atómica y Óptica

Valladolid Julio 2015

ÍNDICE

1. RESUMEN/ABSTRACT	3
2. MOTIVACIÓN	4
3. INTRODUCCIÓN	5
4. HITOS HISTÓRICOS Y TIPOS DE ACELERADORES	7
5. LINAC EN LA MEDICINA.....	9
5.1 DIFERENTES ELEMENTOS DE UN LINAC	9
5.2 SECCIÓN ACELERADORA.....	14
5.3 MAGNETRÓN.....	15
6. CONTROL DE CALIDAD DEL LINAC	17
6.1 PARÁMETROS A CONTROLAR.....	17
6.2 MATERIALES Y MÉTODOS.....	23
6.3 MEDIDAS REALIZADAS	26
6.3.1 MEDIDAS CON UNA CUBA DE AGUA	26
6.3.2 MEDIDAS CON MANIQUÍ DE PLÁSTICO	32
6.3.3 MEDIDAS GEOMÉTRICAS	37
7. CONCLUSIÓN	46
8. AGRADECIMIENTOS.....	47
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48
10. FIGURAS Y TABLAS.....	49

1. Resumen/Abstract

RESUMEN

Se presenta un estudio del control de calidad de un LINAC de radioterapia. Un control de calidad es una forma de comprobar que cada uno de los parámetros del equipo funciona de modo correcto, asimismo se verifica que no emita radiación en discordancia con lo programado para cada tratamiento. Se han realizado medidas que forman parte del protocolo general que constituye dicho control. Estas medidas se repiten mensualmente por el Radiofísico del Hospital el cual permite el uso o inhabilitación del equipo en caso de encontrar parámetros fuera de su rango establecido. Hay verificaciones diarias para asegurarse de que no ha habido cambios en su funcionamiento. En particular hemos realizado pruebas de calidad del haz de radiación de fotones y medidas directas de dosis. También se han medido diferentes parámetros técnicos relativos al comportamiento de diferentes componentes móviles del equipo.

ABSTRACT

In this work, a quality control of a radiotherapy LINAC has been studied. A quality control is a way of verify that each of the equipment parameters works properly, as well as checking that it does not emit radiation in disagreement with a scheduled treatment. There have been performed measurements of a general protocol which set up the already mentioned control. These measurements are repeated monthly by a physicist who allow to use the equipment or disqualify in case of parameters out of their establish range. Also, there are daily verifications to assure that there have not been remarkable changes. In particular we have developed quality tests of the radiation beam and direct measurements of doses. Finally, we have measured technical parameters about the movement of the different parts of the equipment.

2. Motivación

La elección de este trabajo fue en dirección a lo que quiero hacer en el futuro. Tras haber realizado las prácticas en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Río Hortega llegué a la conclusión que era el campo de la Radiofísica en el que me gustaría trabajar.

En el momento en el que se anunció la oferta de trabajos fin de grado vi que este era el que mejor se ajustaba a lo que quería hacer y que me facilitaría ver más de cerca el campo de la física médica. Además, pretendo que este TFG constituya una formación enriquecedora para mi posible salida laboral ya sea como radiofísico, técnico de mantenimiento o investigador en dicho campo.

3. Introducción

El campo de la física en la medicina es muy amplio, tenemos aplicaciones de todas las ramas: electromagnetismo, física nuclear, óptica etc. Este trabajo se encuadra dentro de la física médica, especialidad que se centra en el diagnóstico por imagen y el tratamiento de enfermedades con radiaciones ionizantes producidas en equipos o emitidas por núcleos radiactivos.

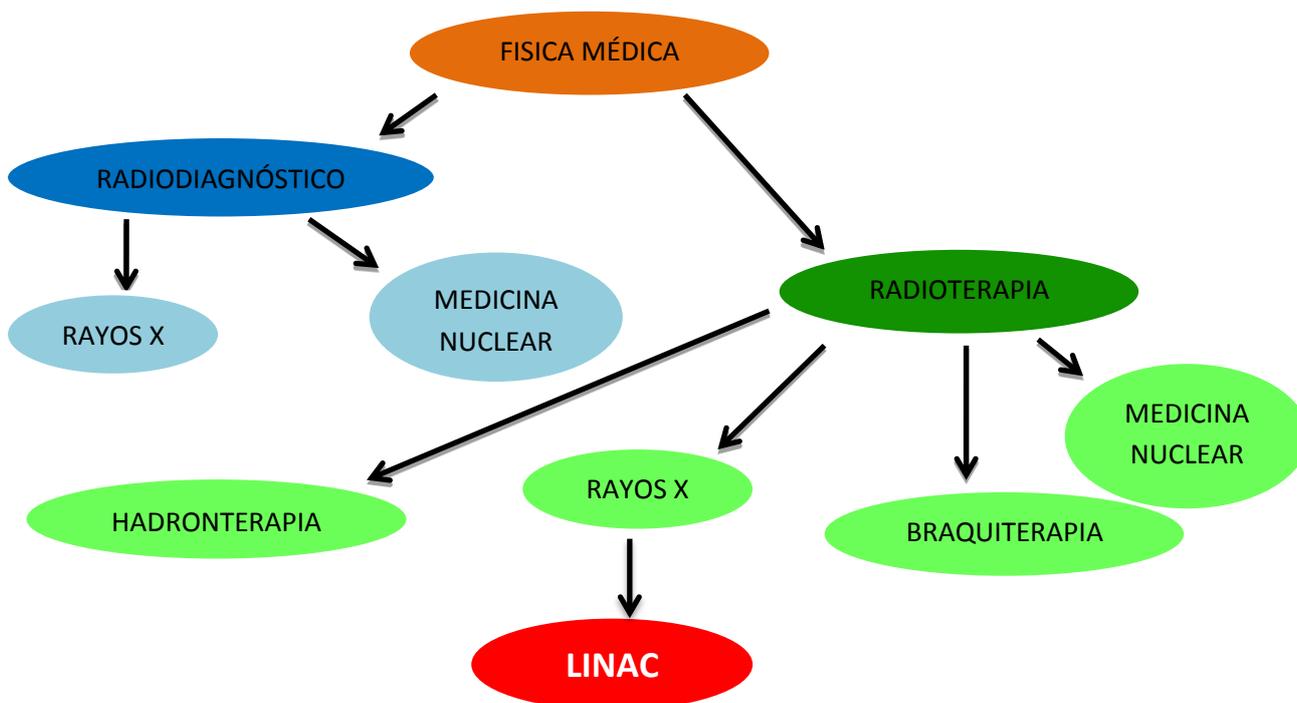


Figura 3. 1 Esquema de Física Médica

- Radiodiagnóstico

Tiene como objetivo la obtención de imágenes de calidad suficiente para el diagnóstico con la menor dosis posible. Los equipos que producen rayos X son muy variados: equipos de fluoroscopia, de mamografía, equipos dentales, tomógrafos...

También se pueden utilizar radionúclidos como en la medicina nuclear obteniendo imágenes en base al metabolismo del cuerpo a través de los radiofármacos que liberan pequeñas cantidades de radiación. En este apartado se incluyen las tomografías SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) y PET (Positron Emission Tomography).

- Radioterapia:

Consiste en el uso de las radiaciones ionizantes para destruir tejidos principalmente cancerígenos. Según la geometría fuente de radiación – paciente, puede ser:

1. Radioterapia externa

La fuente es externa al paciente y se llega al tumor a través de haces de radiación. Estos haces se componen de electrones o fotones en el caso de los LINAC o aceleradores lineales de electrones de los que en España hay unos 250 en la actualidad. También pueden utilizarse haces de neutrones o de protones para radioterapia. Las partículas cargadas pesadas como los protones depositan más selectivamente la energía en la zona a irradiar. Esta técnica es conocida como hadronterapia y ha ganado bastante interés en los últimos años aunque su implantación tropieza con un alto coste y en España aún no se ha implantado.

2. Braquiterapia

En este caso una o varias fuentes radiactivas encapsuladas van colocadas en los tejidos, ya sea en contacto en el interior de cavidades o insertadas en ellos.

3. Medicina nuclear

También denominada radioterapia metabólica, en la cual el radiofármaco se absorbe preferentemente en el órgano a tratar.

El objeto de este trabajo es el estudio del LINAC. En las secciones siguientes, tras una breve introducción histórica, se explica el funcionamiento de un LINAC de radioterapia en general. Finalmente se presenta el control de calidad aplicado al LINAC modelo CLINAC 600 del Hospital Campo Grande que aparece en *figura 3.2*.



Figura 3. 2 LINAC del Hospital Campo Grande

4. Hitos históricos y tipos de aceleradores

La Figura 4.1 muestra una clasificación simplificada de los tipos de aceleradores, exceptuando los colisionadores y otros desarrollos de los últimos años.

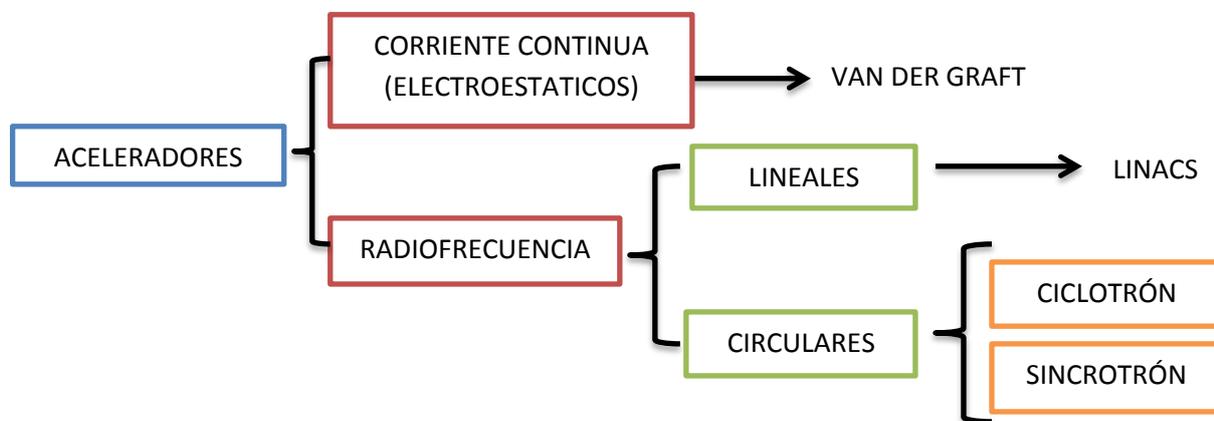


Figura 4. 1 Tipos de aceleradores

Algunos de los descubrimientos más importantes en relación con los aceleradores de partículas hasta la década de los 70 son los siguientes:

- ✓ De 1900 a 1925 se descubrieron las fuentes radiactivas. A partir de entonces se buscaron haces de altas energías. *Rutherford* impulsó el uso de aceleradores.
- ✓ De 1928 a 1932 aceleración electroestática:
 - Acelerador de *Cockcroft-Walton*
 - Acelerador de *Van der Graft*
- ✓ 1928 *Ising* propone la aceleración resonante. *Wideroe* construye el primer acelerador resonante lineal.
- ✓ 1929 Ciclotrón
- ✓ 1942 Inducción magnética. *Kerst* construye el betatrón.
- ✓ 1944 Sincrotrón
- ✓ 1946 Primer LINAC desarrollado por *L. Alvarez*
- ✓ 1951 *Álvarez* mejora el concepto de aceleración electroestática y construye el tándem.
- ✓ 1970 *Kapchinski -Telyakov* construyen el cuadrupolo de radiofrecuencia

Los aceleradores más actuales utilizan corriente alterna con amplificadores de radiofrecuencia mientras que los primeros aceleradores utilizaban corriente continua como es el caso del acelerador de Van der Graft.

Los aceleradores circulares más importantes son el ciclotrón y el sincrotrón aunque no los únicos, también existen el betatrón, el microtrón, el cosmotrón...

Algunas características de los aceleradores más significativos son las siguientes:

- **Acelerador de *Cockcroft-Walton***

Se trata de un acelerador de iones positivos basado en la rectificación de la corriente alterna con el que se consiguió acelerar protones hasta 260 keV

- **Acelerador de *Van der Graft***

Este acelerador utiliza una cinta aislante para transportar carga eléctrica hacia una esfera de metal conductora que por acumulación de carga alcanza una gran diferencia de potencial. El primer Van de Graft alcanzó 80 KV, aunque desarrollos posteriores consiguieron aumentar hasta 1 MV. En modo tándem, puede llegar a alcanzar hasta 20 MV.

- **Acelerador LINAC**

Su idea básica consiste en disponer de una serie de cilindros huecos en línea (tubos de vacío) y hacer que estos vayan cambiando de polaridad a medida que pasa por dentro de ellos una partícula cargada. La partícula es arrastrada hacia adelante siempre y cuando haya un sincronismo entre su velocidad y el tiempo de alternancia de su polaridad.

- **Ciclotrón**

Tiene forma de dos D huecas y se colocan en el interior de un campo magnético.

- **Sincrotrón**

Las partículas son aceleradas cada vez que pasan por las cavidades de resonancia.

Se puede consultar acerca de la historia de los aceleradores en las referencias [1], [2] y [3].

5. LINAC en la medicina

La terapia médica con radiación vio el comienzo de una nueva era cuando a mediados de 1960 se empezaron a utilizar los aceleradores lineales de radiofrecuencia. En las referencias [4] y [5] se puede consultar la historia y el desarrollo del acelerador lineal clínico.

Algunos linac son monoenergéticos, es decir, poseen una sola energía de electrones o dicho de otra manera un solo megavoltaje. Es este el caso del CLINAC600, objeto de este trabajo con 6 MV (energía de los electrones 6 MeV). También existen los aceleradores multienergéticos con megavoltaje variable cuyos valores se encuentran entre 6 y 20 MV.

5.1 Diferentes elementos de un LINAC

La *Figura 5.1* muestra un LINAC junto a la mesa de tratamiento. Se detalla la parte interna que está involucrada en la aceleración del haz de electrones.

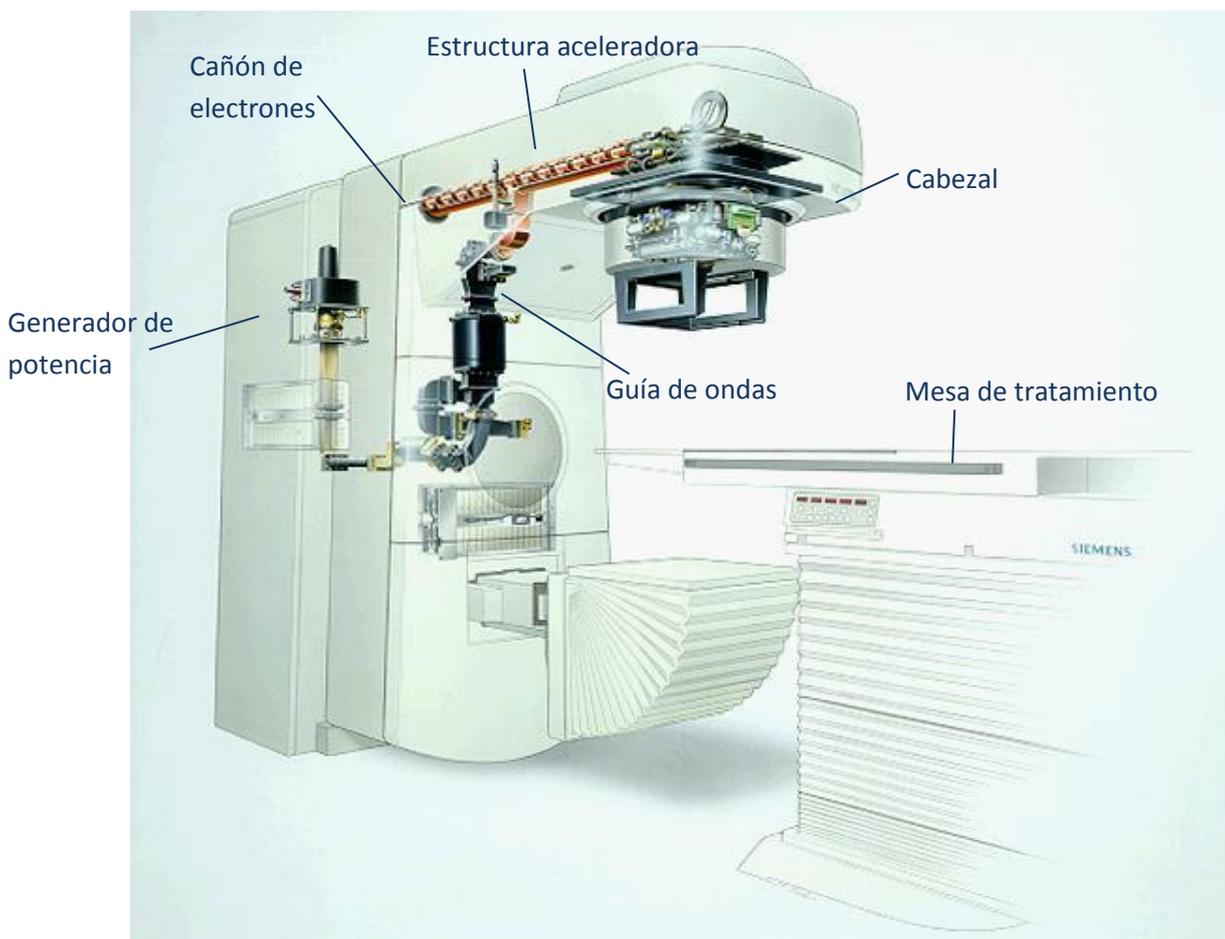


Figura 5. 1 LINAC clínico

En la *Figura 5.2* se muestran los componentes externos al LINAC. La rotación del gantry tiene la finalidad de minimizar la dosis al tejido sano que inevitablemente ha de ser atravesado por el haz de radiación.

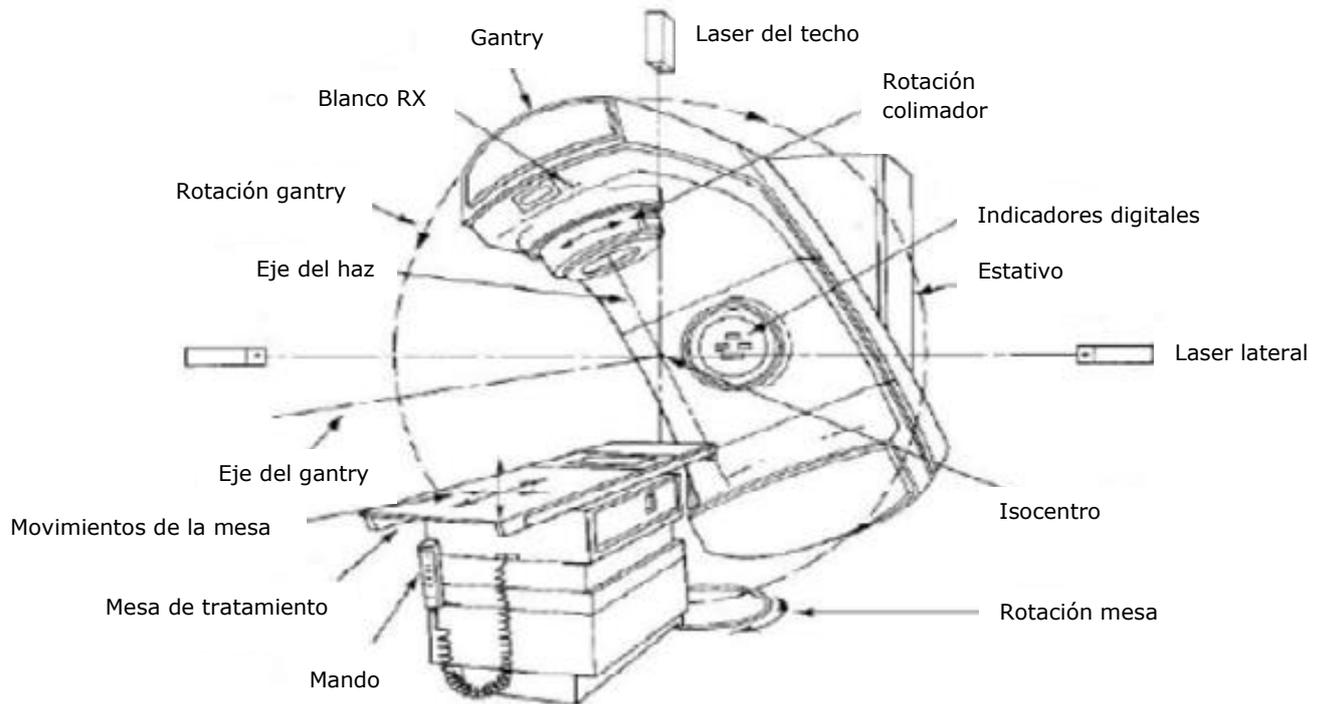


Figura 5. 2 Componentes externos al LINAC

En lo que sigue se explicará para que sirven los elementos representados en las figuras anteriores.

Los componentes principales que intervienen en la generación del haz son:

- Sistema generador de radiofrecuencia
- Sistema de inyección
- Guía aceleradora
- Sistema de transporte del haz
- Sistema de colimación y control del haz
- Sistemas auxiliares

Los electrones desprendidos de un filamento incandescente son atraídos hacia un ánodo en forma de rejilla mediante una diferencia de potencial. Posteriormente el sistema de inyección ("electron gun") introduce los electrones en la sección aceleradora. En la sección aceleradora al igual que en el filamento tiene que existir vacío para permitir a los electrones desplazarse.

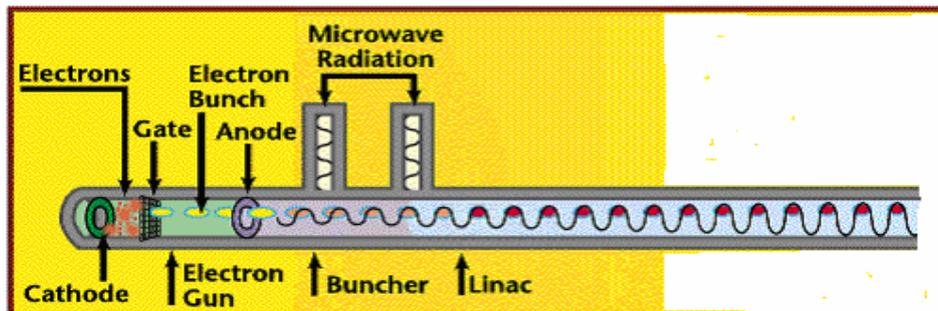


Figura 5. 3 Sección aceleradora

Los pulsos que suministran al sistema de inyección son de unos 30 kV y son amplificados por el generador de radiofrecuencias hasta unos 100 kV. Una forma de variar la tasa de radiación, es decir la radiación que incide en el paciente por unidad de tiempo, es cambiando la tasa de pulsos.

Los electrones son acelerados por el sistema de inyección hasta un valor de $1/4$ de la velocidad de luz. Para acelerarlos más entra en juego estructura aceleradora que consigue acelerar los electrones hasta velocidades de $0,99c$ (se explicara en el apartado 5.2). Estos viajan por una serie de tubos de longitud variable, que se encuentran conectados entre sí de forma alternativa, y cuya longitud va aumentando con la velocidad para sincronizar los electrones con el campo eléctrico oscilante aplicado. La aceleración es debida a las ondas de radiofrecuencia (explicación apartado 5.3). Al final de la guía aceleradora se tiene un haz de electrones del orden de 3 mm.

A continuación el haz de electrones acelerado sale de la guía aceleradora y es desviado por un campo magnético que le hace chocar contra un blanco para producir el haz de fotones que incidirá en el paciente, ocurre en el sistema de desviación, *figura 5.4*. En la terapia con electrones se prescinde de este paso pero no de la deflexión magnética.



Figura 5. 4 Cabezal y sección aceleradora. Sistema de desviación

El blanco, como en un tubo de rayos X, consiste en tungsteno, utilizado debido a su alto número atómico. El espectro de rayos X generado en el blanco depende de su número atómico y de su espesor, debido al alcance de los electrones en el material. Si eligiéramos un blanco con bajo número atómico el alcance de los electrones sería largo y se tendría que disponer de un espesor de blanco muy grande lo que sería un inconveniente a la hora del diseño del cabezal del acelerador.

Situado tras el blanco, tenemos el colimador primario, con forma de cono, consigue definir el campo circular más grande posible. Como la radiación producida no es uniforme se sitúa un filtro aplanador, cuyo objetivo es conseguir que la tasa de dosis absorbida sea homogénea.

También es importante resaltar la función de las cámaras de ionización monitoras situadas en el cabezal y que son las responsables de controlar la fluencia energética de salida de los haces generados. Es decir, monitorizan la dosis suministrada al paciente.

Por último se encuentra el colimador secundario, en el caso del CLINAC600 se trata de un colimador multiláminas MLC ("multileaf collimator") formado por dos series enfrentadas de láminas contiguas (mandíbulas) para formar campos de forma irregular.

Todos estos componentes, representados en la *figuras 5.4 y 5.5*, quedan incorporados en el cabezal del acelerador en donde se rompe el vacío y como se ha mencionado se producen los fotones por radiación de frenado.

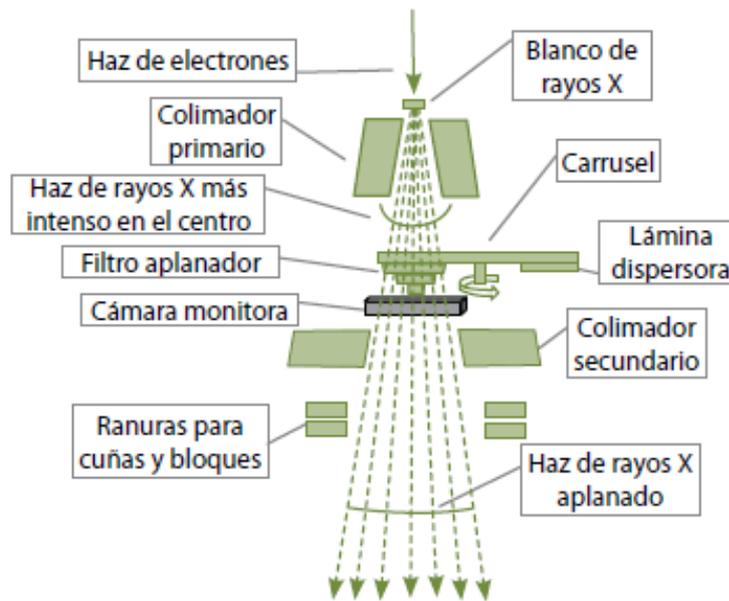


Figura 5. 5 Diferentes componentes del cabezal de un LINAC. Colimador primario, cono aplanador, cámara monitora, colimador secundario. [6]

Existen también otros componentes del acelerador que no se utilizan en la aceleración de electrones pero que conviene mencionar, son los sistemas auxiliares:

- Sistema de vacío.
- Sistema de refrigeración.
- Sistema de presión.
- Sistema automático de control de frecuencias (AFC).

Uno de los elementos del acelerador que resultara útil en el capítulo del control de calidad es el gantry, que se define como la parte del acelerador que sostiene y permite realizar los posibles movimientos del cabezal de tratamiento.

Se puede considerar que el conjunto gantry-mesa dispone de 6 grados de libertad de movimiento. De estos seis, cuatro corresponden a la mesa: tres movimientos en las 3 direcciones cartesianas del espacio y un movimiento más de rotación respecto a un eje vertical. Los grados de libertad restantes corresponden al gantry, uno de rotación respecto a un eje horizontal y que permite un recorrido de 360° alrededor de la mesa y otro de rotación del colimador.

La intersección del eje del colimador, el eje horizontal del gantry y el eje de la mesa definen un punto en el espacio conocido como isocentro. En el Hospital Campo Grande dispone de un sistema de láseres para su localización. El acelerador dispone de telemetro luminoso, telemetro mecánico e indicador digital que indica la distancia desde la fuente de radiación al paciente.

5.2 Sección aceleradora

Para conseguir haces más energéticos se necesita que los electrones viajen a mayor velocidad. Para ello se utilizan estructuras aceleradores que consiguen desplazar a los electrones a velocidades cercanas a la de la luz. Se pueden distinguir dos tipos: aceleradores de onda estacionaria y aceleradores de onda progresiva [8]. Aunque no hay una regla para utilizar uno u otro, los aceleradores de onda estacionaria son los más usados en los aceleradores actuales. Están formadas por cavidades en las que se ha realizado el vacío y que van cambiando de tamaño para adecuarse a la velocidad en aumento de los electrones.

- Aceleradores de onda progresiva

Se utilizan cuando se trabaja con pulsos cortos de haces y cuando las velocidades de las partículas se aproxima a la velocidad de la luz. El electrón puede sufrir diferente aceleración a lo largo de la guía según su posición en el campo eléctrico y por eso tienden a agruparse en paquetes [3]. En la *figura 5.6* se pueden ver las distintas cavidades donde los electrones ganan energía y además por donde se introducen las RF.

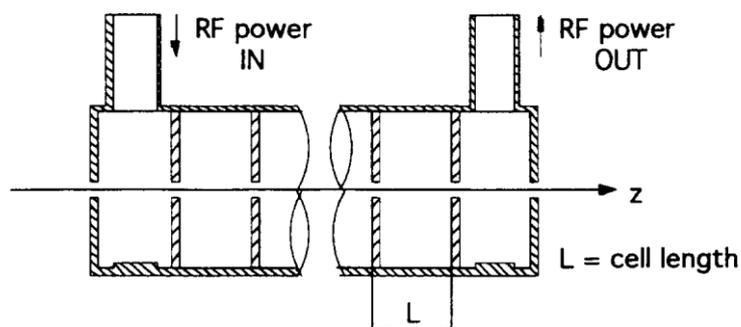


Figura 5. 6 Estructura de onda progresiva

- Aceleradores de onda estacionaria

Al contrario que ocurría en las otras estructuras, las radiofrecuencias se pueden introducir en cualquier parte de la estructura aceleradora. Un ejemplo de este tipo son los aceleradores de tubo de deriva, que acelera los electrones entre los tubos.

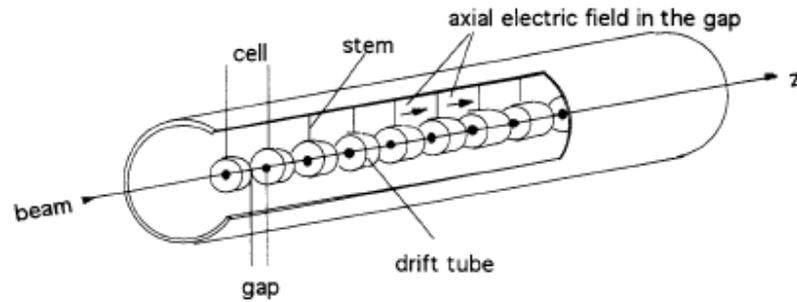


Figura 5. 7 Tubo de deriva

En la *figura 5.7* hay tubos de diferente longitud para ajustarse a la velocidad de fase de las partículas. Hay que mantener el sincronismo entre la llegada de las partículas y la aceleración del campo en el hueco entre celdas. El campo eléctrico cambia de signo cuando las partículas viajan por dentro del tubo.

5.3 Magnetrón

Como generadores de potencia de un acelerador es decir como fuentes de energía de radiofrecuencias se utilizan dos tipos de sistemas: Klystron y el Magnetrón. Aunque en la actualidad los aceleradores con Klystron son los más frecuentes, el LINAC de este estudio funciona con un magnetrón. El fundamento básico de estos sistemas se basa en acelerar y decelerar electrones en el vacío para producir las radiofrecuencias de alta potencia.

El Klystron, *figura 5.8*, dispone de dos cavidades principales: en la primera de ellas hay una modulación de la velocidad de los electrones que hacen que viajen en paquetes y formen como consecuencia un haz. La 2^o cavidad resuena a la frecuencia de llegada de los paquetes y se genera un campo eléctrico cuando estos paquetes llegan. Como consecuencia, se inducen cargas al final de la cavidad y se inicia un proceso de conversión de la energía. Gran parte de la energía cinética de los electrones se convierte en un campo eléctrico intenso, y se consiguen las microondas.



Figura 5. 8 Klystron [6]

En el magnetrón, *figura 5.9*, los electrones salen disparados termoiónicamente del cátodo. Hay un campo magnético que los desvía y un campo eléctrico radial hacia el interior.

Cuando la velocidad de los electrones se iguala a la velocidad de fase del campo eléctrico hay una interacción y los electrones inducen una distribución de carga entre los polos del ánodo. Como resultado se genera un campo eléctrico de microondas.

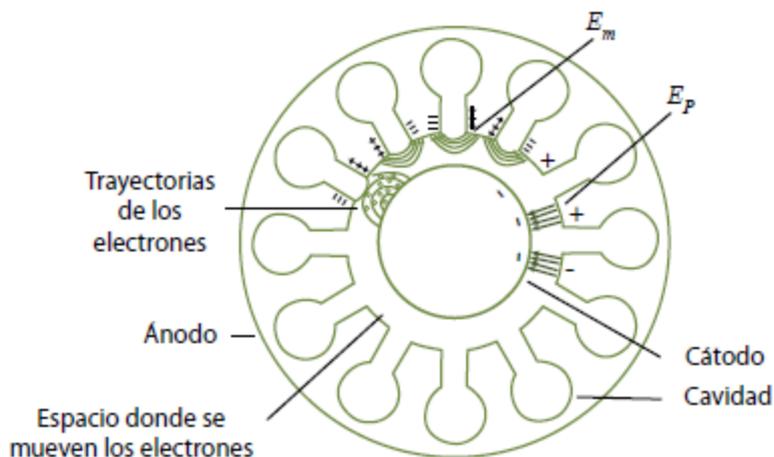


Figura 5. 9 Magnetron [6]

Estos dos sistemas se diferencian principalmente por 2 características, la eficiencia y control. El Klystron es un dispositivo más eficiente que el magnetron en cambio el magnetron permite un mayor control.

6. Control de calidad del LINAC

En este apartado se describe el programa de garantía de calidad del acelerador (RD1998). Se determinan una serie de parámetros para asegurarse que están en tolerancia respecto a un estado de referencia inicial, correspondiente a las especificaciones del fabricante. Este programa es repetido por un Radiofísico mensualmente para asegurar la correcta utilización del equipo.

En este trabajo nos centramos en la calidad del haz de fotones (rayos X) no entrando en la calidad el haz de electrones para los casos que se utilice directamente este haz en la radioterapia.

En la producción de rayos X, dado que la energía que pierde el electrón varía de forma continua, los fotones emitidos presentan un espectro energético continuo, que va desde 0 hasta la máxima energía del electrón. En el CLINAC600 los electrones se aceleran a un potencial de 6 MV y por tanto los fotones pueden llegar a una energía de 6 MeV. La energía media del espectro de los fotones es bastante más baja, de 2 MeV.

6.1 Parámetros a controlar

Se define dosimetría física como el "conjunto de técnicas que tiene por objetivo la medida y establecimiento de variables dosimétricas para caracterizar equipos radiológicos". En la revisión de un LINAC de radioterapia se controlan la siguiente lista de parámetros [6]:

- Dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida es la energía absorbida por unidad de masa en un medio material atravesado por la radiación. Se expresa en las unidades Rad o Gray (Gy) ($1\text{rad} = 10^{-2} \frac{\text{Julios}}{\text{kg}}$, $100\text{rad} = 1\text{Gy}$). La energía absorbida se invierte en la producción de cargas eléctricas por el proceso de ionización. La ionización ocurre mediante tres mecanismos: dispersión compton, efecto fotoeléctrico y producción de pares.

La primera verificación que se realizara será la medida directa de la dosis en las condiciones de referencia siguientes:

- 10 x 10 cm tamaño del campo
- Distancia fuente-superficie (DFS) 100 cm
- Profundidad en agua 10 cm

Es importante aquí definir la unidad monitor (UM) como una cierta cantidad de carga (de ionización) recogida por las cámaras monitoras que se encuentran dentro del cabezal. Cada cantidad de UM equivale a un tiempo de disparo del LINAC. Pues bien, 1 UM corresponde a 1cGy de dosis

absorbida en agua en las condiciones de referencia anteriores salvo en la profundidad del agua que pasa a ser la correspondiente al máximo de dosis $1UM = 1cGy$.

- Dosis absorbida en profundidad(PDD)

La dosis absorbida por un paciente varía con la profundidad. Esta variación es la PDD y depende de la energía del haz, el tamaño del campo, la distancia a la fuente y el sistema de colimación del haz.

La *figura 6.1* muestra la dosis absorbida en agua en función de la profundidad para dos megavoltajes diferentes.

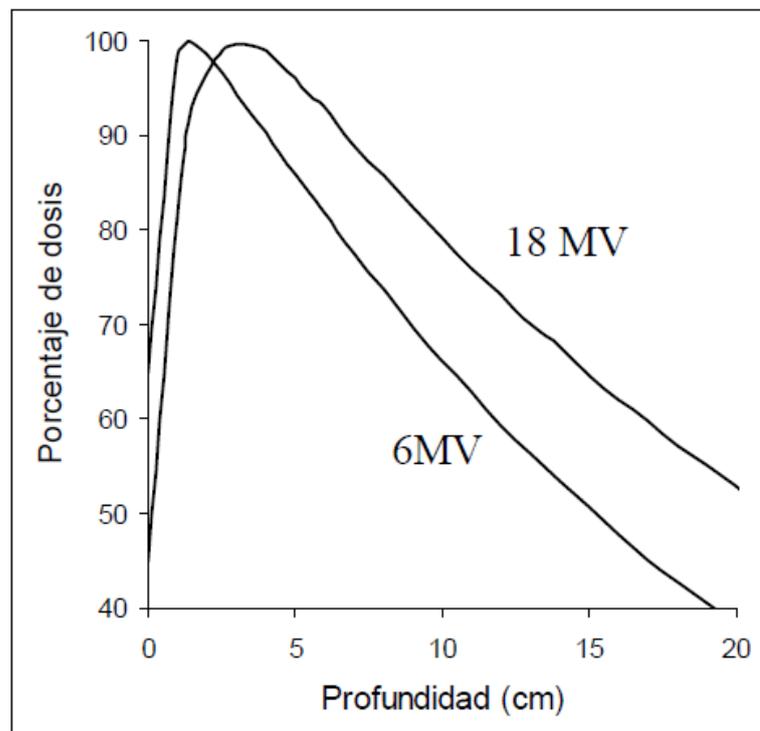


Figura 6. 1 Curvas de distribución de dosis en profundidad

Obsérvese que la dosis no decae siempre sino que al principio crece presentando un máximo cuando, sin embargo, la intensidad del haz de fotones presenta un decaimiento exponencial con la profundidad.

Para comprenderlo tengamos en cuenta que los electrones producidos en las ionizaciones dejan su energía no justo en el punto P donde se originan sino en un entorno cuyo radio es su alcance. Muy cerca de la superficie parte de los electrones se escapan del medio. A medida que nos adentramos en el medio los electrones que dejan su energía fuera de donde se generaron se compensan con electrones que se generaron en otras regiones y dejan su energía en el punto P. A una determinada profundidad el número de electrones que se frenan, y por tanto la dosis absorbida,

alcanzan el máximo. Se dice que se ha alcanzado el equilibrio electrónico: el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan. La profundidad del máximo aumenta con la energía del haz incidente. Y a medida que se aumenta en profundidad el número de fotones va disminuyendo y con ello el número de electrones secundarios desciende, con lo cual a partir del máximo la dosis cada vez es menor.

Los electrones resultantes de las ionizaciones se generan con diferentes energías que se frenan a diferentes profundidades. En la *figura 6.2* se muestran las trayectorias de electrones de 2 MeV en agua que hemos calculado usando un programa MonteCarlo obtenido de [9].

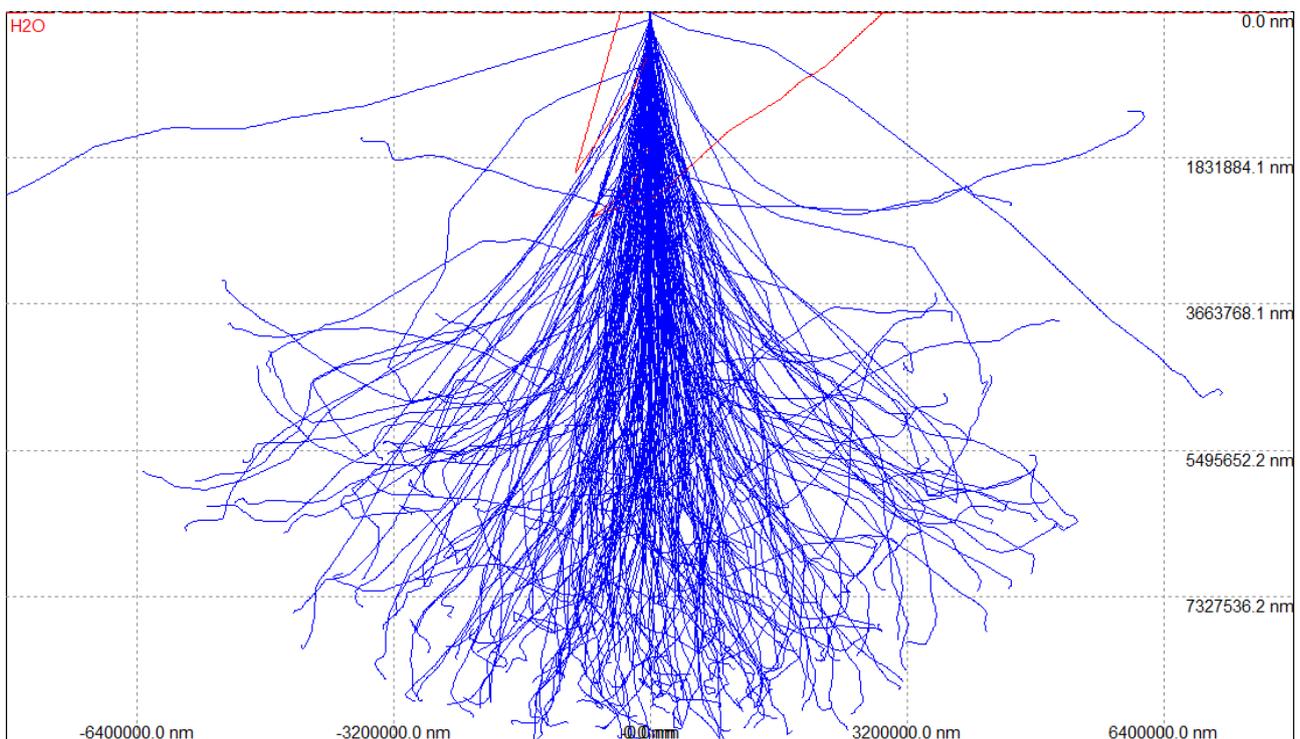


Figura 6. 2 Simulación Casino. Trayectorias de electrones de 2 MeV en agua

- Dosis absorbida en función de la distancia a la fuente

En el caso de una fuente de radiación puntual la tasa de fluencia en el vacío (y aproximadamente en el aire) es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. En un medio de mayor densidad interviene también el decaimiento exponencial. La dosis absorbida en un pequeño volumen es proporcional a esta tasa de fluencia. En la *figura 6.3* el foco del haz es el punto efectivo desde el que puede considerarse que se emite la radiación.

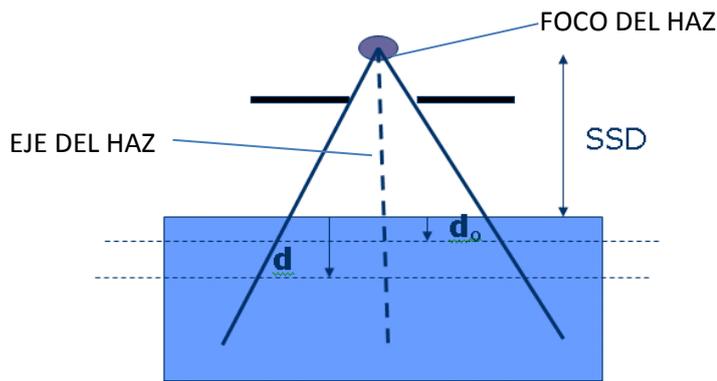


Figura 6. 3 Esquema haz de radiación. Foco y eje del haz

- Perfiles de campo

Una forma de representar la dosis absorbida en el medio es a través de los perfiles de campo o variación de la dosis en una sección recta perpendicular al eje del haz. Estas variaciones normalizadas aparecen en la *figura 6.4* a diferentes profundidades. Se define la penumbra como la distancia entre las profundidades del 80% y del 20% de las dosis absorbida máxima.

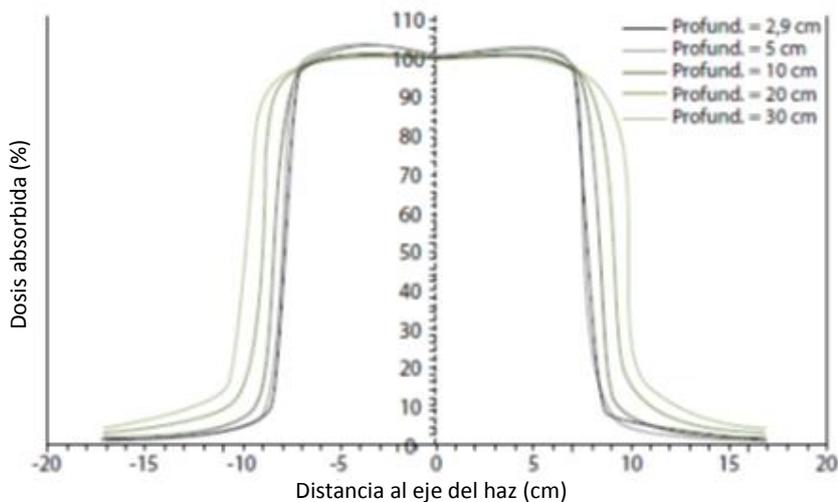


Figura 6. 4 Perfiles de campo para diferentes profundidades

Los perfiles campo permiten analizar la homogeneidad y simetría del haz.

- Factor de cuña

Se define cuña a un sistema cuyo objetivo es producir un gradiente en la tasa de fluencia energética del haz. La cuña no solo modifica el haz sino que atenúa la fluencia de partículas que emite la máquina, y modificara el espectro de radiación inicial [15]. Las primeras que se usaron son las cuñas físicas, *figura 6.5*. En el CLINAC600 usa cuñas dinámicas, en las que el movimiento de una de las mandíbulas durante la irradiación simula una

cuña física. El movimiento de la mandíbula produce una serie de campos que decrecen progresivamente en anchura.

En el cálculo de las unidades monitor se debe tener en cuenta este hecho introduciendo el factor de cuña. Con él, se trata de medir es el factor de transmisión, es decir, la relación que hay entre el campo con y sin cuña para la misma dosis absorbida.

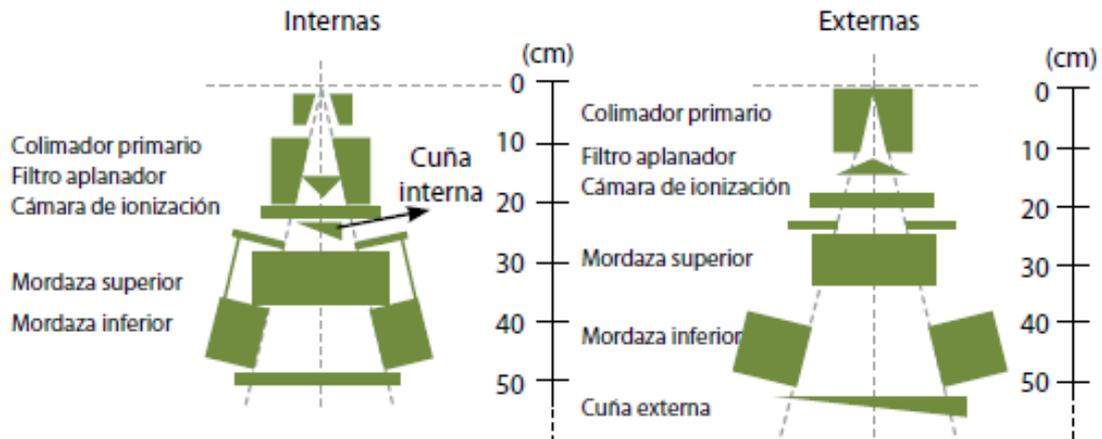


Figura 6. 5 Cuñas físicas. Izquierda: cuña interna, derecha: cuña externa. [6]

- Repetibilidad de la tasa de dosis

Se medirá el factor cGy/UM comprobándose su valor constante para diferentes disparos con las mismas unidades monitor. Se entiende repetibilidad como la desviación típica de estas medidas que debe ser inferior al 0,5 %.

- Linealidad de la tasa de dosis

Se verifica que la dosis para diferentes unidades monitor es una función lineal. Esta linealidad se verifica colocando una cámara de ionización a profundidad fija en un maniquí y midiendo la carga recolectada en un rango amplio como para cubrir todas las posibilidades de tratamiento de un paciente.

- Estabilidad en una jornada

Esta verificación se debe realizar al principio y final de una jornada laboral con el fin de comprobar cómo cambia la dosis a lo largo de un día. Sirve al Radiofísico para cerciorarse del uso correcto del equipo.

También se controlan una serie de parámetros geométricos:

- Localización del isocentro manualmente

Definimos el isocentro como el punto donde interseccionan el eje del colimador, el eje de la mesa y el eje del gantry

- Láseres
- Eje de giro del brazo y telemetro luminoso.
- Indicadores del ángulo de gantry: nivel digital y mecánico
- Eje de giro del colimador: Indicadores del ángulo de giro del colimador: en papel mm, digital y mecánico.
- Eje de giro de la mesa: Indicadores del ángulo de giro de la mesa: en papel mm, digital y mecánico.
- Horizontalidad lateral y longitudinal de la mesa
- Desplazamientos. Linealidad de la mesa
- Telémetro luminoso, mecánico y digital (mesa) para varias distancias foco-superficie. Linealidad.
- Tamaño del campo luminoso
- Placa luz-radiación

- MLC: Prueba Picket-fence y verificación visual.

Se denomina MLC al colimador de 120 multiláminas (el CLINAC600 lo tiene incorporado). Este colimador de 120 láminas tiene la capacidad de conformar cualquier tumor de manera que se reduzca la radiación a tejido sano. Este sistema es comúnmente utilizado para realizar tratamientos de intensidad modulada, IMRT.

- PortalVision

Es un sistema digital de adquisición de imágenes de verificación, en el cual se controla la administración de dosis de radiación en cualquier parte del cuerpo y asegura la calidad y seguridad de los tratamientos de radioterapia. En la verificación se comprobaba la resolución de alto y bajo contraste del PortalVision.

6.2 Materiales y métodos

Los principales materiales que hemos utilizado en este control son:

- ✓ Cuba de agua

Simula al paciente y es un recipiente de dimensiones 100x50x50 cm repleto de agua destilada y abierto por su cara superior en cuyo interior se encuentra una cámara de ionización, en un sistema de railes que permite recoger medidas en las 3 dimensiones del espacio.



Figura 6. 6 Cuba de agua

- ✓ Maniquí de plástico

Consiste en una serie de planchas de PMMA que simulan un paciente y que servirán para realizar pruebas de constancia.



Figura 6. 7 Maniquí de plástico

✓ Cámara de ionización

De geometría cilíndrica con una cavidad sensible de $0,6 \text{ cm}^3$ rellena de aire (modelo: PTW 31010 Semiflex). Como es un volumen pequeño hay menos ionización pero más resolución espacial. El espesor másico de la pared de PMMA es de $0,057 \text{ g/cm}^2$ lo que equivale aproximadamente a 0.5 mm . Dispone de dos electrodos de grafito a los que se les suministra una tensión capaz de recolectar toda la carga producida por ionización de las moléculas de aire y que ha sido de 400 voltios en todas nuestras medidas. Dicha ionización la producen los electrones de alta energía resultantes de ionizaciones primarias ya sea de las paredes de la cámara o del agua de la cubeta o en su caso del maniquí.



Figura 6. 8 Cámara de ionización

Este tipo de cámaras, cuyo uso principal es dosimetría en radioterapia, están abiertas al aire y la masa del volumen de aire puede ser diferente durante la medida. Esto no quiere decir que se encuentre abierta físicamente al aire sino que el aire que se encuentra dentro de la cámara depende de las condiciones ambientales del medio.

Tenemos que calibrar la cámara para unas condiciones de presión y temperatura del agua de la cuba ya que la cámara esta calibrada en agua.

$$\rho_{air}(P, T) = \rho_{air}(101,325 \text{ kPa}, 0^\circ\text{C}) \frac{P}{101,325} \frac{273,2}{273,2 + T} \quad (1)$$

El factor de corrección que se aplicará a la medida será:

$$k_{P,T} = \frac{1}{\rho_{air}(P, T)} \quad (2)$$

Consideramos que la temperatura de la sala es la misma que la temperatura dentro de la cámara.

✓ **Electrómetro**

Las cámaras de ionización están conectada a unas unidades de control que selecciona el voltaje y un electrómetro que nos permite leer la carga producida (en nanoculombios nC). La corriente de ionización es muy pequeña y el electrómetro junto con la cámara se comportan como un amplificador operacional de alta ganancia para la medida de dicha carga con gran sensibilidad.

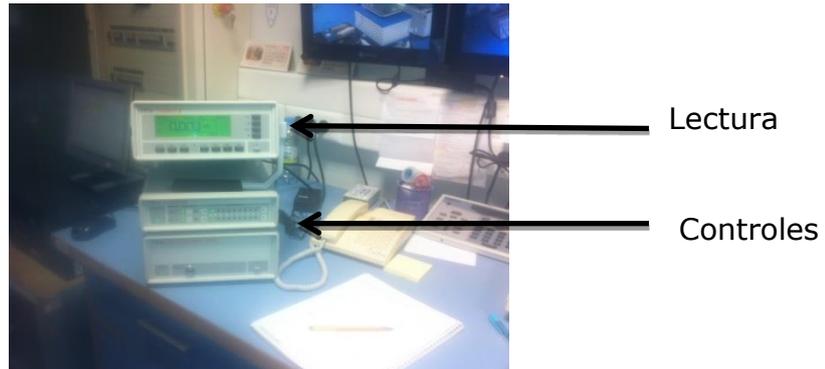


Figura 6. 9 Unidades de control. Superior: lectura de la cámara. Inferior: control de la tensión aplicada

- ✓ Barómetro
- ✓ Papel milimetrado
- ✓ Nivel

- ✓ Placa radiocrómica

Es un detector de radiación formada por una película de un cierto polímero que se oscurece proporcionalmente a la dosis.

6.3 Medidas realizadas

6.3.1 Medidas con una cuba de agua

En la primera parte del CC hemos medido la tasa de dosis absorbida en agua, *Figura 6.10* tomando las condiciones de referencia del apartado 6.1.



Figura 6. 10 Cuba de agua para calibrar el haz de radiación

La cámara va colocada en la cuba a 10 cm de la superficie del agua, situada en el isocentro. Aunque el máximo de dosis recibida está a 1,5 cm de profundidad, el protocolo recomienda medir a 10 cm que equivale a un 66% del porcentaje de dosis absorbida. (*Figura 6.11*)

$$\frac{\text{lectura en nC}}{0,66} = \text{Valor de la dosis en el máximo} \rightarrow \text{cGy}$$

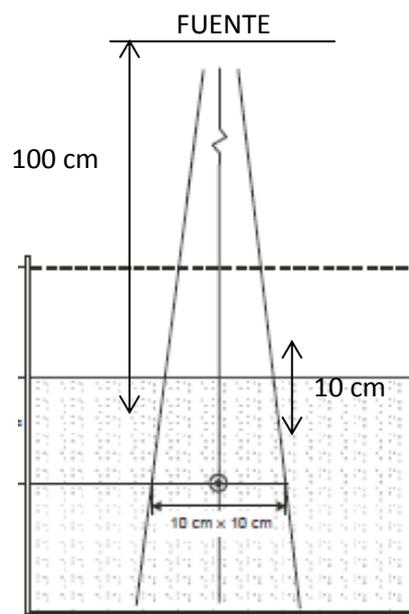


Figura 6. 11 Esquema haz de radiación. El punto simboliza el lugar donde se sitúa la cámara de ionización

Se cuadra la cruceta de la cuba con la del campo de radiación, esto lo conseguimos a través de un conjunto de láseres que cortan en el punto indicado. De esta forma se logra que el eje del haz este centrado con la cuba y por tanto la radiación incida en el lugar adecuado.

Los equipos de radioterapia están calibrados para trabajar a 10^{-2} Gy por unidad de monitor (UM) en condiciones de referencia. Con un paciente real ya no tenemos las condiciones de referencia descritas en el apartado 6.1. Por tanto es importante establecer con precisión la relación entre calibración y dosis que se libera a un paciente (Hay algoritmos que dan las unidades monitor necesitadas en cada caso).

Programamos un haz de 200 UM, a una velocidad de 400 UM/min.

1) Determinación de la dosis absorbida en agua

La dosis absorbida en agua a la profundidad viene dada por la siguiente formula:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3)$$

Donde

- N_{D,w,Q_0} coeficiente de calibración de la cámara (Gy/nC).
- k_{Q,Q_0} factor que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz actual Q y la calidad Q_0 del haz con el que se encontraba calibrada la cámara, una fuente de ^{60}Co en nuestro caso.
- M_Q lectura de la carga entregada por el electrómetro corregida:

$$M_Q = M_Q^* k_{P,T} \quad (4)$$

Con

- M_Q^* lectura real de la cámara.
- $k_{P,T}$ es el factor de corrección por presión y temperatura del aire de dentro de la cavidad de la cámara.

En este caso se tiene $P = 95\text{kPa}$, $T = 20\text{ }^\circ\text{C}$. A partir de la ecuación (2) se obtiene que: $k_{P,T} = 1,074$

Datos que tomamos del protocolo:

- $k_{Q,Q_0} = 0,9916$ factor de corrección para la calidad del haz.
- $N_{D,w,Q_0} = 0,052423$ Gy/nC es el factor de calibración para la dosis absorbida en agua.

A partir de la lectura del electrómetro que ha sido de 23,74 nC, obtenemos

$M_Q = M_Q^* k_{P,T} = 0,12762 \frac{\text{nC}}{\text{UM}}$. Lo expresamos en carga por unidad de monitor dividiendo por las 200 UM utilizadas.

La dosis se obtiene de la ecuación (3):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 6,634 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Gy}}{\text{UM}}$$

Hemos realizado tres disparos y hemos obtenido una desviación en los resultados del 0,4%, dentro del rango permitido por el protocolo del 2-3%.

2) Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (dosimetría relativa)

Estas medidas de las PDP las hacemos en condiciones distintas a las de referencia. El montaje experimental es parecido al de la medida previa pero con una cámara de ionización con mayor resolución espacial (0,125 cm³ de volumen). La cámara se centra tanto X como en Y en profundidad. Además se coloca una segunda cámara de control que estará fija durante las medidas y que nos permite corregir posibles perturbaciones. El campo para estas medidas es nuevamente de 10x10 cm y el disparo de 300 UM.

Se va desplazando la cámara en profundidad es decir en el eje Z y mediante un programa se obtiene automáticamente la gráfica de la *figura 6.12*.

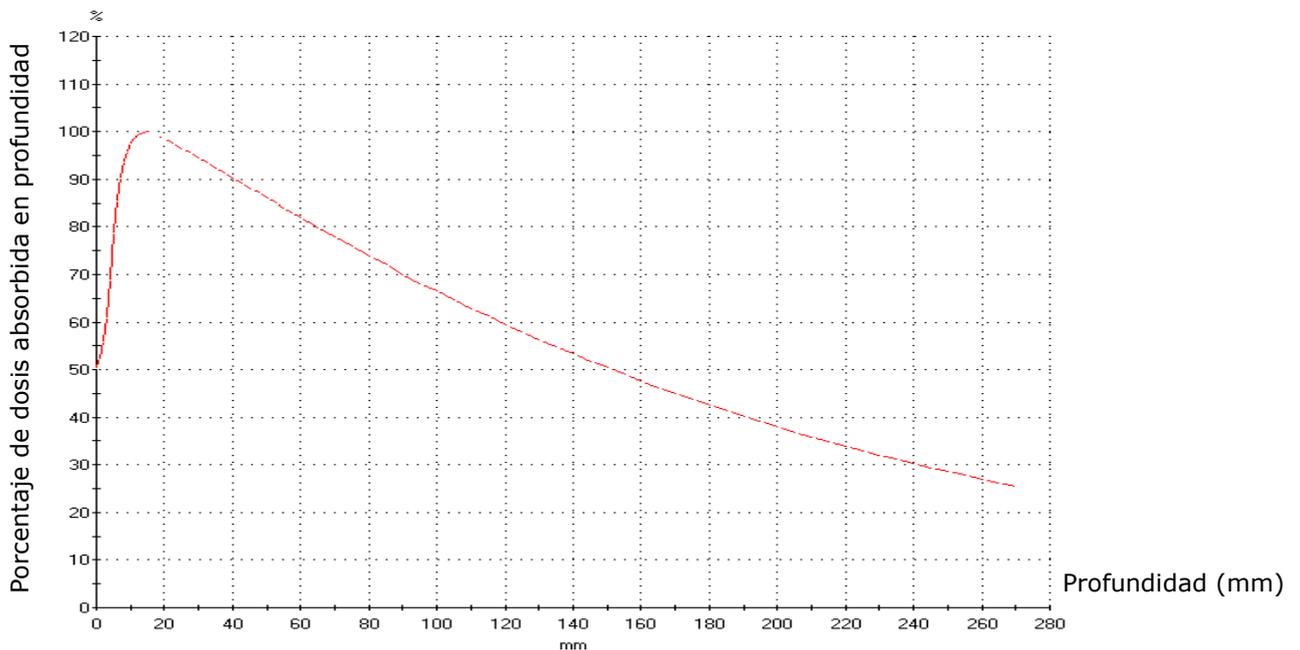


Figura 6. 12 Porcentaje de dosis en profundidad en función de la profundidad

El máximo de dosis absorbida está a una profundidad de 16 mm y a 100 mm tenemos 66 % de la dosis absorbida (lugar donde el protocolo recomienda medir).

Se puede estimar el valor de la dosis en ese máximo:

$$D(Z_{max}) = \frac{100 D(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})} = 0,9960 \frac{cGy}{UM} \quad (6)$$

- $D(Z_{max})$ dosis en el máximo de la gráfica.
- $D(Z_{Ref})$ valor medido por la cámara en el punto a 10 cm (dosis absorbida en agua a 10 cm), $6,634 \cdot 10^{-3} nC/UM$.
- $PDP(Z_{ref}) = 66\%$

Con este valor se puede apreciar que $cGy \approx UM$, resultado que concuerda con la definición de unidad monitor (apartado 6.1)

Los datos proporcionados también permiten hacer una comparación entre los valores teóricos y experimentales de nuestro equipo CLINAC600 (6MV).

	Dosis absorbida a 10 cm (%)	Dosis absorbida a 20 cm (%)	D_{20}/D_{10}
Datos experimentales	66,51	37,95	0,5705
Datos teóricos	66,60	38,50	0,58

Tabla 6. 1 Comparativa protocolo - resultados CC

Hay una buena concordancia entre los valores calculados el día del control y los que vienen descritos en el protocolo.

3) Distribución de dosis absorbida en planos perpendiculares al eje del haz.

En este apartado obtendremos información sobre la uniformidad, simetría y penumbra. Para ello realizamos barridos en los ejes principales del campo (eje X y eje Y). Tendremos diferentes perfiles para diferentes tamaños de campo.

Utilizando campos tanto de 30x30 cm (*figura 6.13*) como de 10x10 cm (*figura 6.14*) y mismas condiciones que en la verificación anterior (cámara a 10 cm de la superficie, 400 V de tensión etc.)

En el perfil 1 mediremos la homogeneidad y simetría del haz. Mientras que el perfil 2 servirá para comparar ambos perfiles.

Se define uniformidad como la diferencia porcentual entre el valor D_{max} y D_{min} , ver *figura 6.13*. Y la simetría como la comparación del perfil a un lado y a otro del eje central.

También mediremos la penumbra que se define como la distancia entre los valores del 80% y 20%, va a existir tanto a la derecha como a la izquierda de ambos ejes.

Recogemos los datos de interés en la *tabla 6.2*.

	Homogeneidad (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra derecha (mm)
Eje X	1,76	0,52	9,04	8,84
Eje Y	1,73	0,57	9,41	9,69

Tabla 6. 2 Perfil 30 x 30

La tolerancia de la homogeneidad y de la simetría es menos del 3% y tenemos en torno a 1 cm de penumbra a cada lado de los ejes.

Legenda de colores de las figuras 6.13 y 6.14:

- En la *figura 6.13* se pueden apreciar dos colores referentes tanto a perfil X (color azul) como perfil en Y (color rojo).
- En la *figura 6.14* (10x10 cm) también tenemos una leyenda de colores: color verde: perfil X, color azul: perfil Y.

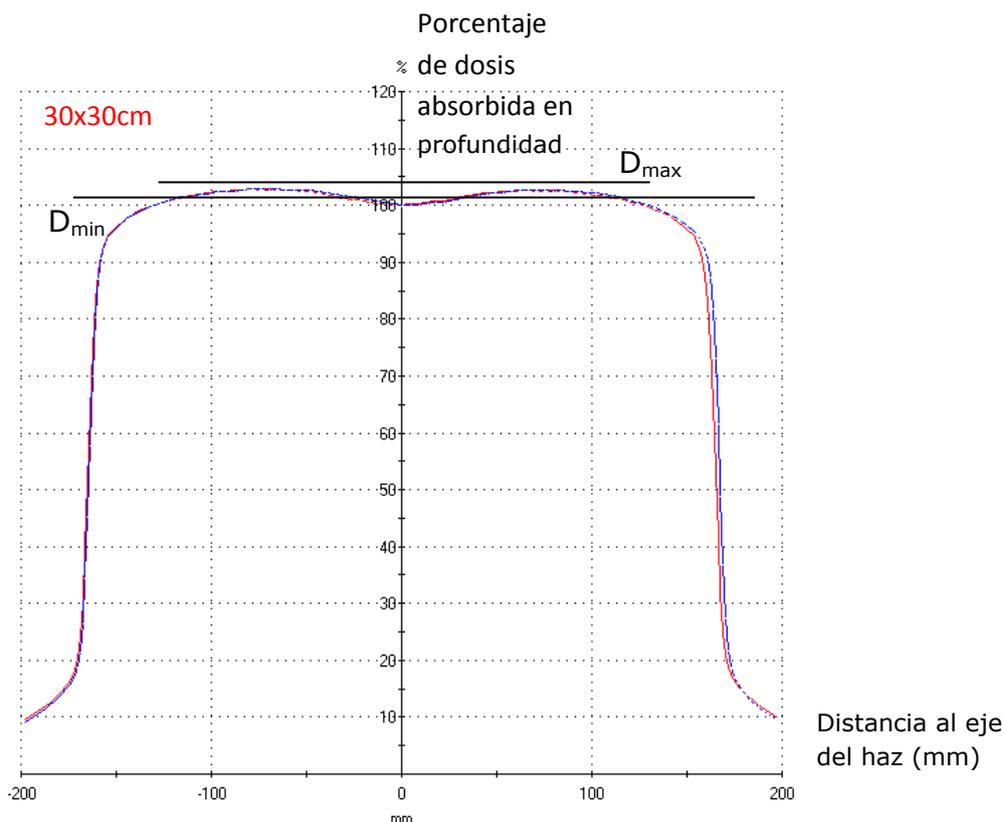


Figura 6. 13 Perfil 1. Azul: perfil X. Rojo: perfil Y

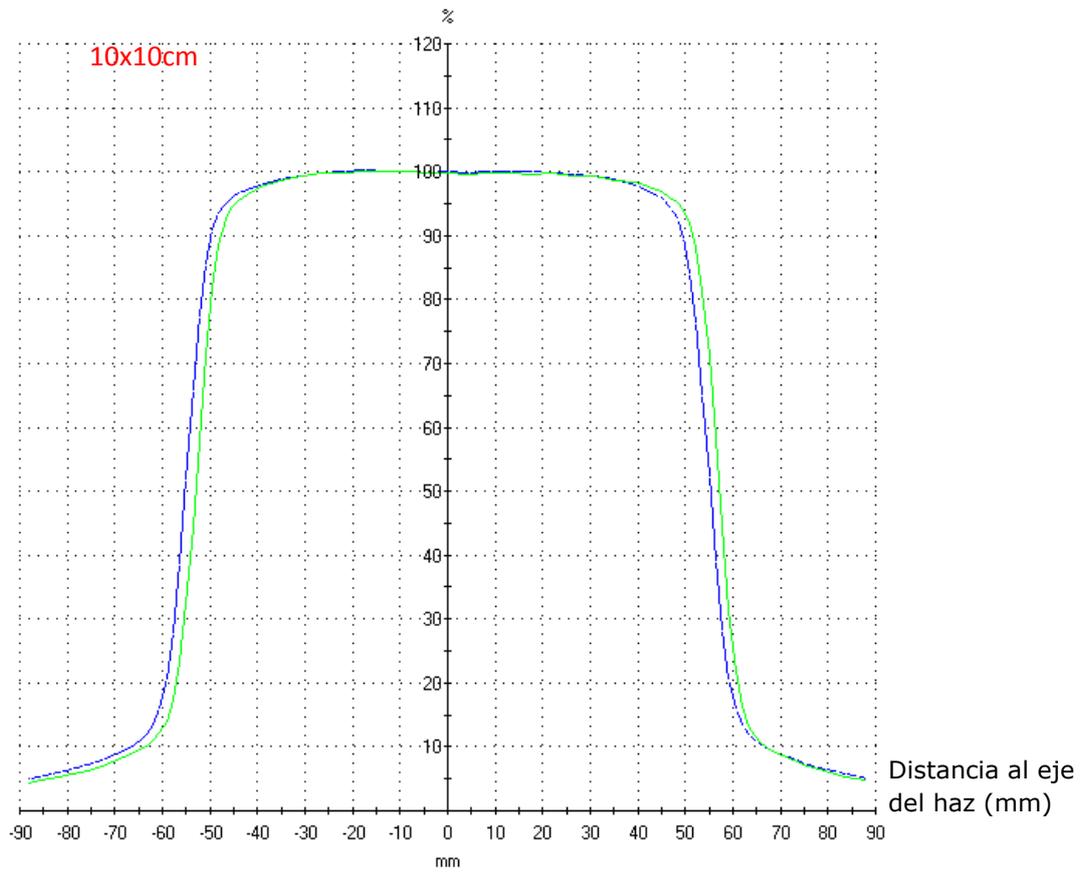


Figura 6. 14 Perfil 2. Verde: Perfil X. Azul: Perfil Y

6.3.2 Medidas con maniquí de plástico

En la calibración de haz de radiación de un LINAC también hay una serie de verificaciones que se realizan con un maniquí de plástico. Son en su mayoría pruebas de constancia.

Estas medidas las realizamos en un día diferente a las del apartado anterior por lo que las condiciones presión y temperatura cambian.

$$P=93,6 \text{ kPa}; T=23,3 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

Mediremos el factor de cuña así como la repetibilidad, linealidad y constancia de la tasa de dosis. Se comparan estas medidas con las del patrón del fabricante.

Montaje experimental

Como maniquí se utilizan 8 placas de plástico de 1 cm de grosor y una de 2 cm de espesor situada en la parte inferior donde, a través de un orificio, se colocara la cámara de ionización. En total se tiene 10 cm de grosor. Estas placas tienen unas dimensiones de 30 x 30 cm.

En estas verificaciones la cámara seguirá estando a 100 cm de la fuente (DFS=100cm). Se calibra por presión y temperatura, de acuerdo con la ecuación (2): $k_{P,T} = 1,095$

Una vez conectado la cámara al electrómetro, se está en condiciones de poder medir. Se utilizara un haz de 200 UM/min.

1) Repetibilidad de la tasa de dosis

Mediante el valor cGy/UM mediremos la constancia en la tasa de dosis.

L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Promedio (nC)	Desv (%)	Promedio corregida (nC)	REF (nC)	Desv REF (%)
3,875	3,876	3,877	3,876	0,03	4,243	4,258	-0,35

Tabla 6. 3 Repetibilidad de la tasa de dosis

- *L1, L2, L3* son 3 medidas de la tasas de dosis.
- *Desv* es la desviación del valor promedio de cada una de las medidas.
- *Promedio corregido* es el valor promedio corregido por el factor $k_{P,T}$.
- *REF* es el valor de referencia del fabricante.
- *Desv REF* es la desviación de la medida respecto al valor de referencia (REF).

2) Linealidad de la tasa de dosis

Representación de la tasas de dosis como función de las UM. Realizamos medidas en un rango suficientemente amplio para posibles UM utilizadas en tratamiento (Se disparan 200, 100, 50, 20, 10, 5, 2,1 UM). En este caso tenemos una tolerancia menor de 0,3 UM.

UM	1	2	5	10	20	50	100	200
Lectura (nC)	0,021	0,040	0,097	0,193	0,387	0,969	1,937	3,876
Pendiente	0,021	0,020	0,019	0,019	0,019	0,019	0,019	0,019
Desv (%)	8,36	3,20	0,10	-0,41	-0,15	0,00	-0,05	0,00

Tabla 6. 4 Linealidad de la tasa de dosis

En la *tabla 6.4* se han representado:

- *Lectura de la cámara (nC)*.
- *Pendiente* es el cociente entre la lectura y la UM.
- *Desv* es la desviación de la lectura respecto al valor de 200 UM.

En la *figura 6.15* representamos la lectura de la cámara en función de las unidades monitor. De esta figura se puede sacar el offset que definimos como la ordenada en el origen dividido entre la pendiente de la recta.

$$\text{Offset} = 0,02 < 0,3UM$$

Está en el rango de tolerancia.

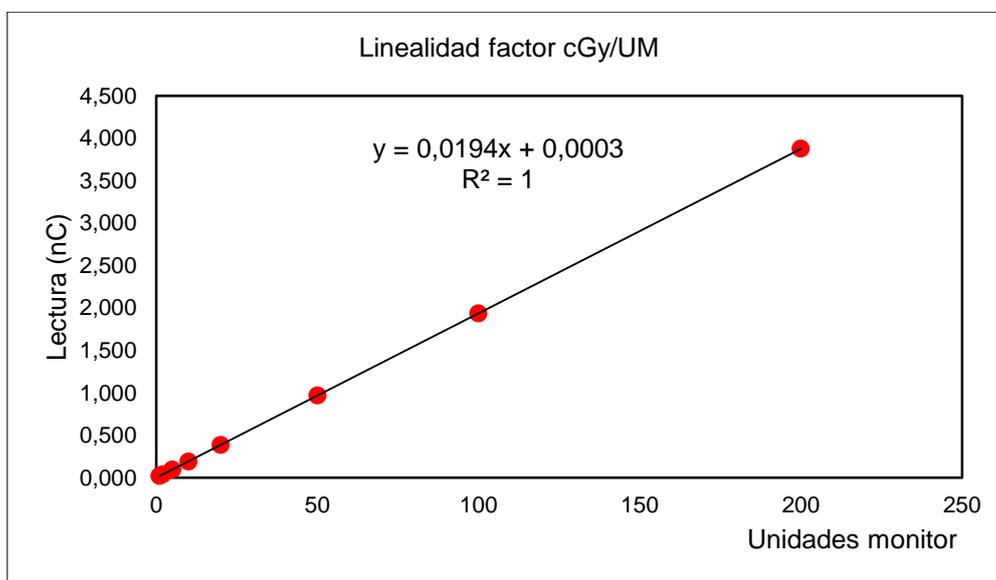


Figura 6. 15 Linealidad de la tasa de dosis

En la *figura 6.15* se puede apreciar como a bajas UM se pierde la linealidad, por ello cuando se planifican los tratamientos, se trabajó con segmentos (cada uno de los disparos que se realiza en un tratamiento a un paciente) de más 3 UM. Corresponden a los dos valores en rojo de la *tabla 6.4*.

También se puede comparar cuanto se desvía la pendiente de cada unidad monitor respecto al valor de la pendiente de 200 UM. Para ello representamos el cociente Pendiente/Pendiente (200UM) en función de las unidades monitor, *figura 6.16*.

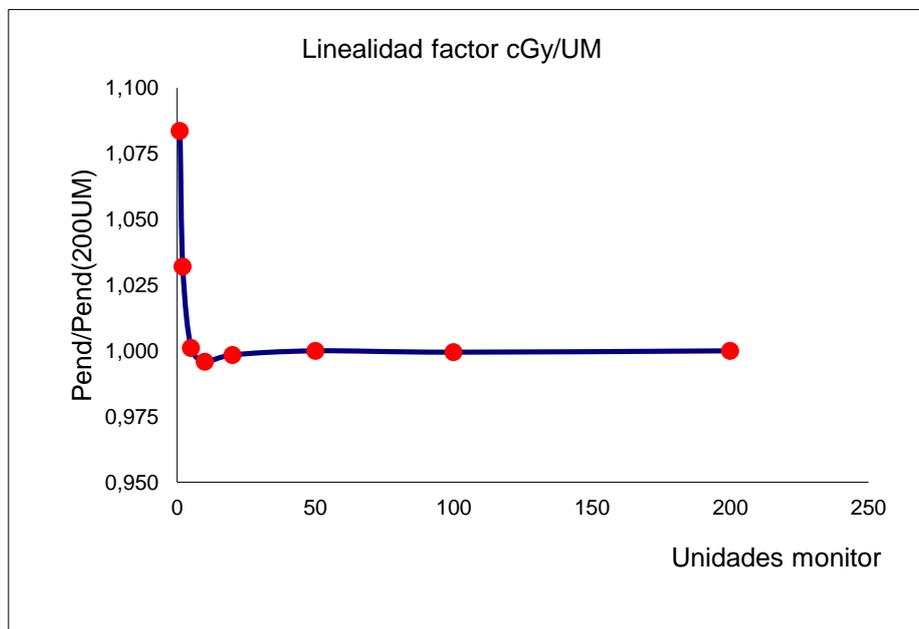


Figura 6. 16 Linealidad en función de la pendiente

3) Estabilidad en una jornada

Con esta medida verificaremos la constancia de la tasa de dosis en una jornada laboral. En el caso del control de calidad se realizó al principio y al final del mismo.

L mañana (nC)	L tarde (nC)	Desviación (%)
3,875	3,876	-0,03

Tabla 6. 5 Estabilidad de una jornada

En la *tabla 6.5* podemos ver la desviación de la lectura desde la primera y última medida del CC. La tolerancia permitida es del 1%.

4) Factor de cuña

En esta prueba se medirá el factor de transmisión para diferentes aperturas de las mandíbulas del colimador. El paso de la radiación a través de la cuña produce un endurecimiento energético del haz. En la *figura 6.17* podemos ver una representación de una cuña física.

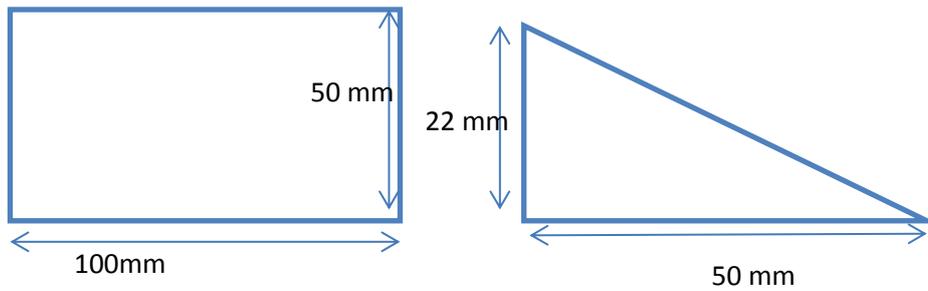


Figura 6. 17 Esquema de una cuña física de un acelerador

El CLINAC600 no tiene cuña física sino que dispone de una cuña dinámica que a modo esquemático se representaran por dos mandíbulas (Y1 y Y2) que crean el factor de cuña a medida que se van cerrando. Con ello conseguimos diferentes angulaciones de la cuña en función del movimiento de Y1 y Y2. El haz de radiación va salir disparado por el medio de las 4 paredes, *figura 6.18*. Por ejemplo con un ángulo de cuña de 60° , la mayor parte del haz no va ser transmitido. En cambio, con un ángulo de cuña de 15° , se va a transmitir la mayor parte del haz.

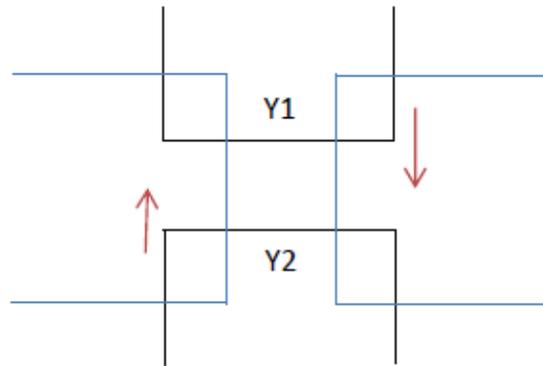


Figura 6. 18 Esquema de las mandíbulas que crean la cuña dinámica

En realidad, el equipo dispone de un sistema de 120 multiláminas de 5mm y 10 mm de anchura que permiten seleccionar diferentes formas de campo. Este conjunto de láminas se van abriendo y cerrando según el tratamiento que se quiera realizar.

Se medirá cierto tiempo con las mandíbulas abiertas y luego se irán cerrando progresivamente de manera que obtendremos un haz de radiación inclinado (con un cierto ángulo) en lugar del haz plano que se obtendría si se midiese con las mandíbulas abiertas. Esta angulación del haz se explica porque hay partes, en toda la anchura haz, que están menos tapadas que otras y por eso podrán transmitirse mejor que las partes que tienen que superar más espesor de cuña.

A medida que disminuimos el ángulo de cuña, la lectura aumenta porque se recoge más radiación. En la *tabla 6.6* se puede ver diferentes medidas de ángulo de cuña (W15 significa 15°). Se ha utilizado el valor de referencia del fabricante y la desviación respecto al valor de referencia.

	Lectura (nC)	Factor	REF	Desviación (%)
W15 Y1(IN)	3,595	0,928	0,928	-0,02
W30 Y1(IN)	3,316	0,856	0,856	-0,06
W45 Y1(IN)	3,000	0,774	0,775	-0,14
W60 Y1(IN)	2,578	0,665	0,665	-0,04
W60 Y2(OUT)	2,535	0,654	0,650	0,56

Tabla 6. 6 Factor de cuña. Comparativa fabricante-resultados experimentales

5) Energía

Verificaremos el factor de energía, es decir la tasa de dosis, para un espesor de maniquí de 10 cm y otro espesor de 20 cm. Este factor no es el mismo que se midió cuando se realizaron las medidas con la cuba de agua (porcentaje de dosis absorbido en profundidad). Los datos no se pueden comparar porque se tratan de experimentos diferentes aunque la forma de proceder sea análoga.

	Lectura (nC)	D200/D100	REF	Desv (%)
z=10cm	3,876	0,663	0,665	-0,28
z=20cm	2,569			

Tabla 6. 7 Factor energía para diferentes espesores de maniquí

6.3.3 Medidas geométricas

En estas pruebas no se tendrá un montaje experimental estándar y se ira explicando en cada prueba. Se utilizara un tamaño de campo de 30x30 cm. En la mayoría de la pruebas se utilizara un nivel de burbuja. Aunque también dispondremos de papel milimetrado, una aguja y una placa radiocrómica.

1) Localización del isocentro manualmente

Localizaremos el isocentro de forma manual. Para esta prueba dispondremos de una aguja que colocaremos en la mesa, a una distancia foco superficie (DFS) de 100 cm, de modo que se hace coincidir con la proyección del centro de la cruceta de un campo luminoso que simula el haz de radiación (se buscara que el extremo del aguja sea el isocentro). En pruebas posteriores también se hará uso de esta aguja en la misma posición y a la misma DFS.

Primero ajustamos el isocentro para gantry en la posición 0° y después a 180°. Una vez que se consigue un ajuste fino, se mueve la mesa en vertical (ajuste en altura) hasta que coincida para gantry a 90° y después para gantry a 270°. Por último, se mueve el colimador en todo su rango para ver que coincida en todas las posiciones (ajuste cráneo-caudal).

Telómetro luminoso	Tolerancia	Telómetro mecánico	Tolerancia	Indicador digital	Tolerancia
100,0 mm	±2mm	100,0 mm	±1mm	100,0 mm	±1mm

Tabla 6. 8 Localización del isocentro mecánico mediante ajuste manual

2) Láseres

Comprobaremos la coincidencia entre el borde de la aguja y el punto luminoso creado por los láseres con ayuda de papel milimetrado. La aguja estará a la misma DFS que en el apartado anterior.

Primero mediremos la proyección de los láseres laterales para ver si son coincidentes con el isocentro (en un rango de 1 mm) y segundo con las marcas en la pared. Finalmente verificaremos que la proyección de laser digital coincide con la proyección de la cruceta del campo luminoso sobre la mesa.

	LD horizontal	LD vertical	LI horizontal	LI vertical	L sagital	Tolerancia
Desviación respecto isocentro	0	0	0	0	0	±1mm
Coincidencia láseres laterales	0	0	0	0	-	±1mm
Alineación láser sagital con cruceta en la mesa	-	-	-	-	0 mm, 0.2°	±1mm

Tabla 6. 9 Coincidencia del isocentro con los diferentes láseres

Con:

- LD laser derecho
- LI laser izquierda

3) Eje de giro del gantry y telemetro luminoso

En este caso comprobaremos que el centro de la cruceta del campo luminoso coincide con la aguja para todo el giro de gantry. Además verificaremos que el telemetro luminosos marca la DFS correcta (100 cm).

	Desviación	Tolerancia
Desviación máxima del giro isocéntrico del gantry	0	±1mm
Desviación máxima del telémetro luminoso	0	±2mm

Tabla 6. 10 Desviación del eje de giro del gantry y telemetro luminoso

4) Indicadores del ángulo de gantry: nivel, digital y mecánico

Verificación del ángulo de giro del gantry. Para ello medimos la horizontalidad de la mesa respecto al giro. Se realizara con un nivel buscando que la burbuja quede centrada (indicara que esta horizontal). Para diferentes ángulos de gantry se toman medidas. Tanto en el indicador digital como en el telemetro mecánico comprobamos el valor que sale en el display.

Ángulo	Mecánico	Digital	Tolerancia
0°	0,0	0,1	±0.5°
90°	90,0	90,1	±0.5°
180°	180,1	179,9	±0.5°
270°	270,0	270,0	±0.5°

Tabla 6. 11 Verificación de los diferentes indicadores del ángulo de gantry

5) Eje de giro del colimador. Indicadores del ángulo de giro del colimador: en papel milimetrado, digital y mecánico.

Con las mismas condiciones de montaje que en medidas anteriores, verificaremos el eje del colimador. Para ello se seguirán los siguientes pasos:

- Situamos a 0° el eje la mesa.
- Colocamos papel milimetrado sobre la mesa alineándolo con la cruceta luminosa del colimador (gantry a 0°) para diferentes ángulos
- Controlamos que el isocentro se ajusta para el giro de la mesa.

Se comprueba el indicador mecánico, el digital y la desviación con la proyección sobre el papel milimetrado.

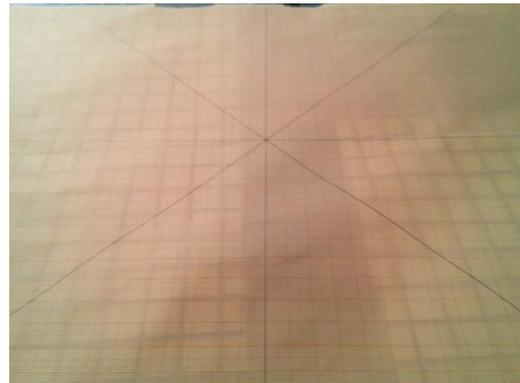


Figura 6. 19 Papel milimetrado 1

En la *figura 6.19* se puede ver el papel milimetrado que se utilizó durante esta verificación, en el que se han trazado unas líneas con el objetivo de hacerlas coincidir con la cruceta luminosa para diferentes ángulos. En la *tabla 6.12* damos cuenta de las medidas realizadas.

Ángulo	DFS	Mecánico	Digital	Tolerancia	Papel	Tolerancia
0°	100	359,8	0,2	±0.5°	-	±1mm
90°	100	89,9	90,2	±0.5°	0,0	±1mm
270°	100	269,6	270,1	±0.5°	0,0	±1mm

Tabla 6. 12 Desviaciones de los ángulos durante el giro del eje del colimador. Medidas realizadas con telemetro mecánico y digital

6) Eje de giro de la mesa. Indicadores de ángulo de giro de la mesa: en papel mm, digital y mecánico.

En esta prueba de control el procedimiento será análogo a la verificación 5). Contralaremos el eje de giro de la mesa siguiendo las siguientes pautas:

- Angulo 0° en el eje de la mesa. Para conseguir este 0° movemos la mesa en longitudinal.
- Colocamos el papel milimetrado y alineamos la aguja con la cruceta luminosa, con el gantry y el colimador a 0°.

- Verificamos que el isocentro sea el mismo para todo el giro de la mesa. Hacemos la medida para diferentes ángulos.

Se comprueba el indicador mecánico, el digital y la desviación con la proyección sobre el papel.

Ángulo	DFS	Mecánico	Digital	Tolerancia	Papel	Tolerancia
0°	100	359,6	359,8	±0.5°	-	±2mm
90°	100	89,7	89,9	±0.5°	<1 mm	±2mm
270°	100	269,8	269,9	±0.5°	0.5	±2mm

Tabla 6. 13 Desviaciones de los ángulos durante el giro del eje del mesa. Medidas realizadas con telemetro mecánico y digital

7) Horizontalidad lateral y longitudinal de la mesa. Desplazamientos. Linealidad de la mesa.

Verificación de la exactitud del telemetro luminoso y mecánico para controlar la horizontalidad tanto lateral como longitudinal de la mesa.

Comprobaremos que tanto el telemetro luminoso como el mecánico marcan 100 cm (DFS). Seguidamente, seleccionamos otra distancia con el telemetro luminoso (105 cm) y comprobamos su equivalencia con el mecánico. En cada una de estas medidas estamos comprobando la horizontalidad de la mesa para diferentes valores de altura. También realizamos una medida con carga sobre la mesa.

Falta por comprobar la escala lateral y longitudinal, lo haremos con el papel milimetrado, ver *figura 6.20*.

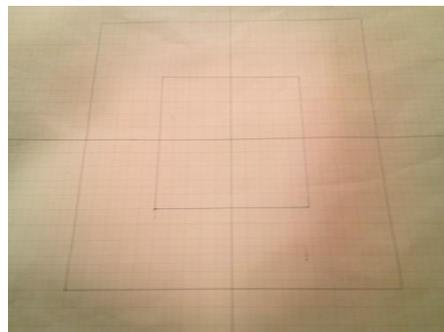


Figura 6. 20 Papel milimetrado 2

Se verifica la desviación del isocentro en un movimiento lateral de 5,10, -5, -10cm y compararemos con el valor que da el sistema digital. Posteriormente subiendo y bajando la mesa comprobaremos la no desviación de la escala longitudinal y lateral. Esto se realizara con el papel milimetrado y el indicador digital.

Por último verificaremos la escala vertical proyectando los láseres sobre la mesa y se compara con el indicador digital. Todas estas comprobaciones quedan recogidas en las *tabla 6.14* y *6.15*.

	Lectura	Tolerancia
Horizontalidad lateral / longitudinal	0.1° / 0.1°	0.5° / 1°
Horizontalidad longitudinal con carga	0.3°	1°
Desviación con movimiento longitudinal	0	±1mm
Desviación con movimiento lateral	0	±1mm
Desviación con movimiento vertical (verticalidad)	0.5 CRAD	±2.5mm

Tabla 6. 14 Horizontalidad de la mesa para diferentes pruebas

CRAD es una prueba que realizaremos a continuación para comparar el campo de radiación con el campo luminoso.

	Máxima Desviación	Tolerancia
Escala longitudinal	< 1 mm	±1mm
Escala lateral	< 1 mm	±1mm
Escala vertical	< 1 mm	±1mm

Tabla 6. 15 Horizontalidad de la mesa para escala longitudinal, lateral y vertical

8) Telemetro luminoso, mecánico y digital (mesa) para varias DFS. Linealidad.

Con un campo de 10 x 10 cm y a una distancia DFS de 100 cm, centramos el campo luminoso con el papel milimetrado de la *figura 6.20*. Verificaremos la linealidad midiendo la desviación que indica el telemetro luminoso para diferentes distancias (80, 85, 90, 95, 100, 105, 110 cm). Estas diferentes distancias las conseguimos con láminas de PMMA.

Telómetro luminoso	80	85	90	95	100	105	110	Tolerancia
Telómetro mecánico	80,00	85,00	90,00	95,00	100,0	105,0	109,9	±1mm
Indicador digital	-	-	-	-	0,1	5,1	110,0	±1mm

Tabla 6. 16 Desviación de la DFS dada por telemetro luminoso, mecánico y digital para diferentes distancias

	Máxima desviación	Tolerancia
Linealidad del telómetro luminoso	1 mm	±2mm

Tabla 6. 17 Máxima desviación de la linealidad del telemetro luminoso

9) Tamaño del campo luminoso

Colocamos el papel milimetrado de la *figura 6.20* a DFS=100 cm con el colimador y el gantry a 0°. Centramos la cruceta luminosa con el papel.

Nominal	Real			
X x Y	X1	X2	Y1	Y2
5x5	2,5	2,5	2,5	2,5
10x10	5,0	5,0	5,0	5,0
20x20	10,0	10,0	10,0	10,0
Tolerancia	±1mm	±1mm	±1mm	±1mm

Tabla 6. 18 Tamaño del campo luminoso

Hemos considerado el centro de la *figura 6.20* como la posición X1=0, X2=0, Y1=0, Y2=0.

10) Placa luz-radiación: 10x10cm

Irradiamos una película radiocrómica sobre 2 cm de PMMA. Con las siguientes condiciones:

- Tamaño de campo 10x10 cm.
- Distancia phantom (maniquí) –fuente: 100 cm.
- 150 Unidades Monitor.
- Colimador y gantry a 0°.

Se marcan los límites de campo luminoso y se comprueba visualmente si coinciden con los que ha provocado el campo de radiación sobre la película. En la *tabla 6.19*. Recogemos las desviaciones respecto al valor nominal.

Nominal		Luz		Radiación		Tolerancia	penumbra	
X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)		X1 (cm)	X2 (cm)
10	10	9,95	10,05	10,01	10,11	±2mm	Y2 (cm)	0,36
							Y1 (cm)	0,36

Tabla 6. 19 Diferencias entre la referencia de luz y la placa de radiación

11) MLC: Picket-fence y verificación visual.

Cogemos un plan preestablecido en el área de Radiofísica del hospital Campo Grande. Comprobación de la linealidad de las láminas del sistema multiláminas (MLC) para ello irradiamos la prueba "Picket-fence" sobre el PortalVision.

Primero realizamos un prueba sin error y luego el plan establece dos errores en las láminas que se pueden observar. La verificación será de tipo visual, en un campo de 10x 40 cm. Ver *figuras 6.21 y 6.22*.



Figura 6. 21 Picket-fence sin error

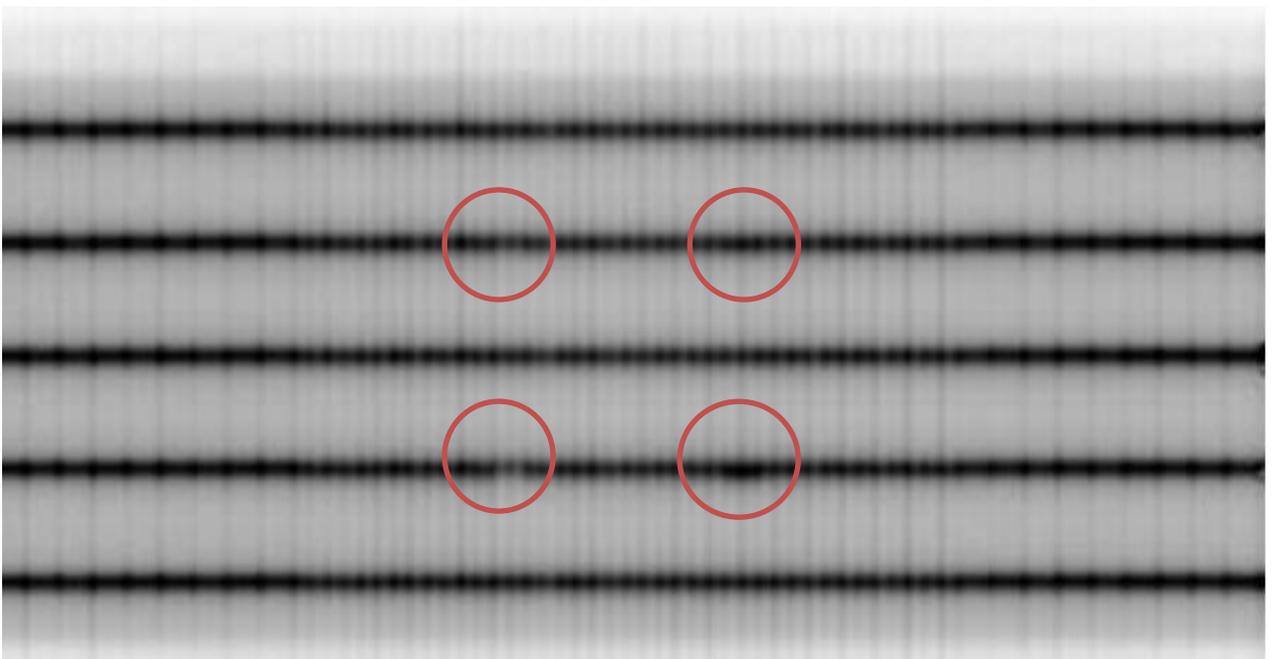


Figura 6. 22 Picket-fence con error

Se aprecia la diferencia entre el "Picket-fence" sin error y el "Picket-fence" con error simulado. Los círculos en rojo marcan el error respecto al patrón de la *figura 6.21*.

12) PortalVision

En la última verificación del CC, mediremos la calidad de imagen en concreto la resolución de alto y bajo contraste del PortalVision.

En esta prueba dispondremos de la ayuda del phantom Las Vegas que contiene una serie de círculos de diferentes contrastes y tamaño y determinaremos el número que se pueden observar.

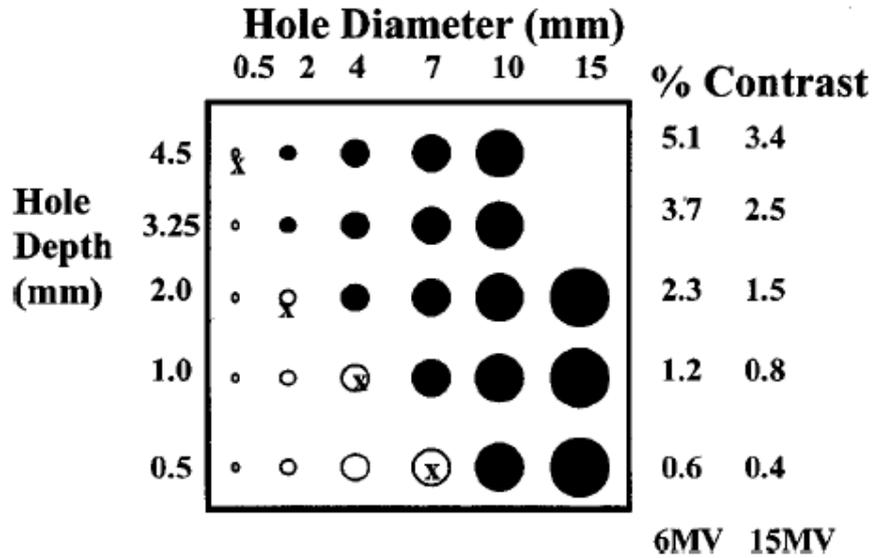


Figura 6. 23 Phantom Las Vegas. Patrón fabricante

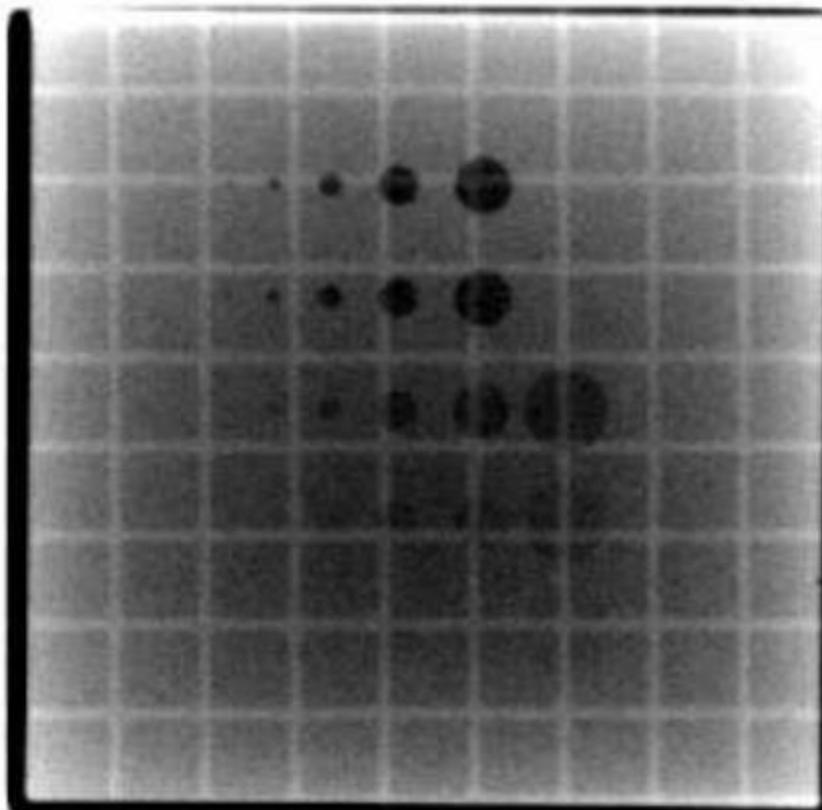


Figura 6. 24 Las Vegas High Quality

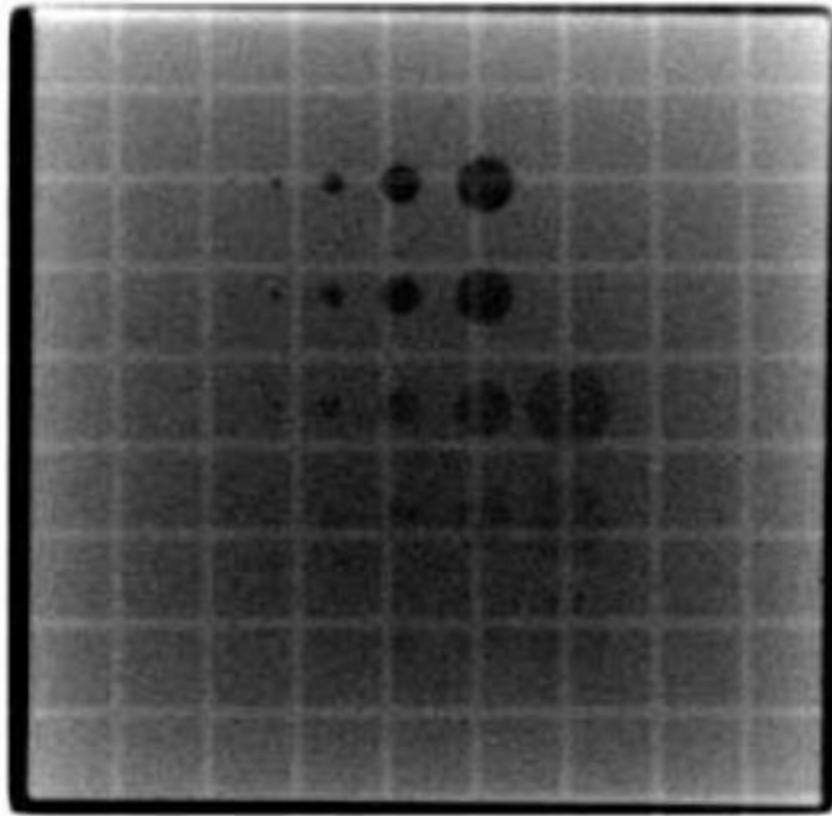


Figura 6. 25 Las Vegas Low Dose

Hemos realizado dos imágenes: una para alta calidad y otro para baja dosis(1 UM). En la *tabla 6.20* recogemos los datos que se extraen de las imágenes. La apreciación de los círculos es difícil pero variando el brillo y contraste de la imagen se pueden localizar.

	Agujeros resueltos	Tolerancia
High Quality	23	>17-21
Low dose	22	>17-21

Tabla 6. 20 Agujeros

7. Conclusión

Con este trabajo he logrado acercarme a uno de los trabajos que me gustaría desempeñar en el futuro, la profesión de Radiofísico. Entre las tareas diarias de un Radiofísico en el área de la radioterapia se encuentran los controles de calidad de equipos, las mediciones de radiación periódicas y la planificación de tratamientos donde colaboran con el equipo médico. A través de las visitas al hospital he podido percatarme de la utilidad de lo aprendido en la carrera aplicado en este campo.

En cuanto a los resultados obtenidos en el control de calidad podemos concluir:

-En las medidas con una cuba de agua hemos podido verificar que la tasa de dosis absorbida está en su rango de tolerancia y también hemos obtenido un valor máximo de dosis absorbida en profundidad en acuerdo con los valores de protocolo.

-Con las pruebas con maniquí de plástico, hemos podido probar la linealidad, estabilidad y repetibilidad de la tasa de dosis. Además, la desviación del factor de cuña y del factor de energía comparada con la del fabricante están en rangos permitidos.

-Por último, en las verificaciones geométricas, se ha podido dar cuenta de la validez de los diferentes parámetros controlados así como de las pruebas para controlar el sistema multiláminas y la calidad de imagen.

8. Agradecimientos

Me gustaría acabar este trabajo agradeciendo, en primer lugar, el apoyo, disponibilidad y colaboración de mi tutora, Pilar Iñiguez de la Torre.

También quiero mencionar a Antonio Ruiz, radiofísico del Hospital Campo Grande, el cual me enseñó cómo se realiza un control de calidad y al que quiero agradecer la oportunidad que me ha dado de conocer de cerca su profesión.

Finalmente me gustaría dar las gracias a Ana Cristina López Cabeceira quien me permitió realizar las prácticas de empresa en el Servicio de Protección Radiológica del Hospital Rio Hortega donde pude conocer a los radiofísicos Manuel Agulla Otero, Ricardo Torres Cabrera e Ignacio Hernando González. Gracias a ellos y a su amabilidad y paciencia, conocí de cerca su labor en la protección de radiológica en un hospital y me percaté de la importancia de la física en la medicina.

9. Referencias Bibliográficas

- [1] Faiz M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, Williams&Wilkins.
- [2] Helmut Wiedemann, *Particle Accelerator Physics*, Springer-Verlag
- [3] Waldemar H. Scarf, *Biomedical Particle Accelerators*, AIP Press
- [4] C. J. Karzmark and N. V. Pering, *Phys. Med. Biol.* **18**, 321-354 (1973)
- [5] D.I. Thwaites and J.B. Tuohy, *Phys. Med. Biol.* **51**, R343–R362 (2006)
- [6] Antonio Brosed, *Fundamentos de la Física Medica*, ADI Servicio Territoriales. Volúmenes I, II, III, IV y V
- [7] Glenn F.Knoll, *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley & Sons
- [8] *Introduction to RF linear accelerators*, Mario Weiss, CERN
- [9] *Montecarlo simulation of electron trayectories in Solids.* <http://www.gel.usherbrooke.ca/casino/What.html>
- [10] *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*, Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)
- [11] *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*, Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)
- [12] *Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator*, R. Barquero, R. Mendez, H.R. Vega-Carrillo, M.P. Iñiguez, and T.M. Edwards, *Health Physics* **88**, 48-58 (2005)
- [13] *Study of the neutron field in the vicinity of an unshielded PET cyclotron*, R. Méndez, M.P. Iñiguez, J.M. Martí-Climent, I. Peñuelas, H.R. Vega-Carrillo, R.Barquero, *J. Med. Phys.* **50**, 5141-52 (2005)
- [14] *Review of electron beam therapy physics*, Kenneth R Hogstrom and Peter R Almond, *Phys. Med. Biol.* **51**, R455–R489 (2006)
- [15] *Estudio del factor de cuña para semihaces. Evolución del sistema de planificación*, A. Floriano, F.Garcia –Vicente, L.Perez, A.Miñambres, C.Minguez, J.J. Torres, *Revista de Física médica* 5(1): 18-24 (2004)

10. Figuras y tablas

Figuras

3. INTRODUCCION

Figura 3. 1 Esquema de Física Médica -----	5
Figura 3. 2 LINAC del Hospital Campo Grande -----	6

4. HITOS HISTORICOS Y TIPOS DE ACELERADORES

Figura 4. 1 Tipos de aceleradores	7
---	---

5. LINAC EN LA MEDICINA

Figura 5. 1 LINAC clínico.....	9
Figura 5. 2 Componentes externos al LINAC.....	10
Figura 5. 3 Sección aceleradora	11
Figura 5. 4 Cabezal y sección aceleradora. Sistema de desviación.....	12
Figura 5. 5 Diferentes componentes del cabezal de un LINAC. Colimador primario, cono aplanador, cámara monitora, colimador secundario. [6]	13
Figura 5. 6 Estructura de onda progresiva.....	14
Figura 5. 7 Tubo de deriva	15
Figura 5. 8 Klystron [6]	16
Figura 5. 9 Magnetron [6].....	16

6. CONTROL DE CALIDAD

Figura 6. 1 Curvas de distribución de dosis en profundidad -----	18
Figura 6. 2 Simulación Casino. Recorrido de los electrones de 2 MeV en agua -----	19
Figura 6. 3 Esquema haz de radiación. Foco y eje del haz -----	20
Figura 6. 4 Perfiles de campo para diferentes profundidades -----	20
Figura 6. 5 Cuñas físicas. [6] -----	21
Figura 6. 6 Cuba de agua -----	23
Figura 6. 7 Maniquí de plástico -----	23
Figura 6. 8 Cámara de ionización -----	24
Figura 6. 9 Unidades de control -----	25
Figura 6. 10 Cuba de agua para calibrar el haz de radiación -----	26

Figura 6. 11 Esquema haz de radiación -----	26
Figura 6. 12 Porcentaje de dosis en profundidad en función de la profundidad -----	28
Figura 6. 13 Perfil 1. Azul: perfil X. Rojo: perfil Y -----	30
Figura 6. 14 Perfil 2. Verde: Perfil X. Azul: Perfil Y -----	31
Figura 6. 15 Linealidad de la tasa de dosis -----	33
Figura 6. 16 Linealidad en función de la pendiente -----	34
Figura 6. 17 Esquema de una cuña física de un acelerador -----	35
Figura 6. 18 Esquema de las mandíbulas que crean la cuña dinámica -----	35
Figura 6. 19 Papel milimetrado 1 -----	39
Figura 6. 20 Papel milimetrado 2 -----	40
Figura 6. 21 Picket-fence sin error -----	43
Figura 6. 22 Picket-fence con error -----	43
Figura 6. 23 Phantom Las Vegas. Patrón fabricante -----	44
Figura 6. 24 Las Vegas High Quality -----	44
Figura 6. 25 Las Vegas Low Dose -----	45

Tablas

6. CONTROL DE CALIDAD

Tabla 6. 1 Comparativa protocolo - resultados CC -----	29
Tabla 6. 2 Perfil 30 x 30 -----	30
Tabla 6. 3 Repetibilidad de la tasa de dosis -----	32
Tabla 6. 4 Linealidad de la tasa de dosis -----	33
Tabla 6. 5 Estabilidad de una jornada -----	34
Tabla 6. 6 Factor de cuña. -----	36
Tabla 6. 7 Factor energía para diferentes espesores de maniquí -----	36
Tabla 6. 8 Localización del isocentro mecánico mediante ajuste manual ---	37
Tabla 6. 9 Coincidencia del isocentro con los diferentes láseres -----	38
Tabla 6. 10 Desviación del eje de giro del gantry y telemetro luminoso ---	38
Tabla 6. 11 Verificación de los diferentes indicadores del ángulo de gantry 38	
Tabla 6. 12 Desviaciones de los ángulos durante el giro del eje del colimador. Medidas realizadas con telemetro mecánico y digital -----	39
Tabla 6. 13 Desviaciones de los ángulos durante el giro del eje del mesa. Medidas realizadas con telemetro mecánico y digital -----	40

Tabla 6. 14 Horizontalidad de la mesa para diferentes pruebas -----	41
Tabla 6. 15 Horizontalidad de la mesa para escala longitudinal, lateral y vertical-----	41
Tabla 6. 16 Desviación de la DFS dada por telemetro luminoso, mecánico y digital para diferentes distancias -----	41
Tabla 6. 17 Máxima desviación de la linealidad del telemetro luminoso ---	41
Tabla 6. 18 Tamaño del campo luminoso -----	42
Tabla 6. 19 Diferencias entre la referencia de luz y la placa de radiación--	42
Tabla 6. 20 Agujeros-----	45