



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA



UNIVERSITAT DE BARCELONA



**Proyecto Final de Estudios
MASTER
EN
INGENIERÍA BIOMÉDICA**

EB

**Garantía de Calidad en TPS Plato
V2.7 Aplicación a fantoma
antropomórfico de tórax.**

Barcelona, 10 de Septiembre del 2010

Autor: **Ernesto A. Ibarra Ramírez**
Directores: María Amor Duch (INTE)
Tutor: Alexis Álveo (ION)

Realizado en: Departamento de Radioterapia del Instituto
Oncológico Nacional (ION) de Panamá.

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

22/10



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA



REGISTRE GENERAL	
Administració de Física/Química	
SED de Física	
Data: 11/06/10	Hora: 11:21:05
Entrada: 18677	
Sortida:	



Data de registre: 11/06/2010

MÀSTER ENGINYERIA BIOMÈDICA

Registre Projecte Final d'Estudis

NOM DE L'ALUMNE: Ernesto A. Zbarra Ramirez

TÍTOL DEL PROJECTE: Garantía de calidad en TPS PLATO V2.7.
aplicación a fantoma antropomórfico de torax.

DIRECTOR/S DEL PROJECTE:
(Indiqueu Centre, Departament,
Empresa, Hospital, etc. on està vinculat el director)

M-ALEAZ TOUCH GUILLEN INSTITUT DE TÈCNIQUES ENERGÈTIQUES (UPC)

Dr.
Director del projecte

Signatura de l'alumne

Dr. Pere Caminal
Coordinador UPC
Màster Enginyeria Biomèdica

Dr. Josep Samitier
Coordinador UB
Màster Enginyeria Biomèdica

RESUMEN

Los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) son utilizados en el diseño y cálculo de una parte significativa de los tratamientos de radioterapia. Estos equipos son componentes fundamentales dentro del proceso de tratamiento. Los errores tanto humanos como técnicos sobre estos equipos pueden llevar a comprometer la vida de los pacientes ya sea por sobredosificación o por subdosificación en la aplicación de las terapias con radiación ionizante.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), en su documento IAEA-TECDOC-1151 [2], reconoce que un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia.

Accidentes como en el que se vió envuelto el Instituto Oncológico Nacional (ION) de Panamá en el año 2000 a causa de un error humano en los cálculos de dosis en el TPS y que causó la sobredosificación de 28 pacientes que se sometieron a tratamientos con bomba de cobalto.

Justificándonos en estos hechos, hemos realizado pruebas al TPS PLATO V2.7 del Departamento de Radioterapia del ION para determinar que tan exacto es en el cálculo de dosis. Para ello hemos comparado las dosis calculadas obtenidas con el TPS con las dosis reales medidas, con una cámara de ionización, en el interior de un fantoma antropomórfico de tórax durante la implementación del tratamiento con acelerador lineal (LINAC), los sistemas de cobaltoterapia están en desuso en el ION. Las diferencias entre ambos valores serán analizados utilizando los valores de tolerancia recomendados por el ESTRO según tipo de región (ubicación con respecto al haz) y geometría (conformación del haz) utilizados en cada caso.

De esta forma se podrá determinar que tan exacto es el TPS en la planificación de los tratamientos y se tendrán valores de referencia para comparar con los futuros resultados de otras pruebas para el control de calidad en el funcionamiento de dicho software.

TABLA DE CONTENIDO

Resumen.....	1
Tabla de contenido.....	4
Introducción.....	7
CAPITULO I: Antecedentes y Objetivos.....	10
1.1 Exposición accidental de radioterapia en Panamá.....	10
1.2 Control de calidad en TPS.....	13
1.3 Recomendaciones de exactitud dosimétrica y geométrica.....	16
1.4 Criterios de aceptación de la exactitud de los cálculos en haz de fotones.....	18
1.5 Expresión de los resultados.....	21
1.5.1 Determinación de la dosis absorbida.....	21
1.5.2 Determinación de la diferencia local de dosis.....	23
1.6 Objetivos.....	26
CAPÍTULO II: Materiales y Metodología.....	27
2.1 Materiales.....	27
2.2 Metodología.....	30
2.2.1 Casos a estudiar.....	32
2.2.2 Puntos a estudiar en las regiones de interés.....	34
CAPÍTULO III: Planificación y Ejecución de los caso a estudiar.....	36
3.1 Simulación de los tratamientos utilizando el programa TPS PLATO V 2.7.....	36
3.1.1 Simulación del Caso Simple.....	36
3.1.2 Simulación del Caso Complejo colimado con MLC.....	38
3.1.3 Simulación del Caso Oblicuo con cuña.....	40

3.2 Aplicación del tratamiento utilizando LINAC ELEKTA PRECISEN°2.....	42
3.2.1 Caso Simple.....	42
3.2.1.1 Resultados de las mediciones.....	43
3.2.2 Caso Complejo colimado con MLC.....	44
3.2.2.1 Resultados de las mediciones.....	45
3.2.3 Caso Oblicuo con Cuña.....	45
3.2.3.1 Resultados de las mediciones.....	46
CAPÍTULO IV: Cálculos de Incertidumbres.....	47
4.1 Errores e incertidumbres en radioterapia.....	47
4.2 Cálculos de incertidumbres en las pruebas realizadas.....	48
CAPÍTULO V: Resultados.....	51
5.1 Comparación de los datos calculados en el TPS con los obtenidos durante la implementación de los casos en el LINAC.....	51
CAPÍTULO VI: Discusión y Limitaciones.....	58
CAPÍTULO VII: Conclusiones y futuros trabajos.....	61
Agradecimientos.....	63
Referencias.....	64
Anexos.....	67
Anexo I: Conceptos y siglas.....	67
Anexo II: Característica de los haces de fotones de radioterapia externa.....	73
Anexo III: Penetración de un haz de fotones dentro de un fantoma o de un paciente.....	76
Anexo IV: Especificaciones del fantoma CIRS 002LFC.....	78
Anexo V: Resultados obtenidos con el TPS PLATO V2.7.....	80

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Anexo VI: Cálculos realizados para determinar la dosis en la fase experimental utilizando LINAC ELEKTA PRECISE N°2.....	98
Anexo VII: Cálculos realizados para determinar las incertidumbres en las pruebas realizadas.....	108
Anexo VIII: Certificado de calibración de la cámara de ionización utilizada TN30013; S/N: 0427.....	121

INTRODUCCIÓN

En Panamá la entidad pública encargada de tratar a los pacientes con cáncer, en toda la república, es el Instituto Oncológico Nacional (ION), el mismo cuenta con equipo biomédico sofisticado y profesionales especializados para realizar dependiendo del caso, diferentes procedimientos de diagnóstico y tratamiento del cáncer.

Antes de que a un paciente se le dé un tratamiento de radioterapia tiene que pasar por diversas etapas (Ver Figura 1). Y una de las más importantes es la planeación y los cálculos de dosis antes del tratamiento. Por ello se utilizan sistemas computarizados para la planificación de los tratamientos (TPS), con los cuales se diseñan y calculan una parte significativa de los tratamientos de pacientes. Los mismos incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación; los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

Un error en la fase de planificación del tratamiento comprometería la vida del paciente, es por ello que requiere de alta especialización profesional y de un equipo tecnológico en óptimas condiciones. Diversos organismos internacionales, como el OIEA y el ESTRO, recomiendan que los TPS pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de control de calidad.

El control de calidad es "el conjunto de actividades planificadas y sistemáticas necesarias para proporcionar confianza adecuada de que un producto o proceso satisface determinados requisitos de la calidad "[1]. Dos consideraciones existen al abordar la necesidad de control de calidad: el primero se refiere a la necesidad de precisión en el proceso de la terapia de radiación, mientras que el segundo se refiere a la prevención de

errores en el tratamiento.

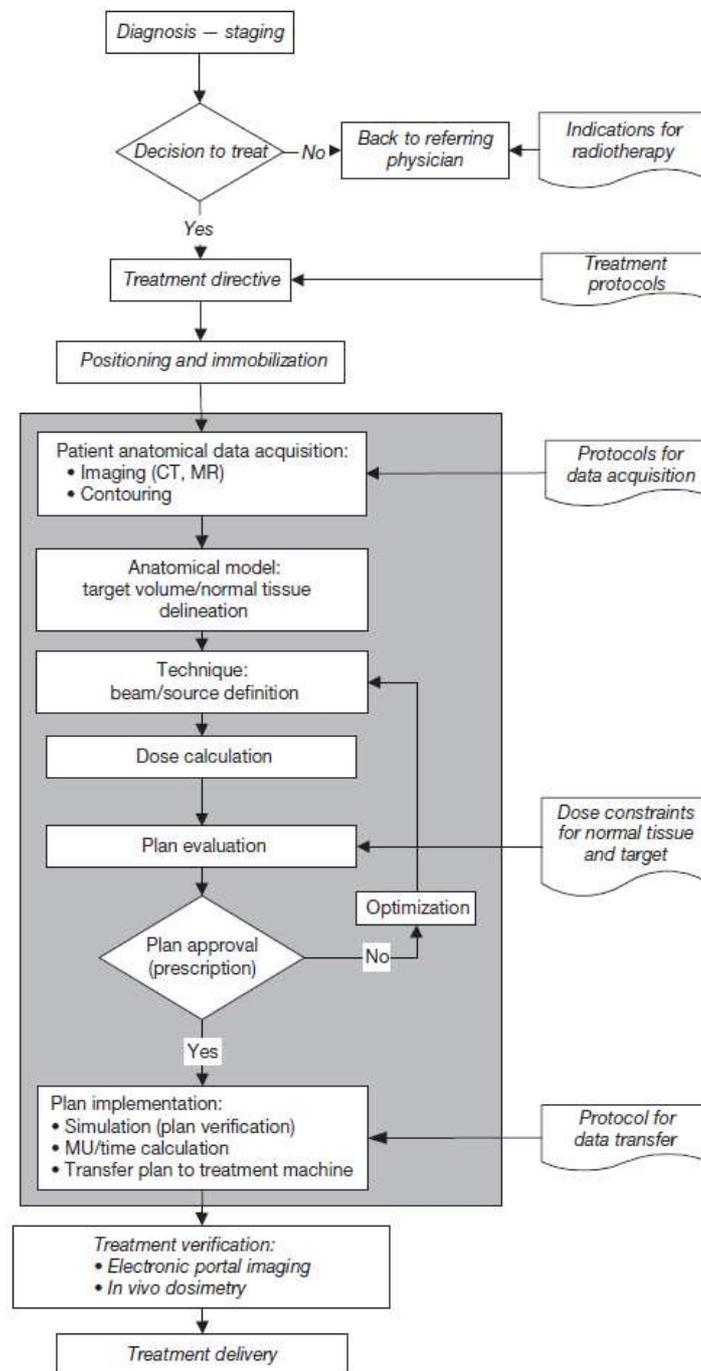


Figura 1. Procesos de planificación de la terapia de radiación, (Extraído de IAEA TRS-430).

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

La Garantía de la Calidad en Radioterapia la define la Organización Mundial de la Salud (OMS) como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” (OMS, Quality Assurance in Radiotherapy,1988).

Los procedimientos de Garantía de Calidad (GC) en radioterapia están justificados por la OMS en base a los siguientes argumentos [2]:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación de tratamiento y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuye la tasa de complicaciones y recidivas.
- La Garantía de Calidad permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

A los argumentos de la OMS, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) agrega que, “Un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia” [2].

En este ámbito el presente trabajo se centra en la realización de una serie de ejercicios de comparación entre medidas experimentales y medidas calculadas por un TPS como parte de las tareas de puesta en servicio y garantía de calidad del mismo.

CAPÍTULO I: Antecedentes y Objetivos

1.1 EXPOSICIÓN ACCIDENTAL DE PACIENTES DE RADIOTERAPIA EN PANAMÁ.

En 2000, el ION brindó cobertura médica a 44,000 pacientes, de los cuales 6,400 fueron referidos al departamento de radioterapia, y aproximadamente a 1,100 se les realizaron tratamiento de radioterapia. En ese mismo año, Panamá se sumó a la lista de países que han sufrido accidentes graves en la aplicación de tratamientos de radioterapia externa. Lista en la que ya se encontraban: USA (1974-76, 1985-87, 1987-88, 1992), RU (1982-90), Canadá (1985-87), España (1990) y Costa Rica (1996). Accidentes que trajeron como consecuencia desde graves efectos secundarios hasta la muerte de los pacientes.

El accidente en Panamá inició en el departamento de radioterapia del ION, cuando los físicos médicos de la institución modificaron el sistema de planificación de tratamiento (TPS) para que aceptara más de los cuatro bloques de blindaje por campo que permite como máximo este programa, y que deben tomarse en cuenta para realizar los cálculos de tratamiento y la distribución de dosis resultante.

El TPS utilizado fue el RTP/2 Multidata System, versión 2.11 de International Corp, licencia Americal Megatrends Inc., 40-0103-016155-00011111-111192-SYMP-F. Dicho TPS se utilizaba para realizar la planificación de los tratamiento con las unidades de ^{60}Co . El ION disponía de dos equipos de esta clase el Theratron 780C y el Picker ATC C/9, los mismos fueron probados y verificados cuando el sistema fue instalado en 1993. Actualmente estos equipos han sido dados de baja.

Es habitual utilizar bloques de material de blindaje para modificar las formas de los haces de radiación para proteger el tejido normal, incluyendo estructuras críticas, durante el tratamiento. Los bloques de radioprotección normalmente son de formas rectangulares o pueden ser fabricados de formas y dimensiones específicas para un tratamiento particular. La utilización de dichos bloques se hace según sea necesario, bajo la dirección de un

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

oncólogo radioterapeuta, principalmente en los tratamientos de la región de cabeza y cuello, enfermedad de Hodgkin y de determinadas enfermedades de la región pélvica.

Con el fin de satisfacer los requerimientos de un oncólogo radioterapeuta que solicitaba incluir 5 bloques de blindaje por campo, en agosto del 2000, los físicos médicos descubrieron que era posible introducir datos en el TPS para varios bloques de blindajes juntos como si fuera un solo bloque, en vez de introducirlos de forma separada como era practicado en los otros tratamientos.

Como fue comprobado después, por la comisión nombrada por la Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) para investigar este accidente [4], el TPS utilizado por el ION acepta la entrada de múltiples bloques de blindaje agrupados de varias maneras, pero por lo menos una de estas formas alternativas resulta en un valor incorrecto para calcular el tiempo de tratamiento, lo que da como resultado un tiempo mucho más largo que el que debe ser. Cuando este tiempo de tratamiento se utiliza, el paciente recibe una dosis que es casi el doble del valor exigido.

El error afectó a 28 pacientes, un año después del incidente, al menos cinco pacientes ya habían fallecido a causa de la sobreexposición.

Previo al accidente, el departamento de radioterapia del ION fue sometido a una auditoría por parte de la OIEA en febrero de 1999, dicha auditoría incluyo: revisión de las actividades de control de calidad, comparación de los equipos de dosimetría con equipos de referencia, calibración y control de calidad de las unidades de tratamiento, y pruebas al TPS. Los auditores recomendaron que el ION debería establecer un programa de aseguramiento de la calidad basado en el documento IAEA-TECDOC-1151.

Posteriormente, y ya en febrero de 2001 la OIEA realizo una auditoría en la que se observó que el control de calidad de los equipos se está llevando a cabo regularmente. Y se realizan los controles de forma diaria, mensual y anual, basados en el documento IAEATECDOC-1151 y los resultados han sido bien documentados. Si bien, los

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

inspectores no fueron informados de los cambios realizados en el TPS.

Una vez detectado el accidente, en junio de 2001 la OIEA envió una misión de expertos para determinar las causas del accidente y prevenir nuevas sobreexposiciones.

1.2 CONTROL DE CALIDAD EN TPS

El objetivo específico de la planificación de un tratamiento de radioterapia es suministrar la dosis de radiación prescrita con la mayor exactitud posible, y asegurar que el paciente no recibirá una dosis innecesaria. La OIEA recomienda que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de garantía de calidad de los mismos.

El control de calidad de un TPS abarca dos etapas fundamentales que son:

- El desarrollo del software: En donde la casa comercial debe realizar estrictas pruebas para verificar tanto su funcionamiento, como la no alteración de ficheros de datos utilizados. Todas las pruebas para el control de calidad deben ser realizadas por la compañía responsable del software antes de la comercialización del mismo.
- Uso clínico: En esta etapa es responsabilidad del propietario/operario del sistema verificar su funcionamiento y la reproducibilidad de los resultados, para ello deberá determinar las pruebas a realizar y la periodicidad de las mismas.

El Programa de Aseguramiento de la Calidad de un TPS, en la etapa de uso clínico, debe incluir las siguientes partes [6]:

1. La especificación inicial y pruebas: Su objetivo es determinar, en el momento de la instalación del equipo, por una parte si se ajusta a las especificaciones que se habían establecido en la compra y, por otra, unos valores de referencia para diferentes parámetros, con los que se compararán los obtenidos posteriormente.
2. Las pruebas de control de calidad periódicas: Una vez realizadas las pruebas de aceptación y antes del uso clínico, deben establecerse un programa de Control de Calidad (CC) para verificar la reproducibilidad de los resultados durante toda la

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

vida del equipo. Es esencial que el sistema permanezca consistente con las tolerancias aceptadas, a lo largo de su vida útil en la clínica.

3. Pruebas de Control de Calidad adicionales después de intervenciones significativas sobre el sistema.

La OIEA recomienda [2], "...que como parte de las pruebas de aceptación se comparen las distribuciones de dosis calculadas para determinar condiciones de tratamiento en maniquís estándares con las distribuciones medidas en el mismo maniquí...". De esta manera se comparan las distribuciones calculadas y medidas en condiciones similares a las que existen en el paciente.

Hay actualmente una serie de documentos publicados que se refieren directamente a la puesta en marcha y al control de calidad de los TPS [7-19]. Además, existen varios otros documentos que abordan aspectos más generales del control de calidad en radioterapia y algunos de los cuales incluyen consideraciones para los TPS [20-27]. Un ejemplo de estos documentos es el documento TRS-430 [3] publicado por el IAEA en el 2004 donde se aborda a profundidad el comisionamiento y control de calidad de los sistemas computarizados para la planificación de los tratamientos con radiaciones ionizantes contra el cáncer.

Sin embargo, todos estos documentos no están diseñados para fijar un protocolo único, sino que las recomendaciones deben adaptarse a la realidad de cada centro según los equipos, la carga de trabajo y los recursos humanos disponibles, ya que la implementación del documento TRS-430 supone un trabajo ingente que en muchos casos no es accesible para una gran parte de centros hospitalarios.

Para la prueba de control de calidad que realizaremos al Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) Plato V2.7 del Instituto Oncológico Nacional (ION) utilizaremos un fantoma antropomórfico de acuerdo con las recomendaciones internacionales y se aplicaran las tolerancias recomendadas por el documento ESTRO 2004 [6] y que también recogen los

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

documentos TRS-430 [3] y TE-1583 [28].

Lo que se busca es verificar la exactitud de los cálculos realizados por el TPS con los medidos durante la realización del tratamiento para comprobar que la dosis prescrita está llegando de forma correcta, dentro del límite de tolerancia, al fantoma antropomórfico. Y asegurar de esta forma que el paciente está recibiendo el tratamiento de radioterapia de forma correcta.

1.3 RECOMENDACIONES DE EXACTITUD DOSIMETRICA Y GEOMETRICA [3]

Los requisitos de exactitud de un TPS deben tener en cuenta la incertidumbre total de la entrega de dosis en 3-D a un paciente. Para ello todos los procesos en la planificación y entrega del tratamiento deben ser considerados. Un criterio importante es la precisión en la distribución de dosis requerida, visto desde un punto de vista clínico/radiobiológico. En un informe del Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) (Mayles et al., 1999) se expone una visión general de las evidencias clínicas relacionadas a la precisión en radioterapia. De dicho documento se puede concluir que una diferencia de dosis absorbida de aproximadamente el 10% es a menudo detectado en el control tumoral, y que a una diferencia de alrededor del 7% de la dosis absorbida se pueden observar una serie de reacciones en los tejidos normales. De una extensa revisión de los datos de dosis-respuesta, Brahme et al (1988) llegó a la conclusión de que la desviación estándar en la dosis media en el volumen de destino debe ser como máximo del 3% (Desviación estándar, SD) para tener el control de los resultados del tratamiento con un nivel de tolerancia del 5%. Esto está de acuerdo con la recomendación dada por Mijnheer et al. (1987) basado en una revisión de la inclinación de las curvas de dosis-respuesta observada en las complicaciones del tejido normal, y otras observaciones clínicas. Estas observaciones clínicas/radiobiológicas exponen la necesidad de que la dosis absorbida deberá ser entregada dentro del 7-10%. Suponiendo que esta cifra es equivalente a un nivel de confianza del 95%, la desviación estándar de la dosis absorbida entregada al punto de dosis especificado (ICRU), debe ser tan bajo como el 3.5%.

De acuerdo con el informe TRS 398 (IAEA 2000) de la OIEA, último código de prácticas para la calibración de los haces de radiación de alta energía, la incertidumbre en la dosis absorbida en un punto en condiciones de referencia es de aproximadamente 1.5% (SD). Si la planificación y el proceso de entrega de tratamiento incluyen todos los demás pasos de la calibración del haz, entonces la ventana de incertidumbre será de 2.6 a 4.8% en el resto del proceso de tratamiento. Debido a que muchos de los pasos de la cadena de dosimetría no dependen de la utilización de un TPS, se le debe asignar una incertidumbre o tolerancia mucho menor con el objetivo de control de calidad. Anteriormente se utilizaban

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

recomendaciones generales bastante simples para la exactitud requerida en los cálculos de dosis, tales como el 2% o 2mm en las regiones de haz con gradientes de dosis pequeñas o grandes, respectivamente (ICRU 1987). Más tarde, estas recomendaciones se han perfeccionado y adaptado a la exactitud de los cálculos de dosis que se puede lograr en la práctica clínica. Recientemente, un resumen de los requisitos de precisión que figuran en diferentes informes y por varios grupos se ha publicado (Venselaar et al., 2001). El conjunto de recomendaciones dadas por Venselaar fueron adoptadas en el documento ESTRO 2004.

Casi no hay recomendaciones disponibles con respecto a los requisitos de exactitud geométrica en radioterapia. En el informe del IPEM (Mayles et al., 1999) se recomienda un valor para la precisión en el posicionamiento de los bordes de los campos y de los bloques de protección en relación con el volumen de destino de 4mm (primera desviación estándar, 1SD). Este número parece bastante grande con respecto a los intentos actuales de reducir los márgenes de alrededor de los volúmenes deseados, mientras que el blindaje de los órganos en riesgo necesita una precisión mucho mayor. Asimismo, la utilización de la imagen portal y la inmovilización se traducirá en menores incertidumbres geométricas (set-up). Además, estos requisitos se refieren a la irradiación real del paciente, es decir, de todo el proceso de tratamiento, y en consecuencia se debe utilizar una incertidumbre o tolerancia mucho menor en los TPS. Un mejor enfoque, podría consistir en comparar los requisitos de precisión geométrica de un sistema de planificación con los de un acelerador, que son del orden de 1 a 2 mm. Cabe señalar que la precisión geométrica real alcanzable con un TPS depende fuertemente de temas como la resolución de la imagen, tamaño de la rejilla y de la geometría de la matriz de dosis. Por lo que es necesario seguir trabajando para formular requisitos de exactitud geométrica para los TPS, en relación con el tratamiento de pacientes reales.

1.4 CRITERIOS DE ACEPTACIÓN DE LA EXACTITUD DE LOS CÁLCULOS EN HAZ DE FOTONES

Los criterios de aceptación que se utilizaran en este trabajo para evaluar los valores de dosis obtenidos, con el TPS y con el fantoma antropomórfico, son los propuestos en la publicación del ESTRO 2004 [6], también recogidos en los documentos TRS-430 [3] y TE-1583 [28].

Basándonos en dichos documentos, tenemos que el nivel de aceptación para la exactitud de los cálculos de dosis en un TPS debe estar alrededor del 2%. Este valor se aplica a las áreas donde la dosis absorbida es bastante homogénea. Para las demás regiones se aplicaran diferentes niveles de aceptación dependiendo de su ubicación con respecto a la posición del haz de radiación.

Las regiones en un haz de fotones se pueden dividir en cuatro (Utilizando el concepto de Venselaar et al. (2001)), como sigue:

1. Puntos a lo largo del eje central del haz de radiación más allá de la profundidad de dosis máxima: área de bajo gradiente de dosis.
2. Puntos dentro y fuera del eje central en las áreas de acumulación (Build-up) y de penumbra. Esta región también incluye puntos en la proximidad de las interfaces: área de alto gradiente de dosis.
3. Puntos dentro del haz de radiación (Por ejemplo, dentro del 80% de la geometría del haz), pero fuera del haz central: área de bajo gradiente de dosis.
4. Puntos fuera de la geometría del haz o por debajo de los bloques de blindaje, multiláminas (MLC), pero fuera del eje central: área de bajo gradiente de dosis.

Cada una de estas 4 regiones tendrán un criterio de exactitud de los cálculos de dosis, δ . El mismo vendrá acompañado del sufijo del área al cual representa (δ_1 , δ_2 , δ_3 y δ_4), como se puede apreciar en la Figura 2.

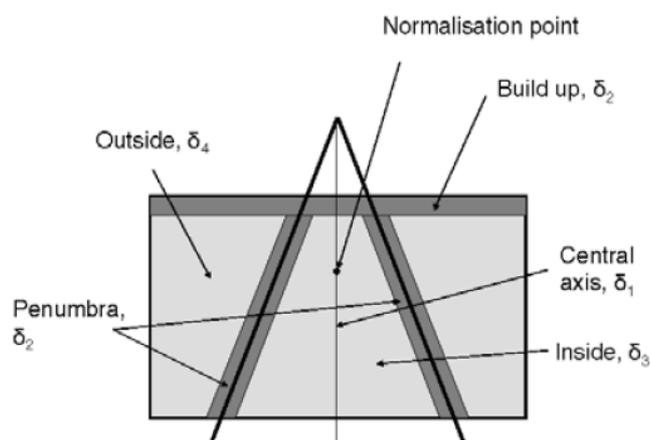


Figura 2: Se muestran las diferentes regiones del haz de radiación, basado en las magnitudes de los gradientes de dosis, para los cuales las diferentes criterios de aceptación para el cálculo de dosis, δ , son validos (Información e imagen extraída del documento ESTRO 2004 [6]).

La exactitud de los cálculos de dosis en ciertas partes del haz, debe ser mayor, dependiendo de la técnica de IMRT (Radioterapia de intensidad modulada, por sus siglas en ingles) que se utilice y de la posición del órgano en situación de riesgo con respecto con el volumen blanco.

Los valores δ para estas cuatro regiones, son límites de confianza propuestos por Venselaar et al., los mismos deben ser considerados como recomendaciones de buenas prácticas clínicas, y no como valores absolutos válidos en todas las circunstancias. Dichos valores fueron aprobados e incluidos en los documentos citados.

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Tabla 1: Tolerancias δ , dado que el límite de confianza, para la desviación dosis $d\%$ (i), para las distintas regiones de un haz de fotones. (Adaptado de Venselaar et al., 2001, Información original, en ingles, extraída del ESTRO 2004 [6]).

	Región	Geometría homogénea Simple	Geometría compleja (cuña, inhomogeneidad, asimetría, bloques / MLC)	Geometrías más complejas ****
δ_1^*	Eje central del haz de radiación- Alta dosis, área de bajo gradiente de dosis.	2%	3%	4%
δ_2	Región de acumulación (Build-up) del haz de radiación, región de penumbra- Alta dosis, alto gradiente de dosis.	2mm o 10%	3mm o 15%	3mm o 15%
δ_3	Región fuera del eje central del haz – Alta dosis, bajo gradiente de dosis.	3%	3%	4%
δ_4^{**}	Región fuera de los bordes del haz- Baja dosis, bajo gradiente de dosis	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW₅₀ ***	Ancho radiológico- Alta dosis, alto gradiente de dosis.	2mm o 1%	2mm o 1%	2mm o 1%
δ_{50-90}	Franja del Haz- Alta dosis, alto gradiente de dosis.	2mm	3mm	3mm

* Uno de los dos valores de tolerancia debe ser usado.

** Estas cifras se normalizan a la dosis local, o con la dosis en un punto a la misma profundidad en el eje central del haz, o la parte abierta del campo en el caso de los campos bloqueados (entre paréntesis).

*** La cifra en porcentaje se debe utilizar para tamaños de campo de más de 20 cm.

**** Geometrías más complejas, se define como una combinación de al menos dos geometrías complejas.

1.5 EXPRESIÓN DE LOS RESULTADOS

1.5.1 Determinación de la dosis absorbida

Para la determinación de la dosis absorbida durante la fase experimental de nuestras pruebas utilizaremos el formalismo recomendado en el documento TRS-398 del OIEA (En los cuales también participaron el ESTRO, OMS y OPS), para la determinación de la dosis absorbida en radioterapia en radioterapia con haces externo. En dicho documento se explica detalladamente los fundamentos y las ventajas de este código internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua.

En el formalismo propuesto por la OIEA (Viena, 2005), toma en cuenta las “magnitudes de influencias” para el cálculo de la dosis absorbida registradas ya sea por medio de dosímetros o cámaras de ionización. Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de la medida pero influyen en la magnitud a medir. Pueden ser de diferente naturaleza, como por ejemplo, presión, temperatura y tensión de colección; pueden provenir del dosímetro (por ejemplo: envejecimiento, deriva del cero, calentamiento); o pueden ser magnitudes relacionadas con el campo de radiación (por ejemplo calidad del haz, tasa de dosis, dimensiones del campo, profundidad en un maniquí). Suponiendo que las magnitudes de influencia actúan independientemente unas de otras, se puede aplicar un producto de factores de corrección, $\prod k_i$, donde cada uno de ellos, k_i , está relacionado solamente con una magnitud de influencia. La independencia de los k_i es válida para las correcciones comunes por presión y temperatura, polaridad, eficiencia de colección, etc.

Un cambio en la calidad del haz de referencia, Q_o , utilizado para calibrar una cámara de ionización, se puede tratar también como una magnitud de influencia. Las medidas que se hagan en calidades de radiación diferentes a la de referencia, Q_o , requieren por lo tanto un factor de corrección (k_{Q,Q_o}).

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Para la determinación de la dosis absorbida en nuestro fantoma antropomórfico utilizaremos la siguiente ecuación extraída del documento TRS-398 para este fin:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0}$$

Donde:

$D_{w,Q}$: es la dosis absorbida en agua cuando se utiliza un haz de calidad Q, diferente a la calidad Q_0 empleada para su calibración.

M_Q : es el promedio de las lecturas registradas, en el punto de estudio, con la cámara de ionización la cual se ha corregido a los valores de referencia de las otras magnitudes de influencia para las que el factor de calibración es válido, diferentes a las relacionadas con la calidad del haz.

N_{D,w,Q_0} : es el factor de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración.

K_{Q,Q_0} : es el factor de corrección por la calidad del haz de radiación, corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad real del usuario, Q.

El valor de M_Q se calcula de la siguiente forma:

$$M_Q = M_1 K_{TP} K_{elect} K_{pol} K_s$$

En donde:

M_1 : es el promedio de las lecturas registradas en el punto de estudio.

K_{TP} : es el factor de corrección por presión y temperatura, también expresado como $\varphi(P_K, T_K)$, el cual se calcula como: $\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15+T_K)}{P_K(273.15+T_0)}$. Dicho factor corrige las lecturas por presión y temperatura en la escala k, respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Las condiciones de referencias para la cámara utilizada son $T_0 = 20^\circ\text{C}$ y $P_0 = 1013.2 \text{ mbar}$ (Anexo VIII).

K_{elect} : es el factor de calibración del electrómetro. Si el electrómetro no está calibrado independientemente, $K_{elect} = 1$.

K_{pol} : es el factor de corrección por polaridad. Y se calcula mediante la siguiente fórmula: $K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$, en donde M_+ es la tensión en V_1 y M_- es la tensión en -

V_1 .

K_s : es el factor de corrección por recombinación. El valor de dicho factor se nos proporciona en la hoja de calibración de la cámara $K_s = 1$. (Ver Anexo VIII).

Igualmente comprobamos su valor mediante la siguiente fórmula: $K_s \approx 1 + \left[\frac{\frac{M_1}{V_1} - 1}{\frac{M_2}{V_2} - 1} \right]$.

En donde V_1 y V_2 son las tensiones de colección normal y reducida respectivamente y M_1 y M_2 son las lecturas en cada tensión.

El valor del factor de calibración N_{D,w,Q_0} , proviene del certificado de calibración de la cámara de ionización (Anexo VIII) en términos de dosis absorbida en agua. El valor de dicho factor es de $N_{D,w,Q_0} = 5.295 \times 10^7 \text{ Gy/C}$.

En cuanto al factor de corrección por la calidad del haz (K_{Q,Q_0}), del haz de fotones de 6MV utilizado para los cálculos, es un valores que ya ha sido determinado anteriormente por los físicos médicos del Departamento de Radioterapia del ION. El valor de dichos factor es: $K_{Q,Q_0} = 0.9898$.

1.5.2 Determinación de la diferencia local de dosis

Las diferencias entre los valores calculados por un TPS y los valores medidos en el mismo punto durante el tratamiento de radioterapia, son el resultado de las limitaciones del cálculo de dosis, las incertidumbres en el proceso de medición, o fluctuaciones del acelerador [6]. Con el fin de obtener la exactitud de los cálculo de dosis realizadas por el sistema de planificación, el documento ESTRO 2004 (al igual que otros organismos internacionales) recomienda expresar la desviación $d(i)$ entre los valores de dosis calculados (subíndice c) y los valores medidos (subíndice m) como la relación entre los valores absolutos de dosis, después de una normalización por las condiciones de referencia (Ver Figura 3).

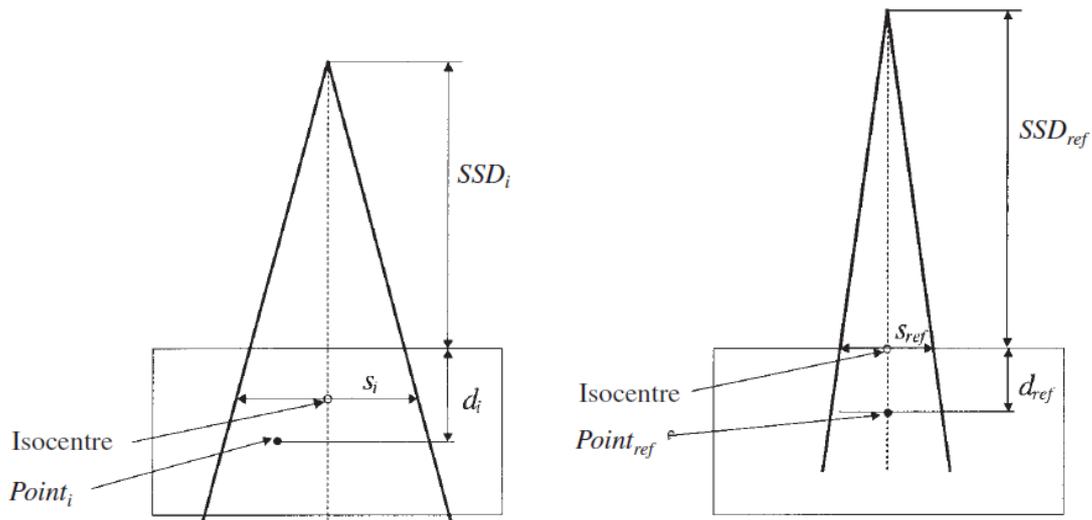


Figura 3. En la siguiente figura se muestra: **A.** Geometría para la determinación de la dosis en un punto específico i . **B.** Situación de referencia (Distancia fuente- piel (SSD), tamaño del campo a isocentro (s), y profundidad (d). La normalización se obtiene tomando la relación de la dosis absorbida por unidad de monitor, $D(i)/M(i)$, en cada punto i . En la práctica el mismo valor de M se suele dar para todos los puntos i , así como de $M(ref)$. Esto es válido tanto para las mediciones de dosis (m) como para los cálculos de dosis (c) [6].

La siguiente ecuación da la relación $d(i)$ entre el valor de dosis calculada y medida en un punto i después de la normalización:

$$d(i) = \frac{\left(\frac{D_c(i)}{M_c(i)}\right) / \left(\frac{D_c(ref)}{M_c(ref)}\right)}{\left(\frac{D_m(i)}{M_m(i)}\right) / \left(\frac{D_m(ref)}{M_m(ref)}\right)}$$

En nuestro caso el valor del factor de referencia en la ecuación mostrada es muy próximo a uno (1) (puesto que la dosis calculada por el TPS y las lecturas reales registradas en las condiciones de referencia son muy parecidas), por lo cual nuestra ecuación la podremos expresar como los valores de dosis calculadas por el TPS en el punto i entre las lecturas de dosis medidas experimentales registradas en el mismo punto.

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Alternativamente, la desviación se puede expresar como la diferencia porcentual $d\%$ (i), también llamada diferencia local de dosis, entre el valor calculado y el valor medido para el mismo número de unidades monitor, normalizado a la cantidad medida: $d\% (i) = 100 \cdot [d(i) - 1]$. La última ecuación también se puede expresar como:

$$d\% = 100 * \frac{(Dosis\ calculada - Dosis\ medida)}{Dosis\ medida}$$

Dicha ecuación es aplicable a todas las pruebas que realizaremos en este trabajo, puesto que utilizaremos un haz de fotones. En el caso del haz de electrones, en las zonas de baja dosis y bajo gradiente, esta evaluación resulta a veces inapropiada por los elevados errores relativos (en general poco significativos) que a veces se producen en las zonas más periféricas del haz, por lo que a la ecuación anteriormente mostrada se le tendría que adoptar ciertas modificaciones que no se trataran en este trabajo.

1.6 OBJETIVOS

GENERAL:

- Analizar y comparar los valores calculados con el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) con los obtenidos mediante el uso de cámara de ionización insertada en fantoma antropomórfico, siguiendo recomendaciones internacionales para Control de Calidad en este tipo de sistemas.

ESPECIFICOS:

- Elaborar tres planeamientos de tratamiento utilizando el TPS (Curvas de isodosis), uno para campo simple, otro para campo complejo colimado con multilaminas y el último, para campo oblicuo con cuña.
- Montar un sistema de cámara de ionización insertada en un fantoma antropomórfico para medir los valores de dosis reales durante pruebas con Acelerador Lineal en los tres campos mencionados anteriormente.
- Tabular y comparar los resultados entre las mediciones con la cámara de ionización y los valores obtenidos mediante el TPS.
- Calcular la diferencia entre los resultados de ambos métodos y determinar si cumplen con las recomendaciones internacionales para el control de calidad.

CAPÍTULO II: Materiales y Metodología

2.1 MATERIALES

2.1.1 Cámara de ionización PTW, Modelo NT 30010: La PTW NT 30010 es una cámara de ionización cilíndrica sumergible de tipo Farmer, con volumen sensible de 0.6cm^3 . Este tipo de cámara estándar es resistente al agua para dosimetría absoluta de fotones y electrones. La energía nominal útil oscila entre 30 keV y 50 MeV. La cámara es de construcción robusta, ya que el material de la pared es de grafito con una cubierta de protección de acrílico y el electrodo está hecho de aluminio. La cámara utilizada durante las pruebas fue la de número de serie 428, la misma fue polarizada a 400 voltios.

Datos de calibración de la cámara de ionización utilizada:

Factor de calibración del detector: $N_{D,W} = 5.295 \times 10^7 \text{ Gy/C}$

Corrección de calidad del haz:

Calidad del haz	Factor de corrección K_Q	Incertidumbre
^{60}Co	1.000	1.1%

Condiciones de referencia:

Calidad del haz	^{60}Co
Temperatura	293.2 K (20°C)
Presión	1013.2 hPa
Humedad relativa	50%
Voltaje de polarización de la cámara.	+ 400V
Eficiencia de la colección iónica.	100%

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Los datos son sacados del certificado de calibración N° 0902145 de la compañía PTW, la calibración fue realizada en PTW Freiburg, Alemania el 2009-07-15 y tiene un intervalo de recalibración recomendado de 2 años. Para ver más detalles pueden ver el certificado de calibración de la cámara de ionización utilizada en el Anexo VIII.

- 2.1.2 Electrómetro PTW Tandem T10015:** El electrómetro PTW Tandem T10015 utilizado en la realización del estudio es el de número de serie 50097. Este equipo se encargará de leer la señal eléctrica producida por la por el detector cuando es irradiado.
- 2.1.3 Software – TPS PLATO Sunrise V2.7:** El modelo computacional para el cálculo de dosis, utilizado en el ION es el sistema de planificación de tratamiento Nucletron, PLATO SUNRISE V2.4. Este software fue diseñado para facilitar el planeamiento del fotón y electrón del haz de tratamiento que se realizarán con haces externos del sistemas de radioterapia. Éstos incluyen cualquier unidad del acelerador linear o del cobalto 60.
- 2.1.4 Fantoma Antropomórfico – CIRS 002LFC IMRT Fantoma de Tórax:** El fantoma antropomórfico Modelo 002LFC CIRS de Simulación Tecnológica de Tejido (Norfolk, Virginia, USA) fue diseñado para direccionar problemas complejos de comisionamiento y para comparar el planeamiento del sistema de tratamiento (TPS). Es un método seguro para la verificación de los planes individuales de paciente y entrega de dosis. El fantoma CIRS 002LFC es de forma elíptica y representa un tórax humano promedio, en proporción, densidad y estructura de dos dimensiones. El cuerpo del fantoma está hecho de un material llamado agua plástica. Dentro del fantoma hay secciones que emulan la densidad del tejido pulmonar y del hueso, en las cuales hay diferentes orificios que permiten ser rellenos ya sea por insertos con densidades equivalentes a los diferentes tejidos o bien para colocar la cámara de ionización. La cámara de ionización permite realizar mediciones de dosis absorbida en varios planos dentro del fantoma.

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

La ubicación de los orificios permite la verificación en las áreas más críticas del tórax.

2.1.5 Equipo de Irradiación LINAC ELEKTA: Para llevar a cabo este trabajo de estudio se utilizara el acelerador lineal de electrones con finalidad médica (Elekta Precise, Equipo N°2) que se encuentran instalados en el Departamento de Radioterapia del Instituto Oncológico Nacional. El acelerador lineal Elekta Precise Treatment System, poseen 2 energías: una de fotones (6MV, 18MV) y 5 energías de electrones (6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV, 20MeV). En el presente trabajo solo se utilizara la energía de 6 MV del LINAC ELEKTA.

2.2 METODOLOGÍA

Siguiendo las recomendaciones internacionales se realizarán tres estudios, el primero es un caso simple, el segundo un caso complejo colimado con multilaminas, y el tercero un caso oblicuo con cuña. En cada caso se estudiarán tres puntos, uno en el isocentro del haz, el siguiente en un punto alejado del isocentro pero dentro del haz (OCBLDG) y el último punto estará fuera del haz de radiación (OBELDG).

La planificación de los tres casos mencionados anteriormente del fantoma antropomórfico se realizara con el TPS PLATO V2.7 que es el programa para el planeamiento de tratamiento con el que cuenta el Instituto Oncológico Nacional (ION) para este procedimiento.

La implementación del tratamiento simulado será utilizando el acelerador lineal (LINAC) marca: ELEKTA número: 2 del Departamento de Radioterapia del ION. La energía utilizada para la realización de las pruebas será un haz de fotones de 6MV. Es importante mencionar que el previo comisionamiento del LINAC con el fantoma antropomórfico fue realizado por los físicos médicos de la institución.

Para la realización de las pruebas se utilizo un fantoma antropomórfico de tórax, el cual simula la forma y las densidades de un tórax humano real, el mismo consta con 10 insertos incrustados en diversas posiciones (Ver Figura 4).

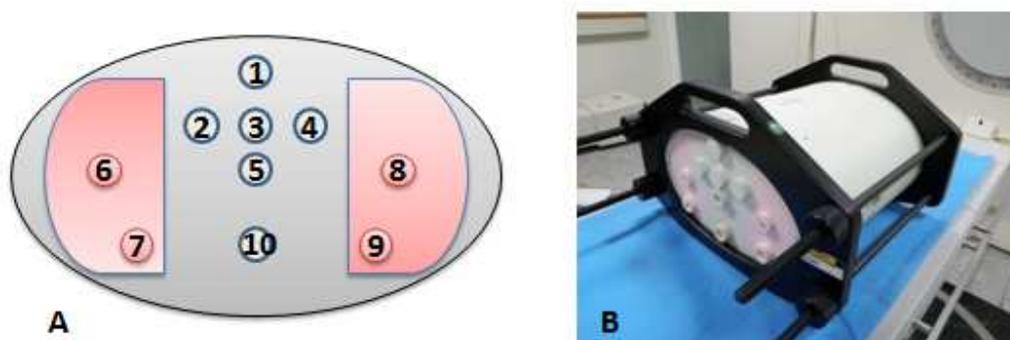


Figura 4. En la siguiente figura se muestra: **A.** Esquema de la enumeración de los insertos en el fantoma antropomórfico. **B.** Vista del fantoma antropomórfico utilizado en la realización de las pruebas realizadas.

La medición de las dosis de radiación se realizara mediante la utilización de una cámara de ionización la misma se localizara, dependiendo del caso de estudio, en uno de los 10 insertos del fantoma antropomórfico (Ver Figura 5).

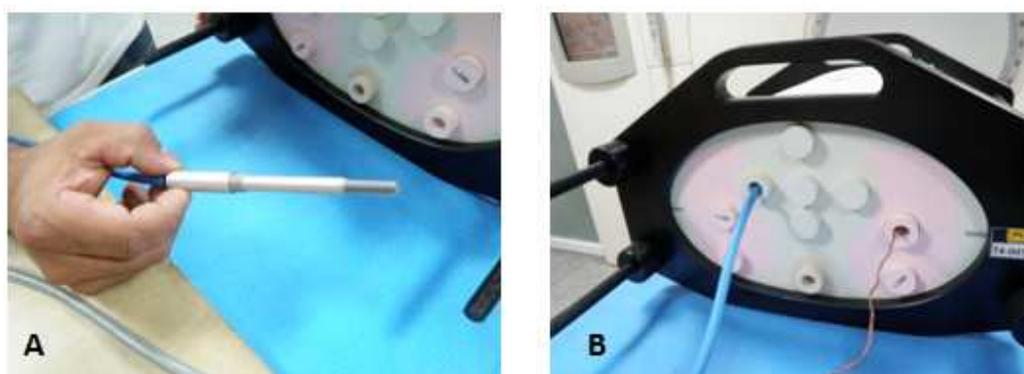


Figura 5. En la siguiente figura se muestra: **A.** Cámara de ionización utilizada en la realización de las pruebas. **B.** Imagen de la cámara de ionización insertada en el fantoma antropomórfico

Igualmente se registrará la temperatura utilizando un termómetro digital y la presión con un barómetro, para poder realizar la corrección por presión y temperatura de las lecturas conseguidas durante la realización de las pruebas.

Los datos obtenidos de las simulaciones con el planificador de tratamiento TPS PLATO V2.7 se compararán con los valores reales registrados por la cámara de ionización en el interior del fantoma durante la implementación del tratamiento con el LINAC ELEKTA II. Se calculará el porcentaje de variación de un valor con respecto a otro, de esta forma sabremos qué tan fiable es el TPS PLATO V2.7 en la planificación de los tratamientos. Igualmente compararemos estos valores con los rangos de tolerancia, para cada caso, del documento ESTRO 2004 [6].

2.2.1 CASOS A ESTUDIAR

Como se pudo observar en la Tabla 1, los valores de tolerancia recomendados por el ESTRO están agrupados en tres categorías que son: geometría homogénea simple, geometría compleja y las geometrías más complejas. Los casos a estudiar en este trabajo obedecen a estos tres tipos de complejidades geométricas y los mismos fueron escogidos para representar de forma sencilla cada uno de estos grupos. A continuación la descripción de los tres casos a estudiar:

- **Caso simple:** Se trata de una geometría homogénea simple. En este caso se hace uso únicamente del colimador primario para definir el campo de tratamiento 11x11 cm tomando como punto de referencia el isocentro ($X_1=Y_1= -5.5$ cm; $X_2=Y_2= 5.5$ cm). El haz incide en el fantoma con de cero grados (0°).
- **Caso complejo colimado con multilaminas:** Corresponde a una geometría compleja, puesto que no utiliza únicamente el colimador primario sino que hace uso de las multilaminas (MLC) para definir el campo de radiación (Geometría no homogénea). El haz de radiación incide en el fantoma antropomórfico en ángulo de

cero grados (0°).

- **Caso oblicuo con cuña:** Esta geometría es más compleja que las anteriores, puesto que el haz lo haremos incidir sobre el fantoma en ángulo de 45° y además activaremos en el LINAC la opción de introducir una cuña en la trayectoria del haz de radiación. Solo se utilizara el colimador primario delimitando el campo de radiación a 11x11 cm tomando como punto de referencia el isocentro ($X_1=Y_1= -5.5$ cm; $X_2=Y_2= 5.5$ cm).

Para todos los casos tendremos los siguientes parámetros comunes: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad al isocentro (d, Depth) de 3cm, tamaño del campo 11x11 cm en colimador primario, dosis prescrita 200cGy al 100% en una única fracción (Ver Figura 6).

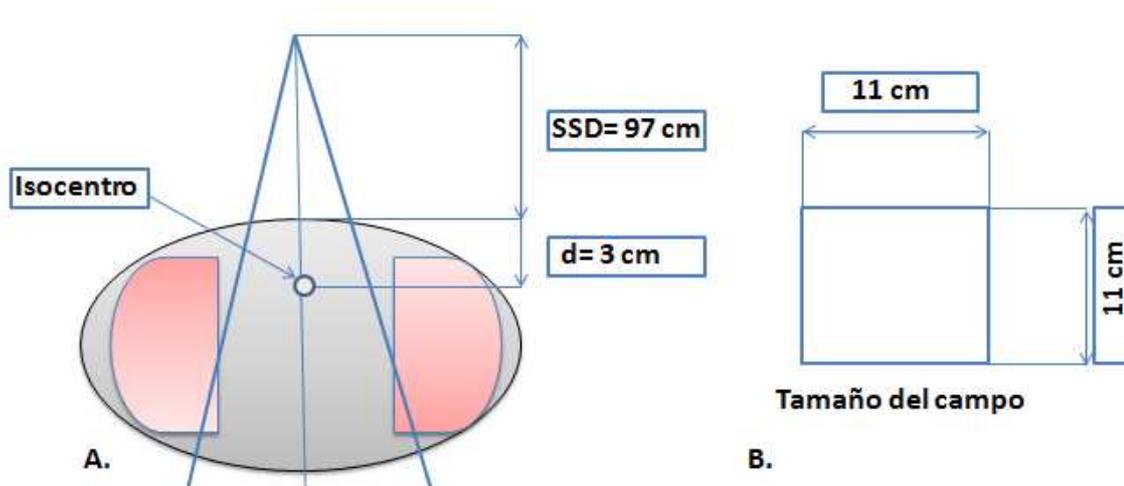


Figura 6. En la siguiente imagen se muestra: **A.** Distancia Fuente- Piel (SSD), Profundidad (d) y el isocentro (Que en este caso también es nuestro punto de normalización). **B.** El tamaño del campo de tratamiento o de radiación, el mismo será de 11x11 cm en todos los casos estudiados.

2.2.2 PUNTOS A ESTUDIAR EN LAS REGIONES DE INTERES

Se estudiarán tres puntos por cada caso, los mismos son:

- **ISOCENTRO**: Es un punto que representara la región de tolerancia δ_1 . Dicha región está formada por los puntos ubicados en el eje central del haz de radiación, por lo que presentan altas dosis y bajo gradiente de dosis. En esta región el punto escogido fue el isocentro, que también es nuestro punto de normalización.
- **OCBLDG**: Es un punto representativo de la región de tolerancia δ_3 . Esta región se encuentra fuera del eje central del eje de radiación alta dosis, bajo gradiente de dosis. El nombre del punto OCBLDG es por “Out Central Beam Low Dose Gradient”.
- **OBELDG**: Es un punto representativo de la región de tolerancia δ_4 . Esta región se encuentra completamente fuera del haz de radiación, por lo que tiene baja dosis y bajo gradiente de dosis. El nombre del punto OBELDG es por “Outside Beam Edges Low Dose Gradient”.

En el caso simple y en el caso complejo colimado, en donde el haz de radiación incide en el fantoma en ángulo de 0° , los puntos de estudios ISOCENTRO, OCBLDG y OBELDG corresponderán a las siguientes ubicaciones en el fantoma (Ver Figura 7, Sección A): Inserto 1 = ISOCENTRO; Inserto 2 = OCBLDG; e Inserto 6 = OBELDG.

En el tercer caso, oblicuo con cuña, el haz de radiación incide en el fantoma en ángulo de 45° , por lo cual la ubicación de los puntos de estudios cambia un poco con respecto a los casos anteriores (Ver Figura 7, Sección B), los mismos serían: Inserto 1 = ISOCENTRO; Inserto 3 = OCBLDG; e Inserto 4 = OBELDG.

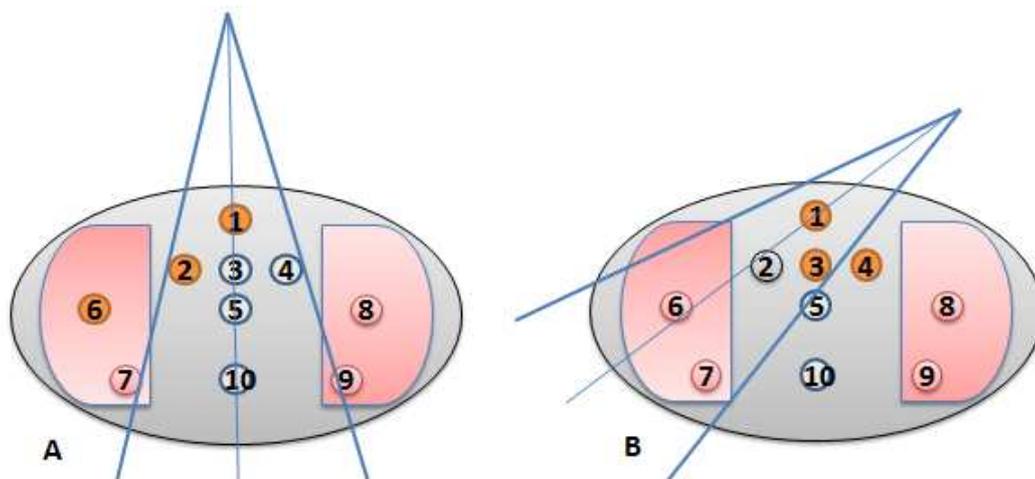


Figura 7. En la siguiente imagen se muestra la ubicación, en el fantoma, de los puntos que se utilizarán según la orientación del haz de radiación: **A.** Haz ubicado a 0° con respecto al fantoma, que obedece a las geometrías del caso simple y el caso complejo colimado con multilaminas. **B.** El haz es proyectado con ángulo de 45° , representando la tercera geometría, caso oblicuo con cuña.

CAPÍTULO III: Planificación y Ejecución de los casos

3.1 SIMULACIÓN DE LOS TRATAMIENTOS UTILIZANDO EL PROGRAMA TPS PLATO V2.7

Para realizar este proceso se utilizaron los datos obtenidos de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) realizada al fantoma antropomórfico. Con dichos datos se consiguió el contorno del fantoma, y mediante la utilización del programa TPS PLATO V2.7 se procedió al diseño de los campos y los cálculos de las distribuciones de dosis. Para mayor de información de los resultados de la simulación ver Anexo V: Resultados obtenidos con el TPS PLATO V2.7.

3.1.1 SIMULACIÓN DEL CASO SIMPLE:

Los datos introducidos para la simulación del tratamiento del caso simple son: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, tamaño del campo 11x11 cm en el colimador principal (Ver Figura 8), dosis prescrita 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV.

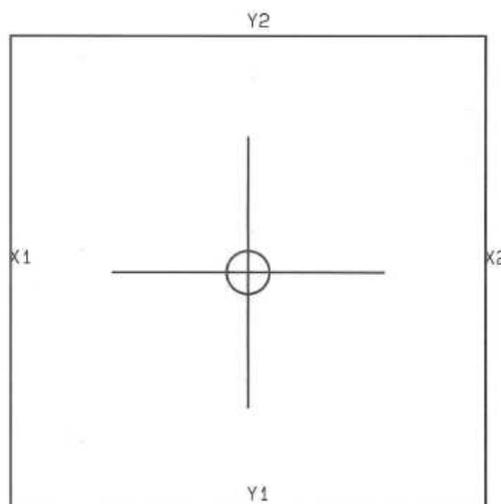


Figura 8. Muestra la delimitación del campo de radiación, 11 x 11 cm ($X_1 = -5.5$ cm; $X_2 = 5.5$ cm; $Y_1 = -5.5$ cm; $Y_2 = 5.5$ cm), utilizando solamente el colimador primario para simular el caso simple en el TPS.

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Las unidades monitores por minuto calculadas por el TPS para el caso simple fueron de **197.2 MU/Min.**

Como se puede observar en las curvas de isodosis, obtenidas durante la simulación (ver figura 9), tenemos una dosis máxima (Dmax) igual a 210.7 cGy (Localizada en las coordenadas X= 19.9; Y= 11.5; Z= -8.3). Mientras que en los puntos en estudio se obtuvieron los siguientes valores de dosis:

ISOCENTRO = 200 cGy (Localizada en las coordenadas X= 19.9; Y= 13.0; Z= -8.3).

OCBLDG = 165.1 cGy (Localizada en las coordenadas X= 15.7; Y= 17.0; Z= -8.3).

OBELDG = 12.0 cGy (Localizada en las coordenadas X= 12.0; Y= 20.0; Z= -8.3).

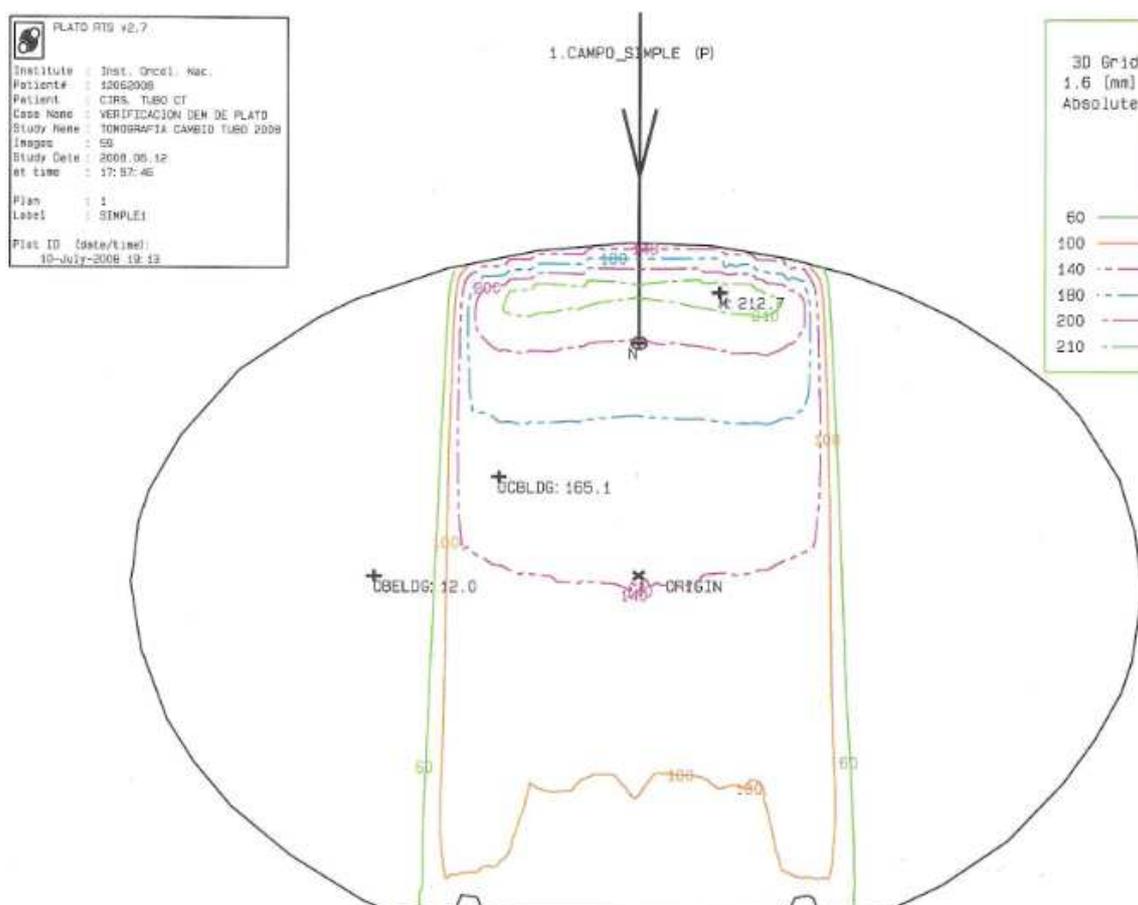


Figura 9. Muestra la curva de isodosis obtenida mediante la simulación del caso simple utilizando el TPS.

3.1.2 SIMULACIÓN DEL CASO COMPLEJO COLIMADO CON MULTILAMINAS

Los datos introducidos para la simulación del tratamiento del caso complejo colimado con multilaminas son: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, dosis prescrita 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV, tamaño del campo 11x11 cm en el colimador principal al cual se le suma la colimación por multilaminas (Ver Figura 10).

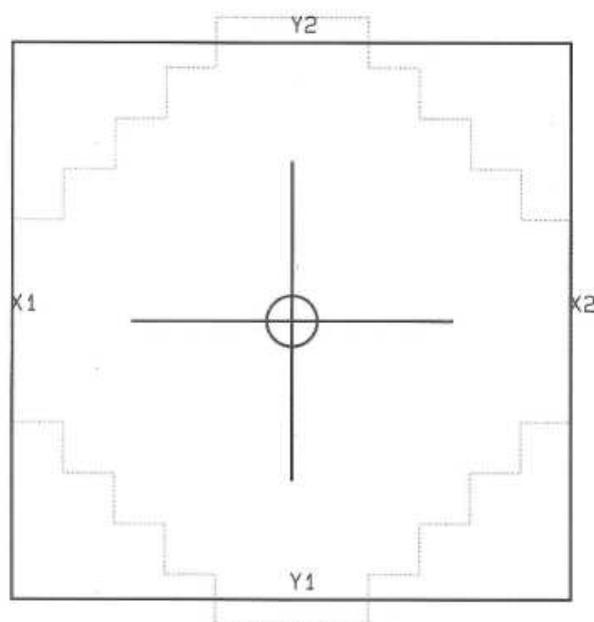


Figura 10. Muestra la delimitación del campo de radiación, 11 x 11 cm ($X_1 = -5.5$ cm; $X_2 = 5.5$ cm; $Y_1 = -5.5$ cm; $Y_2 = 5.5$ cm) del colimador primario sumando la colimación de las multilaminas (MLC) como colimador secundario para simular el caso complejo colimado con multilaminas.

Las unidades monitores por minuto calculadas por el TPS para el caso complejo colimado con multilaminas fueron de **198.5 MU/Min.**

Como se puede observar en las curvas de isodosis, obtenidas durante la simulación (Ver Figura 11), tenemos una dosis máxima (D_{max}) igual a 211.0 cGy (Localizada en las

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

coordenadas X= 19.9; Y= 11.5; Z= -8.3). Mientras que en los puntos en estudio se obtuvieron los siguientes valores de dosis:

ISOCENTRO = 200 cGy (Localizada en las coordenadas X= 19.9; Y= 13.0; Z= -8.3).

OCBLDG = 162.5 cGy (Localizada en las coordenadas X= 15.7; Y= 17.0; Z= -8.3).

OBELDG = 6.0 cGy (Localizada en las coordenadas X= 12.0; Y= 20.0; Z= -8.3).

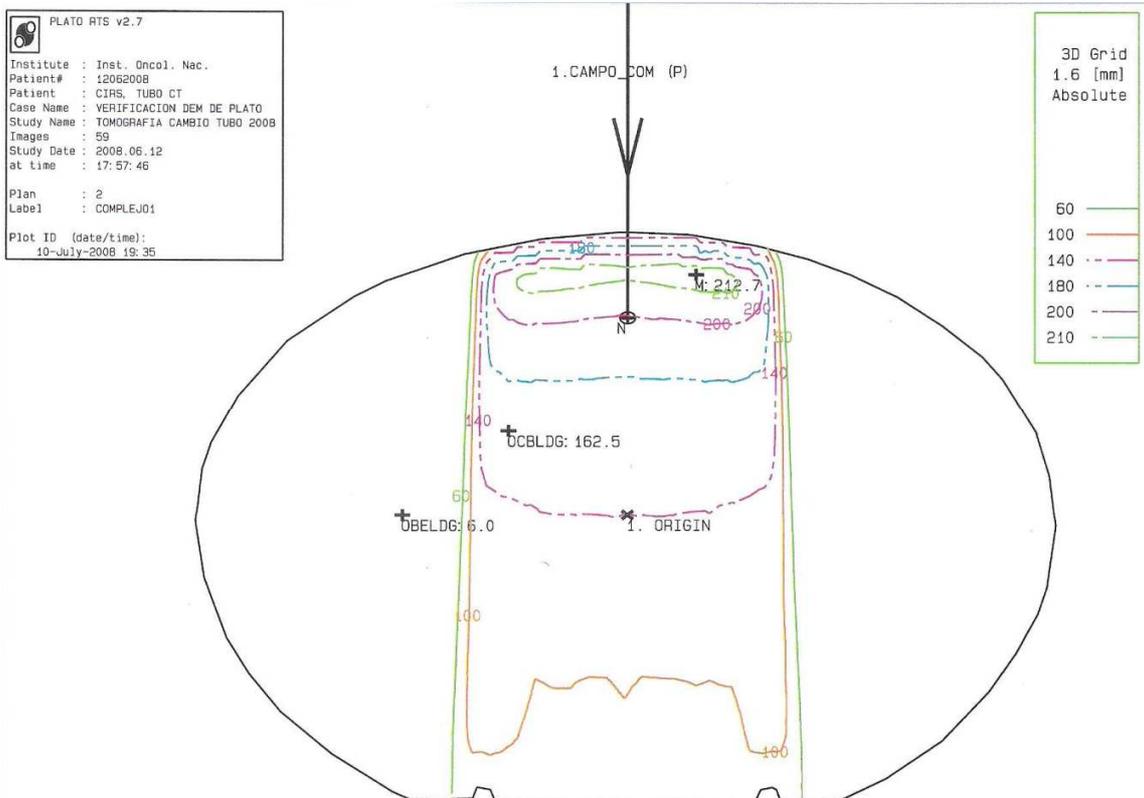


Figura 11. Muestra la curva de isodosis obtenida mediante la simulación del caso complejo colimado con multilaminas utilizando el TPS.

3.1.3 SIMULACIÓN DEL CASO OBLICUO CON CUÑA

Los datos introducidos para la simulación del tratamiento del caso oblicuo con cuña son: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, tamaño del campo 11x 8 cm en el colimador principal (Ver Figura 12), dosis prescrita 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV.

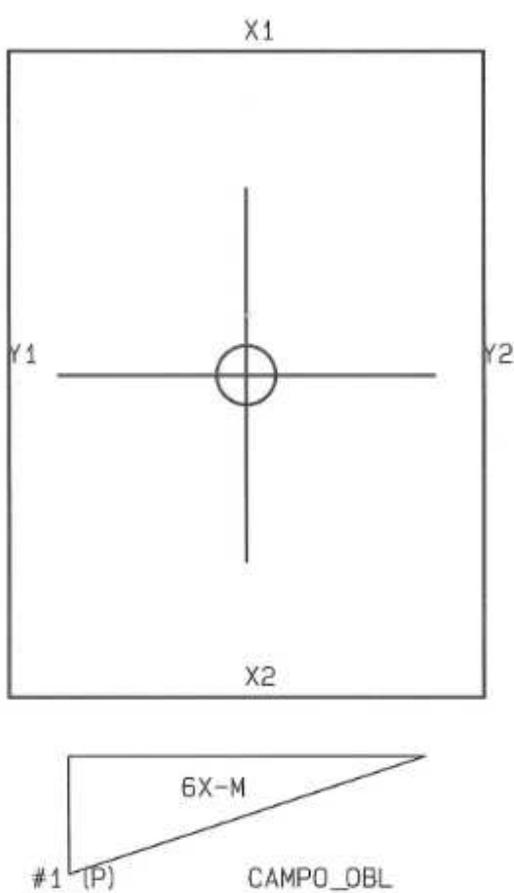


Figura 12. Muestra la delimitación del campo de radiación, 11 x 8 cm ($X_1 = -5.5$ cm; $X_2 = 5.5$ cm; $Y_1 = -4.0$ cm; $Y_2 = 4.0$ cm) utilizando solamente el colimador primario para simular el caso oblicuo con cuña en el TPS.

Las unidades monitores por minuto calculadas por el TPS para el caso oblicuo con cuña fueron de **290.0 MU/Min** (116.9 MU/Min con cuña y 173.1 abierto).

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Como se puede observar en las curvas de isodosis, obtenidas durante la simulación (Ver Figura 13), tenemos una dosis máxima (Dmax) igual a 218.9 cGy (Localizada en las coordenadas X= 21.3; Y= 11.3; Z= -8.3). Mientras que en los puntos en estudio se obtuvieron los siguientes valores de dosis:

ISOCENTRO = 200 cGy (Localizada en las coordenadas X= 19.9; Y= 13.0; Z= -8.3).

OCBLDG = 167.4 cGy (Localizada en las coordenadas X= 19.8; Y= 17.0; Z= -8.3).

OBELDG = 11.8 cGy (Localizada en las coordenadas X= 23.8; Y= 17.0; Z= -8.3).

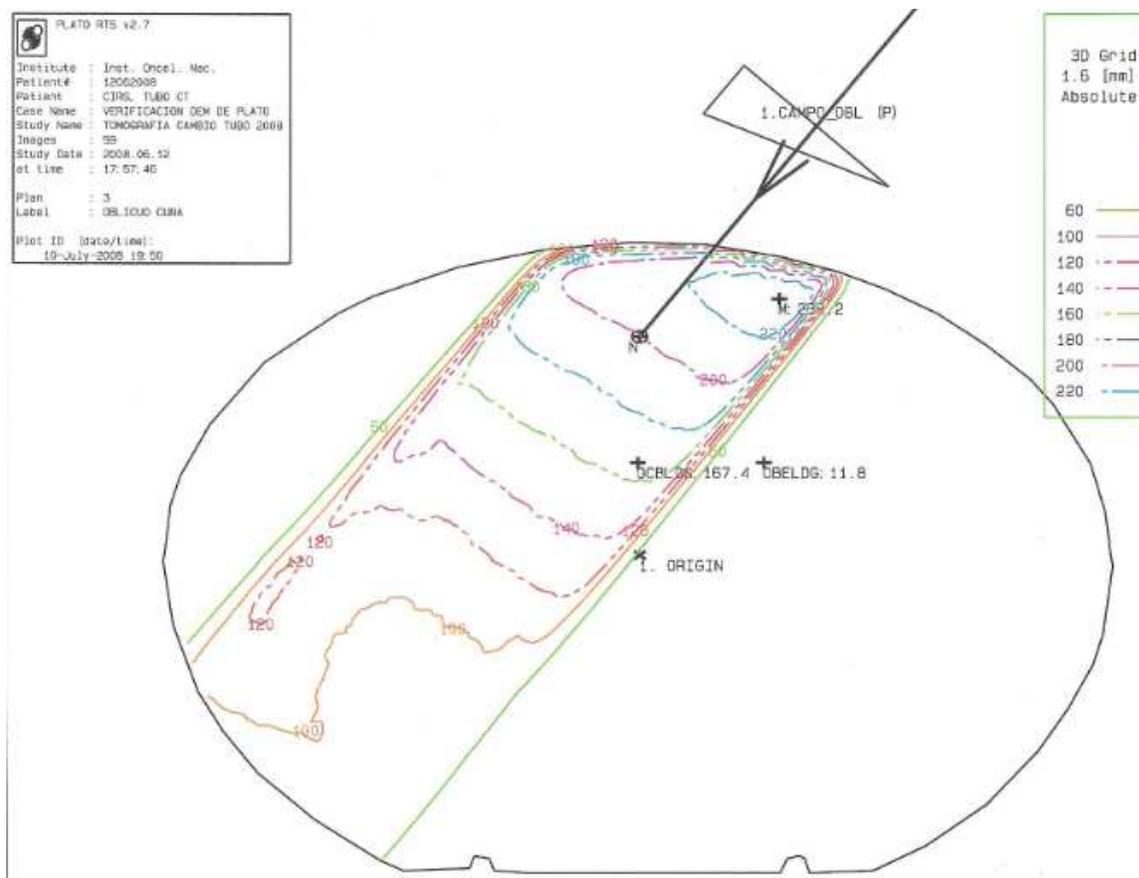


Figura 13. Muestra la curva de isodosis obtenida mediante la simulación del caso oblicuo con cuña utilizando el TPS.

3.2 APLICACIÓN DEL TRATAMIENTO UTILIZANDO ACELERADOR LINEAL ELEKTA PRECISE N°2.

Datos de los equipos utilizados:

LINAC	ELEKTA II
Energía	6 MV
Electrómetro:	PTW Tandem T10015 SN 50097
kelect:	1.000
Cámara:	PTW TN30010 SN 0427
*ND,w (Gy/nC):	0.05363
*P ₀	1013.2 mbar
*T ₀	20 °C

* Datos obtenidos del Certificado de calibración N° 0902145 de la compañía PTW, la calibración fue realizada en PTW Freiburg, Alemania el 2009-07-15 y tiene un intervalo de recalibración recomendado de 2 años. Para mayor detalle puede consultar el certificado de calibración de la cámara de ionización en el Anexo VIII.

3.2.1 CASO SIMPLE

Se monto el sistema (Ver Figura 14), siguiendo los siguientes parámetros: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, tamaño del campo 11x11 cm en el colimador principal.

La dosis prescrita al ISOCENTRO es de 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV. Se utilizo las unidades monitor calculadas por el TPS para este caso que fueron de **197.2 MU/Min.**



Figura 14. Muestra el sistema montado para realizar el caso simple, se puede apreciar la posición del LINAC (0°) con respecto al fantoma antropomórfico.

3.2.1.1 RESULTADOS DE LAS MEDICIONES PARA EL CASO SIMPLE

Punto en Estudio	* Dosis Promedio Registrada
ISOCENTRO	2.03 Gy
OCBLDG	1.69 Gy
OBELDG	0.15 Gy

* Las dosis promedios registradas son el resultado de previos cálculos realizados. Estos cálculos involucran el promedio de las 5 lecturas registradas, la aplicación del factor de corrección por presión y temperatura, ($\varphi(P_K, T_K)$), factor de calibración del electrómetro (K_{elect}), factor de corrección por polarización (K_{pol}), el factor de corrección por recombinación (K_s), la multiplicación por el factor de calibración de la cámara de ionización ($(N_{D,w}(Gy/nC))$), y por el factor de corrección por calidad del haz ($K_{Q,Q0}$). Los detalles de estos cálculos se pueden observar en el Anexo VI.

3.2.2 CASO COMPLEJO COLIMADO CON MULTILAMINAS

El sistema montado en este caso es similar al caso simple, con la excepción que a esta prueba se le suma la colimación por multilaminas (Ver Figura 15). Los parámetros para el caso complejo colimado con multilaminas son: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, tamaño del campo 11x11 cm en el colimador principal al cual se le suma la colimación por multilaminas.

La dosis prescrita al ISOCENTRO es de 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV. Se utilizó las unidades monitor calculadas por el TPS para este caso que fueron de **198.5 MU/Min.**



Figura 15. Muestra el sistema montado para realizar el caso complejo colimado con MLC, se puede apreciar la posición del LINAC (0°) con respecto al fantoma antropomórfico.

3.2.2.1 RESULTADOS DE LAS MEDICIONES PARA EL CASO COMPLEJO COLIMADO CON MLC.

Punto en Estudio	* Dosis Promedio Registrada
ISOCENTRO	2.01 Gy
OCBLDG	1.66 Gy
OBELDG	0.12 Gy

* Las dosis promedios registradas son el resultado de previos cálculos realizados. Estos cálculos involucran el promedio de las 5 lecturas registradas, la aplicación del factor de corrección por presión y temperatura, ($\phi(P_K, T_K)$), factor de calibración del electrómetro (K_{elect}), factor de corrección por polarización (K_{pol}), el factor de corrección por recombinación (K_s), la multiplicación por el factor de calibración de la cámara de ionización ($(N_{D,w}(Gy/nC))$), y por el factor de corrección por calidad del haz ($K_{Q,Q0}$). Los detalles de estos cálculos se pueden observar en el Anexo VI.

3.2.3 CASO OBLICUO CON CUÑA

El sistema montado para el caso oblicuo con cuña (Ver Figura 16) sigue los siguientes parámetros: Distancia Fuente-Piel (SSD, Source-Skin Distance) de 97cm, Profundidad (d, Depth) de 3cm al ISOCENTRO, tamaño del campo 11x 8 cm en el colimador principal.

La dosis prescrita al ISOCENTRO es de 200cGy al 100% en una única fracción, utilizando un haz de radiación de 6MV. Se utilizó las unidades monitor calculadas por el TPS para este caso que fueron de **290.0 MU/Min** (116.9 MU/Min con cuña y 173.1 abierto).



Figura 16. Muestra el sistema montado para realizar el caso oblicuo con cuña, se puede apreciar la posición del LINAC (45°) con respecto al fantoma antropomórfico.

3.2.3.1 RESULTADOS DE LAS MEDICIONES PARA EL CASO OBLICUO CON CUÑA.

Punto en Estudio	* Dosis Promedio Registrada
ISOCENTRO	2.04 Gy
OCBLDG	1.71 Gy
OBELDG	0.10 Gy

* Las dosis promedios registradas son el resultado de previos cálculos realizados. Estos cálculos involucran el promedio de las 5 lecturas registradas, la aplicación del factor de corrección por presión y temperatura, ($\phi(P_K, T_K)$), factor de calibración del electrómetro (K_{elect}), factor de corrección por polarización (K_{pol}), el factor de corrección por recombinación (K_s), la multiplicación por el factor de calibración de la cámara de ionización ($(N_{D,w}(Gy/nC))$), y por el factor de corrección por calidad del haz ($K_{Q,Q0}$). Los detalles de estos cálculos se pueden observar en el Anexo VI.

CAPÍTULO IV: Cálculos de incertidumbres

4.1 ERRORES E INCERTIDUMBRES EN RADIOTERAPIA.

Como ya hemos visto, un error es la diferencia entre un valor medido y el valor real. El mismo tiene tanto un valor numérico como un signo. En radioterapia los errores pueden originarse por ejemplo [2], por (i) errores humanos causados por ignorancia, falta de atención, mal entendido o juicio equivocado; (ii) errores instrumentales causados por fallos mecánicos, eléctricos o de “software”; (iii) errores aleatorios debido a causas desconocidas o a condiciones experimentales incontrolables en los procesos de planificación y ejecución del tratamiento; (iv) errores sistemáticos en el proceso, etc. Por el contrario, la incertidumbre asociada con la medida es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores, por lo tanto no tiene signo conocido y generalmente se supone que será simétrica.

La incertidumbre de un resultado no puede corregirse sino que esa falta de conocimiento es intrínseca al resultado y éste debe siempre darse acompañado de su incertidumbre. Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifican en tipo A (evaluadas por métodos estadísticos) y tipo B (evaluadas por cualquier otro método). Todas se describen por desviaciones estándar que se combinan en cuadratura (raíz cuadrada de la suma de los cuadrados) para determinar la incertidumbre estándar combinada de un resultado [29].

En el informe número 24 del ICRU [30] se concluye que “aunque es muy pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del $\pm 5\%$ en el suministro de la dosis a un volumen blanco si se persigue la erradicación del tumor primario”. El criterio del ICRU se dio en un contexto donde las incertidumbres se estimaron al nivel de intervalos de confianza del 95%, y por tanto corresponden aproximadamente a dos desviaciones estándar.

La OIEA en su documento IAEA-TECDOC-1151 [3] considera que en la actualidad una desviación estándar de $\pm 2.5\%$ en el suministro de dosis a un paciente es un criterio demasiado estricto, y probablemente el límite debería aumentarse, pero no existen recomendaciones definitivas en este sentido. Lo que la radiobiología y la radioterapia modernas han confirmado es la necesidad de suministrar dosis con alta exactitud, sobre todo cuando se aplican técnicas en las que se aumenta la dosis prescrita a niveles sin precedentes (“dose escalation” en radioterapia conformada).

Hay muchos pasos a lo largo del proceso de tratamiento que se relacionan con aspectos físicos, por ejemplo desde la calibración del haz clínico hasta el cálculo del tiempo de irradiación o de unidades de monitor, y todos los pasos incluyen errores e incertidumbres de mayor o menor grado. Si se piensa que hay otras posibles fuentes de error e incertidumbre en los aspectos puramente clínicos, y aún en los modelos radiobiológicos, se entiende que es necesario extremar las precauciones en cada paso y minimizar sus errores e incertidumbres, a fin de garantizar que la exactitud final del tratamiento sea aceptable [3].

4.2 CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES EN LAS PRUEBAS REALIZADAS.

La evaluación de las incertidumbres en las lecturas realizadas durante las pruebas sigue la guía dada por la ISO [29] y el TRS-398[31]. A continuación realizaremos el cálculo de las incertidumbres que se deben tomar en cuenta para el cálculo incertidumbre total de las mediciones realizadas para cada caso, para ver los detalles de los cálculos ver Anexo. Para determinar las incertidumbres de las pruebas utilizaremos la siguiente ecuación:

$$\mu'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\mu'^2_{M_Q} + \mu'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \mu'^2_{K_{Q,Q_0}}}$$

Donde:

$\mu'_{D,Q}(\%)$: es la incertidumbre relativa estimada de la dosis absorbida en el punto de estudio expresada en porcentaje.

μ'_{M_Q} : es la incertidumbre relativa de las lecturas registradas en el punto de estudio. La

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

determinación de la misma es mediante la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de la incertidumbre del promedio de las lecturas (M_Q), incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura ($K_{T,P}$), incertidumbre del factor de corrección del electrómetro (K_{elect}), la incertidumbre del factor de corrección por polaridad (K_{pol}) y el factor de corrección por recombinación (K_s).

El valor de K_{elect} lo consideraremos igual a cero ($K_{elect} = 0\%$), puesto que dicha incertidumbre ya fue contemplada en la incertidumbre del factor ($\mu'_{N_{D,W,Q_0}}$) en el certificado de calibración de la cámara de ionización (Ver Anexo VIII); la incertidumbre del factor de corrección por polaridad es de $K_{pol} \leq 0.2\%$ (Para $K=2$) por lo tanto para $K=1$ este valor será de $K_{pol} \leq 0.1$ (Ver Anexo VIII); y el factor de corrección por recombinación (K_s) la consideramos como $K_s \leq 0.4\%$, TRS-398[31]. Para ver los detalles de los cálculos del factor μ'_{M_Q} ver Anexo VII.

$\mu'_{N_{D,W,Q_0}}$: es la incertidumbre relativa del factor de calibración de la cámara de ionización utilizada. Basándonos en el certificado de calibración de la cámara de ionización (Anexo VIII) la incertidumbre es de $\mu'_{N_{D,W,Q_0}} = 0.0055$ (Para $K=1$), para ver más detalle del cálculo de la incertidumbre ver Anexo VII.

$\mu'_{K_{Q,Q_0}}$: es la incertidumbre del factor de corrección por la calidad del haz de radiación. Tomando que esta calibración no fue realizada en el laboratorio primario de calibración la incertidumbre $\mu'_{K_{Q,Q_0}} = 0.01$ (Para $K=1$), según el documento TRS-398 [31].

A continuación presentamos los cálculos de las incertidumbre típicas relativas estimadas para cada caso estudiado.

Incertidumbre típica relativa estimada de $D_{w,Q}$: $\mu'_{D,Q}(\%) = \sqrt{\mu'^2_{M_Q} + \mu'^2_{N_{D,W,Q_0}} + \mu'^2_{K_{Q,Q_0}}}$	Caso simple	Caso complejo colimado con MLC.	Caso oblicuo con cuña
ISOCENTRO	1.22 %	1.22 %	1.22 %
OCBLDG	1.22 %	1.22 %	1.22 %
OBELDG	1.31 %	1.38 %	1.44 %

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Como se puede apreciar en la tabla anterior, en ninguno de los casos se ha superado la tolerancia de $\pm 2.5\%$ recomendada por la OIEA, documento IAEA-TECDOC-1151 [3], para el suministro de dosis a un paciente.

CAPÍTULO V: Resultados

5.1 COMPARACIÓN DE LOS DATOS CALCULADOS EN EL TPS CON LOS OBTENIDOS DURANTE LA IMPLEMENTACIÓN DE LOS CASOS EN EL LINAC.

5.1.1 CASO SIMPLE

- ISOCENTRO:

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **2.00 Gy** (200 cGy)

Dosis medida: **2.03 Gy**

Tolerancia (δ_1): **2%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 2.00 \text{ Gy} - 2.03 \text{ Gy} = -0.03 \text{ Gy}$

$E_A = \text{-0.03 Gy}$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(2.00\text{Gy} - 2.03\text{Gy})}{2.03\text{Gy}} \times 100 = -1.48\%$$

$$Diferencia\% = \text{-1.48 \%}$$

- **OCBLDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **1.65 Gy** (165.1 cGy)
Dosis medida: **1.68 Gy**
Tolerancia (δ_3): **3%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 1.65 \text{ Gy} - 1.68 \text{ Gy} = -0.03 \text{ Gy}$$

$$E_A = -\mathbf{0.03 \text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$\text{Diferencia\%} = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(1.65 \text{ Gy} - 1.68 \text{ Gy})}{1.68 \text{ Gy}} \times 100 = -1.78 \%$$

$$\text{Diferencia\%} = -\mathbf{1.78 \%}$$

- **OBELDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **0.12 Gy** (12.0 cGy)
Dosis medida: **0.15 Gy**
Tolerancia (δ_4): **30%**

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 0.12 \text{ Gy} - 0.15 \text{ Gy} = -0.03 \text{ Gy}$$

$$E_A = \underline{-0.03 \text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$\text{Diferencia}\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(0.12 \text{ Gy} - 0.15 \text{ Gy})}{0.15 \text{ Gy}} \times 100 = -20 \%$$

$$\text{Diferencia}\% = \underline{-20 \%}$$

5.1.2 CASO COMPLEJO COLIMADO CON MLC

- **ISOCENTRO:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **2.00 Gy** (200 cGy)

Dosis medida: **2.01 Gy**

Tolerancia (δ_1): **3%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 2.00 \text{ Gy} - 2.01 \text{ Gy} = -0.01 \text{ Gy}$$

$$E_A = \underline{-0.01 \text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(Valor\ Calculado - Valor\ Experimental)}{Valor\ Experimental} \times 100 = \frac{(2.00Gyy - 2.01G)}{2.01Gy} \times 100 = -0.5\%$$

$$Diferencia\% = \underline{-0.5\%}$$

- **OCBLDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **1.62 Gy** (162.5 cGy)

Dosis medida: **1.66 Gy**

Tolerancia (δ_3): **3%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = Valor\ Calculado - Valor\ Experimental = 1.62\ Gy - 1.66\ Gy = -0.04\ Gy$$

$$E_A = \underline{-0.04\ Gy}$$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(Valor\ Calculado - Valor\ Experimental)}{Valor\ Experimental} \times 100 = \frac{(1.62Gy - 1.66Gy)}{1.66\ Gy} \times 100 = -2.41\%$$

$$Diferencia\% = \underline{-2.41\%}$$

- **OBELDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **0.06 Gy** (6.0 cGy)

Dosis medida: **0.12 Gy**

Tolerancia (δ_4): **40%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 0.06 \text{ Gy} - 0.12 \text{ Gy} = -0.06 \text{ Gy}$

$E_A = \text{-0.06 Gy}$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(0.06\text{Gy} - 0.12\text{Gy})}{0.12\text{Gy}} \times 100 = -50\%$$

$$Diferencia\% = \text{-50 \%}$$

5.1.3 CASO OBLICUO CON CUÑA

- **ISOCENTRO:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **2.00 Gy** (200 cGy)

Dosis medida: **2.04 Gy**

Tolerancia (δ_1): **4%**

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 2.00 \text{ Gy} - 2.04 \text{ Gy} = -0.04 \text{ Gy}$$

$$E_A = \underline{-0.04 \text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(2.00 \text{ Gy} - 2.04 \text{ Gy})}{2.04 \text{ Gy}} \times 100 = -1.96 \%$$

$$Diferencia\% = \underline{-1.96 \%}$$

- **OCBLDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **1.67 Gy** (167.4 cGy)

Dosis medida: **1.71 Gy**

Tolerancia (δ_3): **4%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 1.67 \text{ Gy} - 1.71 \text{ Gy} = -0.04 \text{ Gy}$$

$$E_A = \underline{-0.04 \text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(1.67\text{Gy} - 1.71\text{Gy})}{1.71\text{Gy}} \times 100 = -2.34 \%$$

$$Diferencia\% = \underline{-2.34 \%}$$

• **OBELDG:**

Datos:

Dosis calculada con el TPS: **0.12 Gy** (11.8 cGy)

Dosis medida: **0.10 Gy**

Tolerancia (δ_4): **50%**

Calculo del error entre la medida registrada en el tratamiento y la calculada por el TPS:

Error absoluto:

$$E_A = \text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental} = 0.12\text{ Gy} - 0.10\text{ Gy} = 0.02\text{ Gy}$$

$$E_A = \underline{0.02\text{ Gy}}$$

Diferencia local de dosis:

$$Diferencia\% = \frac{(\text{Valor Calculado} - \text{Valor Experimental})}{\text{Valor Experimental}} \times 100 = \frac{(0.12\text{Gy} - 0.10\text{Gy})}{0.10\text{Gy}} \times 100 = 20\%$$

$$Diferencia\% = \underline{20\%}$$

CAPÍTULO VI: Discusión y Limitaciones

CASO SIMPLE:

- Se obtuvo un error absoluto (E_A) igual a -0.03 Gy en todos los puntos de estudio (ISOCENTRO, OCBLDG y OBELDG). Lo que nos indica que el valor experimental medido con la cámara de ionización inserta en el fantoma en dichos puntos es inferior al valor calculado por el TPS en 0.03 Gy.
- Los calculos de la diferencia local de dosis (Diferencia%) en los puntos en estudio cumplieron con los valores de tolerancia recomendados por el ESTRO. Los mismos fueron: ISOCENTRO: Diferencia%= -1.48% (Cumple con la tolerancia $\delta_1= 2\%$); OCBLDG: Diferencia%= -1.78% (Cumple con la tolerancia $\delta_3= 3\%$); y el punto OBELDG: Diferencia%= -20% (Cumple con la tolerancia $\delta_4= 30\%$).

CASO COMPLEJO COLIMADO CON MLC:

- Se obtuvieron valores de error absoluto diferentes para todos los puntos en estudios. ISOCENTRO: $E_A= -0.01$ Gy (Siendo inferior en 0.01Gy al valor de dosis calculado por el TPS); OCBLDG: $E_A= -0.04$ Gy (Siendo inferior en 0.04Gy al valor de dosis calculado por el TPS); y en el punto OBELDG: $E_A= -0.06$ Gy (Siendo inferior en 0.06Gy al valor de dosis calculado por el TPS).
- En este caso la diferencia local de dosis (Diferencia%) cumplio los valores de tolerancia recomendados por el ESTRO solo para los puntos: ISOCENTRO: Diferencia%= -0.5% (Cumple con la tolerancia $\delta_1= 3\%$); y el punto OCBLDG: Diferencia%= -2.4% (Cumple con la tolerancia $\delta_3= 3\%$). En cuanto al punto OBELDG diferencia local de dosis fue de Diferencia%= -50% no cumpliendose la tolerancia recomendada por el ESTRO para esta region $\delta_4= 40\%$.

- Referente al no cumplimiento de la tolerancia recomendada para el punto OBELDG en el caso Complejo Colimado con MLC, se puede analizar lo siguiente: Es el mismo punto de OBELDG que en el Caso Simple (Inserto 6 en el fantoma), el ángulo de incidencia del haz de radiación es el mismo que en el Caso Simple 0° , la tolerancia recomendada por el ESTRO para el Caso Complejo colimado con MLC es 10% mayor que la recomendada por el Caso Simple y que el Caso Simple difiere con la prueba del Caso Complejo en que a este último se le agrega la colimación por multilaminas. Al introducir la colimación por multilaminas para realizar la conformación del haz de radiación ocurre un efecto en la distribución de dosis, lo más probable debido a los procesos de atenuación y de dispersión que ocurren al interaccionar el haz de radiación con este nuevo medio, pero sería prematuro asegurar que el TPS PLATOV 2.7 es impreciso para la planificación de geometrías que incorporen colimación por multilaminas sin antes realizar nuevamente la prueba para corroborar que no se hayan presentado errores durante la ejecución de este caso. Estas comprobaciones se justifican en el hecho de que el punto OBELDG está ubicado en una región completamente fuera del haz de radiación y que la dosis absorbida por éste no tiene ningún beneficio terapéutico, puesto que es por lo general tejido sano.
- En cuanto al valor de diferencia local de dosis obtenido en el punto OBELDG (Diferencia%=50%) en el caso complejo colimado con MLC supera la tolerancia para esta región $\delta_4= 40\%$. Una vez repetidas las pruebas y comprobado que en efecto se está superando el valor de tolerancia se deben tomar algunas medidas o acciones correctivas para ajustar los parámetros hasta llevar al equipo a los valores aceptables. No obstante si este parámetro satisface escasamente el nivel de tolerancia de forma sistemática, deberá realizarse alguna acción correctiva sobre éste. No olvidando que los niveles de tolerancia (δ), propuestos por el ESTRO 2004 y otros organismos internacionales, son recomendaciones de buenas prácticas clínicas y que no se deben considerar como valores absolutos validos en todas las circunstancias.

CASO OBLICUO CON CUÑA:

- Para este caso tanto el error absoluto en los puntos ISOCENTRO y OBELDG fue de $E_A = -0.04$ Gy. Lo que nos dice que para estos dos puntos el valor registrado con la cámara de ionización durante las pruebas es inferior al valor calculado por el TPS en 0.04 Gy. Al contrario, en el punto OBELDG se obtuvo un error absoluto de $E_A = 0.02$ Gy, lo que nos indica que en este caso que el valor calculado con el TPS es 0.02 Gy es superior al valor experimental obtenido con la cámara de ionización en dicho punto.
- En cuanto a la diferencia local de dosis (Diferencia%) para este caso, todos los puntos cumplieron con los valores de tolerancia recomendados por el ESTRO. Los mismos fueron: ISOCENTRO: Diferencia% = -1.96% (Cumple con la tolerancia $\delta_1 = 4\%$); OCBLDG: Diferencia% = -2.34% (Cumple con la tolerancia $\delta_3 = 4\%$); y el punto OBELDG: Diferencia% = 20% (Cumple con la tolerancia $\delta_4 = 50\%$).

CAPÍTULO VII: Conclusiones y futuros trabajos

- El sistema de planificación de tratamientos (TPS) PLATO V2.7 que utiliza el ION cumplió con los niveles de tolerancia recomendados en el documento ESTRO 2004 para las geometrías del Campo Simple y el Caso Oblicuo con cuña. En cuanto al Caso Complejo colimado con MLC, este cumplió las tolerancias recomendadas para el ISOCENTRO y para el OCBLDG, pero para el OBELDG no la cumplió superando en un 10% el valor de tolerancia recomendado por el ESTRO, por lo cual se deberá repetir la prueba con el fin de corroborar los resultados y de esta forma determinar si se debe aplicar o no medidas correctivas que permitan modificar los parámetros del TPS de tal forma que se cumplan las tolerancias recomendadas para estos sistemas.
- Sí es verdad que el alto costo de los fantomas antropomorficos limita su adquisición por parte de los departamentos de radioterapia, tambien hay que reconocer que su utilización brinda mejor comprensión de la distribución de la dosis en el cuerpo del paciente, puesto que no solo emula la forma sino también las densidades de diferentes tejidos dentro del cuerpo humano y brinda puntos de estudios fijos dentro de la anatomía del fantoma. Y desde mi punto de vista, inspira una mejor confiabilidad y comodidad que los fantomas de agua para realizar comprobaciones rápidas de precisión del TPS, puesto que en estos ultimos imperan otros factores como la calidad de agua utilizada, el posicionamiento de la cámara de ionización por medios mecanicos y electricos, requerimiento de una mayor cantidad de puntos de estudios, las dimensiones del fantoma de agua, mantenimiento del equipo entre otros. Los cuales sino se controlan de forma adecuada pueden introducir errores en las mediciones.
- Los resultados obtenidos en estas pruebas pueden ser utilizadas por el ION para verificar no solo reproducibilidad sino también la fiabilidad de los resultados durante la vida del TPS haciendo uso del fantoma antropomórfico. Las pruebas de

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

control de calidad con el fantoma antropomórfico se pueden realizar de una forma más cómoda, hasta se podría decir que más rápida que con el fantoma de agua. Bondad que se podría aprovechar como medida de seguridad, control de calidad, después de que el TPS haya sido sometido a trabajos de mantenimientos preventivo y correctivo que en “teoría” no debieran afectar el funcionamiento del equipo.

- Sería interesante realizar una continuación de este trabajo utilizando otros tipos de casos que incluyan otras configuraciones más complejas y diferentes energías (recordando que las pruebas solo se realizaron con la energía de fotones de 6 MV) para determinar que tan preciso es el TPS PLATO V2.7 al aumentar el grado de complejidad de los cálculos. Además se podría evaluar a profundidad el efecto que tienen las diferentes formas y dimensiones de colimación de las multilaminas en la distribución de dosis dentro del fantoma o paciente y determinar de esta manera que tanto discrepan los resultados experimentales con los calculados por el software de planificación en este tipo de colimación.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer primeramente a Dios por haberme permitido culminar satisfactoriamente mi Proyecto Final de Estudio (PFE) del Máster en Ingeniería Biomédica de la Universidad de Barcelona.

Agradezco también el apoyo moral que siempre me han brindado y me brindan mis familiares (especialmente mi padre (q.e.p.d.), mi madre, mis abuelos y hermanos), amigos y compañeros a lo largo de mi formación académica.

También expreso mi agradecimiento a mi Directora de PFE Dra. María Amor Duch (INTE) y a mi Tutor Lic. Alexis Álveo (ION), por todo el apoyo, asesoramiento y tiempo que me han brindado durante todo el desarrollo de mi proyecto.

Finalmente agradezco el apoyo económico que me brinda la Secretaría Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación (SENACYT) del gobierno panameño, puesto que sin la misma no hubiera sido posible el desarrollo del presente trabajo.

REFERENCIAS

- [1] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quality Management and Quality Assurance Standards, Parte 1: Guidelines for Selection and Use, ISO 9000, ISO, Geneva (1994).
- [2] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Aspectos físicos de la garantía de la calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad”, Prefacio, IAEA-TECDOC-1151, ISSN 1011-4289, OIEA, Viena (2000).
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No.430, IAEA, Austria (2004).
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama, Report of a Team of Experts, STI/PUB/1114, ISBN 92-0-101701-4, Vienna (2001).
- [5] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapias con radiaciones ionizante, SEFM ISBN: 84-934448-1-2, Madrid (2005).
- [6] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-imrt photon beams, ESTRO booklet no. 7, ISBN 90-804532-7, Bruselas (2004).
- [7] SWISS SOCIETY OF RADIOBIOLOGY AND MEDICAL PHYSICS, Quality Control of Treatment Planning Systems for Teletherapy, Recommendations No. 7, SSRMP, Bern (1997).
- [8] COFFEY, C.W., HINES, H.C., ECKERT, D.W., MARTIN, J.L., An on going quality assurance program for CT interfaced treatment planning computers: Initial experience, Med. Dosim. 10 (1985) 9-15.
- [9] CRAIG, T., BROCHU, D., VAN DYK, J., A quality assurance phantom for threedimensional radiation treatment planning, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44 (1999) 955-966.
- [10] CURRAN, B.H., “A program for quality assurance of dose planning computers”, Quality Assurance in Radiotherapy Physics (STARKSCHALL, G.H.J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1991).
- [11] FRAASS, B.A., “Quality assurance for 3-D treatment planning”, Teletherapy: Present and Future (PALTA, J.R., MACKIE, T.R., Eds), Advanced Medical Publishing, Madison, WI (1996).
- [12] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 53, Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Med. Phys. 25 (1998) 1773-1829.
- [13] McCULLOUGH, E.C., KRUEGER, A.M., Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 6 (1980) 1599-1605.
- [14] SHAW, J.E., A Guide to Commissioning and Quality Control of Treatment Planning Systems, Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology, York (1994).

- [15] TEN HAKEN, R.K., KESSLER, M.L., STERN, R.L., ELLIS, J.H., NIKLASON, L.T., “Quality assurance of CT and MRI for radiation therapy treatment planning”, Quality Assurance of Radiotherapy Physics (STARKSCHALL, G.H.J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1991).
- [16] TEN HAKEN, R.K., FRAASS, B.A., “Quality assurance in 3-D treatment planning”, 3-D Conformal Radiotherapy: A New Era in the Irradiation of Cancer (Proc. 29th Ann. San Francisco Cancer Symp., San Francisco, CA, 1994) (MEYER, J.L., PURDY, J.A., Eds), Karger, Basel (1996).
- [17] VAN DYK, J., BARNETT, R.B., CYGLER, J.E., SHRAGGE, P.C., Commissioning and quality assurance of treatment planning computers, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **26** (1993) 261–273.
- [18] VAN DYK, J., “Quality assurance”, Treatment Planning in Radiation Oncology (KHAN, F.M., POTISH, R.A., Eds), Williams and Wilkins, Baltimore, MD (1997).
- [19] VAN DYK, J., BARNETT, R.B., BATTISTA, J.J., “Computerized radiation treatment planning systems”, The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999) Ch. 8.
- [20] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, Rep. 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).
- [21] LEER, J.W.H., MCKENZIE, A.L., SCALLIET, P., THWAITES, D.I., Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Brussels (1998).
- [22] AMERICAN COLLEGE OF MEDICAL PHYSICS, Quality Assurance of Radiotherapy Physics (STARKSCHALL, G.H.J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1991).
- [23] AMERICAN COLLEGE OF MEDICAL PHYSICS, Radiation Control and Quality Assurance in Radiation Oncology: A Suggested Protocol, Rep. 2, ACMP, Washington, DC (1986).
- [24] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects, IAEA-TECDOC-1040, IAEA, Vienna (1998).
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989, IAEA, Vienna (1997).
- [26] MCKENZIE, A.L., KEHOE, T.M., THWAITES, D.I., “Quality assurance in radiotherapy physics”, Radiotherapy Physics in Practice (WILLIAMS, J., THWAITES, D.I., Eds), Oxford University Press, Oxford (1999).
- [27] KUTCHER, G.J., et al., Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, Med. Phys. **21** (1994) 581– 618.
- [28] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-1583, Austria (2008).
- [29] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, 2nd edn, ISO, Geneva (1995).
- [30] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS,

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, Bethesda, MD (1976).

[31] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos, Código de Práctica Internacional para la dosimetría basado en patrones de dosis absorbida en agua. IAEA TRS 398, Viena (2005).

[32] M. A. DUCH, P. CARRASCO, “Dose evaluation in lung-equivalent media in high-energy photon external radiotherapy”, Radiation Protection Dosimetry (2006), Vol. 120, No. 1–4, pp. 43–47 doi:10.1093/rpd/nci668 Advance Access published on April 27, 2006

ANEXOS

ANEXO I.

CONCEPTOS Y SIGLAS

1. **Acelerador lineal:** o LINAC (por su nombre en inglés, LINEAR ACCELERATOR), es un equipo de uso clínico capaz de generar haces de fotones y de electrones de varias energías, con lo cual pueden cubrirse la mayor parte de las necesidades de radioterapia externa. Con este sistema pueden alcanzarse energías muy altas. En la utilización clínica son del orden de la decena de MeV (aproximadamente 100 veces mayores que los equipos de rayos x y 10 veces mayores que los rayos gamma (γ) del Co-60). Por todo esto son máquinas que requieren gran preparación y mucho tiempo, tanto para la puesta en marcha como para el programa de garantía de calidad y el mantenimiento.
2. **Bloques:** también llamados moldes, son dispositivos generalmente fabricados con cerrobend, que se colocan a la salida del haz de radiación desde el LINAC o la bomba de cobalto para darle al haz la forma deseada (distinta de la rectangular). Se colocan en una bandeja que se sujeta al cabezal del equipo por medio de unos soportes.
3. **Bomba de cobalto:** es un en equipo para radioterapia externa, que utiliza como fuente de radiación una pastilla, de una longitud aproximada de 1.5 cm, de cobalto 60 (Co-60). Dicha fuente se coloca en el extremo de un cilindro capaz de moverse en el interior de un cabezal blindado, de forma que se tienen dos posibles estados, según la fuente esté en el interior del blindaje en la posición de reposo (OFF) o alineada con los colimadores en la posición de irradiación (ON). El movimiento del cilindro se consigue con un sistema hidráulico.
4. **Cámara de ionización:** consiste en un cilindro metálico en el que se ha fijado un filamento coaxial. Entre el cilindro y el filamento se establece una diferencia de potencial, suficiente para hacer que todos los iones engendrados se recojan en estos electrodos antes de su recombinación. La cámara de ionización contiene aire o una mezcla gaseosa inerte a una presión ligeramente superior a la atmosférica; los iones no alcanzan una velocidad suficientemente elevada para provocar nuevas

ionizaciones en el choque con átomos o moléculas del gas. Cuando el gas entre los electrodos se ioniza por algún motivo, por ejemplo rayos x o emisiones radiactivas, los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto, creando así una corriente de ionización, que puede ser medida por un electrómetro.

5. **Cámara monitora:** está formada por cuatro cámaras de ionización planas agrupadas por parejas. De esta forma se controla la salida total por duplicado, la simetría y homogeneidad del haz tanto en la dirección radial como en la transversal del haz. La cámara monitora está ubicada en el cabezal interpuesta en el camino del haz, de esta forma va integrando las señales recogidas a lo largo del tiempo. Se define así la unidad monitor (UM) como una determinada ionización recogida por esta cámara, sin importar el tiempo exacto que se tarda en recogerla.
6. **Campos de radiación:** se refiere a la forma y dimensiones con que sale el haz de radiación del equipo de radioterapia externa. En radioterapia se utilizan cuatro grupos generales de forma de campo que son: cuadrados, rectangulares, circulares e irregulares. Los campos cuadrados y rectangulares se producen generalmente con colimadores instalados en la máquinas de radioterapia, los campos circulares con colimadores especiales y los campos irregulares hechos a medida con bloques o con colimador multilaminas (MLC) acoplados a las máquinas de tratamiento.
7. **Cerrobend:** o metal de Lipowitz, se trata de una aleación compuesta por 13.3% de estaño, 50.0% de bismuto, 26,7% de plomo y 10.0% de cadmio. Dicha aleación es utilizada para fabricar los bloques o moldes para conformar los campos de irradiación.
8. **CIRS 002LFC:** es un fantoma antropomórfico de tórax fabricado por la compañía CIRS (Modelo: 002LFC). El mismo fue diseñado para ser utilizado en procedimientos de IMRT abordando procedimientos complejos referentes al comisionamiento y comparación de los sistemas de planificación de tratamientos, proporcionando un método sencillo y fiable para la verificación de los planificación y ejecución de los tratamientos a pacientes.
9. **Cobalto 60 (Co-60):** es el elemento utilizado en las bombas de cobalto. Un átomo de Co-60 tiene una probabilidad conocida de sufrir un decaimiento beta (β) consistente en la transformación de uno de los neutrones de su núcleo en un protón,

emitiendo en el proceso un electrón que es absorbido en la propia fuente, que lo lleva a ser un átomo de Ni-60 excitado. La energía de excitación es cedida mediante un decaimiento gamma (γ) consistente en la emisión de un fotón de 1,33 MeV y otro de 1,17 MeV (de media dos fotones de 1,25 MeV) para llevar al átomo de níquel a un estado estable. La vida media del Co-60 es de 5.27 años.

10. **Colimador:** es cualquier dispositivo que define el tamaño inicial del haz poco después de salir de su origen. Los aceleradores lineales disponen de colimador primario y secundario ubicados internamente en el cabezal del equipo.
11. **Coulomb:** unidad de cantidad de electricidad (carga eléctrica) en el sistema internacional de medidas (SI). El coulomb representado por la letra C, es la cantidad de electricidad transportada en un segundo por una corriente de intensidad de un ampere.
12. **Cuña:** dispositivo en forma de cuña que se sitúa en el recorrido de un haz de irradiación para disminuir la intensidad de una región del haz. Esto se realiza para compensar la falta de tejido en un contorno curvo, de esta forma se disminuya la intensidad del haz de manera continua a lo ancho del campo. Suelen construirse con materiales pesados para reducir su espesor, y por tanto deben alejarse de la piel para evitar que aumente la dosis en ella.
13. **Curva de isodosis:** son líneas que unen puntos de igual dosis que forman una representación grafica de la distribución de la dosis en un corte anatómico. El valor asignado a cada curva de isodosis puede ser un valor cuantitativo en Gy o cGy, o más a menudo, un porcentaje con respecto a un valor de referencia.
14. **Dosis absorbida:** relaciona la energía intercambiada entre la radiación y una determinada masa de materia. La dosis absorbida (D) o simplemente dosis se define como el cociente: $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$, donde $d\bar{\epsilon}$ es el valor medio de la energía impartida por la radiación a la materia en un volumen elemental y dm es la masa de la materia contenida en dicho volumen. La unidad de dosis en el sistema internacional de medidas (SI) es el gray (Gy). Es normal el uso de múltiplos y submúltiplos de esta unidad (por ejemplo, mGy, cGy, μ Gy, etc.).
15. **Electrómetro:** aparato electrostático que sirve para medir diferencias de potencial o de cargas eléctricas. Por su débil corriente de salida, los electrómetros están

especialmente adaptados para medir las cargas eléctricas que intervienen en las transformaciones radiactivas o que los rayos ionizantes liberan en el aire.

16. **Electrón- voltio:** unidad de medida de la energía en la escala atómica representada por eV. El electrón-voltio equivale a la energía cinética adquirida por un electrón al ser acelerado en un campo eléctrico con una diferencia de potencial de un voltio.
17. **ELEKTA:** es un grupo internacional de tecnología médica dedicado al desarrollo de sistemas de información completos y servicios para la mejora del tratamiento contra el cáncer y el de las enfermedades cerebrales. La sede principal de la compañía se encuentra en Estocolmo, Suecia.
18. **ELEKTA PRECISE:** es un LINAC diseñado y desarrollado por la compañía ELEKTA. Es un equipo totalmente digital que brinda la velocidad, precisión y resolución necesaria para las aplicaciones avanzadas de IMRT.
19. **ESTRO:** siglas de la asociación europea de oncología radioterapéutica (ESTRO, EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY).
20. **Fraccionamiento:** es el reparto de la dosis de radiación en el tiempo. Las fracciones son partes iguales de dosis en las que se ha dividido un tratamiento.
21. **Garantía de calidad en Radioterapia:** lo define la OMS como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” (OMS, QUALITY ASSURANCE IN RADIOTHERAPY 1988).
22. **Gray:** es la unidad de dosis en el sistema internacional de medidas (SI) y se representa por Gy.
23. **Haz de radiación:** se refiere a la radiación proveniente de los equipos que están diseñados para producir radiación ionizante. Los haces de tratamiento de los LINAC y las de de las bombas de cobalto salen de la máquina siempre con forma rectangular, debido a dos pares de colimadores internos, integrados en el equipo. Posteriormente se pueden conformar mediante accesorios (Bloques de cerrobend o MLC).

24. **ICRP:** son las siglas en ingles de la Comisión Internacional de Protección Radiológica.
25. **ICRU:** son las siglas en ingles de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas.
26. **IMRT:** son las siglas de INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (en español, Radioterapia de intensidad modulada). La IMRT es una modalidad técnica que utiliza haces de radiación de intensidad variable, lo que permite concentrar de forma muy precisa la dosis en el tumor canceroso y reducir la dosis en los tejidos sanos.
27. **ION:** siglas del Instituto Oncológico Nacional Juan Demóstenes Arosemena. Dicho instituto está ubicado en Ancón, ciudad de Panamá. Es un hospital de carácter público dedicado al tratamiento de cáncer en la República de Panamá.
28. **Isocentro:** es el punto en torno al cual gira el origen de la irradiación.
29. **IPEM:** son las siglas del Institute of Physics and Engineering in Medicine.
30. **Multilaminas:** representado por las siglas MLC (por su nombre en ingles, MULTILEAF COLLIMATOR). El MLC es un dispositivo que permite conformar los campos de tratamiento. Este dispositivo está formado por grupos de finas laminas radiopacas que se deslizan entre sí y que permiten colimar el haz de radiación según la forma y el tamaño necesario para realizar un determinado tratamiento.
31. **OIEA:** son las siglas del Organismo Internacional de Energía Atómica, también conocido como la IAEA por sus siglas en ingles.
32. **OMS:** son las siglas de la Organización Mundial de la Salud.
33. **OPS:** son las siglas de la Organización Panamericana de la Salud.
34. **SAD:** distancia de la fuente al isocentro (SAD, SOURCE TO AXIS DISTANCE).
35. **SD:** son las siglas de desviación estándar, por su significado en ingles.
36. **SEFM:** son las siglas de la Sociedad Española de Física Médica.
37. **SSD:** distancia de la fuente a la piel (SSD, SOURCE TO SKIN DISTANCE).
38. **Tasa de dosis absorbida:** variación durante un intervalo de tiempo (dt) de la dosis absorbida (dD) en un punto. La tasa de dosis absorbida se define como $\dot{D} = \frac{dD}{dt}$ y suele expresarse en gray por segundo (Gy/s).

39. **TPS:** son las siglas de Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS, TREATMENT PLANNING SYSTEM). Es un sistema computarizado para la planificación de tratamientos de radioterapia externa, con estos sistema se diseñan y calculan una parte significativa de los tratamientos de pacientes. Los mismos incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación; los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.
40. **TPS PLATO V2.7:** es un programa (software) desarrollado por la compañía NUCLETRON, cuya sede se encuentra en Países Bajos (Holanda). Se trata de un sistema computarizado para planificación de tratamiento en radioterapia, cuyo objetivo es especificar la forma y ubicación exacta de la dosis de radiación en relación con el tumor con el fin de optimizar la eficacia clínica. La versión de software utilizada por el ION es la V 2.7.
41. **Unidad de monitor:** representado por las siglas UM en español o MU (Por su significado en ingles). Es una de las unidades mínimas de funcionamiento de un LINAC, y se define como el tiempo que esta máquina debe emitir los fotones o electrones en cuestión para administrar el tratamiento diseñado. La medición de las UM se realiza a través de un dispositivo llamado cámara monitora que forma parte del LINAC. Las UM no son traducibles a segundos, puesto que son propias de cada equipo. Esto es debido a que en el LINAC la radiación de salida varia debido a la compleja circuitería que utiliza.

ANEXO II. CARACTERÍSTICAS DE LOS HACES DE FOTONES DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que generan. Una característica de la radiación indirectamente ionizante, es la de depositar su energía a través de un proceso de dos etapas. En la primera etapa se produce la interacción por la cual se transfiere energía a partículas secundarias cargadas y en la segunda etapa, estas partículas secundarias entregan energía a la materia.

Por lo tanto, la contribución a la dosis absorbida a través de la interacción de radiación indirectamente ionizante (rayos x, gamma o neutrones) en forma directa es insignificante. Si bien cada interacción inicial implica la transferencia, en un solo evento, de una gran cantidad de energía, son las partículas secundarias cargadas producidas las que imparten energía en una sucesión de eventos de ionización y excitación; fenómenos que en forma colectiva serán los causantes del efecto observado.

Los electrones secundarios se generan con diferentes energías, pero la energía máxima y su alcance dependen de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no tienen porqué depositar toda su energía en el punto donde son generados.

Dado que una fracción de las partículas secundarias cargadas saldrá de la masa expuesta, la energía que ellas transportan no ha de contribuir a la dosis absorbida. Esta energía se repone creando un campo de electrones secundarios que acompañen al campo de radiación incidente, con lo cual se establece la condición de equilibrio electrónico.

Al alcanzar esta condición de equilibrio electrónico a una determinada profundidad, puesto que los fotones generan electrones de distintas energías que se frenan a distintas profundidades, el número de electrones que se frenan, y por tanto la dosis absorbida, alcanza el máximo. En otras palabras, a esa profundidad 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 de los fotones incidentes.

A medida que la profundidad va aumentando el número de fotones va disminuyendo, y como consecuencia el número de electrones secundarios también lo hace. Es por ello que posterior a alcanzar un máximo de dosis la misma va decreciendo. Este fenómeno se puede apreciar en la figura A.1, donde se pueden ver la relación que hay entre la profundidad (d) y el porcentaje de dosis en profundidad (PDD), en haces de fotones de 6MV y 18MV.

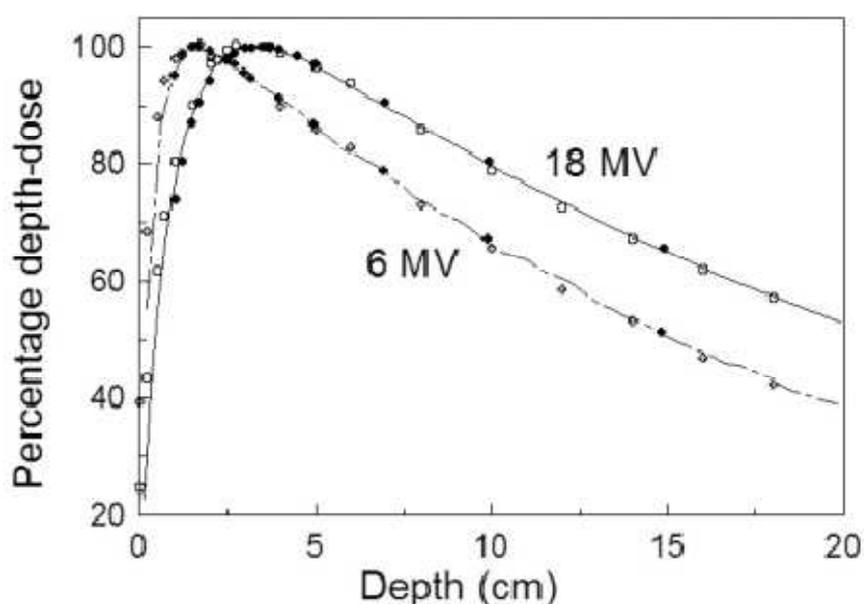


Figura A.1. Muestra la distribución del porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para un fantoma homogéneo de agua con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con haces de 6 MV y 18 MV [32].

La cantidad de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) puede ser definida como el cociente, expresado como porcentaje, de la dosis absorbida a cualquier profundidad “Dd” a la dosis absorbida a una profundidad fija de referencia “Dd₀” a lo largo del eje central del haz.

$$PDD = \frac{Dd}{Dd_0} * 100$$

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

En la práctica clínica, la dosis máxima en el eje central del haz, esta dado simplemente por D_{MAX} .

$$D_{MAX} = \frac{D_P}{PDD} * 100$$

Cuando se trata de irradiaciones con fotones de alta energía la dosis máxima (D_{MAX}) se ubica por debajo de la superficie, esto hace que la dosis que recibe la superficie de la piel sea sólo una fracción de la D_{MAX} . En los casos en que no se quiera esta reducción de la dosis se deberán colocar bolus de forma que el máximo ocurra cerca de la piel.

ANEXO III. PENETRACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES DENTRO DE UN FANTOMA O DE UN PACIENTE

Cuando un haz de radiación viaja a través del aire o del vacío su propagación se rige por la ley del inverso cuadrado. Dicha ley expresa que la intensidad de los rayos X varía inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la diana.

Cuando un haz de radiación se propaga a través de un fantoma o de un paciente, su recorrido no sólo se ve afectado por la ley del inverso cuadrado, sino también por la atenuación y la dispersión del haz de fotones en el interior del fantoma o del paciente, resultando en un proceso complicado y complejo.

Medir directamente la distribución de dosis en el interior del paciente es prácticamente imposible, pero para un tratamiento de radioterapia exitoso es necesario que se conozca con precisión y exactitud. Esto se consigue normalmente mediante el uso de varias funciones que relacionan la dosis en cualquier punto dentro del paciente con la dosis conocidas en la calibración del haz (o de referencia) en un punto dentro de un fantoma.

Dichas funciones se suelen medir con detectores de radiación en fantoma equivalentes a tejidos, y la dosis o la tasa de dosis se miden en puntos de referencias ubicados en fantomas de agua para un conjunto específico de condiciones de referencia, tales como la profundidad (Depth), tamaño del campo y la distancia fuente- piel (SSD).

En la figura A.2, se muestra una distribución típica de dosis de un haz de fotones en un paciente. En la misma se puede observar como la radiación incide en la superficie del paciente y le entrega una dosis D_s . Debajo de la superficie, la dosis se empieza a elevar rápidamente hasta alcanzar un valor máximo a una profundidad (Depth) Z_{MAX} y luego disminuye casi exponencialmente hasta alcanzar un valor de dosis D_{EX} en el punto de salida del haz en el paciente.

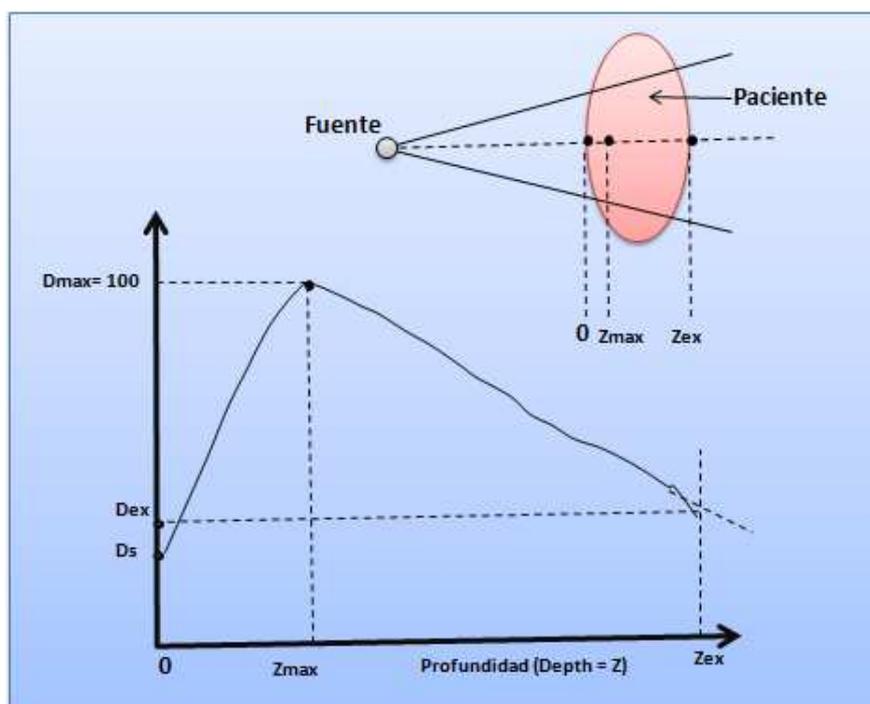


Figura A.2. Distribución típica de dosis de un haz de fotones dentro de un paciente. Donde D_s es la dosis en la superficie en el lado donde entra el haz, D_{EX} es la dosis en la superficie en lado de salida del haz, D_{MAX} es la dosis máxima, generalmente normalizada a 100, resultando en una curva de distribución de porcentaje de dosis en profundidad (PDD). La región comprendida entre $z=0$ y $z=Z_{MAX}$ se conoce como la región de acumulación (BUILD-UP) de dosis (Información extraída del documento RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A handbook for teachers and students, E.B. Podgark, IAEA 2005)..

ANEXO IV. ESPECIFICACIONES DEL FANTOMA CIRS 002LFC.

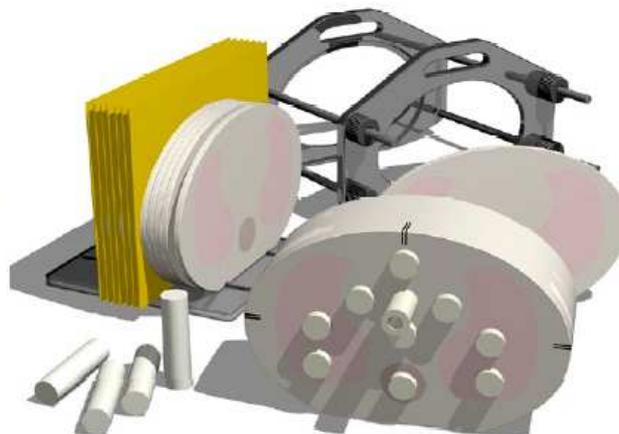
IMRT Thorax Phantom

Complete QA from CT imaging to dose verification

The CIRS Model 002LFC IMRT Thorax Phantom for Film and Ion chamber Dosimetry is designed to address the complex issues surrounding commissioning and comparison of treatment planning systems while providing a simple yet reliable method for verification of individual patient plans and delivery.

The 002LFC is elliptical in shape and properly represents an average human torso in proportion, density and two-dimensional structure. It measures 30 cm long x 30 cm wide x 20 cm thick. The phantom is constructed of proprietary tissue equivalent epoxy materials. Linear attenuations of the simulated tissues are within 1% of actual attenuation for water and bone, and within 3% for lung from 50 keV to 25 MeV.

Tissue equivalent interchangeable rod inserts accommodate ionization chambers allowing for point dose measurements in multiple planes within the



Model 002LFC

phantom. Hole placement allows verification in the most critical areas of the chest. One half of the phantom is divided into 12 sections, each 1 cm thick, to support radiographic or GafChromic® film. Optional inserts are available to support a variety of other detectors including TLD's, MOSFET, and diodes.

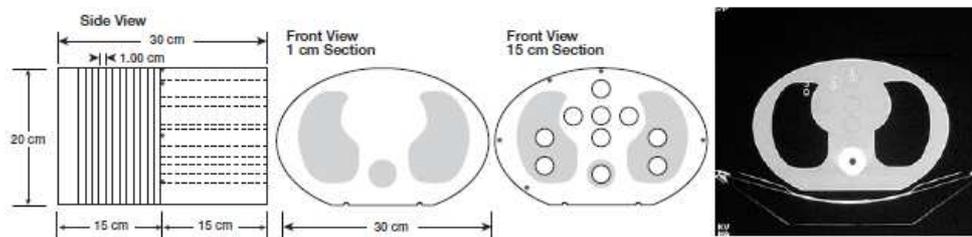
Handling, assembly and proper orientation of the phantom is made easy with the use of a unique alignment base and holding device. The surfaces of the phantom are marked for ease of laser alignment. CT markers are included to ensure accurate film to plan registration on the center film.*

Features

- Verify heterogeneity corrections
- Correlate CTU to electron density
- Check dose distributions in sensitive areas
- Check depth doses and absolute dose
- 2D and 3D isodoses
- Calibrate film with ion chamber
- Verify individual patient treatment plans



IMRT Phantom Specifications: Model 002LFC



Model 002LFC Includes

Qty	Description
1	Thorax section drilled to accommodate rod inserts
12	1 cm thorax sections
1	3 cm end section
1	Alignment base
1	Holding device
1	Water equivalent insert with ion chamber cavity
1	Bone equivalent insert with ion chamber cavity
1	Lung equivalent insert with ion chamber cavity
5	Water equivalent solid rod inserts
1	Bone equivalent solid rod insert
4	Lung equivalent solid rod inserts
1	Set of CT to film fiducial markers

Optional Accessories

Model	Description
002BR	Single breast attachment
002FC	Film Stack for small volume 3D image reconstruction
002GC	Gel dosimetry cassette
002HCV	Homogeneous section that accommodates 002FC or 002GC cassettes
002LCV	Thorax region section that accommodates 002FC or 002GC cassettes
002SPH	Tissue equivalent rods for TLD's (set of 5)
002RW CV5XX	Water equivalent rod inserts with ion chamber cavity
002RB CV5XX	Bone equivalent insert with ion chamber cavity
002RL CV5XX	Lung equivalent insert with ion chamber cavity
002CS	Foam lined carrying case
002CTF	Set of CT to film fiducial markers for additional interfaces
002ED	Electron density reference plugs, set of 4 (lung, bone, muscle, adipose)
002SS-LFC	Thorax region spacer slab (1 cm)

Ratios of IMRT Phantom Material⁽²⁾⁽³⁾ linear attenuation coefficients to reference tissues.

En, MeV	Plastic Water-DT to H ₂ O Ratio, %	Average Bone to Ref ² Ratio, %	Lung (inhale) to Ref ² Ratio, %
0.05	100.8	100.00	100.3
0.06	100.5	99.96	101.1
0.08	100.3	99.91	101.9
0.10	100.2	99.88	102.2
0.15	100.1	99.86	102.5
0.20	100.1	99.84	102.5
0.40	100.1	99.84	102.7
0.60	100.1	99.83	102.6
0.80	100.1	99.84	102.7
1.00	100.1	99.83	102.7
1.50	100.1	99.84	102.7
2.00	100.1	99.84	102.6
4.00	100.0	99.87	102.1
6.00	99.8	99.93	101.6
8.00	99.7	99.95	101.2
10.0	99.6	100.03	100.7
15.0	99.2	100.06	100.0
20.0	99.1	100.13	102.7
El. density	100.1	99.83	102.7
Density	1.039 g/cm ³	1.60 g/cm ³	0.21 g/cm ³

IMRT Verification System

CIRS IMRT phantoms are manufactured from tissue equivalent materials that mimic within 1% from 50 keV to 25 MeV for accurate simulation from CT planning to treatment delivery. An interchangeable rod design allows the phantom to accommodate a multitude of dose measurement devices such as ion chambers, TLD, diodes and MOSFET's in the same location within the phantom. Phantom cross sections accommodate GafChromic® or standard ready-pack films.⁽¹⁾

Electron Density Reference Insert

	Density	Electron Density per cc x 10 ²³	Electron Density Relative to H ₂ O
Lung	0.21	0.69	0.207
Bone	1.60	5.03	1.506
Muscle	1.06	3.48	1.042
Adipose	0.96	3.17	0.949

*Refer to separate CIRS cavity and plug code list for available chamber cavities.

1. The CIRS line of IMRT phantoms is compatible with the RIT 113 Software for film to plan analysis.
2. ICRP 23, Report of the Task Group on Reference Man (1975).
3. Woodard, H.Q., White, D.R., The Composition of Body Tissues, The British Journal of Radiology (1966) 59: 1209-1219

ANEXO V. Resultados obtenidos con el TPS PLATO V2.7.

1. Simulación Caso Simple

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute : Inst. Oncol. Nac.				
Patient# : 12062008				
Patient : CIRS, TUBO CT				PLATO RTS v2.7
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO				
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008				
Images : 59				
Study Date : 2008.06.12 17:57:46				
Plan Data				
PLAN : 1				
LABEL : SIMPLE1				
NORMALIZE : Isocenter # 1				
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)				
PLAN DATE : 10-07-2008 19:08				
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1			
	CAMPO_SIMPLE			
SSD/DEPTH is in 1.0*cm; ANGLE in 1.0*deg.				
Unit	5863			
X/E	6X			
	SAD			
SSD	97.0			
DEPTH	3.0			
ANGLE	0.0			
START	-			
STOP	-			
Prim. Coll.: X & Y in 1.0*cm; ()=values at SSD); COLL in 1.0*deg.				
PCT	Asym X			
	Asym Y			
X	11.0			
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y	11.0			
Y1	-5.5			
Y2	5.5			
SCT	None			
COLL	0.0			
Table Top: LAT, LONG, VERT are in 1.0*cm; TABLE in 1.0*deg.				
LAT	0.0			
LONG	0.0			
VERT	-7.0			
TABLE	0.0			
Beam Modifier data:				
Wedge	None			
Angle	-			
Name	-			
Block	None			
Tray	None			
	-			
Correc	Inhomog. *ON*			
tions	Bolus *OFF*			
Monitor Units or decimal Minutes				
Weight	2.000			
MU/Min	197.2			
wedge	0.0			
open	197.2			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute	Inst. Oncol. Nac.			
Patient#	12062008			
Patient	CIRS, TUBO CT		PLATO RTS v2.7	
Case Name	VERIFICACION DEM DE PLATO			
Study Name	TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008			
Images	59			
Study Date	2008.06.12 17:57:46			
General calculation details				
PLAN	1			
LABEL	SIMPLE1			
PLAN DATE	10-07-2008 19:08		All data for Beam Weight Point	
Calc. grid	2			
Scan grid	0.078 cm x 0.078 cm			
HU-RED	CIRS NUEVA			
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1 CAMPO_SIMPLE			
Treatment unit data, length units are in 1.0*cm				
Unit	5863			
X/E	6X			
	SAD			
SSD	97.0			
DEPTH	3.0			
Dref	1.5			
Airgap	N/A			
Deq.	3.0			
Primary collimator at Isocenter distance, length units are in 1.0*cm				
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y1	-5.5			
Y2	5.5			
Eq.				
Field	11.0 x 11.0			
Monitor Units or decimal Minutes				
Fluenc	1.030			
WFrac	XXX			
Wf	XXX			
Wh	XXX			
TBlock	XXX			
TComp	N/A			
TShape	XXX			
Tf	XXX			
PDD	XXX			
TPR	0.976			
Sp	1.001			
Sc	1.004			
OutFac	N/A			
D_flu	0.978			
InhFac	0.998			
CalFac	1.000 cGy/MU			
Cal. date	N/A			
MU/Min	197.2			
wedge	0.0			
open	197.2			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data									
Institute : Inst. Oncol. Nac.									
Patient# : 12062008									
Patient : CIRS, TUBO CT PLATO RIS v2.7									
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO									
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008									
Images : 59									
Study Date : 2008.06.12 17:57:46									
Plan Data									
PLAN : 1									
LABEL : SIMPLE1 ORIGIN MARKER POSITION									
NORMALIZE : Isocenter # 1 --X-- --Y-- --Z--									
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s) 19.9 19.9 -8.3 [cm]									
PLAN DATE : 10-07-2008 19:08									
Dose Point Data									
#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1			
		X	Y	Z					
	#1 Dmax	19.9	11.5	-8.3	210.7	210.7			
	#1 Isoc	19.9	13.0	-8.3	200.0	*200.0			
	ICRU	-	-	-	-	-			
1	OCBLDG	15.7	17.0	-8.3	165.1	165.1			
2	OBELDG	12.0	20.0	-8.3	12.0	12.0			
1	M	19.8	10.1	-20.8	6.7	XXX			
2	M	19.8	10.1	-20.3	7.1	XXX			
3	M	19.8	10.1	-19.8	7.5	XXX			
4	M	19.8	10.1	-19.3	7.9	XXX			
5	M	19.8	10.1	-18.8	8.3	XXX			
6	M	19.8	10.1	-18.3	8.8	XXX			
7	M	19.8	10.1	-17.8	9.4	XXX			
8	M	19.8	10.1	-17.3	10.0	XXX			
9	M	19.8	10.1	-16.8	10.7	XXX			
10	M	19.8	26.3	-16.3	11.9	XXX			
11	M	19.8	26.3	-15.8	14.1	XXX			
12	M	19.8	28.8	-15.3	17.5	XXX			
13	M	14.4	29.8	-14.8	46.8	XXX			
14	M	14.3	27.4	-14.3	83.4	XXX			
15	M	19.8	19.6	-13.8	128.7	XXX			
16	M	16.6	12.1	-13.3	191.7	XXX			
17	M	21.6	11.5	-12.8	209.6	XXX			
18	M	21.6	11.5	-12.3	212.7	XXX			
19	M	21.6	11.5	-11.8	214.0	XXX			
20	3DM	22.1	11.3	-11.3	214.2	XXX			
21	M	22.1	11.3	-10.8	214.0	XXX			
22	M	22.1	11.3	-10.3	213.8	XXX			
23	M	22.1	11.3	-9.8	213.3	XXX			
24	M	23.0	11.6	-9.3	213.0	XXX			
25	M	23.0	11.6	-8.8	212.8	XXX			
26	M	22.3	11.5	-8.3	212.7	XXX			
27	M	23.0	11.6	-7.8	212.8	XXX			
28	M	23.0	11.6	-7.3	212.9	XXX			
29	M	19.8	11.3	-6.8	212.9	XXX			
30	M	23.2	11.6	-6.3	213.0	XXX			
31	M	22.1	11.3	-5.8	214.0	XXX			
32	M	21.3	11.3	-5.3	213.6	XXX			
33	M	21.6	11.5	-4.8	213.9	XXX			
34	M	21.6	11.5	-4.3	212.6	XXX			

'~' indicates interpolated dose point

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data									
Institute : Inst. Oncol. Nac.									
Patient# : 12062008									
Patient : CIRS, TUBO CT						PLATO RTS v2.7			
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO									
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008									
Images : 59									
Study Date : 2008.06.12 17:57:46									
Plan Data									
PLAN : 1									
LABEL : SIMPLE1									
NORMALIZE : Isocenter # 1									
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)						ORIGIN MARKER POSITION --X-- --Y-- --Z-- 19.9 19.9 -8.3 [cm]			
PLAN DATE : 10-07-2008 19:08									
Dose Point Data									
#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1			
		X	Y	Z					
35	M	21.6	11.5	-3.8	209.5	XXX			
36	M	23.0	12.1	-3.3	192.1	XXX			
37	M	18.4	18.0	-2.8	120.6	XXX			
38	M	14.3	27.7	-2.3	85.0	XXX			
39	M	14.0	29.8	-1.8	47.7	XXX			
40	M	15.9	29.8	-1.3	17.3	XXX			
41	M	15.9	29.4	-0.8	12.9	XXX			
42	M	19.6	10.1	-0.3	11.6	XXX			
43	M	19.8	10.1	0.2	10.7	XXX			
44	M	19.4	10.1	0.7	10.0	XXX			
45	M	19.8	10.1	1.2	9.4	XXX			
46	M	19.8	10.1	1.7	8.8	XXX			
47	M	19.8	10.1	2.2	8.3	XXX			
48	M	19.8	10.1	2.7	7.9	XXX			
49	M	19.8	10.1	3.2	7.5	XXX			
50	M	19.8	10.1	3.7	7.1	XXX			
51	M	19.8	10.1	4.2	6.7	XXX			
52	M	19.8	10.1	4.7	6.4	XXX			
53	M	19.8	10.1	5.2	6.1	XXX			
54	M	19.8	10.1	5.7	5.8	XXX			
55	M	19.8	10.1	6.2	5.6	XXX			
56	M	19.8	10.1	6.7	5.3	XXX			
57	M	19.8	10.1	7.2	5.1	XXX			
58	M	19.8	10.1	7.7	4.9	XXX			
59	M	19.8	10.1	8.2	4.7	XXX			

~ indicates interpolated dose point

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

PLATO RIS v2.7

Instituto : Inst. Oncol. Nsc.
 Patient# : 42002008
 Patient : CDR. TUBU C
 Case Name : VERIFICACION DE PLATO
 Study Name : TUBU007A 04810 TUBO 2008
 Images : 08
 Study Date : 2008.05.12
 Set Time : 17:37:45

Plan : 3
 Label : SIMPLE

Plot ID (date/time):
 10-Jul-2008 19:25

FLANNER: _____

#1 (P) APPROVAL: _____

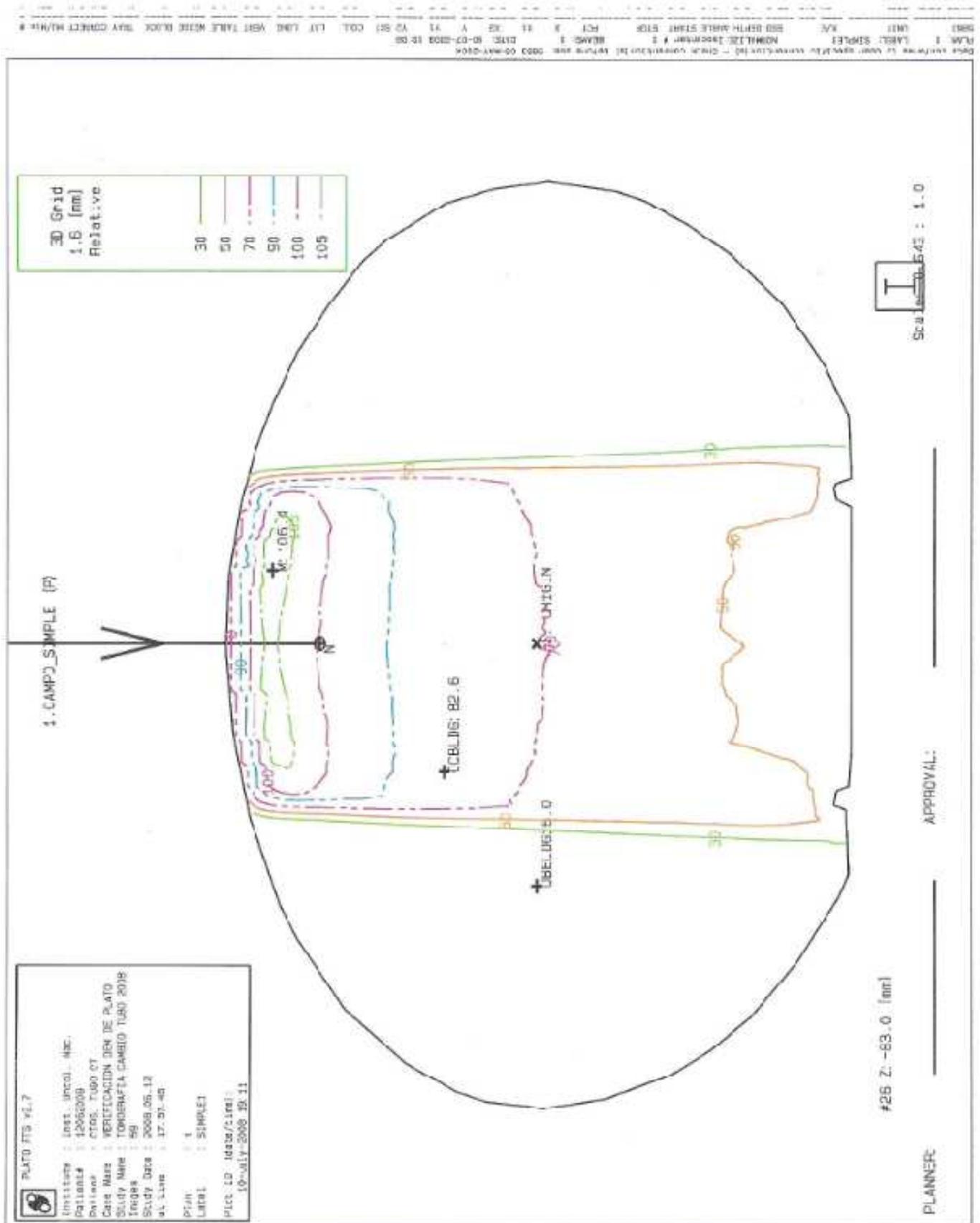
CAMPO_SIMPLE

Scale: 1.000 : 1.0

A

DRG: CONFIRM TO RPT: RECTANG CONFIRMATION (S) DEFORM VERR: 0803 05 MAY 2004
 NORMALIZED POSITION: # 1
 DEFORM: 1
 DATE: 08-11-2008 19:08
 UNIT: Y/E
 DSD: DEFIN: ANGLE: 0.0000: 0.0000
 PCT: # 01
 X1: 0.0000
 X2: 0.0000
 Y1: 0.0000
 Y2: 0.0000
 LAT: LONG: VERT: TABLE: WEDGE: BLOCK: TNY: CORRECT: WARMUP: #

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.



2. Simulación Caso Complejo colimado con MLC.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute : Inst. Oncol. Nac.				
Patient# : 12062008				
Patient : CIRS, TUBO CT				PLATO RTS v2.7
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO				
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008				
Images : 59				
Study Date : 2008.06.12 17:57:46				
Plan Data				
PLAN : 2				
LABEL : COMPLEJO1				
NORMALIZE : Isocenter # 1				
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)				
PLAN DATE : 10-07-2008 19:34				
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1			
	CAMPO_COM			
SSD/DEPTH is in 1.0*cm; ANGLE in 1.0*deg.				
Unit	5863			
X/E	6X			
	SAD			
SSD	97.0			
DEPTH	3.0			
ANGLE	0.0			
START	-			
STOP	-			
Prim. Coll.: X & Y in 1.0*cm; ()=values at SSD); COLL in 1.0*deg.				
PCT	Asym X			
	Asym Y			
X	11.0			
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y	11.0			
Y1	-5.5			
Y2	5.5			
SCT	MLC			
COLL	0.0			
Table Top: LAT, LONG, VERT are in 1.0*cm; TABLE in 1.0*deg.				
LAT	0.0			
LONG	0.0			
VERT	-7.0			
TABLE	0.0			
Beam Modifier data:				
Wedge	None			
Angle	-			
Name	-			
Block	None			
Tray	None			
	-			
Correc	Inhomog. *ON*			
tions	Bolus *OFF*			
Monitor Units or decimal Minutes				
Weight	2.000			
MU/Min	198.5			
wedge	0.0			
open	198.5			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute	Inst. Oncol. Nac.			
Patient#	12062008			
Patient	CIRS, TUBO CT	PLATO RTS v2.7		
Case Name	VERIFICACION DEM DE PLATO			
Study Name	TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008			
Images	59			
Study Date	2008.06.12 17:57:46			
General calculation details				
PLAN	2			
LABEL	COMPLEJO1			
PLAN DATE	10-07-2008 19:34	All data for Beam Weight Point		
Calc. grid	2			
Scan grid	0.078 cm x 0.078 cm			
HU-RED	CIRS NUEVA			
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1 CAMPO_COM			
Treatment unit data, length units are in 1.0*cm				
Unit	5863			
X/E	6X SAD			
SSD	97.0			
DEPTH	3.0			
Dref	1.5			
Airgap	N/A			
Deq.	3.0			
Primary collimator at Isocenter distance, length units are in 1.0*cm				
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y1	-5.5			
Y2	5.5			
Eq. Field	11.0 x 11.0			
Monitor Units or decimal Minutes				
Fluenc	1.030			
WFrac	XXX			
Wf	XXX			
Wh	XXX			
TBlock	XXX			
TComp	N/A			
TShape	XXX			
Tf	XXX			
PDD	XXX			
TPR	0.976			
Sp	1.001			
Sc	1.004			
OutFac	N/A			
D flu	0.978			
InhFac	0.998			
CalFac	1.000 cGy/MU			
Cal. date	N/A			
MU/Min	198.5			
wedge	0.0			
open	198.5			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data									
Institute	:	Inst. Oncol. Nac.							
Patient#	:	12062008							
Patient	:	CIRS, TUBO CT				PLATO RTS v2.7			
Case Name	:	VERIFICACION DEM DE PLATO							
Study Name	:	TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008							
Images	:	59							
Study Date	:	2008.06.12 17:57:46							
Plan Data									
PLAN	:	2							
LABEL	:	COMPLEJO1				ORIGIN MARKER POSITION			
NORMALIZE	:	Isocenter # 1				--X-- --Y-- --Z--			
PRESCRIBE	:	200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)				19.9 19.9 -8.3 [cm]			
PLAN DATE	:	10-07-2008 19:34							
Dose Point Data									
#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1			
		X	Y	Z					
	#1 Dmax	19.9	11.5	-8.3	211.0	211.0			
	#1 Isoc ICRU	19.9	13.0	-8.3	200.0	*200.0			
1	OCBLDG	15.7	17.0	-8.3	162.5	162.5			
2	OBELDG	12.0	20.0	-8.3	6.0	6.0			
1	M	19.8	10.1	-20.8	3.1	XXX			
2	M	19.8	10.1	-20.3	3.3	XXX			
3	M	19.8	10.1	-19.8	3.6	XXX			
4	M	19.8	10.1	-19.3	3.9	XXX			
5	M	19.8	10.1	-18.8	4.2	XXX			
6	M	19.8	10.1	-18.3	4.6	XXX			
7	M	19.8	10.1	-17.8	5.0	XXX			
8	M	19.8	10.1	-17.3	5.5	XXX			
9	M	19.8	26.5	-16.8	6.2	XXX			
10	M	19.8	26.3	-16.3	7.4	XXX			
11	M	19.8	26.3	-15.8	9.3	XXX			
12	M	19.8	29.0	-15.3	12.7	XXX			
13	M	19.9	29.9	-14.8	35.3	XXX			
14	M	19.8	26.6	-14.3	73.7	XXX			
15	M	19.8	19.6	-13.8	125.1	XXX			
16	M	19.8	11.9	-13.3	189.8	XXX			
17	M	19.8	11.5	-12.8	209.0	XXX			
18	M	19.8	11.5	-12.3	212.5	XXX			
19	3DM	19.8	11.5	-11.8	213.9	XXX			
20	M	19.6	11.5	-11.3	213.4	XXX			
21	M	20.5	11.5	-10.8	213.0	XXX			
22	M	21.6	11.5	-10.3	212.9	XXX			
23	M	22.1	11.3	-9.8	212.7	XXX			
24	M	22.1	11.3	-9.3	212.7	XXX			
25	M	22.1	11.3	-8.8	212.5	XXX			
26	M	22.3	11.5	-8.3	212.7	XXX			
27	M	22.1	11.3	-7.8	212.4	XXX			
28	M	19.8	11.3	-7.3	212.6	XXX			
29	M	19.8	11.3	-6.8	213.0	XXX			
30	M	21.6	11.5	-6.3	212.1	XXX			
31	M	20.1	11.3	-5.8	213.4	XXX			
32	M	20.1	11.3	-5.3	213.0	XXX			
33	M	19.9	11.5	-4.8	213.1	XXX			
34	M	19.9	11.5	-4.3	211.7	XXX			

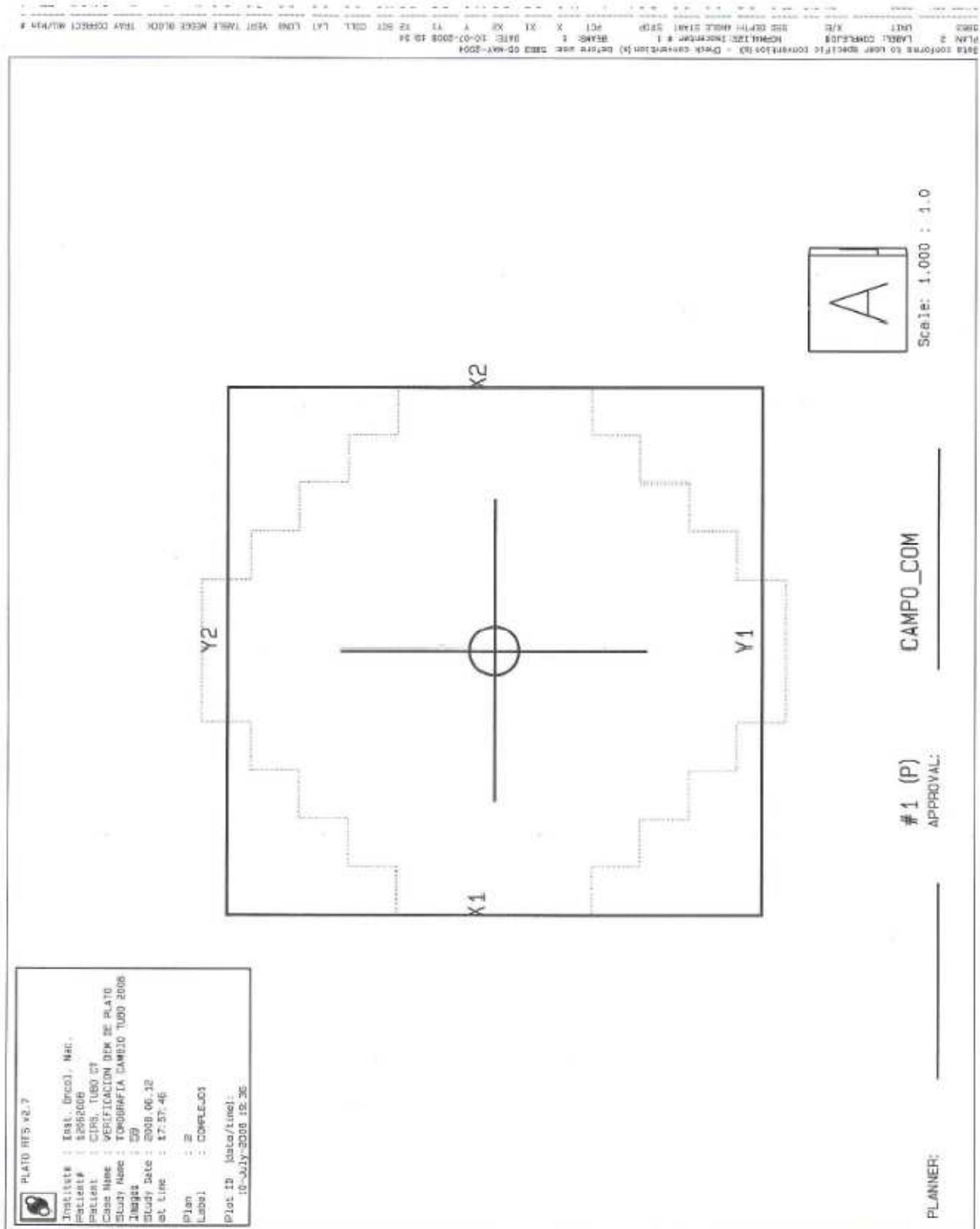
'*' indicates interpolated dose point

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

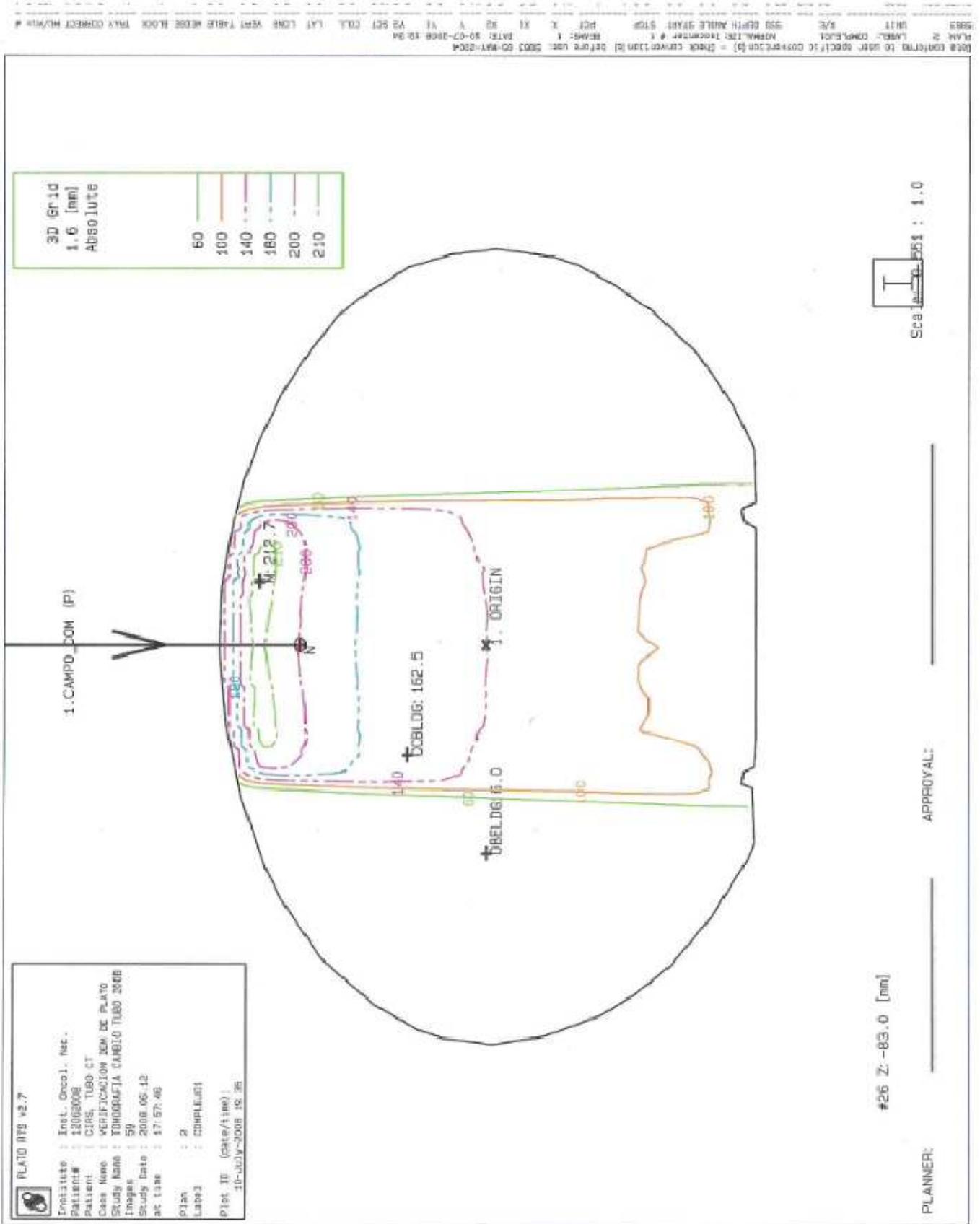
Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data									
Institute : Inst. Oncol. Nac.									
Patient# : 12062008									
Patient : CIRS, TUBO CT						PLATO RTS v2.7			
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO									
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008									
Images : 59									
Study Date : 2008.06.12 17:57:46									
Plan Data									
PLAN : 2									
LABEL : COMPLEJO1									
NORMALIZE : Isocenter # 1									
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)						ORIGIN MARKER POSITION			
PLAN DATE : 10-07-2008 19:34						--X-- --Y-- --Z--			
						19.9 19.9 -8.3 [cm]			
Dose Point Data									
#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1			
		X	Y	Z					
35	M	19.8	11.5	-3.8	208.2	XXX			
36	M	19.8	11.9	-3.3	189.2	XXX			
37	M	19.8	19.6	-2.8	115.9	XXX			
38	M	19.9	24.9	-2.3	64.0	XXX			
39	M	19.0	29.9	-1.8	30.0	XXX			
40	M	19.8	23.8	-1.3	10.6	XXX			
41	M	19.9	24.6	-0.8	7.8	XXX			
42	M	19.4	10.1	-0.3	6.7	XXX			
43	M	19.4	10.1	0.2	6.1	XXX			
44	M	19.8	10.1	0.7	5.5	XXX			
45	M	19.8	10.1	1.2	5.0	XXX			
46	M	19.8	10.1	1.7	4.6	XXX			
47	M	19.8	10.1	2.2	4.2	XXX			
48	M	19.8	10.1	2.7	3.9	XXX			
49	M	19.8	10.1	3.2	3.6	XXX			
50	M	19.8	10.1	3.7	3.3	XXX			
51	M	19.8	10.1	4.2	3.1	XXX			
52	M	19.8	10.1	4.7	2.9	XXX			
53	M	19.8	10.1	5.2	2.6	XXX			
54	M	19.8	10.1	5.7	2.4	XXX			
55	M	19.8	10.1	6.2	2.3	XXX			
56	M	19.8	10.1	6.7	2.1	XXX			
57	M	19.8	10.1	7.2	1.9	XXX			
58	M	19.8	10.1	7.7	1.8	XXX			
59	M	18.5	10.1	8.2	1.7	XXX			

' ' indicates interpolated dose point

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.



Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.



Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

3. Simulación Oblicuo con cuña.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute : Inst. Oncol. Nac.				
Patient# : 12062008				
Patient : CIRS, TUBO CT				PLATO RTS v2.7
Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO				
Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008				
Images : 59				
Study Date : 2008.06.12 17:57:46				
Plan Data				
PLAN : 3				
LABEL : OBLICUO CUNA				
NORMALIZE : Isocenter # 1				
PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s)				
PLAN DATE : 10-07-2008 19:48				
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1 CAMPO_OBL			
SSD/DEPTH is in 1.0*cm; ANGLE in 1.0*deg.				
Unit	5863			
X/E	6X			
	SAD			
SSD	96.3			
DEPTH	3.7			
ANGLE	40.0			
START	-			
STOP	-			
Prim. Coll.: X & Y in 1.0*cm; ()=values at SSD); COLL in 1.0*deg.				
PCT	Asym X			
	Asym Y			
X	11.0			
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y	8.0			
Y1	-4.0			
Y2	4.0			
SCT	None			
COLL	270.0			
Table Top: LAT, LONG, VERT are in 1.0*cm; TABLE in 1.0*deg.				
LAT	0.0			
LONG	0.0			
VERT	-7.0			
TABLE	0.0			
Beam Modifier data:				
Wedge	1: 60 M Y2			
Angle	15.0			
Name	6X-M			
Block	None			
Tray	None			
	-			
Correc	Inhomog. *ON*			
tions	Bolus *OFF*			
Monitor Units or decimal Minutes				
Weight	2.000			
MU/Min	290.0			
wedge	116.9			
open	173.1			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data				
Institute	Inst. Oncol. Nac.			
Patient#	12062008			
Patient	CIRS, TUBO CT			PLATO RTS v2.7
Case Name	VERIFICACION DEM DE PLATO			
Study Name	TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008			
Images	59			
Study Date	2008.06.12 17:57:46			
General calculation details				
PLAN	3			
LABEL	OBLICUO CUNA			
PLAN DATE	10-07-2008 19:48			All data for Beam Weight Point
Calc. grid	2			
Scan grid	0.078 cm x 0.078 cm			
HU-RED	CIRS NUEVA			
Beam Data: conform user convention [5863 / 05-MAY-2004]				
Beam Name	1			
	CAMPO_OBL			
Treatment unit data, length units are in 1.0*cm				
Unit	5863			
X/E	6X			
	SAD			
SSD	96.3			
DEPTH	3.7			
Dref	1.5			
Airgap	N/A			
Deq.	3.7			
Primary collimator at Isocenter distance, length units are in 1.0*cm				
X1	-5.5			
X2	5.5			
Y1	-4.0			
Y2	4.0			
Eq. Field	9.3 x 9.3			
Monitor Units or decimal Minutes				
Fluenc	1.030			
WFrac	0.155			
Wf	0.286			
Wh	0.940			
TBlock	XXX			
TComp	N/A			
TShape	XXX			
Tf	XXX			
PDD	XXX			
TPR	0.953			
Sp	0.996			
Sc	0.923			
OutFac	N/A			
D_flu	0.950			
InhFac	1.002			
CalFac	1.000 cGy/MU			
Cal. date	N/A			
MU/Min	290.0			
wedge	116.9			
open	173.1			

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data
 Institute : Inst. Oncol. Nac.
 Patient# : 12062008
 Patient : CIRS, TUBO CT PLATO RTS v2.7
 Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO
 Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008
 Images : 59
 Study Date : 2008.06.12 17:57:46

Plan Data
 PLAN : 3
 LABEL : OBLICUO CUNA ORIGIN MARKER POSITION
 NORMALIZE : Isocenter # 1 --X-- --Y-- --Z--
 PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s) 19.9 19.9 -8.3 [cm]
 PLAN DATE : 10-07-2008 19:48

Dose Point Data

#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1				
		X	Y	Z						
	#1 Dmax	21.3	11.3	-8.3	218.9	218.9				
	#1 Isoc	19.9	13.0	-8.3	200.0	*200.0				
	ICRU	-	-	-	-	-				
1	OCBLDG	19.8	17.0	-8.3	167.4	167.4				
2	OBELDG	23.8	17.0	-8.3	11.8	11.8				
1	M	22.3	10.1	-20.8	6.4	XXX				
2	M	22.3	10.1	-20.3	6.7	XXX				
3	M	22.3	10.1	-19.8	6.9	XXX				
4	M	21.0	10.1	-19.3	7.1	XXX				
5	M	21.0	10.1	-18.8	7.5	XXX				
6	M	22.3	10.1	-18.3	8.0	XXX				
7	M	23.0	10.2	-17.8	8.5	XXX				
8	M	23.0	10.2	-17.3	9.0	XXX				
9	M	23.2	10.2	-16.8	9.6	XXX				
10	M	8.5	25.4	-16.3	11.0	XXX				
11	M	8.5	25.2	-15.8	13.3	XXX				
12	M	9.8	28.4	-15.3	20.0	XXX				
13	M	6.0	23.8	-14.8	51.0	XXX				
14	M	7.3	22.6	-14.3	91.6	XXX				
15	M	12.9	15.9	-13.8	121.1	XXX				
16	M	19.0	11.8	-13.3	191.2	XXX				
17	M	24.3	11.8	-12.8	228.4	XXX				
18	M	24.3	11.8	-12.3	232.1	XXX				
19	M	24.3	11.8	-11.8	233.8	XXX				
20	3DM	24.3	11.8	-11.3	234.3	XXX				
21	M	24.3	11.8	-10.8	234.1	XXX				
22	M	24.3	11.8	-10.3	233.8	XXX				
23	M	24.3	11.8	-9.8	233.7	XXX				
24	M	24.3	11.8	-9.3	233.5	XXX				
25	M	24.3	11.8	-8.8	233.3	XXX				
26	M	24.3	11.8	-8.3	233.2	XXX				
27	M	24.3	11.8	-7.8	233.2	XXX				
28	M	24.3	11.8	-7.3	233.5	XXX				
29	M	24.3	11.8	-6.8	233.5	XXX				
30	M	24.3	11.8	-6.3	233.3	XXX				
31	M	24.3	11.8	-5.8	234.0	XXX				
32	M	24.0	11.8	-5.3	233.2	XXX				
33	M	24.3	11.8	-4.8	233.7	XXX				
34	M	24.1	11.8	-4.3	231.7	XXX				

'M' indicates interpolated dose point

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Patient Selection System: Patient info, Case info, Study info, patient data
 Institute : Inst. Oncol. Nac.
 Patient# : 12062008
 Patient : CIRS, TUBO CT PLATO RTS v2.7
 Case Name : VERIFICACION DEM DE PLATO
 Study Name : TOMOGRAFIA CAMBIO TUBO 2008
 Images : 59
 Study Date : 2008.06.12 17:57:46

Plan Data

PLAN : 3
 LABEL : OBLICUO CUNA ORIGIN MARKER POSITION
 NORMALIZE : Isocenter # 1 --X-- --Y-- --Z--
 PRESCRIBE : 200.0cGy to 100% in 1 fraction(s) 19.9 19.9 -8.3 [cm]
 PLAN DATE : 10-07-2008 19:48

Dose Point Data

#	Point Name	Point Location [cm]			TOTAL DOSE	Beam #1				
		X	Y	Z						
35	M	24.3	11.8	-3.8	228.6	XXX				
36	M	19.3	11.5	-3.3	195.3	XXX				
37	M	12.9	16.3	-2.8	125.1	XXX				
38	M	7.3	22.6	-2.3	94.6	XXX				
39	M	6.0	23.8	-1.8	52.9	XXX				
40	M	7.6	26.5	-1.3	20.3	XXX				
41	M	8.5	25.2	-0.8	13.4	XXX				
42	M	8.4	25.4	-0.3	11.1	XXX				
43	M	22.7	10.2	0.2	9.6	XXX				
44	M	22.7	10.2	0.7	9.0	XXX				
45	M	21.0	10.1	1.2	8.3	XXX				
46	M	21.0	10.1	1.7	7.9	XXX				
47	M	21.0	10.1	2.2	7.5	XXX				
48	M	21.0	10.1	2.7	7.2	XXX				
49	M	21.0	10.1	3.2	6.8	XXX				
50	M	21.0	10.1	3.7	6.5	XXX				
51	M	23.5	10.7	4.2	6.3	XXX				
52	M	23.5	10.7	4.7	6.1	XXX				
53	M	23.5	10.7	5.2	6.0	XXX				
54	M	23.5	10.7	5.7	5.9	XXX				
55	M	23.5	10.7	6.2	5.8	XXX				
56	M	23.5	10.7	6.7	5.8	XXX				
57	M	23.5	10.7	7.2	5.7	XXX				
58	M	23.5	10.7	7.7	5.6	XXX				
59	M	23.5	10.7	8.2	5.5	XXX				

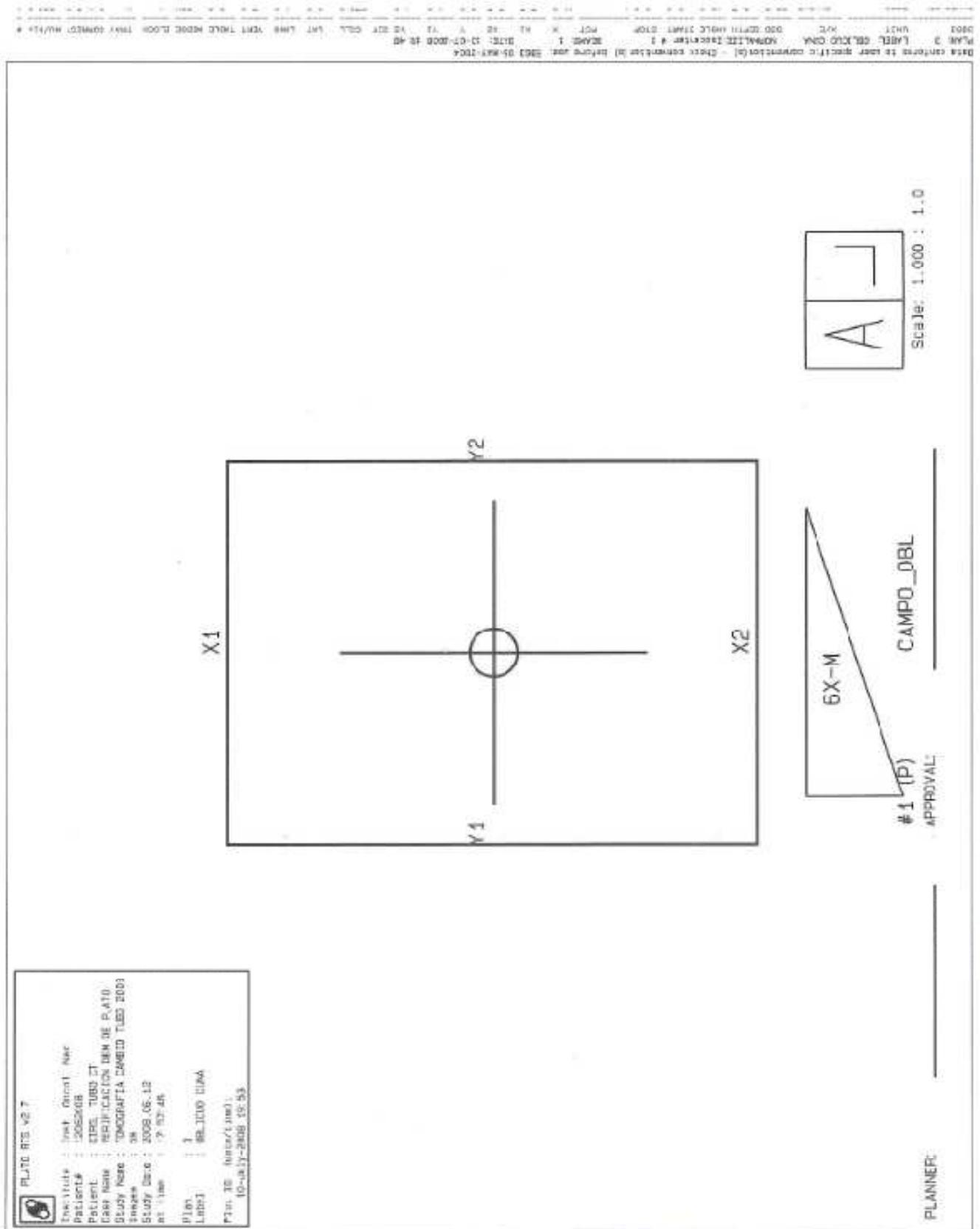
~ indicates interpolated dose point

PLANNER _____

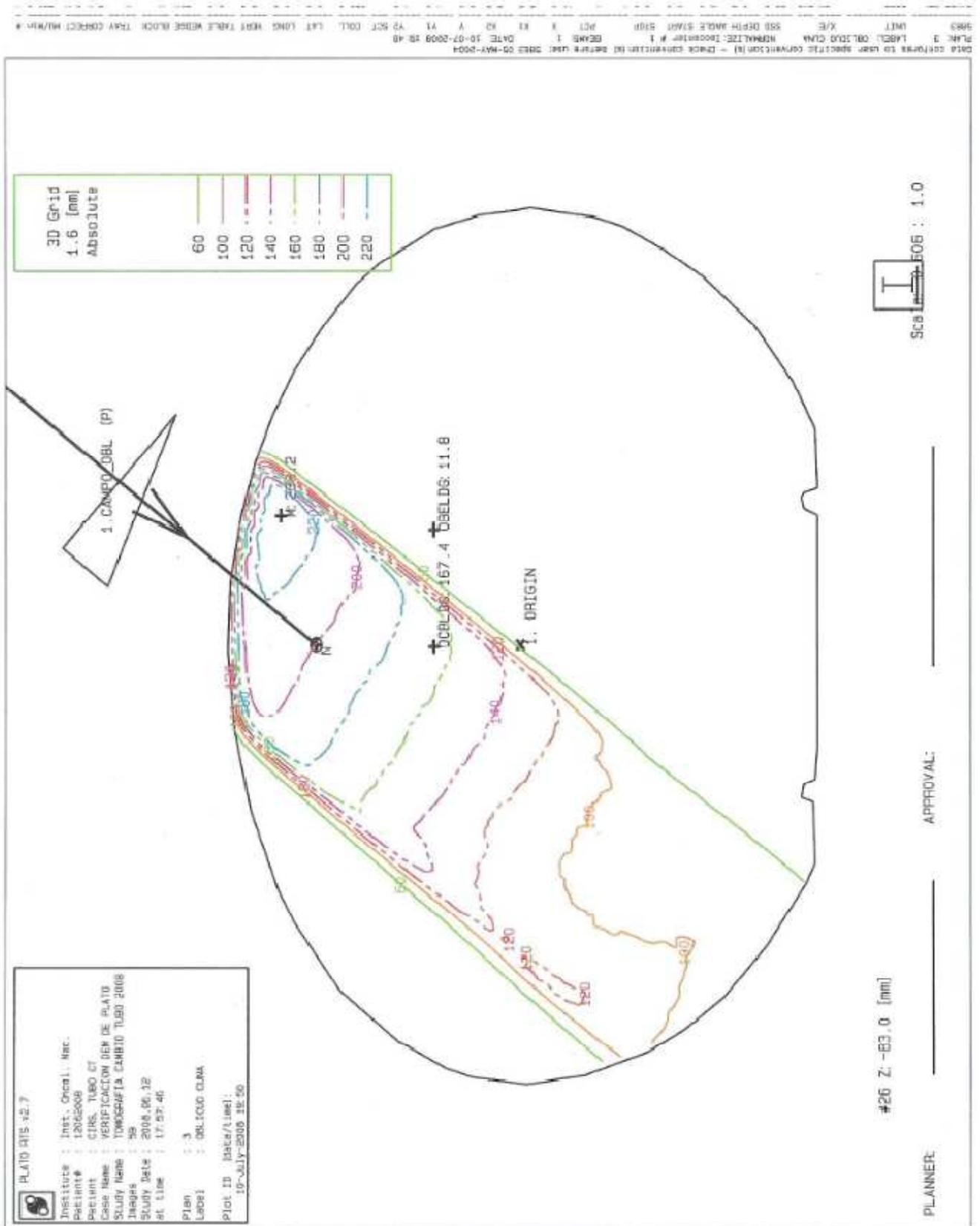
Page 4 of 4

APPROVAL _____

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.



Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.



ANEXO VI. CALCULOS REALIZADOS PARA DETERMINAR LA DOSIS EN LA FASE DE EXPERIMENTAL UTILIZANDO LINAC ELEKTA PRECISE N°2

1. MEDICIONES PARA EL CASO SIMPLE

1.1 PUNTO ISOCENTRO

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	37.01	37.06	37.04	37.08	37.02
P (mbar)	1008.0	1008.1	1007.9	1008.0	1007.9
T (°C)	25.4	25.3	25.3	25.3	25.2

Lecturas promedios:

L media (nC)	37.04
P media (mbar)	1007.98
T media (°C)	25.3

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0233$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 37.90 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 2.0325 Gy$$

1.2 PUNTO OCBLDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	30.75	30.77	30.73	30.74	30.78
P (mbar)	1007.9	1008.0	1008.0	1007.8	1007.9
T (°C)	25.4	25.4	25.4	25.3	25.3

Lecturas promedios:

L media (nC)	30.75
P media (mbar)	1007.92
T media (°C)	25.36

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0236$$

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 31.47 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 1.6877Gy$$

1.3 PUNTO OBELDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	2.81	2.82	2.81	2.82	2.82
P (mbar)	1007.7	1007.7	1007.6	1007.7	1007.7
T (°C)	24.7	24.7	24.7	24.7	24.7

Lecturas promedios:

L media (nC)	2.82
P media (mbar)	1007.68
T media (°C)	24.7

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0216$$

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 2.88 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 0.1544 \text{ Gy}$$

2. MEDICIONES PARA EL CASO COMPLEJO COLIMADO CON MLC.

2.1 ISOCENTRO

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	36.81	36.80	36.80	36.78	36.80
P (mbar)	1007.4	1007.3	1007.3	1007.3	1007.3
T (°C)	24.1	24.1	24.1	24.1	24.1

Lecturas promedios:

L media (nC)	36.80
P media (mbar)	1007.32
T media (°C)	24.1

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0199$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 37.53 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 2.0127 \text{ Gy}$$

2.2 PUNTO OCBLDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	30.35	30.34	30.28	30.30	30.30
P (mbar)	1007.3	1007.4	1007.3	1007.3	1007.4
T (°C)	24.4	24.4	24.5	24.5	24.5

Lecturas promedios:

L media (nC)	30.31
P media (mbar)	1007.34
T media (°C)	24.46

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0211$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 30.95 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 1.6598 \text{ Gy}$$

2.3 PUNTO OBELDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	2.17	2.17	2.17	2.17	2.17
P (mbar)	1007.5	1007.5	1007.4	1007.5	1007.4
T (°C)	24.6	24.6	24.6	24.6	24.6

Lecturas promedios:

L media (nC)	2.17
P media (mbar)	1007.46
T media (°C)	24.6

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0215$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 2.22 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 0.1191 \text{ Gy}$$

3. MEDICIONES PARA EL CASO OBLICUO CON CUÑA

3.1 ISOCENTRO

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	37.40	37.43	37.41	37.42	37.43
P (mbar)	1007.2	1007.3	1007.1	1007.2	1007.1
T (°C)	24.0	24.0	24.0	24.0	24.0

Lecturas promedios:

L media (nC)	37.41
P media (mbar)	1007.18
T media (°C)	24.0

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0197$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 38.14 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 2.0454 \text{ Gy}$$

3.2 PUNTO OCBLDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	31.36	31.34	31.30	31.29	31.33
P (mbar)	1007.1	1007.1	1007.0	1006.9	1006.8
T (°C)	24.0	24.2	24.2	24.2	24.2

Lecturas promedios:

L media (nC)	31.32
P media (mbar)	1006.98
T media (°C)	24.16

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0204$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 31.96 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 1.7139 \text{ Gy}$$

3.3 PUNTO OBELDG

Mediciones experimentales:

	L1	L2	L3	L4	L5
Lectura (nC)	1.82	1.82	1.83	1.83	1.83
P (mbar)	1006.5	1006.6	1006.6	1006.6	1006.6
T (°C)	24.3	24.2	24.2	24.2	24.2

Lecturas promedios:

L media (nC)	1.82
P media (mbar)	1006.58
T media (°C)	24.22

Factor de corrección por presión y temperatura en las medidas efectuadas respecto a las condiciones climáticas de referencia T_0 y P_0 . Se calcula como:

$$\varphi(P_K, T_K) = \frac{P_0(273.15 + T_K)}{P_K(273.15 + T_0)} = 1.0211$$

Lectura corregida por presión y temperatura:

$$L_{(corregida)} = L_{(media)} * \varphi(P_K, T_K) = 1.86 \text{ nC}$$

La lectura de dosis registrada en el punto de estudio:

$$Dw(Gy) = L_{(corregida)} * N_{D,w}(Gy/nC) * K_{elect} * K_{Q,Q}$$

$$Dw(Gy) = 0.0997 \text{ Gy}$$

ANEXO VII. CÁLCULOS REALIZADOS PARA DETERMINAR LAS INCERTIDUMBRES EN LAS PRUEBAS REALIZADAS

1. Incertidumbre de la cámara de ionización:

	Incertidumbre ¹
Incertidumbre de la cámara de ionización para la primera desviación estándar (K=1). (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{cámara_ionización}} = \frac{\mu_{K_2}}{k} = \frac{0.011}{2} = 0.0055$	0.0055

¹ La incertidumbre mostrada fue calculada mediante el valor de incertidumbre de $\mu_{K_2}=1.1\%$ que corresponde a la segunda desviación estándar (K=2), que consta en el certificado de calibración No. 0902145 emitido por el fabricante (PTW- Freiburg) de la cámara de ionización PTW TN30010 serie: 0427. En dicho certificado se indica que la desviación estándar se calculó de acuerdo con la norma ISO GUM [29] de las incertidumbres parciales que se derivan de la norma utilizada, el procedimiento de calibración, las condiciones ambientales y los efectos a corto tiempo del objeto de la medición. Las incertidumbres señaladas se componen de las incertidumbres del proceso de calibración y las de la muestra durante la calibración. Una parte de la inestabilidad a largo plazo del objeto de calibración no está incluido.

2. Incertidumbre por la radiación de fondo² :

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(0.14 - 0.14)^2 + (0.14 - 0.14)^2 + (0.14 - 0.14)^2 + (0.14 - 0.14)^2 + (0.14 - 0.14)^2}{4}} = 0.00 \text{ [pC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = 0.00 \text{ [pC]}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01[\text{nC}]}{\sqrt{3}} = 0.01 \text{ [pC]}$
Incertidumbre de radiación de fondo (Incertidumbre combinada)	$u_{\text{Fondo}} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medio}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2)} = 0.01 \text{ [pC]}$

² Las lecturas de la radiación de fondo se obtuvieron mediante la utilización de la cámara de ionización con el colimador del LINAC totalmente abierto. El tiempo de medición fue de 5

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

minutos (300 segundos). Registrándose una lectura constante de 0.14 [pC] durante todo el tiempo de medición. Para el cálculo de la incertidumbre combinada de fondo se considero la incertidumbre de la medidas de fondo (incertidumbre de tipo A) y la incertidumbre de la resolución del equipo (incertidumbre de tipo B).

3. Incertidumbre en las lecturas registradas:

Para el calculo de las incertidumbres de las lecturas (incertidumbre combinada) se tomaron en cuenta tanto la incertidumbre de la medidas (incertidumbre de tipo A) y la incertidumbre de la resolución (incertidumbre tipo B). Como se puede apreciar a continuación para los diferentes casos:

3.1. CASO SIMPLE

3.1.1. ISOCENTRO :

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(37.01 - 37.04)^2 + (37.06 - 37.04)^2 + (37.04 - 37.04)^2 + (37.08 - 37.04)^2 + (37.02 - 37.04)^2}{4}}$ $= 0.03 \text{ [nC]}$ $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{resolución} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{valor_medido}^2 + \mu_{resolución}^2) + \mu_{Fondo}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{37.04 \text{ [nC]}} = 0.27 \times 10^{-3}$ $\mu'_{Mi} (\%) = \mathbf{0.027 \%}$

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

2.2.1 OCBLDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(30.75 - 30.75)^2 + (30.77 - 30.75)^2 + (30.73 - 30.75)^2 + (30.74 - 30.75)^2 + (30.78 - 30.75)^2}{4}}$ $= 0.02 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{M_i} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{M_i} = \frac{u_{M_i}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{30.75 \text{ [nC]}} = \mathbf{0.32 \times 10^{-3}}$ $\mu'_{M_i} (\%) = \mathbf{0.032 \%}$

2.2.2 OBELDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(2.81 - 2.82)^2 + (2.82 - 2.82)^2 + (2.81 - 2.82)^2 + (2.82 - 2.82)^2 + (2.82 - 2.82)^2}{4}} = 0.01 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.00 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{M_i} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{M_i} = \frac{u_{M_i}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{2.82 \text{ [nC]}} = \mathbf{3.55 \times 10^{-3}}$ $\mu'_{M_i} (\%) = \mathbf{0.35 \%}$

2.2 CASO COMPLEJO COLIMADO CON MLC.

2.2.1 ISOCENTRO :

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(36.81 - 36.80)^2 + (36.80 - 36.80)^2 + (36.80 - 36.80)^2 + (36.78 - 36.80)^2 + (36.80 - 36.80)^2}{4}}$ $= 0.01 [nC]$ $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.00 [nC]}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 [nC]}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{valor_medido}^2 + \mu_{resolución}^2) + \mu_{Fondo}^2} = \mathbf{0.01[nC]}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 [nC]}{36.80 [nC]} = \mathbf{0.27 \times 10^{-3}}$ $\mu'_{Mi}(\%) = \mathbf{0.027 \%}$

2.2.2 OCBLDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(30.35 - 30.31)^2 + (30.34 - 30.31)^2 + (30.28 - 30.31)^2 + (30.30 - 30.31)^2 + (30.30 - 30.31)^2}{4}}$ $= 0.03 [nC]$ $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.01 [nC]}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{resolución} = \frac{0.01[nC]}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 [nC]}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{valor_medido}^2 + \mu_{resolución}^2) + \mu_{Fondo}^2} = \mathbf{0.01[nC]}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 [nC]}{30.31 [nC]} = \mathbf{0.33 \times 10^{-3}}$ $\mu'_{Mi}(\%) = \mathbf{0.033 \%}$

2.2.1 OBELDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(2.17 - 2.17)^2 + (2.17 - 2.17)^2 + (2.17 - 2.17)^2 + (2.17 - 2.17)^2 + (2.17 - 2.17)^2}{4}} = 0.00 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.00 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{2.17 \text{ [nC]}} = 4.61 \times 10^{-3}$ $\mu'_{Mi} (\%) = \mathbf{0.46 \%}$

2.3 CASO OBLICUO CON CUÑA.

2.3.1 ISOCENTRO :

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(37.40 - 37.41)^2 + (37.43 - 37.41)^2 + (37.41 - 37.41)^2 + (37.42 - 37.41)^2 + (37.43 - 37.41)^2}{4}}$ $= 0.02 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{37.41 \text{ [nC]}} = 0.27 \times 10^{-3}$ $\mu'_{Mi} (\%) = \mathbf{0.027 \%}$

2.3.2 OCBLDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(31.36 - 31.32)^2 + (31.34 - 31.32)^2 + (31.30 - 31.32)^2 + (31.29 - 31.32)^2 + (31.33 - 31.32)^2}{4}}$ $= 0.03 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{31.32 \text{ [nC]}} = 0.32 \times 10^{-3}$ $\mu'_{Mi}(\%) = \mathbf{0.032 \%}$

2.3.3 OBELDG:

Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A)	$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ $= \sqrt{\frac{(1.82 - 1.82)^2 + (1.82 - 1.82)^2 + (1.83 - 1.82)^2 + (1.83 - 1.82)^2 + (1.83 - 1.82)^2}{4}} = 0.01 \text{ [nC]}$ $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) = \mathbf{0.00 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre absoluta de la Resolución (Incertidumbre de tipo B)	$\mu_{\text{resolución}} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{\sqrt{3}} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre de la medida (Incertidumbre combinada)	$u_{Mi} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{Fondo}}^2} = \mathbf{0.01 \text{ [nC]}}$
Incertidumbre relativa de la medida.	$\mu'_{Mi} = \frac{u_{Mi}}{M_i} = \frac{0.01 \text{ [nC]}}{1.82 \text{ [nC]}} = \mathbf{5.49 \times 10^{-3}}$ $\mu'_{Mi}(\%) = \mathbf{0.55 \%}$

3 Incertidumbre de la temperatura

Para el cálculo de las incertidumbres de la temperatura (incertidumbre combinada) se tomaron en cuenta tanto la incertidumbre de los valores de la temperatura registrada durante las mediciones en cada punto (incertidumbre de tipo A), la incertidumbre de la resolución del termómetro (incertidumbre tipo B), y la incertidumbre de su exactitud (incertidumbre tipo B). La temperatura inicial $T_0 = 20\text{ °C}$ (Ver Anexo VIII).

3.1 Caso Simple

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.03 °C	0.03 °C	0.00 °C
Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.3\text{ °C}}{2} = 0,15\text{ °C}$	0.15 °C	0.15 °C	0.15 °C
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1\text{ °C}}{\sqrt{3}} = 0.06\text{ °C}$	0.06 °C	0.06 °C	0.06 °C
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{Ti} = \sqrt{(\mu_{valor_medido}^2 + \mu_{resolución}^2)} + \mu_{valor_medido}$	0.16 °C	0.16 °C	0.16C
Incertidumbre relativa de la temperatura: $\mu'_{Ti}(\%) = \frac{u_{Ti}}{T_0} * 100\%$	0.05 %	0.05 %	0.05 %

3.2 Caso complejo colimado con MLC.

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.00 °C	0.02 °C	0.00 °C

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{exactitud}} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.3 \text{ }^\circ\text{C}}{2} = 0,15 \text{ }^\circ\text{C}$	0.15 °C	0.15 °C	0.15 °C
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ }^\circ\text{C}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ }^\circ\text{C}$	0.06 °C	0.06 °C	0.06 °C
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{Ti} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{valor_medido}}}$	0.16 °C	0.16 °C	0.16 °C
Incertidumbre relativa de la temperatura: $\mu'_{Ti}(\%) = \frac{u_{Ti}}{T_o} * 100\%$	0.05 %	0.05 %	0.05 %

3.3 Caso oblicuo con cuña.

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.00 °C	0.02 °C	0.02 °C
Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{exactitud}} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.3 \text{ }^\circ\text{C}}{2} = 0,15 \text{ }^\circ\text{C}$	0.15 °C	0.15 °C	0.15 °C
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ }^\circ\text{C}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ }^\circ\text{C}$	0.06 °C	0.06 °C	0.06 °C
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{Ti} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2) + \mu_{\text{valor_medido}}}$	0.16 °C	0.16 °C	0.16 °C
Incertidumbre relativa de la temperatura: $\mu'_{Ti}(\%) = \frac{u_{Ti}}{T_o} * 100\%$	0.05 %	0.05 %	0.05 %

4. Incertidumbre de la presión

Para el calculo de las incertidumbres de la presión (incertidumbre combinada) se tomaron en cuenta tanto la incertidumbre de los valores de la presión registrada durante las mediciones en cada punto (incertidumbre de tipo A), la incertidumbre de la resolución del barometro (incertidumbre tipo B), y la incertidumbre de su exactitud (incertidumbre tipo B). La presión inicial $P_0 = 1013.2$ mbar (Ver Anexo VIII).

4.1 Caso Simple

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.04 mbar	0.04 mbar	0.02 mbar
Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.4 \text{ mbar}}{2} = 0.2 \text{ mbar}$	0.2 mbar	0.2 mbar	0.2 mbar
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{resolución} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ mbar}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ mbar}$	0.06 mbar	0.06 mbar	0.06 mbar
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{Pi} = \sqrt{(\mu_{valor_medido}^2 + \mu_{resolución}^2)} + \mu_{valor_medido}$	0.21 mbar	0.21 mbar	0.21 mbar
Incertidumbre relativa de la presión: $\mu_{Pi}(\%) = \frac{u_{Pi}}{P_0} * 100\%$	0.021 %	0.021 %	0.021 %

4.2 Caso complejo colimado con MLC.

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{valor_medio} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.02 mbar	0.02 mbar	0.02 mbar
Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{exactitud} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.4 \text{ mbar}}{2} = 0.2 \text{ mbar}$	0.2 mbar	0.2 mbar	0.2 mbar

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ mbar}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ mbar}$	0.06 mbar	0.06 mbar	0.06 mbar
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{P_i} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2)} + \mu_{\text{valor_medido}}$	0.21 mbar	0.21 mbar	0.21 mbar
Incertidumbre relativa de la presión: $\mu'_{P_i}(\%) = \frac{u_{P_i}}{P_0} * 100\%$	0.021 %	0.021 %	0.021 %

4.3 Caso oblicuo con cuña.

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Desviación típica del valor medio (Incertidumbre de tipo A). $\mu_{\text{valor_medio}} = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i)$	0.04 mbar	0.06 mbar	0.02 mbar
Incertidumbre de la Exactitud (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{exactitud}} = \frac{\text{Exactitud}}{k} = \frac{0.4 \text{ mbar}}{2} = 0.2 \text{ mbar}$	0.2 mbar	0.2 mbar	0.2 mbar
Incertidumbre de la Resolución (Incertidumbre de tipo B). $\mu_{\text{resolución}} = \frac{\text{Resolución}}{\sqrt{3}} = \frac{0.1 \text{ mbar}}{\sqrt{3}} = 0.06 \text{ mbar}$	0.06 mbar	0.06 mbar	0.06 mbar
Incertidumbre absoluta combinada. $u_{P_i} = \sqrt{(\mu_{\text{valor_medido}}^2 + \mu_{\text{resolución}}^2)} + \mu_{\text{valor_medido}}$	0.21 mbar	0.22 mbar	0.21 mbar
Incertidumbre relativa de la presión: $\mu'_{P_i}(\%) = \frac{u_{P_i}}{P_0} * 100\%$	0.021 %	0.021 %	0.021 %

5. Incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura ($K_{T,P}$).

La incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura ($K_{T,P}$), se determina mediante la siguiente ecuación:

$$\mu_{K_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \mu_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \mu_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \mu_{P_i}^2}$$

En donde:

$\mu_{K_{T,P}}$ = es la incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura.

M_{CC} = es el promedio de las lecturas realizadas corregidas por presión y temperatura.

M_i = es el promedio de las lecturas realizadas sin realizar ninguna corrección.

μ_{M_i} = es la incertidumbre de las lecturas realizadas.

T_i = es el promedio de las lecturas de temperaturas registradas al momento de realizar las pruebas.

μ_{T_i} = es la incertidumbre relacionada a la temperatura.

P_i = es el promedio de las lecturas de presión registradas al momento de realizar las pruebas.

μ_{P_i} = es la incertidumbre relacionada a la presión.

5.1 Caso simple

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	1.0233	1.0236	1.0216
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	3.2132	2.6737	0.2390
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	-0.0376	-0.0318	-0.0029
Incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu_{K_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \mu_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \mu_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \mu_{P_i}^2}$	0.0016	0.0014	0.0036

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

Incertidumbre relativa del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu_{K,T} = \left(\frac{\mu_{K,T,P}}{K_{T,P}} \right) * 100$	0.16%	0.14%	0.35%
--	--------------	--------------	--------------

5.2 Caso complejo colimado con MLC

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	1.0199	1.0213	1.0214
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	3.0428	2.5425	0.1831
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	-0.0373	-0.0307	-0.0022
Incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu_{K,T,P} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \mu_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \mu_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \mu_{P_i}^2}$	0.0016	0.0013	0.0047
Incertidumbre relativa del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu_{K,T} = \left(\frac{\mu_{K,T,P}}{K_{T,P}} \right) * 100$	0.16%	0.13%	0.46%

5.3 Caso oblicuo con cuña.

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}$	1.0197	1.0206	1.0210
$\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}$	3.0809	2.6014	0.1512

Garantía de calidad en TPS Plato V2.7 Aplicación a fantoma antropomórfico de tórax.

$\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}$	-0.0379	-0.0317	-0.0018
Incertidumbre absoluta del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu_{K_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial M_i}\right)^2 \mu_{M_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial T_i}\right)^2 \mu_{T_i}^2 + \left(\frac{\partial M_{CC}}{\partial P_i}\right)^2 \mu_{P_i}^2}$	0.0016	0.0013	0.0056
Incertidumbre relativa del factor de corrección por presión y temperatura: $\mu'_{K_{T,P}} = \left(\frac{\mu_{K_{T,P}}}{K_{T,P}}\right) * 100$	0.16%	0.13%	0.55%

6. Incertidumbre relativa de las lecturas registradas (μ'_{M_Q})

6.1 Caso Simple

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Incertidumbre relativa de las lecturas registradas: $\mu'_{M_Q} = \sqrt{\mu_{M_i}^2 + \mu_{K_{T,P}}^2 + \mu_{K_{elect}}^2 + \mu_{K_{Pol}}^2 + \mu_{K_s}^2}$	0.0044	0.0044	0.0064

6.2 Caso complejo colimado con MLC

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Incertidumbre relativa de las lecturas registradas: $\mu'_{M_Q} = \sqrt{\mu_{M_i}^2 + \mu_{K_{T,P}}^2 + \mu_{K_{elect}}^2 + \mu_{K_{Pol}}^2 + \mu_{K_s}^2}$	0.0044	0.0043	0.0077

6.3 Caso oblicuo con cuña

	ISOCENTRO	OCBLDG	OBELDG
Incertidumbre relativa de las lecturas registradas: $\mu'_{M_Q} = \sqrt{\mu_{M_i}^2 + \mu_{K_{T,P}}^2 + \mu_{K_{elect}}^2 + \mu_{K_{Pol}}^2 + \mu_{K_s}^2}$	0.0044	0.0043	0.0088

ANEXO VIII. Certificado de calibración de la cámara de ionización utilizada TN30013; S/N: 0427

CALIBRATION CERTIFICATE
No. 0902145

PTW

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

Calibration Object
Radiation Detector

Detector **TN30013-0427**
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg
Customer Electrónica Médica S.A. Order No. : R46718
Order Date : 2009-07-09
Calle 72, San Francisco, No. 36
PA- Ciudad de Panamá / Panamá

Calibration Results

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water (D_w)
Detector Calibration Factor $N_{D,w} = 5.295 \cdot 10^7 \text{ Gy / C}$

Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	^{60}Co	1.000	1.1 %

Reference Conditions
Beam Quality: ^{60}Co
Temperature: 293.2 K (20°C)
Air Pressure: 1013.2 hPa
Relative Humidity: 50%
Chamber Voltage/Polarity: + 400 V
Ion Collection Efficiency: 100 %

Calibration Date **2009-07-15**
Recalibration Interval 2 years (recommended)

Freiburg, 2009-07-15

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlau GmbH
i. A. Petra Seew
(Signature)

PTW FREIBURG		Page 2 / 2 of	Calibration Certificate No. 0902145		
--------------	--	---------------	-------------------------------------	--	--

Calibration Conditions and Set-up					
Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 24] °C			
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa			
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 60] %			
Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	⁶⁰ Co	-	-	80	10 x 10
	Quality:	Beam qualities according to IEC 60731 / DIN 6809-5 / DIN 6809-4			
	Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)			
	HVL:	Half value layer at the point of measurement			
	SDD:	Distance between radiation source and reference point			
	Size:	Field size at reference point, diam. = Field Diameter			
	Reference depth:	5 g cm ⁻² H ₂ O			
Detector Arrangement	Chamber axis perpendicular to radiation beam axis Line on chamber stem faced towards the radiation source Reference point position at stated measuring depth / distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector.)				
Dose and Dose Rate	Absorbed Dose To Water range :	[5.0 · 10 ⁻² ... 5.0] Gy			
	Absorbed Dose To Water rate range :	[50 ... 300] mGy/min			
	A saturation efficiency of ≥ 99.5% is guaranteed for Absorbed Dose To Water rates up to 5 Gy/s				
Polarity Effect	≤ 0.2 % (not accounted for in the detector calibration factor)				
Saturation Correction Factor	k _S = 1.000				
Leakage	Negligible during calibration				
Remarks					
1. The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long-term instability of the object under calibration is not included.					
2. The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionization chamber showing the intact sticker with the certificate number. Calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.					
3. The components of the calibration object fully comply with the respective specifications given in the data sheet and user manual.					