

VNIVERSITAT E VALÈNCIA

Facultad de Medicina y Odontología

Departamento de Fisiología



Programa de Doctorado en Fisiología

ESTUDIO DEL MANIQUÍ DE AGUA
CILÍNDRICO 3D-SCANNER: UTILIZACIÓN
EN EL COMISIONADO DE UN
ACELERADOR

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Ricardo Abdón Tortosa Oliver

Dirigida por:

Rosa M.^a Cibrián Ortiz de Anda y Sergio Diez Domingo

Valencia, enero 2024

Dña. Rosa M.^a Cibrián Ortiz de Anda, catedrática del Departamento de Fisiología de la Universidad de València,

D. Sergio Díez Domingo, jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Valencia,

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, titulada “ESTUDIO DEL MANIQUÍ DE AGUA CILÍNDRICO 3D-SCANNER: UTILIZACIÓN EN EL COMISIONADO DE UN ACELERADOR”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por D. Ricardo Abdón Tortosa Oliver, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Fisiología de la Universidad de València.

Y para que conste firman el presente certificado en Valencia, a 21 de enero de 2024.

Fdo. Rosa M.^a Cibrián

Fdo. Sergio Díez

Agradecimientos

Esta tesis doctoral no habría sido posible sin la ayuda de muchas personas y medios que se pusieron a mi alcance en un determinado momento. Seguro que no las menciono a todas, espero no me lo tengan en cuenta.

Quisiera dar las gracias al Hospital IMED Elche. Allí fue donde llegó a mis manos el fantoma cilíndrico 3D-Scanner (*'la cuba'*) y todos los detectores de radiación que luego me han permitido realizar este trabajo de investigación. En especial a los responsables del Servicio de Oncología Radioterápica que he tenido a lo largo de estos años; el Dr. Pablo Soler y la Dra. Meritxell Vila. Gracias a su buen hacer me han permitido realizar todas las medidas necesarias en el acelerador *'siempre que no perjudicara el funcionamiento del propio servicio'*.

No quiero olvidarme de todos los compañeros físicos y/o radiofísicos que a lo largo de los años han pasado por el Hospital IMED Elche como Carmen, Julia, Miguel y José Manuel que me habéis visto con la cuba para arriba y para abajo persiguiendo mis sueños. Retazos de vuestro consejos y ánimos también están incorporados en esta tesis.

Una mención especial a mi compañero y amigo Néstor con quien empecé mi andadura en IMED Elche, allá por el año 2012. Él y yo sabemos todos los buenos y malos momentos vividos con la cuba cilíndrica con sus primeras versiones de software que nos volvían locos. Tiempo después nuestros caminos tomaron rumbos distintos, pero él continuó ligado a la empresa suministradora del fantoma cilíndrico. Gracias por todos los consejos que me diste. Una parte de esta tesis también es tuya.

Aprovecho también para agradecer a mis tutores Rosa y Sergio su dedicación, paciencia y profesionalidad para guiarme en la elaboración de este trabajo de investigación durante tantos años.

Finalmente quisiera dedicar esta tesis a mis padres, M.^a Teresa y Ricardo, por su brillante quehacer docente. Ellos me dieron las oportunidades de las que carecieron para formarme como persona y profesional de la física médica. Vuestro apoyo incondicional siempre ha sido una motivación extra que me ha permitido llegar a este momento.

*“Encontraremos un camino;
y si no, lo crearemos”*
(Aníbal Barca; II Guerra Púnica)

Estructura del trabajo

El estudio de investigación se compone de seis capítulos principales y tres anexos complementarios.

En el Capítulo 1 se realizará una introducción del papel del radiofísico en el campo de la radioterapia; el impacto del cáncer en la sociedad y el tipo de radiaciones ionizantes. Se describirá el funcionamiento de un acelerador lineal haciendo énfasis en las partes más relevantes y en el proceso de medida del mismo con fantomas.

Las hipótesis y objetivos del trabajo de investigación se exponen en el Capítulo 2

Durante el Capítulo 3 se realizará una caracterización del fantoma cilíndrico 3D-Scanner. Al mismo tiempo se presentará un nuevo protocolo para la caracterización de cualquier modelo de fantoma automatizado de agua.

En el Capítulo 4 se introducirá el software de cálculo Monte-Carlo PRIMO, la incertidumbre estadística del proceso y su validación empleando una matriz de detectores.

A lo largo del Capítulo 5 se realizarán comparaciones de diferentes detectores empleados en el fantoma cilíndrico para dos energías de fotones y para cinco energías de electrones con los resultados obtenidos mediante el software PRIMO.

Finalmente, en el Capítulo 6 se presentan las conclusiones de este estudio.

Lista de abreviaturas y acrónimos

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>	Sociedad Americana de Física Médica
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>	Protocolo de comunicación de imagen digital médica
eV	Electronvoltio	Unidades derivadas (MeV, GeV)
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>	Organismo Internacional de la Energía Atómica
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>	Radioterapia de Intensidad Modulada
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>	Anchura a mitad de altura
LINAC	<i>Linear Accelerator</i>	Acelerador lineal
MLC	<i>Multi-leaf Collimator</i>	Colimador multilámina
PDD	<i>Percentage Depth Dose</i>	Rendimiento en profundidad
PHSP	<i>Phase space</i>	Espacio de fases
TPS	<i>Treatment Planning System</i>	Sistema de Planificación de Tratamientos
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>	Arcoterapia Volumétrica Modulada

Índice

Agradecimientos	5
Estructura del trabajo	7
Lista de abreviaturas y acrónimos.....	8
Índice	9
CAPÍTULO 1 - INTRODUCCIÓN	11
1.1 La Física Médica	12
1.1.1 Impacto del cáncer en la sociedad	13
1.1.2 Tipos de radiaciones ionizantes	15
1.2 Aceleradores lineales	18
1.2.1 Acelerador Clinac DHX	23
1.3 Sistema de planificación	25
1.4 Comisionado de un acelerador	26
1.5 Fantomas para dosimetría básica	28
CAPÍTULO 2 – HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	31
2.1 Objetivo general y objetivos específicos	32
CAPÍTULO 3 – CARACTERIZACIÓN DEL FANTOMA 3D-SCANNER.....	33
3.1 Introducción y características del 3D-Scanner	34
3.2 Propuesta de protocolo para fantomas de agua automatizados	37
3.3 Materiales y métodos.....	41
3.4 Sistema automático de posicionamiento (Autosetup TM)	44
3.5 Posicionamiento de los detectores	47
3.5.1 Alineamiento	47
3.5.2 Rotación.....	47
3.5.3 Reproducibilidad	48
3.6 Adquisición de los datos.....	50

3.6.1	Reproducibilidad PDD	50
3.6.2	Reproducibilidad de los perfiles a una cierta profundidad	52
3.6.3	Reproducibilidad de perfiles diagonales en ángulos opuestos	54
CAPÍTULO 4 – SIMULACIÓN MONTE CARLO		57
4.1	Simulación Montecarlo de un LINAC	58
4.2	PRIMO	59
4.3	Incertidumbre estadística	61
4.4	Función Gamma	63
4.5	Validación independiente del software PRIMO	67
CAPÍTULO 5 – COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES DETECTORES ...		78
5.1	Introducción	79
5.2	Metodología	79
5.3	Resultados comparativa fotones	82
5.3.1	6 MV	82
5.3.2	15 MV	91
5.3.3	Diagramas de cajas	99
5.4	Resultados comparativa electrones	105
5.4.1	Aplicador A10	105
5.4.2	Aplicador A20	112
5.4.3	Diagramas de cajas	118
CAPÍTULO 6 - CONCLUSIONES		123
ANEXO 1 – Autosetup del 3D-Scanner		126
ANEXO 2 – Simulaciones creadas con el software PRIMO		130
ANEXO 3 – Medidas para el comisionado de un acelerador		139
Bibliografía		142

CAPÍTULO 1 - INTRODUCCIÓN

1.1 La Física Médica

La Física Médica nace debido a la incorporación y uso de las radiaciones ionizantes en el campo de la medicina. Se define como el área de conocimiento que se dedica a la aplicación de los agentes y fenómenos físicos a la prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades humanas, utilizando para ello los principios, instrumentos y métodos propios de la ciencia física [1].

En España la incorporación de los físicos médicos o radiofísicos empezó en los años setenta. No fue hasta el año 1997 cuando la especialidad fue regulada definitivamente con la publicación del Real Decreto (RD) 220/1997 de creación de la especialidad de *Radiofísica Hospitalaria*. Posteriormente, el RD 183/2008 incorpora esta especialidad en el marco general de todas las Especialidades en Ciencias de la Salud. El acceso a la especialidad es vía MIR, con un periodo de residencia de 3 años.

El papel del radiofísico en un centro hospitalario se basa en tres pilares fundamentales:

- **Protección Radiológica:** Es el responsable de la protección radiológica del hospital tanto de público como de personal. Se ocupa de controlar, estimar y, en la medida de lo posible, reducir la dosis de radiación que se imparte a la población o profesionales como consecuencia de pruebas diagnósticas.
- **Diagnóstico por Imagen:** Incluye las áreas de Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear. Es el responsable de verificar todos los parámetros que afectan a la calidad de imagen. Todo ello conlleva el control de calidad de los equipos, del material radiactivo empleado para diagnóstico o tratamiento, el análisis de la imagen, etc....
- **Radioterapia:** Es el área más relevante ya que el papel del radiofísico no sólo se centra en el control de calidad de los equipos emisores de radiación como son los aceleradores lineales, sino que realiza una labor asistencial donde diseña cual es el mejor tratamiento para el tratamiento del cáncer en cada paciente.

Sobre esta base de actuación del Físico Médico en los centros de tratamiento del cáncer, una de las tareas relevantes para un correcto funcionamiento del equipamiento y la seguridad de pacientes y personal sanitario es el comisionado de un acelerador, ya que resulta fundamental conocer perfectamente el comportamiento de las radiaciones que se obtienen durante su funcionamiento.

Ahora bien, para abordar adecuadamente este papel de control del equipamiento, protección radiológica y tratamiento de los procesos oncológicos conviene realizar una somera revisión de los aspectos directamente involucrados en esta tarea de prevención, exactitud y estudio de riesgos.

Por ello en los siguientes apartados se va a analizar la enfermedad diana de la actividad del radiofísico; el cáncer en sus diferentes localizaciones y técnicas de irradiación, los tipos de radiación que se generan durante el proceso de la radioterapia, la estructura y funcionamiento del acelerador que se va a comisionar, los sistemas de planificación de los tratamientos y como elemento que permite caracterizar y cuantificar el comportamiento de la radiación en el organismo, los maniquíes o fantomas para dosimetría básica que son la base de la correcta realización del comisionado de un acelerador.

1.1.1 Impacto del cáncer en la sociedad

El cáncer supone en la actualidad, una de las enfermedades con mayor impacto social dada su creciente incidencia, su alta tasa de mortalidad y el amplio abanico de población a la que afecta. A pesar de los constantes avances médicos y científicos que se han producido en las últimas décadas, el cáncer sigue siendo uno de los grandes problemas sanitarios a los que se enfrenta la sociedad actual. Tal y como recoge la Organización Mundial de la Salud [2] el número de muertes relacionadas con el cáncer ascendió a 9 millones de personas a nivel mundial en el año 2020. Además, afirma que, en los países de ingresos altos, el cáncer se ha convertido en la principal causa de muerte prematura. En España, la Sociedad Española de Oncología Médica publica un informe anual donde recoge los datos de incidencia, mortalidad, supervivencia y prevalencia de cáncer en España [3]. El propósito de este informe es ofrecer a los profesionales sanitarios, investigadores y la población en general los datos más actualizados sobre el cáncer en nuestro país, comparando algunos de ellos con los de los países de nuestro entorno. Así pues, los cánceres más frecuentemente diagnosticados por sexo obtenidos son:

- ✓ En varones en 2022, al igual que en 2021, serán los de próstata (30.884), colon y recto (26.862), pulmón (22.316) y vejiga urinaria (17.992). A mucha distancia, los siguientes cánceres más frecuentes serán los cánceres de cavidad oral y

faringe, riñón, los linfomas no hodgkinianos, hígado, y los cánceres de páncreas y estómago, todos ellos con más de 4.000 casos al año.

- ✓ En mujeres en 2022 serán los de mama (34.750) y los de colon y recto (16.508). A mucha distancia, los siguientes cánceres más frecuentes serán los de pulmón (8.632), cuerpo uterino (6.773), tiroides (4.640), páncreas (4.509), vejiga urinaria (4.303) y los linfomas no hodgkinianos (4.283).

Estos datos justifican que la lucha contra el cáncer constituya uno de los principales objetivos científicos, económicos y sociales en los países desarrollados. La mejora del tratamiento del cáncer ha sido muy importante en las últimas décadas. Gracias a las investigaciones constantes, se han logrado importantes avances en el diagnóstico precoz y en el tratamiento [4], [5], [6], por lo que se está consiguiendo que aumente la esperanza de curación para quienes padecen esta enfermedad. El tratamiento actual del cáncer se constituye en una actividad multidisciplinar de gran complejidad debido al uso creciente de tratamientos combinados. El éxito en el tratamiento de un cáncer depende de la combinación adecuada de las tres principales técnicas terapéuticas: cirugía, quimioterapia y radioterapia. Con ellas es posible curar o paliar los efectos de la enfermedad, una vez que ésta se ha desarrollado.

El papel que juega la radioterapia en esta combinación de tratamientos es esencial, sobre todo en aquellos pacientes que presentan una enfermedad localizada. En aproximadamente el 50% de los pacientes se emplea la radioterapia con fines curativos, asociadas o no a cirugía o quimioterapia [7]. Con el aumento de los esfuerzos orientados al diagnóstico temprano, se podría lograr que aproximadamente un 70% de los pacientes tratados no tengan metástasis distantes detectables, por lo que sería suficiente un tratamiento loco-regional del tumor, en el que la radioterapia tiene un rol prominente. Además, la radioterapia se utiliza a menudo como tratamiento paliativo, mejorando la calidad de vida del paciente. La radioterapia, como herramienta para tratar el cáncer, se utiliza desde principios del siglo XX y ha ido evolucionado con los avances científicos de la física y de la oncología [6] [8]. Esta modalidad de tratamiento consiste básicamente en la aplicación de radiación ionizante sobre el tumor de tal forma que al interaccionar las partículas emitidas con el medio, maten o al menos impidan la división celular de las células cancerígenas.

El proceso ideal en radioterapia consistiría en irradiar sólo las células tumorales a un nivel letal para ellas, a la vez que las células sanas no sufriesen efecto alguno. Lamentablemente, los tumores no pueden tratarse de forma aislada e inevitablemente una parte del tejido sano también resulta dañado. Esto lleva a buscar siempre el mejor compromiso entre los efectos beneficiosos de la radiación al incidir sobre zonas tumorales y los efectos perjudiciales al atravesar zonas sanas. Se puede decir, por tanto, que el fin de los tratamientos curativos que utilizan radiaciones es impartir la mayor cantidad de dosis en el tumor evitando causar daños inaceptables en los tejidos sanos que lo rodean. El desarrollo de nuevas técnicas para limitar los efectos de la radioterapia en las zonas sanas es un reto constante en esta disciplina científica, donde convergen la medicina, la biología, la física y la ingeniería. Desde la aplicación de los primeros tratamientos de radioterapia hasta la actualidad, las técnicas aplicadas se han ido haciendo cada vez más sofisticadas [6], [8], [9], [10]. Para lograr los mejores resultados existen diferentes formas de administración de las radiaciones en función del tipo, extensión y localización del tumor. Actualmente, las técnicas de tratamiento con radioterapia se dividen básicamente en dos modalidades:

- ✓ ***Radioterapia externa o teleterapia:*** La fuente de radiación se sitúa a cierta distancia del paciente y, por tanto, el tumor es irradiado con un haz de radiación externo. Las radiaciones son generadas y emitidas generalmente por aceleradores lineales capaces de realizar tratamientos de muy alta precisión.
- ✓ ***Radioterapia interna o braquiterapia:*** En este tipo de radioterapia se coloca la fuente de dentro del paciente o en contacto directo con él, de forma que toca el tumor o queda muy próxima a él. En este caso la fuente de radiación ionizante es un radionúclido encapsulado, que generalmente es emisor de fotones, aunque también se usan emisores de electrones.

1.1.2 Tipos de radiaciones ionizantes

La radioterapia lleva a cabo su objetivo mediante el uso de radiaciones ionizantes, las cuales pueden clasificarse en dos grandes grupos: radiaciones directamente ionizantes y radiaciones indirectamente ionizantes [11] [12]. Al primer grupo pertenecen las partículas cargadas. Este tipo de partículas interaccionan continuamente con los electrones y otras partículas cargadas del medio a través del campo coulombiano, cediendo paulatinamente

su energía. Por el contrario, las radiaciones indirectamente ionizantes son aquellas que carecen de carga eléctrica, como los fotones y los neutrones. Su interacción con los electrones y otras partículas cargadas del medio es probabilística y catastrófica: en una sola interacción pueden perder una parte importante de su energía, e incluso toda ella. Una sola interacción puede afectar radicalmente las propiedades del fotón (o neutrón) incidente. En el caso de las radiaciones indirectamente ionizantes, la cesión de energía al medio es un proceso en dos etapas: los fotones (o neutrones) ceden energía a las partículas cargadas, que son puestas en movimiento, y éstas son quienes en última instancia ceden la energía al medio.

Las interacciones de los fotones con la materia pueden dividirse en:

- ✓ Efecto fotoeléctrico
- ✓ Efecto Compton
- ✓ Producción de pares
- ✓ Dispersión Rayleigh

De los cuatro procesos mencionados, el más probable en el rango de energías que se utilizan para tratamientos de radioterapia es el efecto Compton (Figura 1). La importancia relativa de las interacciones que ocurren en el transporte de fotones a través de la materia depende fundamentalmente de la energía incidente y del material en el que se produce la interacción.

En los elementos que constituyen los tejidos humanos y para energías del fotón del orden de decenas de MeV los procesos dominantes son producción de pares y Compton. Por último, a energías menores que 1 MeV los procesos dominantes son el efecto fotoeléctrico y la dispersión coherente.

En la Figura 1, se muestra un gráfico de las secciones eficaces de los diferentes procesos de interacción de fotones para el rango de energías desde 1 eV hasta 1 GeV. En cuanto a la dependencia de la importancia relativa de las distintas interacciones con el elemento, para una energía fija del fotón, el efecto fotoeléctrico es más importante a medida que aumenta el número atómico del medio. Esto es de suma importancia en el estudio de la incidencia de los colimadores y cabezales de aceleradores lineales debido a que se componen de elementos más pesados que los elementos de los tejidos que se irradian.

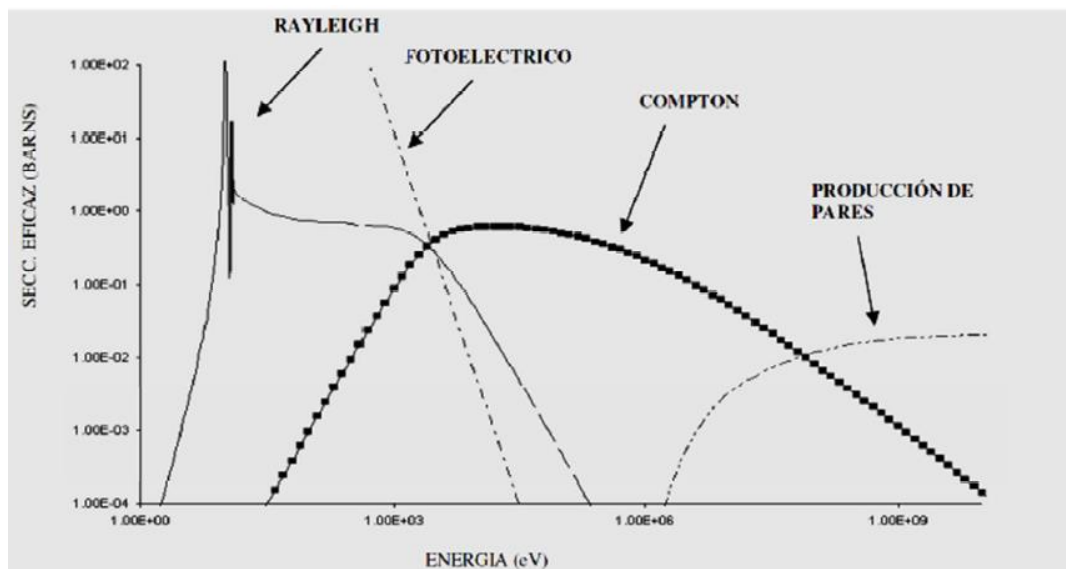


Figura 1 - Secciones eficaces para el átomo de Hidrógeno para energías comprendidas entre 1 eV y 1 GeV.

Las interacciones de los electrones con la materia pueden dividirse en:

- ✓ Dispersiones inelásticas de los electrones atómicos (colisiones blandas)
- ✓ Dispersiones con los electrones atómicos (colisiones fuertes)
- ✓ Dispersiones inelásticas con los núcleos atómicos (*Bremsstrahlung*¹)
- ✓ Aniquilación electrón-positrón.

Que se produzca un tipo de interacción u otro va a depender del tipo de partícula con el que se encuentra el electrón en su movimiento por el medio material.

¹ Bremsstrahlung (del alemán *bremsen* [«frenar»] y *Strahlung* [«radiación»]) es una radiación electromagnética producida por la desaceleración de una partícula cargada de baja masa (electrón) debido al campo eléctrico producido por otra partícula con carga (un núcleo atómico).

1.2 Aceleradores lineales

Una de las tareas más importantes de los radiofísicos es asegurar que los parámetros de calidad de los aceleradores lineales (LINAC) se encuentran dentro de las tolerancias recomendadas. Estos equipos producen Rayos-X y electrones de alta energía para uso terapéutico. Cada fabricante ha desarrollado sus aceleradores de forma diferente, aunque la idea de partida fue la misma. A continuación, se muestra un esquema detallado con las principales partes que conforman un LINAC.

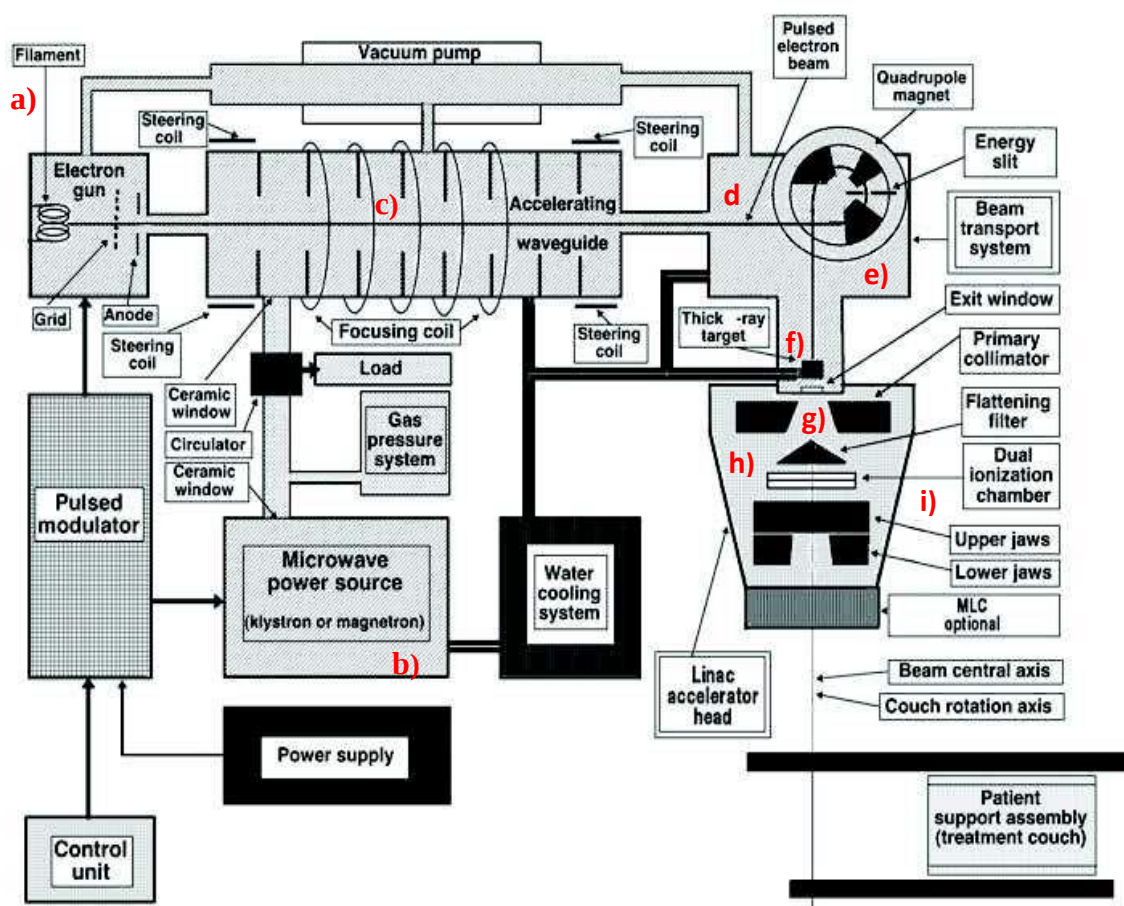


Figura 2 – Esquema general de un acelerador lineal. En este se ubican los puntos que posteriormente se explicarán en detalle como el filamento (a), el generador de microondas (b), la guía aceleradora (c), el haz pulsado de electrones (d), el sistema de deflexión magnético (e), el blanco (f), la ventana de salida de la radiación (g), el filtro aplanador (h) y el sistema de colimación (i). [49]

En este trabajo van a detallarse las partes más relevantes del esquema mostrado en la Figura 2:

a) Filamento

El primer proceso que inicia el acelerador es calentamiento del filamento que por efecto termoiónico producirá electrones que posteriormente son pre-acelerados a energías cercanas a 150 keV. La carga se controla con una rejilla de control polarizada. El conjunto de fuente, rejilla, ánodo, focalizador y pre-acelerador se encuentran conectados a la guía de aceleración y reciben el nombre de cañón de electrones (*electron gun*).

b) Fuente de microondas.

En este momento los electrones tienen energías bajas. Para que a la salida del LINAC tengan altas energías necesitan una inyección de potencia con microondas. La generación o la amplificación de microondas de alta potencia se consigue mediante el klystron o el magnetrón respectivamente [13]. Con el fin de evitar la generación de arcos que pudieran dañar los equipos, el sistema de microondas se presuriza con hexafluoruro de azufre (SF₆) que es un gas aislante dieléctrico de alta tensión y estable térmicamente.

c) Guía de onda aceleradora

Fotones y electrones de altas energías se emplean en uso terapéutico. Estas energías son alcanzadas gracias a la aceleración del haz de electrones en la guía de onda aceleradora debido a un campo eléctrico alterno de alta frecuencia. La guía de onda se encuentra al vacío con el fin de evitar daños en el sistema de aceleración. Para llevar a cabo su cometido, la guía de onda esta seccionada por cavidades, donde cada electrón gana cierta energía (ΔE), durante la parte negativa del pulso. El proceso se repite en cada una de las cavidades, ganando una energía (ΔE_i), en la i -ésima cavidad. Por tanto, en la n -ésima cavidad resonante, tenemos.

$$E = \Delta E_1 + \Delta E_2 + \dots + \Delta E_n$$

Ecuación 1 - Energía total ganada por un electrón al atravesar las n cavidades de una guía de ondas aceleradora

La guía de onda aceleradora está ubicada en el gantry, por lo que gira solidariamente junto con este. Los electrones en su paso por cada cavidad interactúan con el campo electromagnético, mientras que entre cavidades el campo generado por las microondas es nulo. En la Figura 3 se muestra el tránsito del electrón 1 atravesando una cavidad, en donde la fase de la onda en la cavidad que le sucede tiene tiempo para invertirse, de modo que en esta cavidad el electrón 1 es acelerado nuevamente, mientras que el electrón 2 que se encuentra entre las dos cavidades no es acelerado. Las velocidades que pueden llegar alcanzar estos electrones son próximas a la velocidad de la luz.

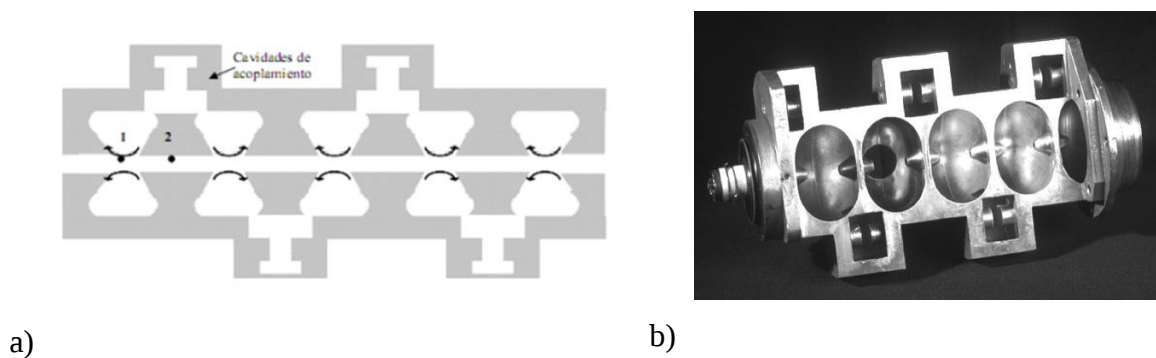


Figura 3 – En el apartado a) se representa el esquema del tránsito de los electrones por la guía aceleradora. El electrón 1 es acelerado en la primera cavidad resonante, mientras el electrón 2 atraviesa el espacio entre dos cavidades sin variar su energía cinética. El apartado b) muestra un corte transversal en una guía aceleradora de 6 MV donde se pueden ver las cavidades esquematizadas del apartado a.
[14]

d) Haz pulsado

Teniendo en cuenta que la energía total disponible para la producción y aceleración del haz es obtenida a través de la red eléctrica convencional, la alta potencia requerida es generada a través del almacenamiento de la potencia eléctrica producida por el generador, descargándola de forma abrupta a cada dispositivo implicado. De esta manera la acumulación toma lugar durante algunos milisegundos donde la descarga se produce en tiempos del mismo orden. En esta medida, el haz de radiación que se genera no es continuo, sino pulsado. El conjunto de dispositivos que permite la descarga de forma abrupta se denomina generador de pulsos.

e) Sistema de deflexión magnético

La guía de onda aceleradora se encuentra en una posición horizontal por lo que el haz de electrones tiene que ser desviado con el fin de orientarlo hacia el blanco si lo que se desea es un haz de fotones o dejar salir libremente los electrones a través de la ventana de salida del haz de radiación para terapia con electrones. Esta desviación se logra haciendo pasar el pulso de electrones por una cavidad de alto vacío que se encuentra acoplada a la guía de onda, en cuyo interior se encuentran unos electroimanes, los cuales son los encargados de generar un campo magnético transversal. Existen tres modos para girar los haces de electrones:

- Giro de 90°
- Giro de 270° (acromático)
- Giro de 112.5° ('*slalon*')

Adicionalmente, el sistema está compuesto de unas bobinas de guiado (*steering coils*) y de enfocado (*focusing coils*) de forma que se limita la anchura espectral y la divergencia del haz de radiación. Estos sistemas permiten tener haces más estables ante pequeñas variaciones de la energía en la guía de ondas.

f) Blanco (*Target*)

El blanco del acelerador cumple la función de convertir los electrones generados en fotones. El blanco de los aceleradores *Varian* está compuesto de dos capas de materiales, generalmente tungsteno y cobre. El tungsteno tiene una alta conversión en fotones de Rayos-X mientras que el cobre se emplea en la disipación de calor.

g) Ventana de salida

Después de ser desviado el pulso de electrones por medio el sistema de deflexión, este emerge a través de una ventana de salida la cual está diseñada mediante dos finas laminas metálicas, a través de las cuales se hace circular un fluido refrigerante con el fin de reducir las altas temperaturas que se producen de la colisión de los electrones con el blanco.

h) Filtro aplanador

Debido a que el espectro del haz de fotones tiene un perfil de fluencia aproximadamente gaussiano y su intensidad es mucho mayor en la región axial que en la zona periférica, es necesario un filtro aplanador para evitar que esta falta de uniformidad afecte a la calidad del tratamiento. Este filtro es más grueso en la parte central, tiene una forma cónica tal que el haz de fotones a la salida del filtro sea uniforme. En los últimos años, los fabricantes de aceleradores han introducido en sus equipos energías con filtro aplanador y energías sin filtro aplanador, pero con la misma energía nominal. De esta forma, se consiguen tasas de dosis mucho más elevadas, reduciendo considerablemente el tiempo de irradiación en el caso de los tratamientos con hipofraccionamiento de la dosis.

i) Colimadores

Los haces de fotones y electrones deben colimarse para que la radiación fuera de los campos de irradiación sea despreciable. Para ello se emplean fundamentalmente bloques de tungsteno de grosor considerable. Normalmente se ubican en el cabezal del acelerador (Figura 4) y en función de su posición se pueden dividir en:

- Primarios: Situados tras la ventana de salida, producen un haz cónico y permiten eliminar la radiación de fuga producida por el blanco y el filtro aplanador.
- Secundarios: También llamados mordazas. Suelen ser cuatro bloques (2 para el eje X y dos para el eje Y) colocados perpendicularmente a los anteriores. Se encargan de formar el tamaño de los campos de radiación.
- Terciarios: También llamados colimadores multilamina (MLC). La principal característica de los MLC es permitir crear campos que se acomoden a la geometría del volumen a irradiar, con lo que se consiguen campos de formas irregulares. Estos sistemas de colimación están formados por dos bloques de láminas enfrentados. La mayoría cuentan entre 60 y 80 pares de láminas dependiendo del fabricante. El espesor de las láminas suele oscilar entre 0,25 y 1 cm.

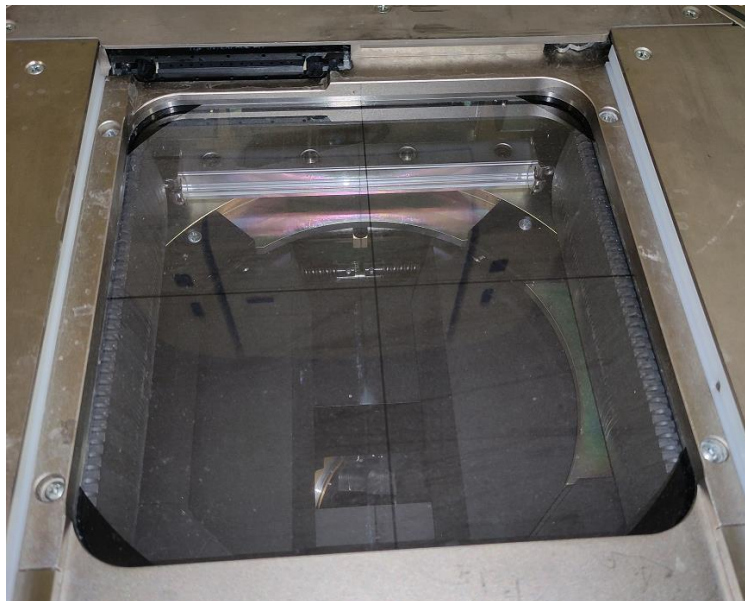


Figura 4 - Detalle del cabezal del acelerador donde pueden verse los colimadores en los ejes X e Y junto con las 60 pares de láminas del colimador MLC. @ Cortesía del autor

1.2.1 Acelerador Clinac DHX

El acelerador empleado para este trabajo es el instalado en el Servicio de Oncología Radioterápica del hospital IMED Elche (Alicante). Se trata de un Clinac modelo DHX (Figura 5) de la casa comercial *Varian Medical Systems* (Palo Alto, Ca.). Dispone de dos energías de fotones (6 y 15 MV) y cinco energías de electrones (6, 9, 12, 15 y 18 MeV).

El acelerador es capaz de realizar tratamientos para fotones desde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta un tamaño máximo de campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Asimismo, permite colimar campos asimétricos de cualquier tamaño entre el mínimo y máximo anteriormente mencionados.

Para los tratamientos de electrones se disponen de cinco aplicadores con tamaños de campo de $10 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Cada aplicador puede introducir en cada uno de ellos moldes con el fin de colimar el campo de tratamiento a la forma que pueda presentar cada lesión.

El acelerador dispone de un MLC del modelo *Millenium120*, que está formado por 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5 mm en los 40 pares centrales y de 10 mm los 20 pares externos.

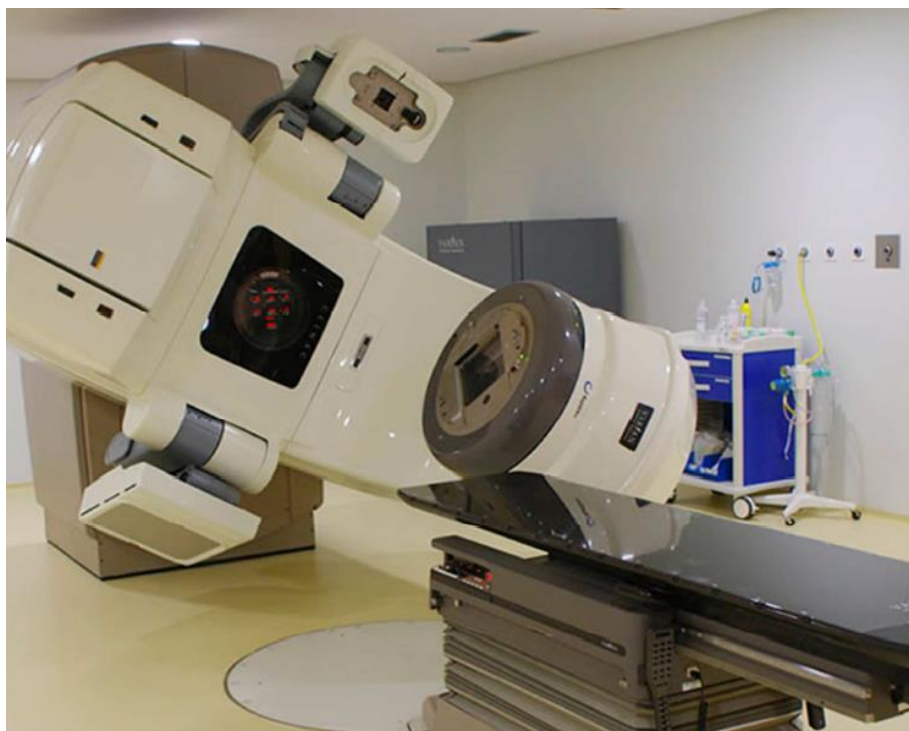


Figura 5 - Acelerador Clinac DHX instalado en el Hospital IMED Elche. @ Cortesía del autor

Además, el acelerador dispone de un módulo de imagen de kilovoltaje, que permite la captura de proyecciones ortogonales de los pacientes, así como la obtención de una imagen volumétrica, mediante la tecnología del *ConeBeam CT* (CBCT). A su vez dispone de un sistema de imagen portal, mediante el cual se pueden realizar proyecciones del paciente empleando el haz de megavoltaje.

1.3 Sistema de planificación

Los sistemas de planificación (TPS por sus siglas en inglés) son un conjunto complejo de programas informáticos, mediante los cuales se calculan los tratamientos de radioterapia de fotones y electrones en los pacientes.

En el hospital IMED Elche se dispone del sistema de planificación Eclipse™ (Figura 6) de la empresa *Varian Medical Systems* (Palo Alto, Ca.).

El TPS permite la delineación de los volúmenes de tratamiento, órganos a riesgo y márgenes de seguridad. A partir de estos es posible construir el plan de tratamiento por simulación virtual con numerosas herramientas de visualización tridimensional.

En los tratamientos con haces de fotones, Eclipse™ permite la planificación de tratamientos forma directa (Radioterapia 3D conformada) e inversa (Radioterapia con intensidad modulada en campos estáticos (IMRT) o mediante arcoterapia (VMAT). El cálculo de dosis es realizado mediante los algoritmos de *pencil beam*, AAA o Acuros XB. Para el caso de los electrones, los cálculos se realizan mediante el algoritmo eMC (electrón Monte-Carlo).

El estudio de los diferentes algoritmos de cálculo queda fuera del ámbito de este trabajo. Simplemente comentar que en la práctica clínica la mayoría de los casos se calculan empleando el algoritmo AAA, y en ciertos casos donde existen muchas interfases se emplea el algoritmo Acuros XB.

Esto es debido a que algoritmo Acuros XB está basado en la solución de la ecuación de Boltzman, lo que le permite reproducir mejor ciertas situaciones límite (18) (19). El motivo de no emplear este algoritmo para todos los pacientes es el elevado tiempo de cálculo. Lo cual hace que su utilización deba estar justificada (lesiones pequeñas o zonas con cambios de densidad electrónica), ya que para el resto de casos, los resultados obtenidos con el algoritmo AAA son aceptables desde el punto de vista clínico.

La distribución de dosis resultante puede ser analizada mediante planos, histogramas dosis volumen y visualización 3D. (Figura 6)

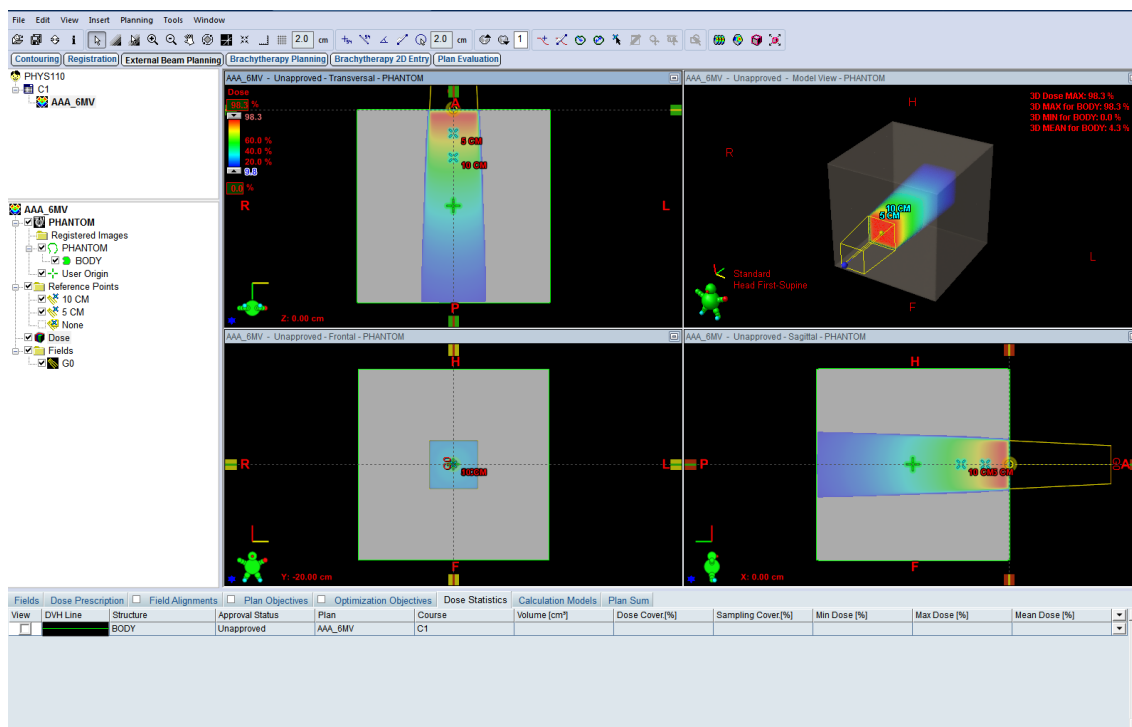


Figura 6 - Captura del sistema de planificación Eclipse™ donde se pueden ver las distribuciones de dosis calculadas en diferentes vistas. @ Cortesía del autor

1.4 Comisionado de un acelerador

En los últimos 20 años ha habido una revolución en los tratamientos de radioterapia que emplean haces de alta energía. El avance de la tecnología de generación de los haces de radiación junto con el desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la arcoterapia de intensidad modulada (VMAT), la Radiocirugía estereotáctica (SRS), etc.... han supuesto que los datos dosimétricos recolectados para realizar los cálculos sean de la mayor precisión posible. Por tanto, para poder emplear estas técnicas es necesario comisionar la unidad de tratamiento y el TPS asociado.

La palabra comisionado es un anglicismo del vocablo ‘*commissioning*’ y no tiene traducción en español. El proceso de comisionado de un acelerador lineal con fines médicos consiste en la realización de las medidas dosimétricas y mecánicas que son necesarias para la validación del TPS asociado, así como la modalidad de radiación y la técnica empleada [15].

El comisionado de los haces de radiación se considera la referencia que posteriormente será empleada en los TPS para el tratamiento de los pacientes. Por tanto, supone un reto muy grande para los radiofísicos ya que es necesario conseguir muy buen nivel de precisión en los datos medidos, multitud de pruebas, test complementarios para validar datos, etc....

Con el avance de los procesos de fabricación de los aceleradores lineales, ha habido un intento de estandarizar las máquinas de modo que tengan características similares. Los propios fabricantes tienen sus propios '*golden beam data*' que contienen la mayoría de las medidas necesarias para el comisionado en el TPS. Así que los usuarios tienen la posibilidad de medir todos los datos necesarios o simplemente verificar una parte de los datos durante el proceso de comisionado.

El TG-106 [16] recomienda enérgicamente la realización de todas las medidas necesarias para el comisionado en el centro en cuestión y señala cinco puntos que no tienen en cuenta los datos '*golden*':

- No hay evidencia que los procesos de fabricación de todos aceleradores lineales hayan producido un nivel de reproducibilidad aceptable para uso clínico.
- Cambios realizados en el sitio durante la instalación y aceptación del equipo no se encuentran modelados en los datos '*golden*'.
- Las características de las cuñas dinámicas se realizan mediante los parámetros de velocidad de las mandíbulas y las desviaciones producidas en el sitio tampoco están contempladas.
- Aunque en verificaciones individuales se pueda encontrar un buen acuerdo con los datos '*golden*', puede haber procesos más complejos donde los datos muestren resultados inaceptables.
- El comisionado propio de los haces de radiación permite realizar un análisis completo del acelerador que puede llevar a descubrir problemas que de otra forma tardarían tiempo en aparecer.

Los datos '*golden*' son una fuente excelente para el control de calidad de los resultados del comisionado obtenidos por el usuario. Las simulaciones Monte-Carlo también pueden proporcionar buenos datos estándar, aunque siempre es requerida una correcta validación de los mismos.

Las medidas para el comisionado de un acelerador lineal deben ser realizadas por radiofísicos hospitalarios cualificados. Como los datos obtenidos van a ser considerados como la referencia para uso clínico, deben ser verificados de forma periódica por radiofísicos hospitalarios para asegurar que los parámetros del acelerador lineal no han cambiado durante la operación normal del equipo [17].

1.5 Fantomas para dosimetría básica

Para realizar el comisionado de un acelerador se necesitan dos tipos de datos: datos escaneados y datos no escaneados (dosis en punto). Para los primeros se necesita un fantoma de agua automatizado con un detector (cámara de ionización, diodo, etc..) mientras que para los no-escaneados se pueden emplear fantomas sólidos de un material equivalente a agua.

Los fantomas de agua para escaneo son normalmente unos tanques de plástico rellenos con agua cuyo nivel debe permitir medir un rendimiento en profundidad de 40 cm y perfiles del tamaño de 40 x40 cm². Como recomendación general, el fantoma de agua debe ser al menos 5 cm más ancho que el borde del campo a la profundidad de medida y tener al menos 5 cm de agua más allá de la máxima profundidad de medida. Estas recomendaciones minimizarían efectos de *side-scatter* (laterales) y *back-scatter* (posterior) en la carga recogida por los detectores.

Los sistemas de escaneo de los fantomas de agua deben ser capaces de escanear en los planos X (*crossline*) e Y (*inline*). De esta forma se eliminan problemas de alineación asociados con la rotación del tanque.

La mayor parte de los fantomas de agua que se comercializan en la actualidad están automatizados y controlados mediante un software de adquisición. Casi todas las casas comerciales han apostado por fantomas de agua rectangulares con una barra transversal a la que se acoplan los detectores mediante diferentes soportes. En la Figura 7, se muestran dos fantomas de agua comerciales



a)



b)

Figura 7 – La imagen a) corresponde al fantoma Beamscan (PTW Freiburg GmbH) [18] donde el repositorio de agua se sitúa en la parte inferior del carro de transporte. La imagen b) corresponde al modelo BluePhantom (IBA Dosimetry) [19] . Los dos modelos tienen forma rectangular.

En el año 2012 el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital IMED Elche adquiere un fantoma de agua cilíndrico para realizar la aceptación de un acelerador *Varian Clinac DHX* y el comisionado del sistema de planificación *Eclipse™*.

El fantoma 3D-Scanner (*Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL*) (Figura 8) presenta una geometría cilíndrica revolucionaria que es completamente diferente a cualquier fantoma de agua automatizado utilizado con anterioridad. La mayoría de los fantasmas de agua automáticos de otras casa comerciales presentan una geometría rectangular o cuadrada.

La ventaja más importante que presenta la geometría cilíndrica frente a la rectangular es que el software ha sido completamente diseñado para eliminar los fallos humanos en el centrado y puesta a punto del equipo para medir. Pero es necesario validar este maniquí con geometría diferente a los estándares y además hacerlo con un sistema de simulación de cálculo independiente para verificar los resultados obtenidos con el sistema de planificación adquirido.



Figura 8 - Fantoma de agua de geometría cilíndrica 3D-Scanner

CAPÍTULO 2 – HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La hipótesis de esta Tesis Doctoral es que el maniquí de geometría cilíndrica resulta más adecuado que los de geometría rectangular para ser utilizado en el comisionado de un acelerador.

2.1 *Objetivo general y objetivos específicos*

El propósito general del trabajo de investigación es la caracterización del maniquí cilíndrico 3D-Scanner y la creación de un protocolo para ello.

Como objetivos específicos se incluyen:

- Realizar una intercomparación de la medida de los perfiles y rendimientos en profundidad, tanto para fotones como para electrones de varias energías empleando el fantoma 3D-Scanner, con diferentes tipos de detectores de radiación de tres casas comerciales.
- Validar los resultados obtenidos de las medidas experimentales realizadas sobre un maniquí con el software independiente no comercial PRIMO basado en el código de Monte-Carlo PENELOPE.
- Estimar la distribución de dosis en fantomas de agua mediante el software PRIMO que contiene las geometrías de los principales suministradores de aceleradores lineales.

CAPÍTULO 3 – CARACTERIZACIÓN DEL FANTOMA 3D-SCANNER

3.1 Introducción y características del 3D-Scanner

En el año 2012, el Hospital IMED Elche (Alicante) adquiere un fantoma de agua cilíndrico llamado 3D-Scanner (Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL) para realizar la aceptación de un acelerador Clinac DHX (Varian, Palo Alto, Ca.) y el comisionado del sistema de planificación Eclipse™ (Varian, Palo Alto, Ca.) en el Servicio de Oncología Radioterápica del mismo. Mientras otras casas comerciales como por ejemplo PTW o IBA Dosimetry continúan apostando por los fantomas rectangulares o cuadrados, el 3D-Scanner presenta una geometría cilíndrica (Figura 9) revolucionaria que es completamente diferente a cualquier fantoma de agua utilizado para dosimetría en los equipos de radioterapia con anterioridad.



Figura 9 - Detalle del 3D-Scanner en el búnker de Radioterapia del Hospital IMED Elche listo para tomar medidas. @ Cortesía del autor

A continuación, se muestran en la Tabla 1 algunas de las principales características del sistema de escaneo para el fantoma cilíndrico 3D-Scanner [20] comparadas con un fantoma rectangular [18]:

Tabla 1 - Características más relevantes del sistema de escaneo para un fantoma cilíndrico 3D-Scanner y para un fantoma rectangular

3D-Scanner		Rectangular	
Vertical (mm)	400.0	Vertical (mm)	415.0
Diámetro (mm)	650.0	Horizontal (mm)	500.0
Anillo (grados)	330.0	Anillo (grados)	N/A
Motores	Stepper codificado/servo	Motores	3 motores stepper
Modos de escaneo	Continuo y por pasos	Modos de escaneo	Continuo y por pasos
Rango de velocidades de escaneo (mm/s)	Variable hasta 16	Rango de velocidades de escaneo (mm/s)	Variable hasta 20
Precisión escaneo (mm)	0.1	Precisión escaneo (mm)	0.1

De entre las características señaladas en la Tabla 1 cabe destacar que el fantoma cilíndrico es capaz de escanear 65 cm en cualquier eje empleando el aplicador para detectores fuera de eje (*offset detector holder*) por lo que no van a ser necesarios desplazamientos del tanque. Esto supone que el 3D-Scanner puede escanear un campo de 40x40 cm² con colas de 5 cm para penumbras a una distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm y a 30 cm de profundidad mientras que las cubas cuadradas no pueden realizarlo por imposibilidad física del equipo. Para perfiles diagonales el campo de 40x40 cm² a 30 cm de profundidad también está permitido con una SSD de 80 cm. Este tipo de medidas son necesarias para realizar el comisionado en algunos sistemas de planificación [21].

Otro punto importante que conviene señalar es que la correcta elección de la orientación del detector es crítica para las medidas de perfiles en campos pequeños y zonas de alto gradiente. La orientación debe mantenerse cuando se mide un perfil de dosis tal y como se muestra en la Figura 10.

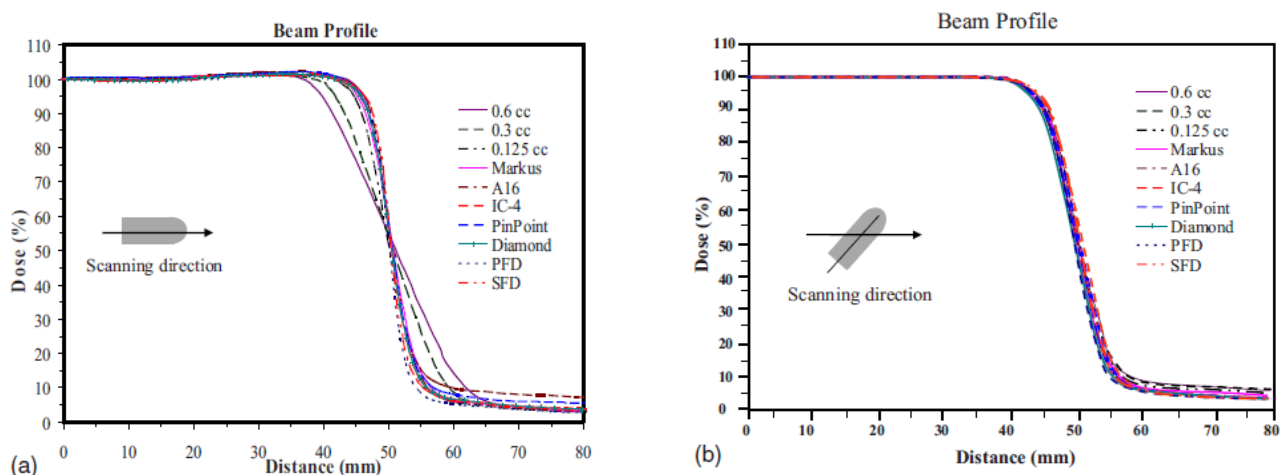


Figura 10 - Efecto producido por la orientación del detector en una medida del perfil de fotones para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. (a) eje de escaneo largo. (b) eje de escaneo corto. [2]

Para campos relativamente extensos, la Figura 10a muestra el efecto de promediado del volumen en los detectores empleados y claramente indica que un detector de volumen más pequeño es necesario tal y como indica la Figura 10b [16]. El 3d-Scanner permite una orientación consistente de los detectores. Gracias al motor que hace mover el anillo en la simetría cilíndrica, el detector empleado siempre se encuentra en la orientación ideal (la dimensión más estrecha es perpendicular al borde del campo de radiación) para medidas en el eje crossline (X), inline (Y) y diagonal (ϕ).

El sistema electrónico alojado en el fantoma 3D-Scanner contiene un electrómetro y una unidad de control. El electrómetro es un módulo de dos canales que recoge todos los datos medidos de los detectores de campo y de referencia. Este sistema está protegido para poder proporcionar unas buenas especificaciones de bajo ruido de escaneo con lo que se requiere un menor procesamiento de las medidas. La Tabla 2 incluye las características más relevantes del electrómetro. La unidad de control del 3D-Scanner, tal y como su nombre indica, es el módulo electrónico que se encarga de controlar todos los motores del fantoma, así como otro hardware necesario.

Tabla 2 - Características más relevantes del electrómetro incluido en el fantoma 3D-Scanner que se empleará para realizar las medidas de perfiles y rendimientos en profundidad.

Electrómetro			
Tiempo de calentamiento (min)	< 1.0	Voltaje (V)	Ajustable [-400, +400]
Carga	[10pC, sin límite superior]	No linealidad	$\pm 0.1\%$
Corriente	10pA - 7.5nA	Repetibilidad	+/- 0.25%
Pérdidas (pA)	< 0.001	Conversor A/D	16 bit
Intervalo de recolección (ms)	50	Contador de pulsos del Linac	Incluido en el umbral de detección

La ventaja más importante que presenta la geometría cilíndrica frente a la rectangular es que el software ha sido completamente diseñado para eliminar los fallos humanos en el centrado y puesta a punto del equipo para medir. El *AutoSetupTM*, desarrollado por la casa comercial *Sun Nuclear Corp* consiste en una serie de acciones que el fantoma cilíndrico realiza de forma automática donde detecta la superficie del agua, centra el detector respecto al centro de radiación del haz en los ejes X e Y, equilibra el fantoma de agua y deja el sistema listo para medir. Este sistema se detalla en el ANEXO 1. En los fantasmas de agua rectangulares, el radiofísico debe realizar todos estos procesos de forma manual por lo que la introducción de errores es mayor.

3.2 Propuesta de protocolo para fantasmas de agua automatizados

A principios de los años 80, *Holmes & McCullough* [22] presentaron un detallado protocolo para sistemas basados en película radiográfica. En el año 1989 *Mellenberg et al.* [23] diseñaron un test-protocolo para fantasmas de agua automáticos. Desde entonces, ha habido una revolución en los sistemas de detección desde el punto de vista de la electrónica, software de adquisición de datos y análisis de estos. Asimismo, no ha habido una actualización del protocolo a los nuevos tiempos.

El protocolo propuesto por *Mellenberg et al.* [23] para los primeros fantasmas de agua automatizados incluía cuatro grandes módulos (Posicionamiento, Detectores y Electrónica, Adquisición de datos y Resultados). El protocolo completo se presenta en la Tabla 3:

Tabla 3 - Protocolo detallado para la caracterización de fantasmas de agua automatizados desarrollado por Mellenberg et al. [23] a principios de los años 90.

I. Detector Positioning
A. Alignment
B. Reproducibility
1. (0,0,0) to (0,0,100mm) 10 times
2. (0,0,0) to (0,100mm,0) 10 times
3. (0,0,0) to (100mm,0,0) 10 times
4. (0,0,0) to (200mm,200mm,200mm) 10 times
C. Accuracy
1. (0,0,0) to (200mm,200mm, - 400mm)
2. (0,0,0) to (200mm, - 200mm, - 400mm)
3. (0,0,0) to (- 200mm, - 200mm, - 400mm)
4. (0,0,0) to (- 200mm,200mm, - 400mm)
5. (0,0,0) to (200mm,200mm, - 200mm)
6. (0,0,0) to (200mm, - 200mm, - 200mm)
7. (0,0,0) to (- 200mm,200mm, - 200mm)
8. (0,0,0) to (- 200mm, - 200mm, - 200mm)
II. Detectors and Electronics
A. High voltage supply
1. High voltage constance
2. High voltage measured versus manufacturer's specification
B. Chamber response reproducibility
C. Chamber stem effect
D. Chamber and cable leakage
E. Cable and amplifier (if applicable) sensitivity to x-rays
III. Scanned dosimetry data acquisition
A. Scanning speed effects
B. Central axis depth dose agreement with "static" measurements
C. Central axis depth does reproducibility of measurement
D. Radial and transverse scan agreement with other scanned data
E. Isodose scan consistency with other scanned data
IV. Output
A. Data processing
1. Scan renormalization
2. Scan centering
3. Scan smoothing
B. Data analysis
1. Symmetry calculation for electrons and photons
2. Flatness calculation for electrons and photons
3. Electron beam practical range calculation
4. X-ray contamination of electron beam calculation
5. Other (e.g., uniformity index, H&D curve normalization, TG = 21 conversion, etc.)
C. Plots and printouts
1. ASCII printouts
2. Depth ionization plots
3. Cross plane plots
4. Isodose plots
5. Headings and labels

En el primer bloque de Posicionamiento se busca analizar el alineamiento, la reproducibilidad y la precisión para mover el detector en posiciones fijas predeterminadas. El segundo bloque pretende analizar la electrónica tanto del fantoma automatizado como de los detectores empleados en las medidas. El tercer bloque se centra en el software de adquisición de datos y su consistencia con otros sistemas de captura. Finalmente, el último bloque presta atención al procesado de los datos medidos, análisis de los mismos y presentación en gráficas.

Hay que poner en contexto el momento en que se presenta este protocolo. A finales de los 80 y principios de los 90, la electrónica, la mecánica y el software de adquisición de los primeros fantomas de agua eran limitados y se estropeaban con relativa frecuencia. Desde entonces, ha habido una revolución en los sistemas de detección desde el punto de vista de la electrónica, software de adquisición de datos y análisis de estos. Asimismo, no ha habido una actualización del protocolo a los nuevos tiempos.

Para este trabajo se propone un nuevo protocolo simplificado y actualizado al año 2023 junto con unas tolerancias de acuerdo con la experiencia del autor que se muestra a continuación en la Tabla 4.

Tabla 4 - Protocolo propuesto y adaptado al año 2023 para la caracterización de un fantoma de agua automatizado

Pruebas	Tolerancias propuestas
1) Sistema automático de posicionamiento.	Dependiente de cada fabricante
2) Posicionamiento de los detectores	
a) Alineamiento	<1,5 mm
b) Rotación	< 0,4°
c) Reproducibilidad	< 1%
3) Adquisición de datos	
a) Reproducibilidad PDD	< 1%
b) Reproducibilidad de los perfiles a una cierta profundidad	< 1%
c) Comparación de los perfiles en los ejes Inline (Y) y Crossline(X)	< 1%
d) Comparación de perfiles diagonales en ángulos opuestos	< 1,5%

Entre los cambios más destacados, se prescinde del apartado [II.] correspondiente a los detectores y electrónica. Esto es debido a que en la actualidad los detectores y electrónica presentan un grado de estabilidad y funcionamiento mayor que los de los años 90. También se omite el apartados de resultados y formato de salida [IV]. Las diferentes casas comerciales han desarrollado a lo largo de todos estos años softwares muy potentes como *Mephysto* (PTW Freiburg), *Smartscan* (IBA Dosimetry) y otros que incorporan una gran variedad de herramientas de análisis en protocolos internacionales, tipos de aceleradores y opciones en el tratamiento de los datos que nada tienen que ver con los antiguos softwares de adquisición del protocolo anterior.

En los próximos apartados se aplicará el protocolo propuesto para 2023 para la caracterización del fantoma de agua cilíndrico 3D-Scanner

3.3 Materiales y métodos

Para poder caracterizar el fantoma cilíndrico 3D-Scanner, se empleará el software *SNC Dosimetry* (*Sun Nuclear Corp, FL*) dedicado para la captura, el procesamiento y el análisis de los perfiles, rendimientos en profundidad, etc.... Este software, como la mayor parte de los softwares que emplean otras casa comerciales, es exclusivo para su propio fantoma y no se puede utilizar en otros fantomas motorizados de agua de otros fabricantes.

Los detectores seleccionados para realizar los tests de aceptación del fantoma cilíndrico son tres cámaras de ionización de volumen similar: A-18 (*Standard Imaging, Wi*), SNC125c (*Sun Nuclear Corp, Fl*) y la Semiflex T31010 (*PTW Freiburg, Germany*). Las características más relevantes se encuentran en la Tabla 5:

Tabla 5 - Características de los detectores empleados para realizar los tests de la aceptación del fantoma cilíndrico

Parámetros	A18	SNC125	PTW125 ²
Volumen activo (cm ³)	0.125	0,108	0,125
Diámetro activo (mm)	5.3	7,05	6,5
Material de la pared	Shonka Air equiv. plastic C552	PMMA 0,30 mm Grafito 0,25 mm	PMMA 0,55 mm Grafito 0,15 mm
Material del electrodo interno	Shonka C552	Aluminio	Aluminio
Voltaje de polarización (V)	±300	±400	±400

Dentro de los diferentes protocolos de análisis de los datos de PDDs y perfiles, se decide emplear el protocolo de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*). Este protocolo corresponde a la sociedad americana de Física Médica y es el más adecuado ya

² La cámara de ionización Semiflex T31010 en adelante se llama ‘PTW125’

que el acelerador empleado es un Varian Clinac DHX de la casa comercial *Varian Medical Systems* que también se rige por el protocolo americano.

Tabla 6 - Parámetros seleccionados del protocolo AAPM para analizar los perfiles de dosis y los rendimientos en profundidad

Tipo de medida	Fotones
PDD	- Profundidad $D_{\max}$ (cm) - Dosis máxima (%) - D200 (%) - D100 (%)
Perfiles	- Tamaño de campo (cm) - Penumbra (+) - Penumbra (-) - Simetría (%) - Planitud³ (%)

Los parámetros de los perfiles y de los PDDs se pueden extraer mediante el software *SNC Dosimetry*. A continuación, se describen estos parámetros tal cual están definidos por el propio fabricante:

- ✓ Tamaño de campo: Para haces de radiación con filtro, el tamaño de campo se define por la interpolación lineal de los bordes del haz en la posición del 50% del centro del haz de radiación.
- ✓ Penumbra: Para la mayor parte de protocolos, la penumbra es la distancia entre el 20% y el 80% de la dosis respecto al centro del haz de radiación. La penumbra derecha e izquierda pueden ser expresadas con las siguientes fórmulas:

$$Penumbra\ Left = R80(left\ of\ CAX) - R20(left\ of\ CAX)$$

$$Penumbra\ Right = R80(right\ of\ CAX) - R20(right\ of\ CAX)$$

- ✓ Simetría: Es un parámetro cuya definición varía en función del fabricante. Se puede definir como la desviación máxima permitida del ‘lado izquierdo’ frente al ‘lado derecho’ en un perfil de dosis al 80% (área aplanada⁴) de los puntos del FWHM [24]. El software *SNC Dosimetry* propone la siguiente fórmula para el cálculo.

³ Flatness

⁴ Flattened area

$$Simetría = 100 \times \text{Max} \left[\left| \frac{Punto_{LT}}{Punto_{RT}} \right|, \left| \frac{Punto_{RT}}{Punto_{LT}} \right| \right]$$

- ✓ Planitud: Se define como la variación máxima permisible en la dosis promedio en la zona central del 80% del FWHM de un perfil de dosis en el plano transversal al eje del haz [24]. El software *SNC Dosimetry* propone la siguiente fórmula para el cálculo.

$$Planitud = 100 \times \frac{|D_{max} - D_{min}|}{(D_{max} + D_{min})}$$

donde

- D_{max} es la dosis máxima entre la ‘Región del borde del campo izquierdo’ (RBCI) y la ‘Región del borde del campo derecho’ (RBCD).
- D_{min} es la dosis mínima entre la ‘Región del borde del campo izquierdo’ (RBCI) y la ‘Región del borde del campo derecho’ (RBCD).

Donde de acuerdo con las definiciones del desarrollador del software

- $RBCI = \text{Centro del haz} - \text{Tamaño campo} \times \frac{0,8}{2}$
- $RBCD = \text{Centro del haz} + \text{Tamaño campo} \times \frac{0,8}{2}$

Todos los perfiles y PDDs llevan un ligero post-procesado. Los PDDs se normalizan al máximo de dosis y los perfiles al centro del eje (CAX). Posteriormente en los dos tipos de medida se aplica un suavizado de los datos que recibe el nombre de ‘*Digital Smoothing Polynomial*’.

Este método está basado en un ajuste polinomial de segundo orden del filtro Savitzky-Golay. Fue descrito por primera vez en 1964 por Abraham Savitzky y Marcel J. E. Golay [25]. El método Savitzky-Golay se basa en el cálculo de una regresión polinomial local (de grado k), con al menos $k+1$ puntos equiespaciados, para determinar el nuevo valor de cada punto. El resultado será una función similar a los datos de entrada, pero suavizada.

La principal ventaja de esta aproximación es que tiende a preservar características de la distribución inicial tales como los máximos y mínimos relativos, así como el ancho de los

picos, que normalmente desaparecen con otras técnicas de promediado (como la media desplazada).

En el caso que nos ocupa en este estudio, cuando ‘*Digital Smoothing Polynomial*’ se aplica a un perfil de dosis, los puntos del interior de la penumbra (20-80% del valor del CAX) mantienen su valor de dosis original. El suavizado solo se aplicará a regiones con bajo gradiente.

Con respecto al análisis estadístico de los perfiles y de los PDDs se empleó la desviación estándar de la media (en adelante DS) calculada mediante el software Excel versión 2016 (*Microsoft OfficeTM*). La desviación estándar es la medida de la dispersión de los valores respecto a la media (valor promedio). El software emplea la fórmula siguiente:

$$DS = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{(n - 1)}}$$

Donde $\bar{x}$ es el valor promedio y n es el tamaño de la muestra.

3.4 Sistema automático de posicionamiento (*AutosetupTM*)

En el informe TG-106, Das et al. [16] señalaron que *la adquisición de los datos de los haces para realizar el comisionado de un acelerador debe ser independiente de los usuarios y del sistema de adquisición*. La solución propuesta por el fantoma cilíndrico 3D-Scanner es el proceso *AutosetupTM*.

El *AutosetupTM* es el sistema desarrollado por *Sun Nuclear Corp* para automatizar la puesta en marcha del fantoma cilíndrico 3D-Scanner. De esta forma se elimina la intervención del factor humano en el proceso de recogida de medidas. En el ANEXO 1 se encuentra una explicación detallada de cómo se realiza todo este proceso.

Para verificar el sistema de *AutoSetupTM* se realizaron unas pruebas con 3 cámaras de ionización diferentes (PTW125, A18 y SNC125) [26].

El sistema de *AutosetupTM* consta de cuatro pasos claramente diferenciados: búsqueda del centro del anillo, ajuste del centro del haz, ángulo de desviación del anillo e histéresis. Se han diseñado dos experimentos: El primero estudia la reproducibilidad del *AutosetupTM*. Para ello se resetea la búsqueda del centro del anillo y se repite tres veces.

En el segundo experimento, el observador humano entra en el bunker y coloca la cámara donde cree que debería estar y se realiza el *Autosetup*TM completo tres veces.

A continuación, se detallan los dos métodos y se presentan los resultados obtenidos.

1. Reproducibilidad del método. Se realizan los siguientes pasos:

- ✓ Realizar el proceso completo de *AutoSetup*TM
- ✓ Pulsar el botón derecho sobre el paso para determinar el centro del anillo y repetir ese paso y los posteriores.
- ✓ El proceso se repite tres veces.

Los resultados de la Tabla 7 indican que el sistema muestra una clara reproducibilidad para cámaras de ionización de un volumen sensible igual o similar. Las diferencias en el ángulo offset del anillo en la cámara de PTW125 pueden deberse a una colocación del 3D-Scanner relativo al acelerador ligeramente diferente ya que los resultados para cada cámara se midieron en días diferentes.

Tabla 7 - Resultados del método diseñado para evaluar la reproducibilidad del sistema AutoSetup con tres cámaras de ionización de diferentes casas comerciales.

<i>Detector</i>	<i>Centro del anillo (cm)</i>	<i>Ajuste centro del haz</i>		<i>Ángulo offset anillo (°)</i>	<i>Histéresis (cm)</i>
		<i>X offset (cm)</i>	<i>Y offset (cm)</i>		
PTW125	25,21±0,05	0,09±0,01	-0,09±0,01	4,86±0,01	0,06±0,01
SNC125	25,27±0,01	0,00±0,01	-0,02±0,01	4,08±0,03	0,07±0,01
A18	25,20±0,01	-0,01±0,01	0,01±0,01	3,99±0,02	0,07±0,01

2. Evaluación de las diferencias entre el observador humano y el *AutoSetup*TM automático. Se realizan los siguientes pasos:

- ✓ Realizar el proceso completo de *AutoSetup*TM.

- ✓ Entrar en la sala de tratamiento y mover la posición de la cámara hasta donde el observador cree que debería estar el centro de la cámara.
- ✓ En el *SNCDosimetryTM*, sobrescribir el centro del anillo y evaluar cómo han cambiado los resultados.
- ✓ El proceso se repite tres veces.

Para facilitar el movimiento con el mando (*pendant*) del equipo 3D-Scanner solo se realizaron desplazamientos en los ejes X y Z. Los resultados mostrados en la Tabla 8 indican que la intervención humana en el AutosetupTM no produce alteraciones relevantes en el resultado final del posicionamiento de las cámaras.

Tabla 8 - Resultados del método diseñado para evaluar la intervención humana en el sistema AutosetupTM con tres cámaras de ionización de diferentes casas comerciales

Detector	Desplazamiento			Centro del anillo (cm)	Ajuste centro del haz		Ángulo offset anillo (°)	Histéresis (cm)
	X	Y	Z		X offset (cm)	Y offset (cm)		
PTW125	0,00	0,00	0,10	25,16±0,04	0,02±0,05	0,02±0,04	4,87±0,03	0,07±0,01
	-0,10	0,00	0,07					
	0,10	0,00	0,10					
SNC125	0,00	0,00	0,07	25,29±0,05	0,01±0,05	-0,01±0,05	4,07±0,02	0,07±0,01
	-0,07	0,00	0,04					
	0,10	0,00	0,10					
A18	0,00	0,00	-0,10	25,22±0,04	0,01±0,05	0,03±0,05	4,00±0,02	0,07±0,01
	-0,09	0,00	0,08					
	0,10	0,00	0,10					

3.5 Posicionamiento de los detectores

3.5.1 Alineamiento

El posicionamiento mecánico de los detectores puede ser analizado empleando diferentes métodos. Mellenberg et al. [23] emplearon una plomada colgada desde el soporte que sujeta la cámara de ionización para el escaneo. En este caso, el alineamiento se verifica con la proyección que realiza la cruceta (*crosshair*) en el fondo del tanque. Los ejes X e Y se analizan con el tanque lleno de agua moviendo la cámara a lo largo de las dos direcciones. El eje Z se analiza con el tanque vacío. Empleando un tamaño de campo ligeramente más grande que la longitud de la cámara, se observa si la luz de campo ilumina la cámara mientras se desplaza en el eje Z hacia arriba o hacia abajo. Por tanto, empleando un papel gráfico y la proyección de la luz del cabezal del acelerador sobre la cruceta, los ejes X e Y se desplazaron 40 cm a través del tanque de agua. Para el eje Z, el desplazamiento fue de 30 cm en profundidad. En todos los ejes la mayor desviación encontrada fue de 1 mm.

3.5.2 Rotación

El anillo del fantoma cilíndrico rota con el fin de poder realizar perfiles en diferentes ángulos. Las posiciones de los ángulos pueden ser verificadas moviendo el colimador del acelerador y comparando con la proyección de la cruceta en el fondo del fantoma. Los resultados se presentan en la siguiente tabla y muestran unos resultados con unas desviaciones inferiores a $0,4^\circ$ para los ángulos estudiados.

Tabla 9 - Resultados obtenidos para el análisis de la rotación del anillo del fantoma 3D-Scanner

<i>Ángulo (°)</i>	<i>Lectura digital del giro de Colimador</i>
15.0	15.2
30.0	30.2
45.0	45.2
90.0	90.1
135.0	135.2
180.0	180.2
210.0	209.4
270.0	270.1
300.0	300.3

3.5.3 Reproducibilidad

La reproducibilidad del sistema de escaneo vendrá dada por la precisión de los motores de movimiento. Para poder evaluarla, se coloca un papel milimetrado en el fondo del tanque. Se fija un puntero láser en el soporte de la cámara de forma vertical para que apunte en dirección al papel milimetrado. De esta forma se pueden evaluar las posiciones en los ejes X e Y (Figura 11a). Para poder verificar el eje Z, se coloca una regla metálica en uno de los laterales del tanque (Figura 11b). En los tests de los ejes X e Y, una posición de coordenadas se fija como ‘origen’. El puntero láser se envía a cuatro posiciones diferentes durante diez veces volviendo después de cada medida al punto origen.

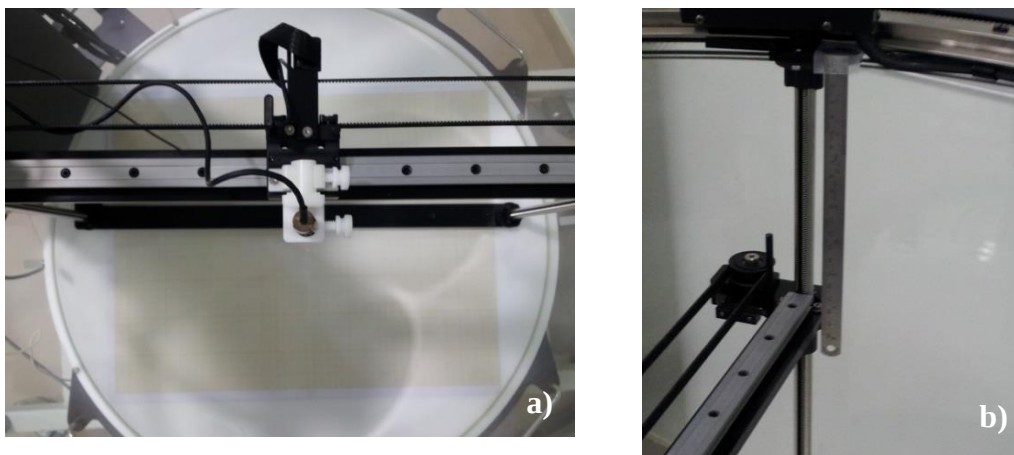


Figura 11 - Prueba diseñada para evaluar el sistema de escaneo del fantoma 3D-scanner. Puntero láser sujeto al soporte para cámaras apuntando al papel milimetrado (a). Regla anclada al lateral del tanque para evaluar los movimientos en el eje Z (b)

En la Tabla 10 se presentan los resultados obtenidos en la prueba de la verificación de la reproducibilidad del escaneo.

Tabla 10 - Resultados de la prueba de verificación de la reproducibilidad del sistema de escaneo del fantoma

<i>Puntos seleccionados</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>Desviación (%)</i>
Origen	0	0	0	--
Punto 1	0	0	100	0.9
Punto 2	0	100	0	0.8
Punto 3	100	0	0	0.7
Punto 4	150	150	120	0.5

La precisión de movimiento a lo largo de cualquier eje fue menor del 1%. El punto seleccionado con tres coordenadas diferentes de cero presenta una desviación del 0,5%.

3.6 Adquisición de los datos

Todos los perfiles y rendimientos en profundidad presentados en este apartado fueron capturados y procesados mediante el software de adquisición *SNC Dosimetry v. 3.6.0.32* (Sun Nuclear Corp., Melbourne, Fl.). La cámara de ionización empleada para este proceso fue la A18 (Standard Imaging, Wi). Las gráficas fueron realizadas con el software de tratamiento de datos *SigmaPlot v.12* [27].

3.6.1 Reproducibilidad PDD

Con el fin de verificar la reproducibilidad de los rendimientos en profundidad se realiza un conjunto de cinco medidas con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para las energías de fotones de 6 y 15 MV. El paso empleado para la captura de los PDDs a lo largo de todo su recorrido fue de 0,1 cm. Durante el procesado de los datos se realizó una normalización de la dosis al valor máximo y un suavizado de los puntos empleando el algoritmo *Digital Smoothing Polynomial*. Los resultados obtenidos se presentan en las Figuras 12 y 13.

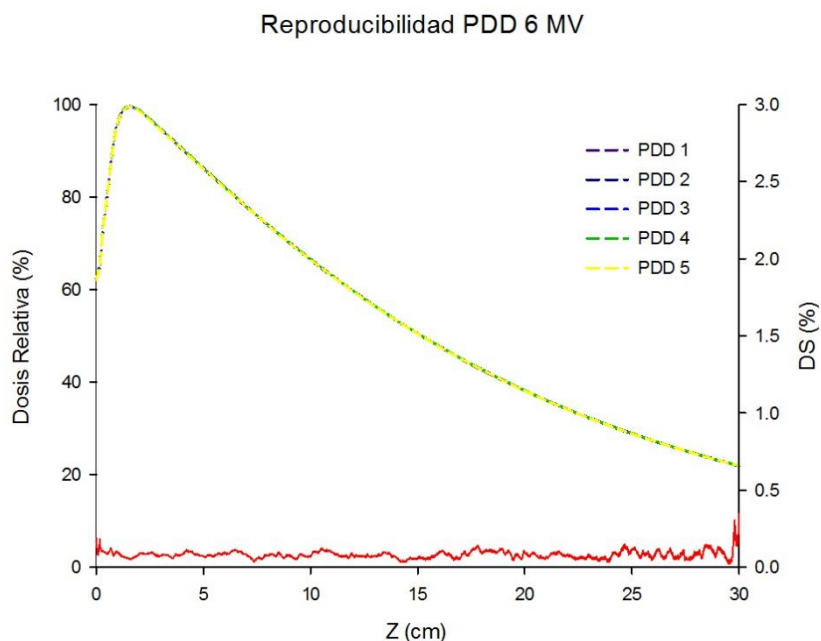


Figura 12 - Gráfica de doble eje donde se representan los resultados de las cinco medidas del rendimiento en profundidad de la energía de 6 MV medida en (%) y la desviación estándar de las mismas en función de la profundidad en el eje Z

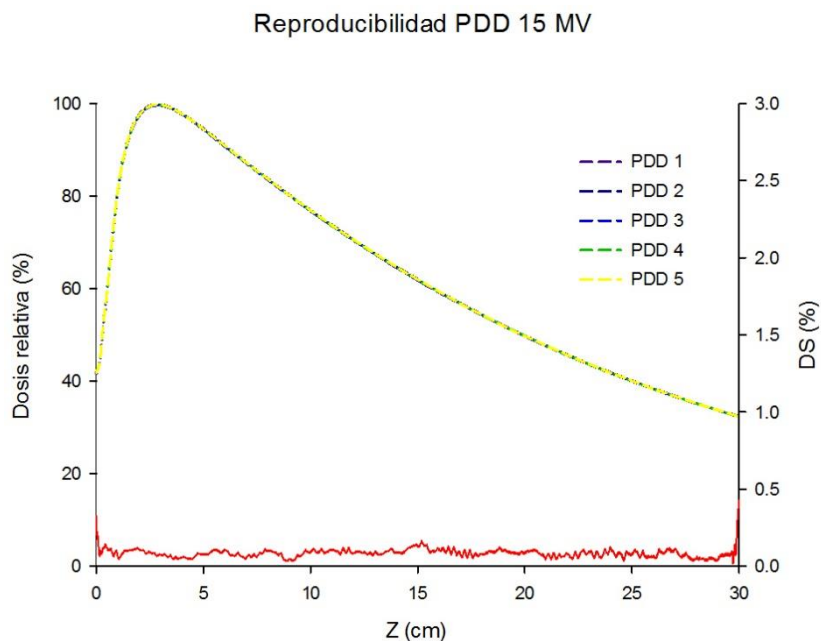


Figura 13 - Gráfica de doble eje donde se representan los resultados de las cinco medidas del rendimiento en profundidad de la energía de 15 MV medida en (%) y la desviación estándar de las mismas en función de la profundidad en el eje Z

En la Tabla 11 se presentan los resultados del análisis:

Tabla 11 - Resultados del análisis de los PDDs para las energías de 6 y 15 MV.

<i>Energía (MV)</i>	<i>Profundidad Dmax (cm)</i>	<i>D200 (%)</i>	<i>D100 (%)</i>	<i>TPR_{20,10}⁵</i>
6	1.43 ± 0.01	66,50 ± 0.04	38,15 ± 0.03	0.573 ± 0.001
15	2.82 ± 0.01	76,95 ± 0.03	49,84 ± 0.03	0.648 ± 0.001

En ambas energías la desviación estándar a lo largo de los PDDs fue inferior al 0,4% con un rango de [0,07, 0,38] para los fotones de 6 MV y un rango de [0,04, 0,32] para los fotones de 15 MV respectivamente. Los valores del TPR_{20,10} se mantienen muy estables y no presentan casi variabilidad.

⁵ El TPR_{20,10} se define como el cociente de la dosis absorbida medida a las profundidades de 20 y 10 cm en un fantoma de agua manteniendo constante la distancia fuente-detector (DFD=100cm) y un tamaño de campo 10x10 cm² en el plano del detector. Es el parámetro más empleado para determinar la calidad de un haz de radiación

3.6.2 Reproducibilidad de los perfiles a una cierta profundidad

Para verificar la reproducibilidad de los perfiles se realiza un conjunto de cinco medidas de perfiles *inline* (eje Y) y *crossline* (eje X) con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 5 cm de profundidad para las energías de fotones de 6 y 15 MV. El paso empleado para la captura de los perfiles a lo largo de todo su recorrido fue de 0,1 cm. Para el procesado de los datos se realizó una normalización de la dosis al CAX (centro del eje del acelerador) y un suavizado de los puntos empleando el algoritmo *Digital Smoothing Polynomial*. Los resultados obtenidos se presentan en las gráficas de la Figura 14 y 15.

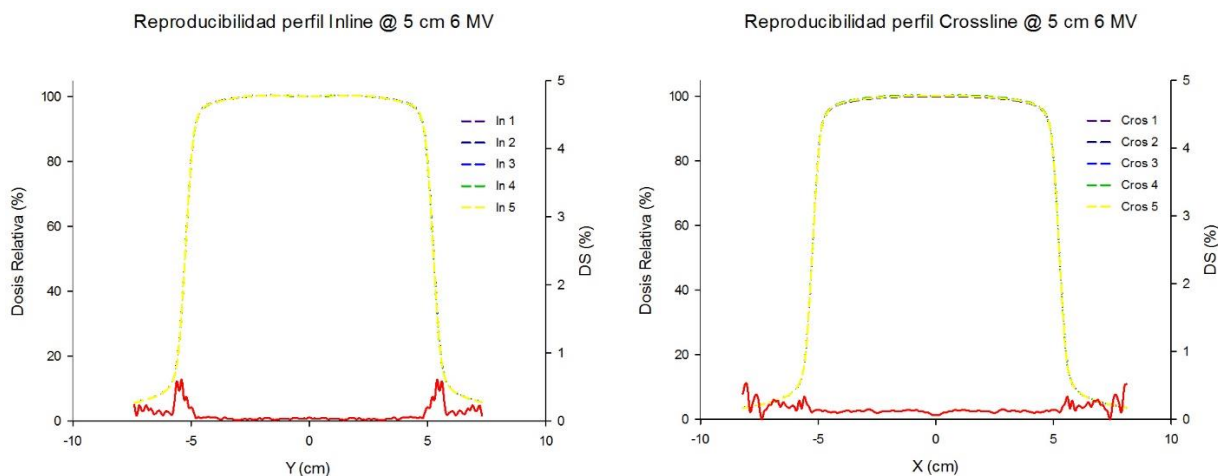


Figura 14 - Gráficas de doble eje donde se representan los resultados de las cinco medidas del perfil Inline (izq.) y Crossline (der.) de 6 MV a 5 cm de profundidad medido en (%) y la desviación estándar de las dosis relativas en función de la distancia en el eje.

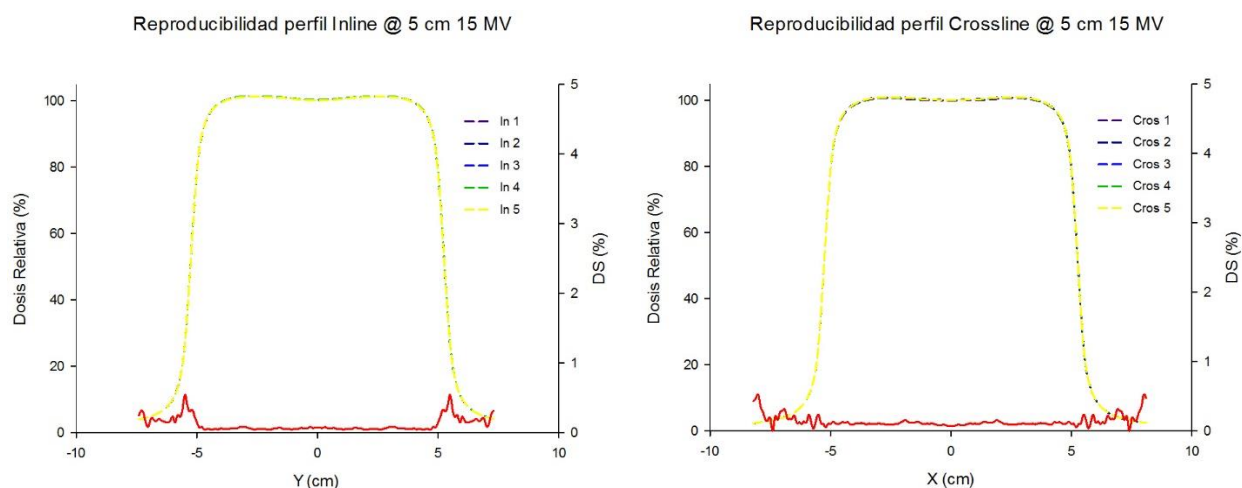


Figura 15 - Gráficas de doble eje donde se representan los resultados de las cinco medidas del perfil Inline (izq.) y Crossline (der.) de 15 MV a 5 cm de profundidad medido en (%) y la desviación estándar de las dosis relativas en función de la distancia en el eje.

En la Tabla 12, se presentan los resultados del análisis de los perfiles

Tabla 12 - Resultados del análisis de los perfiles de dosis Inline y Crossline a 5 cm de profundidad para las energías de 6 y 15 MV

Energía (MV)	Tipo	Tamaño campo (cm ²)	Penumbra (-)	Penumbra (+)	Simetría (%)	Planitud (%)
6	Inline	10.390 ± 0.005	0.561 ± 0.002	0.552 ± 0.002	101.180 ± 0.077	1.864 ± 0.047
	Crossline	10.466 ± 0.002	0.520 ± 0.002	0.533 ± 0.002	100.940 ± 0.034	1.526 ± 0.034
15	Inline	10.398 ± 0.002	0.622 ± 0.002	0.623 ± 0.003	102.862 ± 0.156	1.580 ± 0.023
	Crossline	10.480 ± 0.003	0.589 ± 0.002	0.602 ± 0.002	101.172 ± 0.131	1.658 ± 0.063

En ambas energías estudiadas la desviación estándar en ambos perfiles laterales fue inferior al 0,6%. La máxima desviación aparece en las zonas de penumbra para los perfiles *crossline* y en los ‘hombros’ para los perfiles *inline*. El resto de los parámetros analizados en la Tabla 12 apenas presentan casi variabilidad.

3.6.3 Reproducibilidad de perfiles diagonales en ángulos opuestos

La uniformidad de los haces de radiación de fotones viene típicamente definida por los haces transversales o por el índice de uniformidad⁶. Sin embargo, el filtro aplanador situado en el cabezal del acelerador puede producir diferencias fuera del eje en profundidades inferiores a 10 cm. Por tanto, los perfiles diagonales deben ser medidos cuando se realiza el comisionado de un acelerador.

En el caso que nos ocupa, se ha seleccionado la energía de 6 MV para los tamaños de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $15 \times 15 \text{ cm}^2$ a dos profundidades; 1,4 cm (máximo de 6 MV) y 10 cm. Los perfiles diagonales se han medido empleando el giro de anillo del fantoma 3D-Scanner sin necesidad de cambiar la configuración de las medidas (Figura 16).

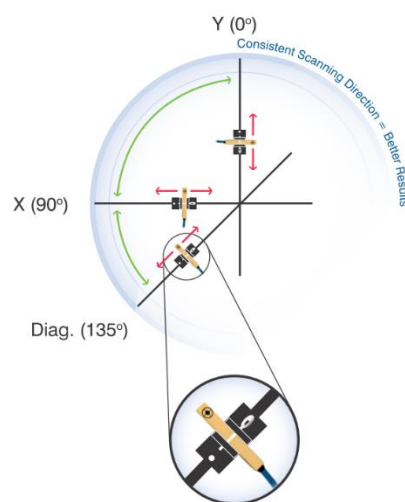


Figura 16 - El motor situado en el anillo del fantoma 3D-Scanner permite que sin necesidad de cambiar la configuración de medida, el detector tenga la dirección idónea para realizar medidas en direcciones perpendiculares y oblicuas.

De esta forma se consiguen dos perfiles diagonales para los ángulos opuestos de 45° y 135° respectivamente. En todos los casos se realizan cinco medidas de las que se obtiene su promedio y desviación estándar. El paso empleado para la captura de los perfiles diagonales a lo largo de todo su recorrido fue de 0,1 cm. Para el procesado de los datos se realizó una normalización de la dosis al CAX (centro del eje del acelerador) y un suavizado de los puntos empleando el algoritmo *Digital Smoothing Polynomial*.

⁶ Se define como la razón de las áreas limitadas por la región del 90% y 50% de la dosis relativa [50].

Los resultados obtenidos para los dos tamaños de campo estudiados se presentan en las Figuras 17 y 18:

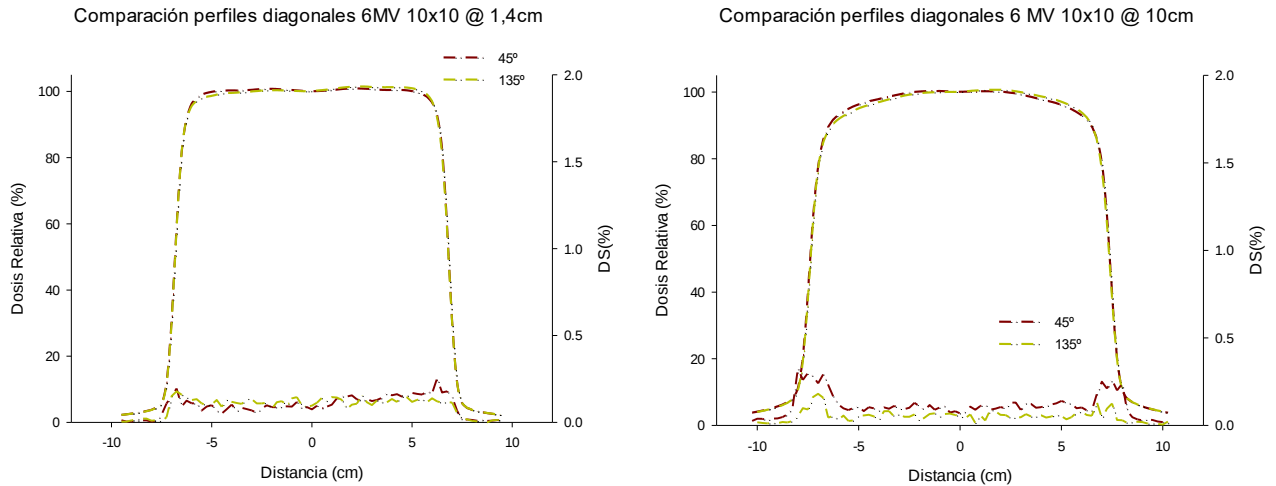


Figura 17 - Gráficas de doble eje donde se representan los promedios de medidas del perfiles diagonales en ángulos de 45° y 135° de 6 MV para un tamaño de 10x10 cm² a 1,4 cm (izq.) y a 10 cm (der.) de profundidad respectivamente medido en (%) y la desviación estándar de las dosis relativas en función de la distancia en el eje ϕ .

En las Tablas 13 y 14, se presentan los resultados del análisis de los perfiles

Tabla 13 - Resultados del análisis de los perfiles diagonales de tamaño 10x10 cm² a 45° y 135° a las profundidades a 1,4 cm y 10 cm de profundidad para la energía de 6 MV.

Prof. (cm)	Ángulo	Tamaño campo (cm ²)	Penumbra (-)	Penumbra (+)	Simetría (%)	Planitud (%)
1,4	45°	13,660 ± 0.005	0.604 ± 0.001	0.585 ± 0.001	100,260 ± 0.101	0.894 ± 0.043
	135°	13.648 ± 0.004	0.596 ± 0.001	0.608 ± 0.002	101.752 ± 0.077	1.712 ± 0.016
10	45	14.782 ± 0.027	0.822 ± 0.005	0.784 ± 0.003	100.216 ± 0.080	3.592 ± 0.047
	135°	14.740 ± 0.003	0.816 ± 0.004	0.825 ± 0.001	101.942 ± 0.019	4.370 ± 0.021

En las dos profundidades estudiadas se observa que la diferencia máxima de la simetría es de 1,7%. Para el caso de la planitud la diferencia máxima es de 0.9%. No existen diferencias significativas para los tamaños de campo y penumbras. Las desviaciones estándar más elevadas aparecen en la zona del hombro a la profundidad de 10 cm.

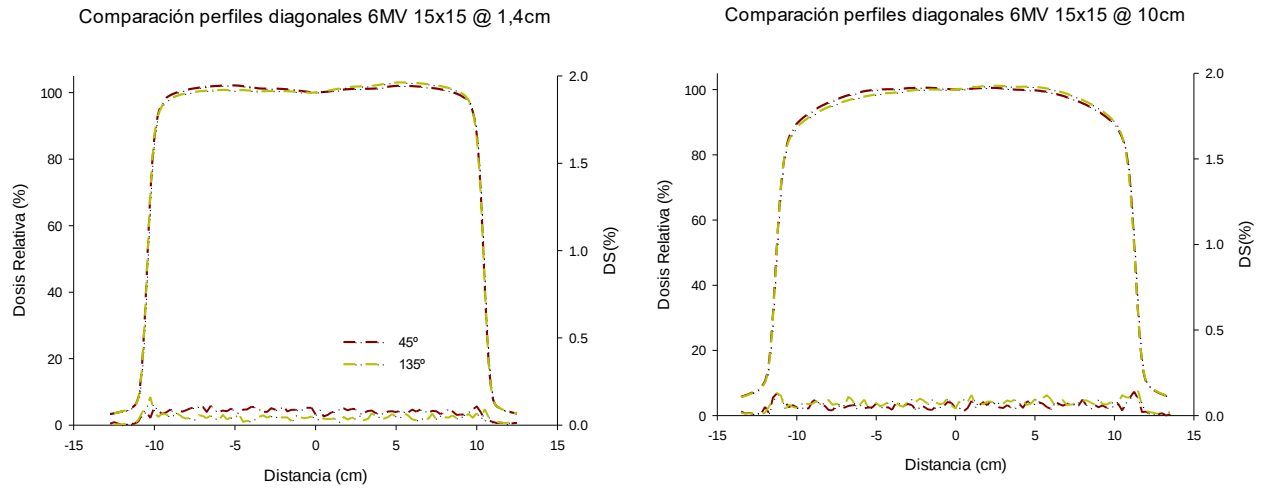


Figura 18 - Gráficas de doble eje donde se representan los promedios de medidas del perfiles diagonales en ángulos de 45° y 135° de 6 MV para un tamaño de 15x15 cm² a 1,4 cm (izq.) y a 10 cm (der.) de profundidad respectivamente medido en (%) y la desviación estándar de las dosis relativas en función de la distancia en el eje ϕ .

Tabla 14 - Resultados del análisis de los perfiles diagonales de tamaño 15x15 cm² a 45° y 135° a las profundidades a 1,4 cm y 10 cm de profundidad para la energía de 6 MV.

Prof. (cm)	Ángulo	Tamaño campo (cm ²)	Penumbra (-)	Penumbra (+)	Simetría (%)	Planitud (%)
1,4	45°	20.860 ± 0.002	0.622 ± 0.001	0.597 ± 0.001	100,214 ± 0.042	1.048 ± 0.016
	135°	20.850 ± 0.004	0.605 ± 0.001	0.617 ± 0.001	102.428 ± 0.078	1.810 ± 0.025
10	45	22.556± 0.005	0.920 ± 0.003	0.890 ± 0.002	100.306 ± 0.046	3.860 ± 0.020
	135°	22.538 ± 0.004	0.908 ± 0.002	0.922 ± 0.002	102.534 ± 0.044	4.736 ± 0.178

En las dos profundidades estudiadas se observa que la diferencia máxima de la simetría es de 2,2%. No existen diferencias significativas para los tamaños de campo y penumbras. Para el caso de la planitud la diferencia máxima es de 0.8%. Las desviaciones estándar en las dos gráficas son inferiores al 0,3%.

CAPÍTULO 4 – SIMULACIÓN MONTE CARLO

4.1 Simulación Montecarlo de un LINAC

En el capítulo anterior, se ha realizado un análisis completo acerca del fantoma cilíndrico 3D-Scanner. Con el fin de poder mejorar la robustez del sistema, las simulaciones numéricas, como por ejemplo la simulación de Montecarlo, han supuesto un gran avance a nivel científico ya que permiten determinar el comportamiento de un detector sin necesidad de realizar un gran número de experimentos.

La simulación de Montecarlo, o método de Montecarlo, le debe el nombre al famoso casino del principado de Mónaco. La ruleta es el juego de casino más famoso y también el ejemplo más sencillo de mecanismo que permite generar números aleatorios. Mediante la simulación lo que se pretende es intentar imitar el comportamiento de variables reales para, en la medida de lo posible, analizar o predecir cómo van a evolucionar.

En la práctica, cuando existen situaciones con un cierto grado de incertidumbre y se pretende utilizar el método de Montecarlo, se deben seguir los siguientes pasos. En primer lugar, se realiza un modelo del problema. Seguidamente, se generan valores aleatorios para las incertidumbres del problema. En tercer lugar, los valores de incertidumbre son reemplazados para calcular el resultado. Por último, el resultado final es una estimación de la solución.

La evolución del método permitió que se extendiera a muchos campos de estudio, entre ellos la radioterapia. Las simulaciones Monte-Carlo en radioterapia empezaron a usarse en los cálculos de dosis complejos donde los métodos habituales no funcionaban correctamente. El desarrollo de los modelos de haz de radiación para aceleradores basados en el método de Montecarlo fueron un gran avance, pero se requería una caracterización precisa del cabezal del acelerador [28].

Para simular la producción de haces de fotones en un acelerador, los componentes del cabezal deben ser definidos de forma precisa. Entre ellos el blanco, el filtro aplanador, los colimadores primario y secundario, cámaras de ionización, etc. La información de la geometría y de los materiales se obtiene a través de los fabricantes.

Es necesario conocer el estado inicial de las partículas en el haz incidente (energía, orientación, posiciones de fotones, electrones y positrones) para la evaluación de las distribuciones de dosis. Todos estos datos están recogidos en los archivos de espacios de fase (PHSP). Estos archivos se obtienen definiendo un volumen sensible que almacena la

información de las partículas que atraviesan el medio. En general, el volumen es un estrecho cilindro circular colocado por encima del colimador secundario. Por tanto, el PHSP se convierte en un acelerador virtual y puede ser utilizado en diferentes simulaciones en función de si número de partículas almacenadas es suficiente para la precisión que se requiera.

El Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) promocionó un proyecto para construir una base de datos pública que incluyera los archivos PHSP de los principales aceleradores utilizados en radioterapia externa, de forma que los datos estuvieran correctamente validados por las casa comerciales. El formato de los archivos IAEA PHSP fue diseñado y aprobado por un comité internacional de expertos para su empleo en aplicaciones médicas [29]. Posteriormente, fue implementado en códigos Monte-Carlo como BEAMnrc/EGSnrc y PENELOPE, que son considerados como la referencia para el transporte electrón-fotón en aplicaciones médicas [30]. En los últimos años, un nuevo software llamado PRIMO vio la luz. basado en el código PENELOPE.

4.2 *PRIMO*

El proyecto PRIMO fue lanzado en el año 2013 por Lorenzo Brualla, Miguel Rodríguez y Josep Sempau [31]. Es un software que simula aceleradores lineales y estima las distribuciones de dosis absorbida en fantomas y escáneres CT. La mayoría de los aceleradores de las casa comerciales Varian y Elekta pueden simularse con PRIMO, incluyendo los aplicadores de electrones y los colimadores multilámina. El programa combina una interfaz amigable con el usuario junto con los procesos computacionales del código Monte-Carlo PENELOPE [32].

Los campos de radiación son almacenados en archivos PHSP que cumplen con el formato recomendado por la IAEA. Las simulaciones se hacen por partes por lo que se pueden utilizar otras simulaciones previamente realizadas con el fin de ahorrar tiempo y recursos. El software incluye una interfaz gráfica con herramientas numéricas que permiten analizar los resultados. De este modo un conocimiento detallado del método Monte-Carlo o del funcionamiento de un LINAC no son necesarios para ejecutar las simulaciones en PRIMO, cosa que no ocurre en otros programas.

Los principales constituyentes del software PRIMO y sus respectivas funciones se muestran en la Figura 19.

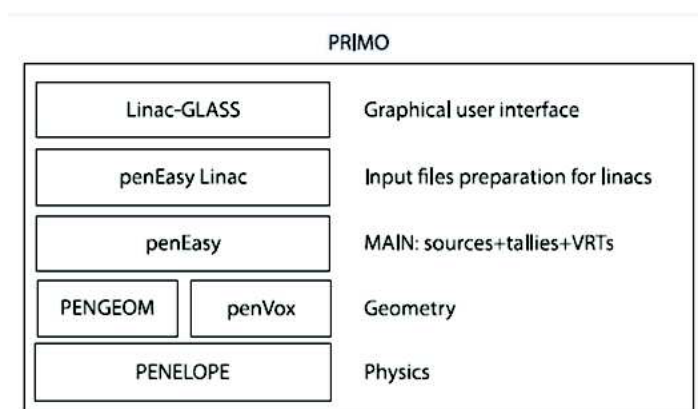


Figura 19 - Esquema de los componentes del software PRIMO [31]

A la hora de iniciar un proyecto de simulación en primer lugar se selecciona el modelo de equipo y el modo de operación (fotones o electrones). Seguidamente el usuario debe seleccionar los parámetros de interés que están divididos en tres bloques. En el primer bloque (s1) el usuario seleccionará la energía de irradiación (*nominal energy*), la energía inicial, la energía del FWHM (*full width at half maximum*), el punto focal (*focal spot*) de la FWHM y la divergencia del haz (*Beam divergence*). En este bloque se crea un PHPS que contiene información de las partículas creadas y su interacción en el cabezal del LINAC.

En el segundo bloque (s2) se simula la interacción entre las partículas simuladas en s1 y las mandíbulas del acelerador, MLC y espacio de aire antes de llegar al paciente o fantoma. Por tanto, en s2 se determina el número de campos, su tamaño y la presencia o ausencia del MLC.

Finalmente, el último bloque (s3) es donde se simula la interacción de las partículas resultantes de los bloques anteriores con el fantoma o paciente.

La creación completa de un proyecto en el software PRIMO con los diferentes segmentos se explica con más detalle en el ANEXO 2.

Los tres segmentos pueden ser lanzados simultáneamente o por partes, pero previamente se deben elegir parámetros importantes como el número de partículas simuladas, el tiempo de simulación, el número de núcleos del procesador empleados en el cálculo, los números aleatorios y las técnicas de reducción de varianza.

Una vez todos los segmentos de simulación han sido completados, se obtienen los perfiles de dosis en el fantoma o el histograma dosis-volumen de las estructuras creadas en el paciente. PRIMO proporciona diferentes herramientas para analizar la simulación. Los PHPS de los bloques s1 y s2 pueden ser analizados de forma independiente. En el bloque s3 se pueden visualizar, analizar y comparar con curvas experimentales los perfiles de distribución de dosis. Esta herramienta de comparación está basada en la función gamma que se explicará a fondo en los siguientes apartados.

4.3 Incertidumbre estadística

Una aproximación para evaluar si la simulación ha corrido lo suficiente o si el PHSP es suficientemente rico es mediante la estimación de la incertidumbre estadística de la dosis absorbida. PRIMO proporciona el promedio de la incertidumbre estadística de todos los voxels⁷ (del inglés *volumetric pixel*) involucrados en la simulación acumulando más del 50% de la dosis absorbida máxima. Todas las incertidumbres reportadas por el software están dadas en dos desviaciones estándar.

Todas las incertidumbres estadísticas proporcionadas por PRIMO están correctamente estimadas ya que se han producido dentro del propio software, es decir desde la primera fuente de electrones hasta el fantoma o paciente. Esto es debido a que el motor PENELOPE/penEasy guarda registros de la historia de cada una de las partículas involucradas. No todos los códigos Monte-Carlo recogen estos registros.

Vamos a considerar un haz de electrones de alta energía impactando en la superficie de un fantoma de agua semi-infinito [32]. Cada electrón origina una cascada de electrones y fotones, que son monitorizados con su correspondiente energía de absorción. Cualquier dato de interés Q puede ser evaluado como el promedio de un número grande N de cascadas aleatorias simuladas. Esto se puede representar de forma integral como:

$$Q = \int q p(q) dq \quad \text{Ec.1}$$

Donde la derivada parcial $p(q)$ es normalmente desconocida. La simulación de cascadas individuales proporciona un método práctico para muestrear q . De cada cascada generada

⁷ Es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es el equivalente del píxel en un objeto 2D.

se consigue un valor aleatorio q_i distribuido a lo largo de $p(q)$. Por tanto, la estimación Monte Carlo de Q se puede expresar como:

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N q_i \quad \text{Ec.2}$$

Por consiguiente, el promedio de la energía depositada E_{dep} dentro del fantoma de agua por electrón incidente se expresa

$$E_{\text{dep}} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N e_i \quad \text{Ec.3}$$

Donde e_i es la energía depositada por todas las partículas de la i -cascada. La incertidumbre estadística (desviación estándar) de la simulación Monte Carlo vendrá dada por la ecuación

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{\text{var}(q)}{N}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right]} \quad \text{Ec.4}$$

Por tanto, para evaluar la desviación estándar, debemos conocer las contribuciones de q^2 . En algunos casos, la contribución q_i solo toma valores comprendidos entre 0 y 1. Así la desviación estándar se puede estimar sin las contribuciones de los cuadrados y la ecuación quedaría tal que así

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{1}{N} \bar{Q}(1 - \bar{Q})} \quad \text{Ec.5}$$

La simulación puede ser empleada para computar las distribuciones continuas. El método más simple consiste en discretizar las distribuciones, considerándolas como histogramas y determinar la ‘altura’ de las diferentes barras.

Vamos a considerar que $\varepsilon_{i,j,k}$ representa la cantidad de energía depositada en el k -bin por la j -partícula de la i -cascada (cada electrón incidente producirá múltiples partículas secundarias). La energía promedio depositada en el k -bin (por electrón incidente) se obtiene como

$$E_k = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N e_{i,k} \quad \text{con} \quad e_{i,k} \equiv \sum_j \varepsilon_{i,j,k} \quad \text{Ec.6}$$

Y tiene una incertidumbre estadística de

$$\sigma_{E_k} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N e_{i,k}^2 - E_k^2 \right]} \quad \text{Ec.7}$$

La distribución de la dosis en profundidad basada en Monte-Carlo $D_{MC}(z)$ es una función constante escalonada

$$D_{MC}(z) = D_k \pm 3\sigma_{Dk} \text{ para } z_{k-1} < z < z_k \quad \text{Ec.8}$$

Con

$$D_k \equiv \frac{1}{z_k - z_{k-1}} E_k, \quad \sigma_{Dk} \equiv \frac{1}{z_k - z_{k-1}} \sigma_{Ek} \quad \text{Ec.9}$$

Definido de esta forma $D_{MC}(z)$ es un estimador imparcial de la dosis promedio en cada bin. La limitación es que estamos aproximando la distribución continua $D(z)$ como un histograma con barrar finitas. En un principio, para poder conseguir una mayor aproximación sería conveniente emplear bins más pequeños.

4.4 Función Gamma

Es una necesidad del proceso radioterápico, la comparación de manera cuantitativa de las distribuciones bidimensionales de dosis teóricas y experimentales. Para el caso que nos ocupa las distribuciones de dosis ‘teóricas’ (PDDs y perfiles) serían las obtenidas mediante el software de simulación Monte-Carlo y la experimentales las medidas con el fantoma de agua 3D-Scanner. Esta herramienta matemática va a ser la función Gamma.

La función Gamma nos va a permitir realizar una comparación simultánea en cada punto de la distribución de dos parámetros; la diferencia de dosis y la distancia de aceptación (DTA), pudiendo crear un criterio de pasa /no-pasa para las distribuciones.

Inicialmente, se realizaba una comparación cualitativa del sistema de planificación del tratamiento mediante la superposición de las curvas de isodosis, ya sea empleando herramientas de software, o mediante la superposición de las mismas [33]. La realización de una comparación cualitativa pone de manifiesto la subjetividad del procedimiento, ya que es el observador el que según su criterio decide si esas dos distribuciones son compatibles, haciéndose necesario el empleo de un método cuantitativo [34].

Los métodos cuantitativos de evaluación comparan directamente los valores de las distribuciones de dosis medida y calculada. Hay que dividir la comparación de las distribuciones de dosis en las regiones de gradientes de dosis alta y baja, cada uno con un

criterio de aceptación diferente. En las regiones con bajo gradiente, la dosis se compara directamente. En las regiones con alto gradiente de dosis, un pequeño error espacial en cualquiera de las distribuciones de dosis se traduce en una diferencia significativa entre la dosis medida y la calculada, es decir en las zonas con alto gradiente vamos a tener una mayor discrepancia entre las dos distribuciones.

El índice gamma representa un método para considerar simultáneamente las diferencias de dosis y de DTA de dos distribuciones de dosis a comparar, permitiendo establecer criterios de aceptación de una comparación basados simultáneamente en ambas cantidades.

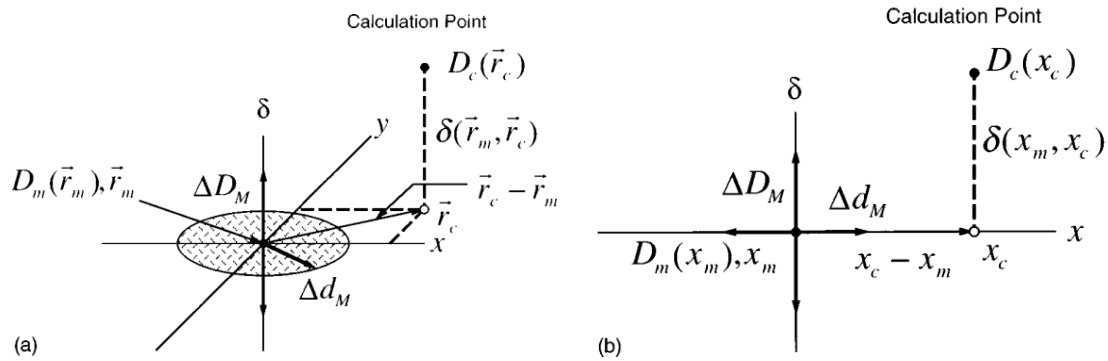


Figura 20 - Representación geométrica de los criterios de evaluación de las distribuciones de dosis para diferencia de dosis y DTA. (a) Representación bidimensional. (b) Representación unidimensional. [3.]

En la Figura 20a) podemos observar una representación geométrica bidimensional de la evaluación de los dos criterios empleados en la evaluación de la función Gamma (DTA y diferencia de dosis) donde ΔD_M es el criterio de diferencia de dosis y el criterio de la DTA es Δd_M . El estándar clínico para fotones es $\Delta D_M = 3\%$ y $\Delta d_M = 3$ mm. En este y en los casos siguientes la evaluación presentada es para un punto singular r_m , ubicado en el origen de coordenadas, para evaluaciones clínicas la comparación es repetida para todos los puntos medidos. A lo largo de los ejes x e y representaremos la localización espacial r_c de la distribución calculada relativa al punto medido. El tercer eje (δ) representaremos las diferencias entre las dosis medidas $[D_m(r_m)]$ y calculada $[D_c(r_c)]$. El criterio de la DTA, Δd_M , se representa por un disco en el plano que contiene a los puntos r_c y r_m , con un radio igual a ΔD_M .

Si la superficie de la distribución calculada $[D_c(r_c)]$ intersecta el disco, la DTA está dentro del criterio de aceptación establecido para el mismo, y la distribución calculada pasa el test para la DTA en ese punto.

La línea vertical que representa la diferencia de dosis tiene una longitud de $2 \Delta D_M$. Si la superficie de la distribución calculada cruza la línea $[|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M]$, la distribución calculada pasa el test de diferencia de dosis en el punto de medida.

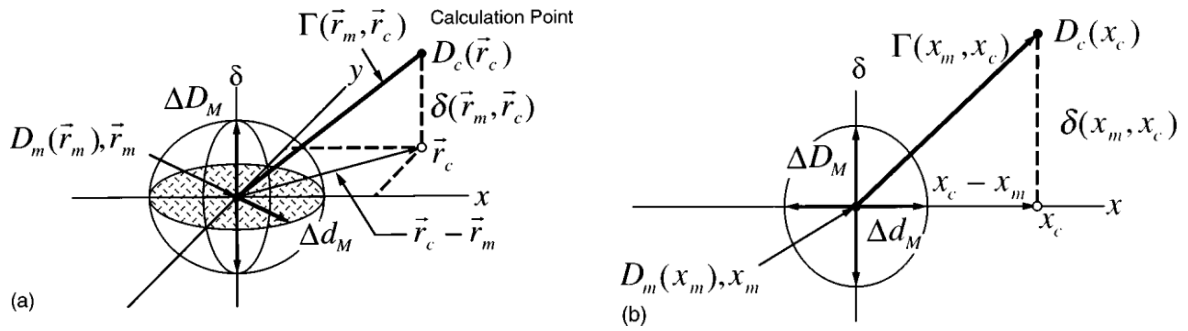


Figura 21 - Representación geométrica de los criterios de evaluación de las distribuciones de dosis usando una combinación elipsoidal de la diferencia de dosis y la DTA. (a) Representación bidimensional. (b) Representación unidimensional. [3.]

La Figura 21 muestra la representación del método para la determinación de un criterio aceptable que considere simultáneamente la diferencia de dosis y la DTA. La superficie que se elige para representar el criterio de aceptación es un elipsoide, cuya ecuación es:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad \text{Ec.10}$$

Donde $r^2(r_m, r) = |r_m - r|$

Y $\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$ es la diferencia de dosis en el punto r_m .

Si alguna parte de superficie definida por $D_c(r_c)$ intersecta el elipsoide definido por la ecuación 10, el cálculo pasa el test para r_m .

Definir los criterios de aceptación no solo a lo largo del eje δ y el plano r_c - r_m permite una comparación más general entre las distribuciones medidas y calculadas, que los métodos tradicionales.

La cantidad de la derecha de la ecuación anterior puede ser utilizada para identificar un índice de calidad γ en cada punto, en la evaluación del plano r_c - r_m para el punto medido r_m ,

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad \text{Ec.11}$$

Donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} \quad \text{Ec.12}$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

Y

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad \text{Ec.13}$$

Es la diferencia entre los valores de la dosis en la distribución calculada y medida, respectivamente.

Por tanto, podemos escribir los criterios de pasa /no-pasa como:

$\gamma(r_m) \leq 1$ La comparación tiene éxito

$\gamma(r_m) > 1$ La comparación falla

Una característica importante de este método es que en la evaluación final de la calidad de la distribución de dosis el valor de $\gamma(r_m)$ se puede mostrar en una distribución de iso- γ . Las regiones donde $\gamma(r_m)$ es mayor que la unidad, podrán ser apreciadas visualmente, por comparación con los puntos vecinos.

4.5 Validación independiente del software PRIMO

Con el fin de validar el software PRIMO, utilizaremos la matriz de detectores IC Profiler (Sun Nuclear Corp.). Se trata de un array en 2D con 251 detectores tipo diodo. La elección de este detector no es arbitraria ya que desde el punto de vista del día a día de un servicio de radioterapia disponer de un sistema discreto que permita realizar medidas de forma rápida y eficaz constituye la mejor de las herramientas. La matriz IC-Profiler muestra resultados comparables con los que se obtienen con el fantoma de agua 3D-Scanner [35].

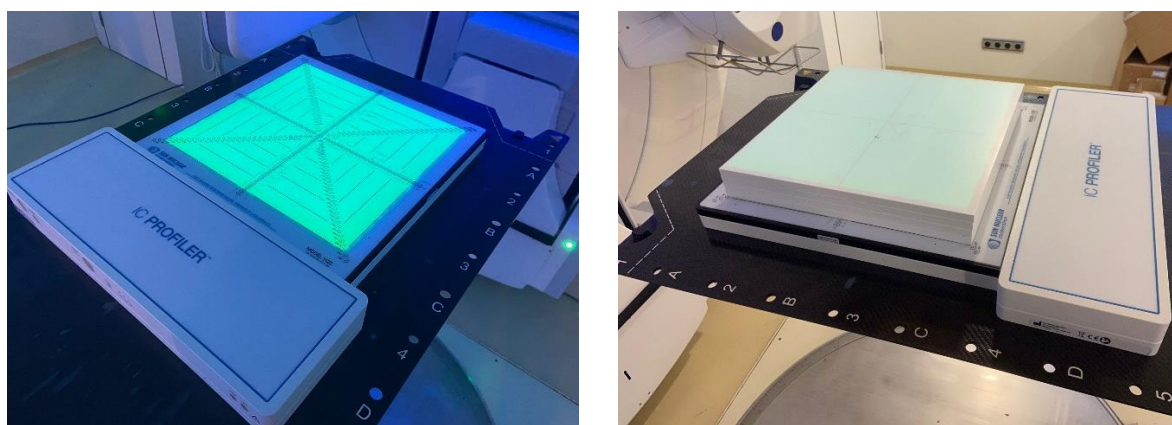


Figura 22 - IC Profiler; detalle de la localización de los detectores (izq.) y matriz con planchas de PMMA para simular la profundidad de medida (der.). © Cortesía de IMED Valencia

Las principales características de esta matriz se encuentran en la Tabla 15:

Tabla 15 - Características más relevantes de la matriz de detectores IC-Profiler de acuerdo con los datos facilitados por el fabricante.

Tipo de detector	Cámaras plano-paralelas	Sensibilidad	14,4 pC/Gy
Cantidad de detectores	Total 251; Eje X 63 – Eje Y 65 Diagonales 63	Build-up inherente	0,94 g/cm ²
Espaciado detectores	5 mm	Backscatter ⁸ inherente	2,3 g/cm ²
Tamaño array (cm)	32,0 x 32,0	Material del fantoma	PMMA (Acrílico) / PC
Volumen detector	0,046 cm ³	Peso	8,8 kg

Como el tamaño de la matriz es limitado, la validación en el caso de los fotones se realizará con las energías de 6 y 15 MV para los tamaños de 10x10 y de 20x20 cm². En el caso de los electrones se emplearán las energías de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV para los aplicadores de A10 y A20. Para recrear las profundidades a las que se realizan las comparaciones se emplearan planchas de polimetilmetacrilato (PMMA⁹). En los fotones se utilizarán 5 cm de profundidad y en el caso de los electrones las profundidades vendrán dadas por el máximo de cada una de las energías (ver Tabla 18). Se tomarán tres perfiles y se calculará la desviación estándar de los puntos.

La captura de los perfiles se realiza mediante un software dedicado llamado Profiler (Sun Nuclear Corp.) [36] Los resultados obtenidos con la matriz *IC Profiler* se compararán con los datos obtenidos en las simulaciones con el software PRIMO. Los parámetros empleados en las simulaciones se pueden encontrar en las tablas del Anexo 2.

⁸ Retrodispersión

⁹ ρ (PMMA)= [1,18-1,20] g/cm³

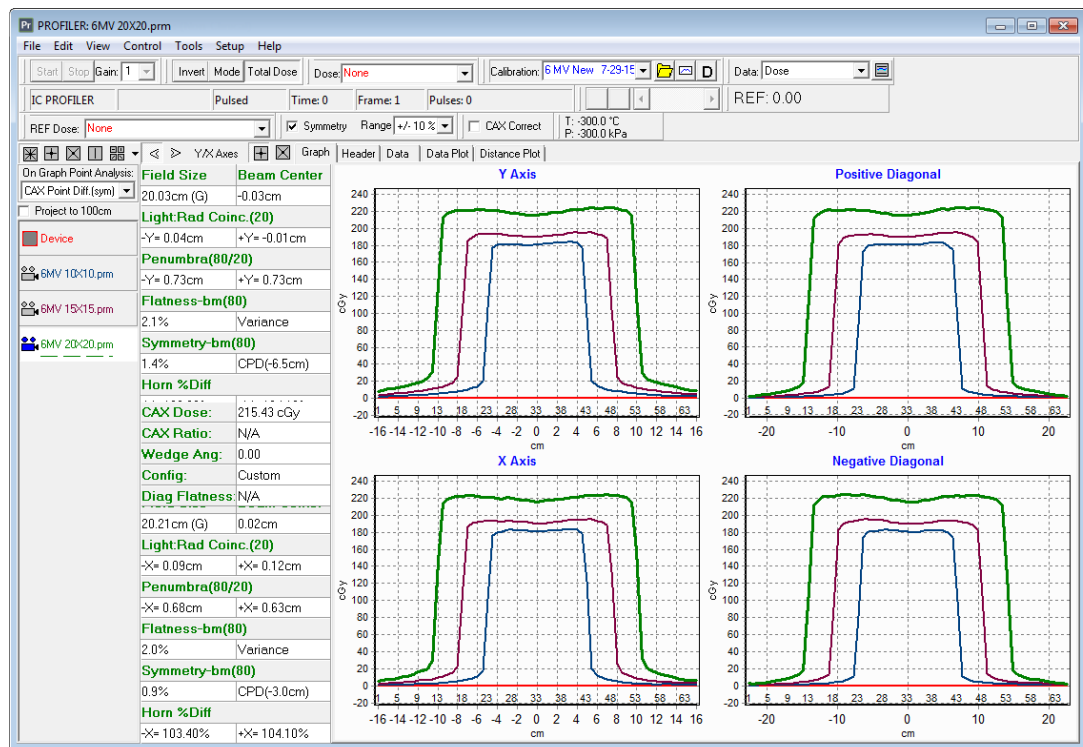


Figura 23 – Captura del software Profiler para la captura de perfiles con la matriz de detectores [36].

En la Figura 24 y 25 se muestran las comparaciones en el caso de los fotones

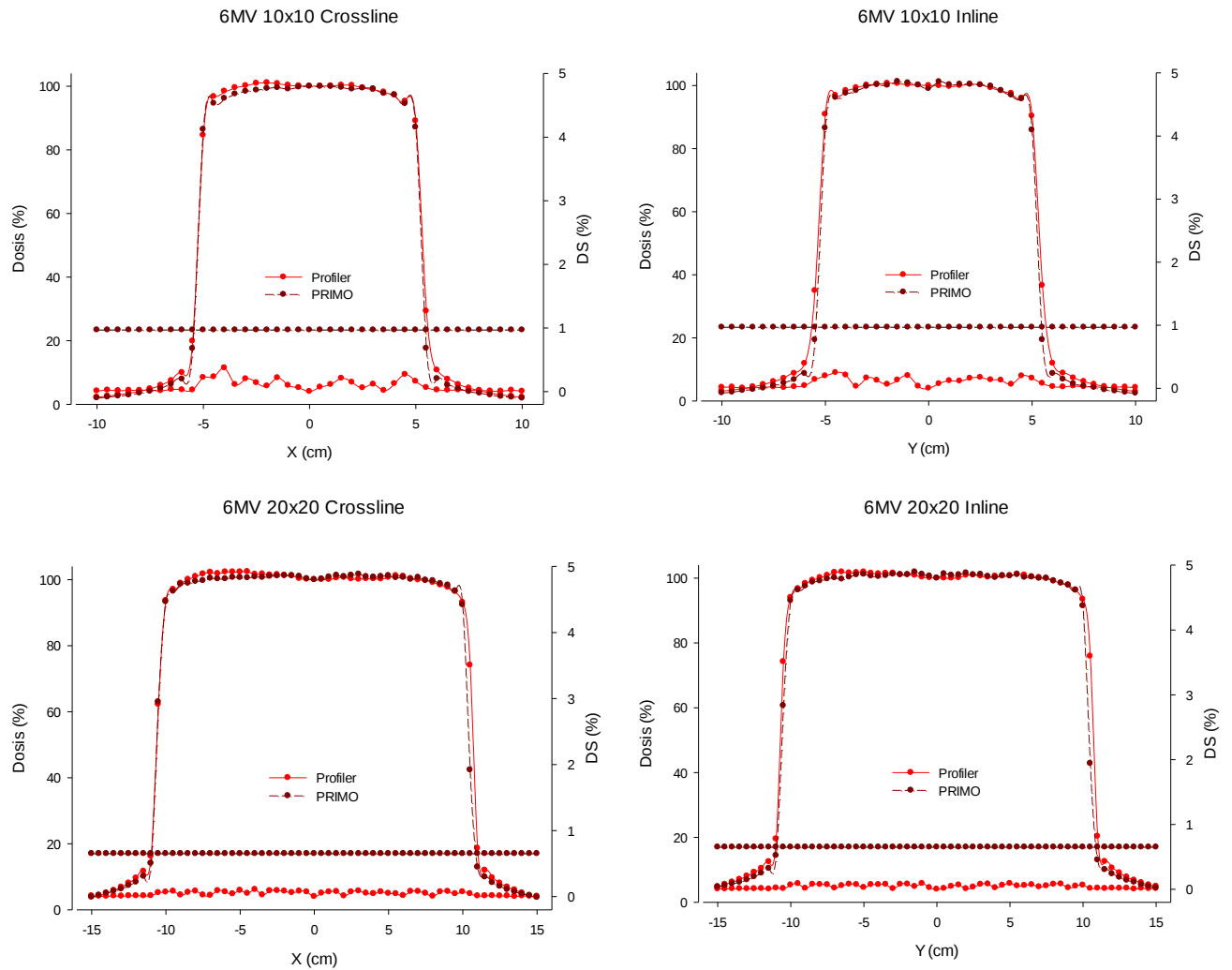


Figura 24 - Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para la energía de 6 MV con los tamaños 10x10 y 20x20 cm².

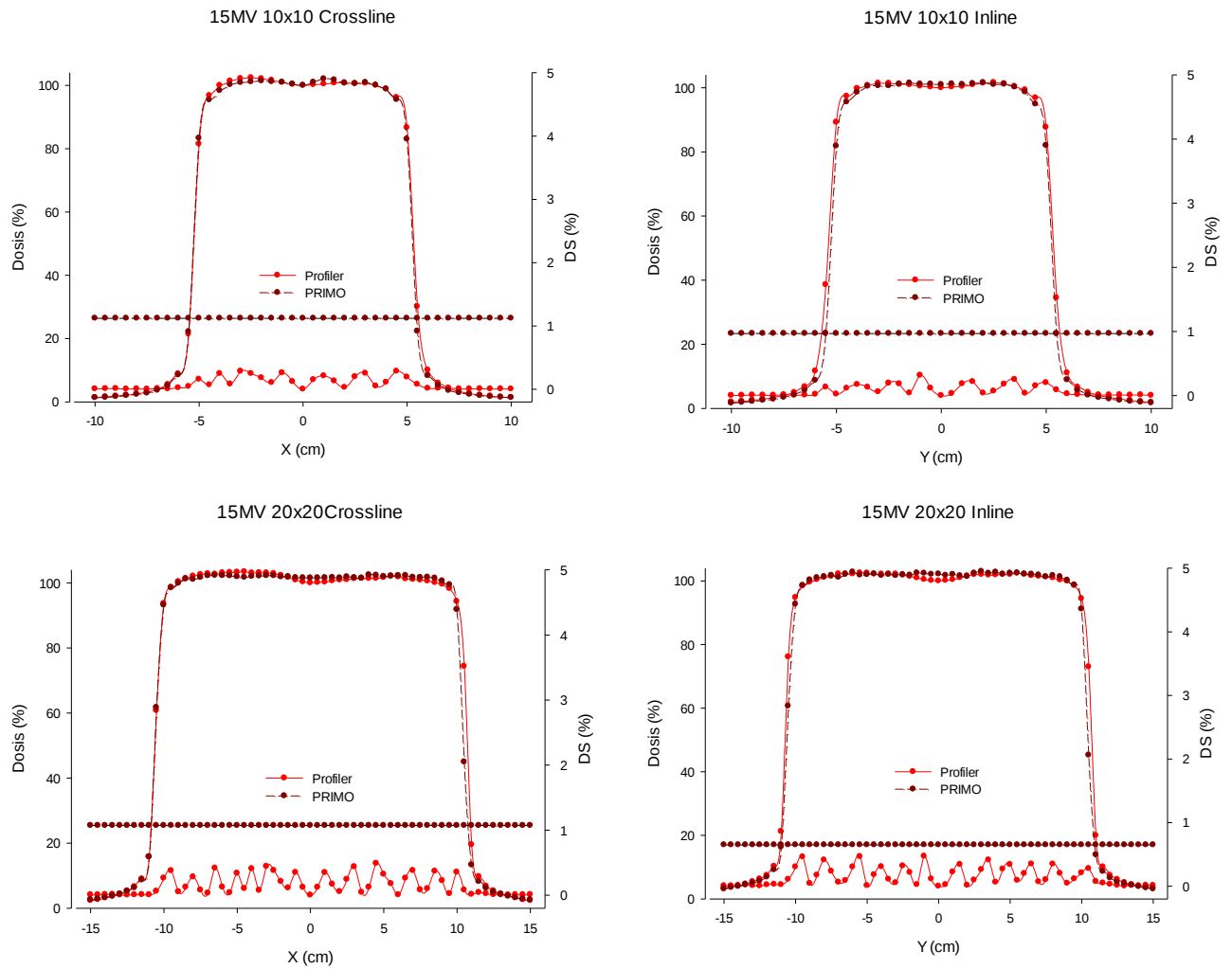


Figura 25 – Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para la energía de 15 MV con los tamaños 10x10 y 20x20 cm².

En las dos energías se puede observar que los perfiles de la matriz tienen una ligera diferencia en las penumbras para el tamaño de 10x10 cm² y un tamaño de campo 1 mm más pequeño en el caso de 20x20 cm². Estos pueden deberse a diferencias en la resolución ya que los detectores de la matriz están separados 2,9 mm mientras que en la simulación Monte-Carlo la resolución de los puntos de medida es menor.

En las Figura 26 y 27, se muestran las comparaciones en el caso de los electrones para el tamaño del aplicador $10 \times 10 \text{ cm}^2$:

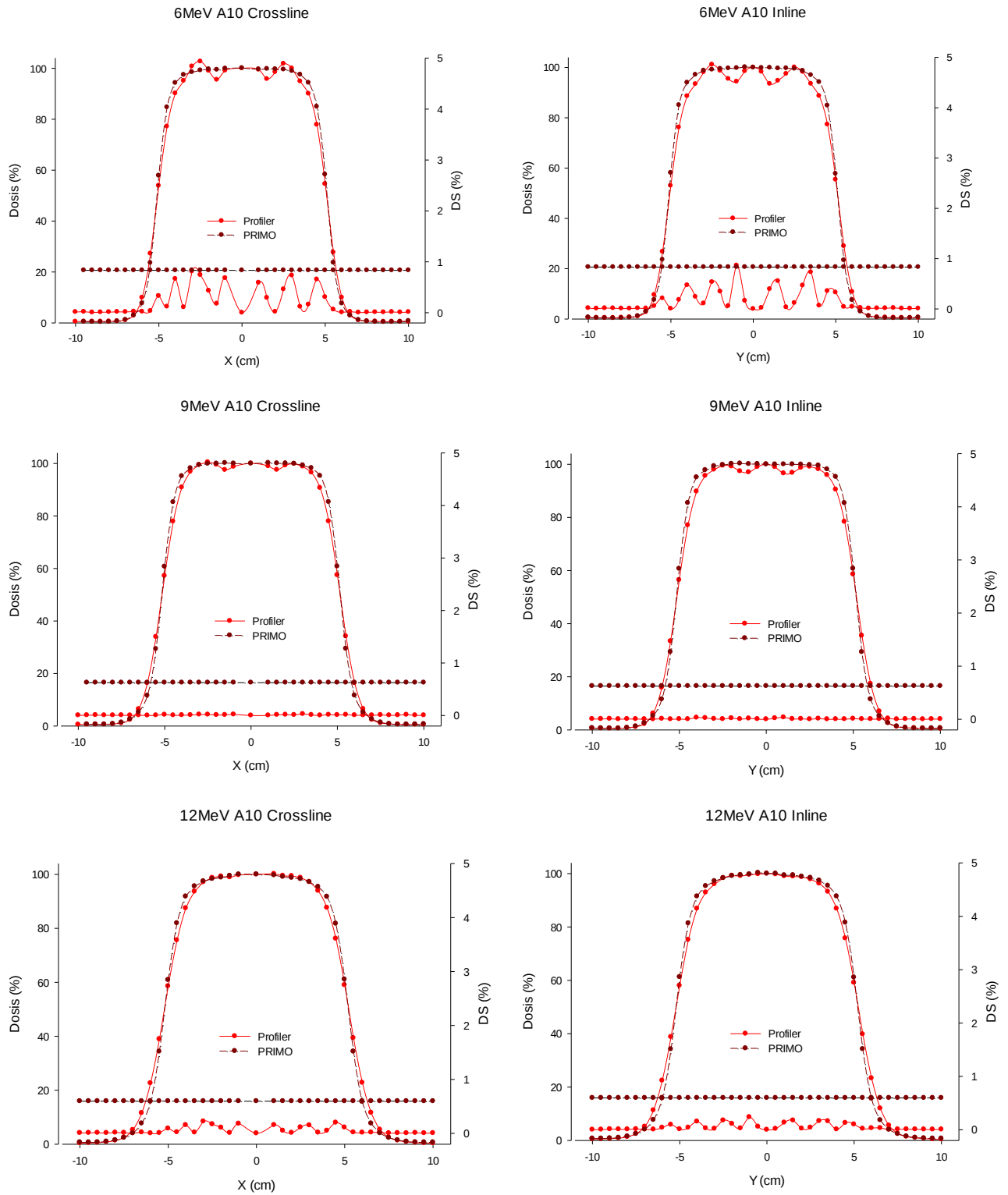


Figura 26 - Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para las energías de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A10.

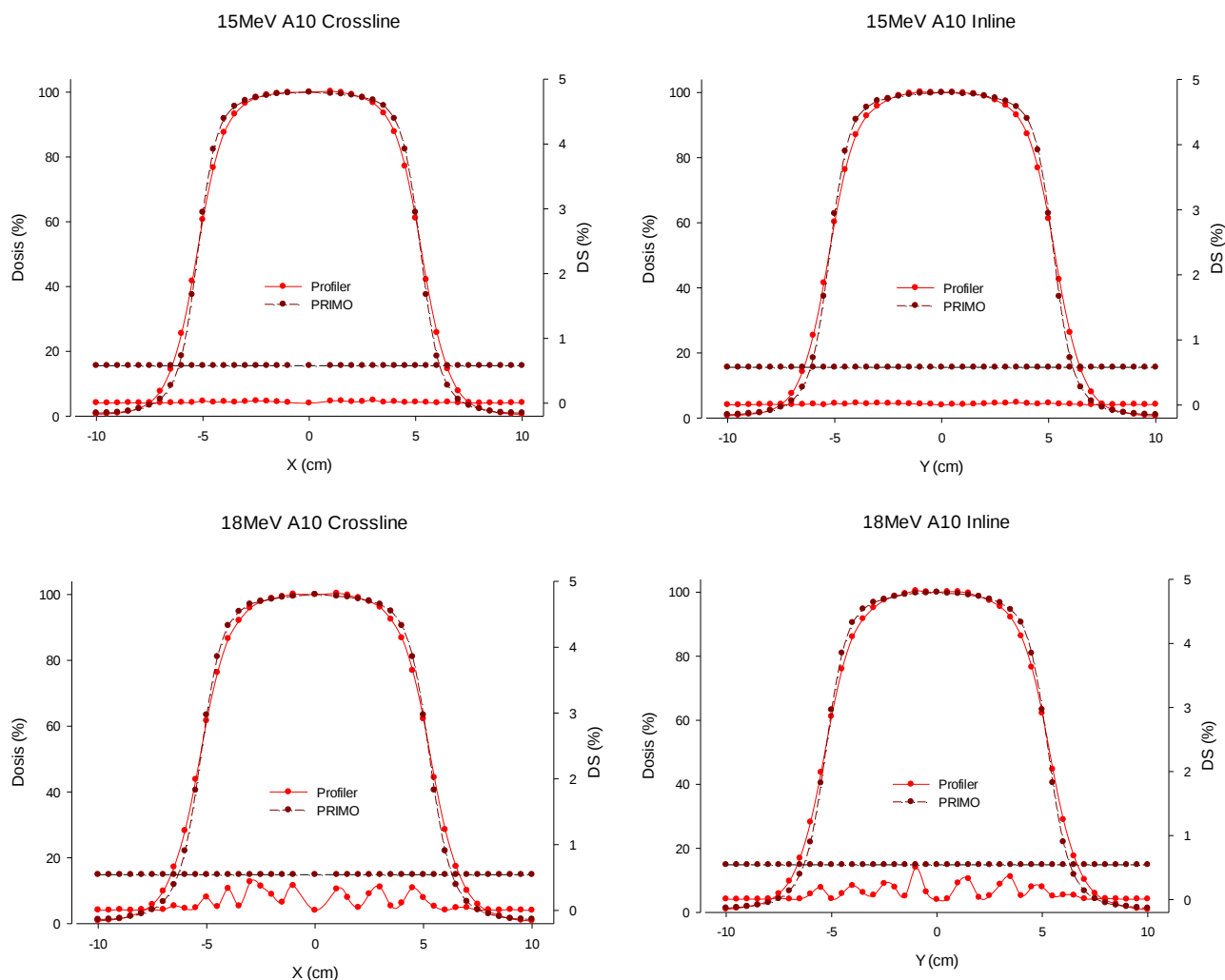


Figura 27 - Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A10.

A energías bajas de electrones aparece un efecto rizado o ruido electrónico que desaparece a medida que aumenta la energía, se puede apreciar que la matriz presenta cierto scatter que le impide conseguir la planitud. Una posible explicación es que la matriz presenta un cierto scatter de los propios materiales de detección para energías bajas. La simulación con PRIMO no tiene en cuenta los efectos que puedan provocar los propios diodos del IC-Profiler sobre la propia medida. Con respecto a los perfiles calculados presentan menor penumbra y un ‘hombro’ más definido. Estas diferencias se pueden explicar por la diferente resolución de ambos sistemas.

En las Figura 28 y 29, se muestran las comparaciones en el caso de los electrones para el tamaño del aplicador de 20x20 cm².

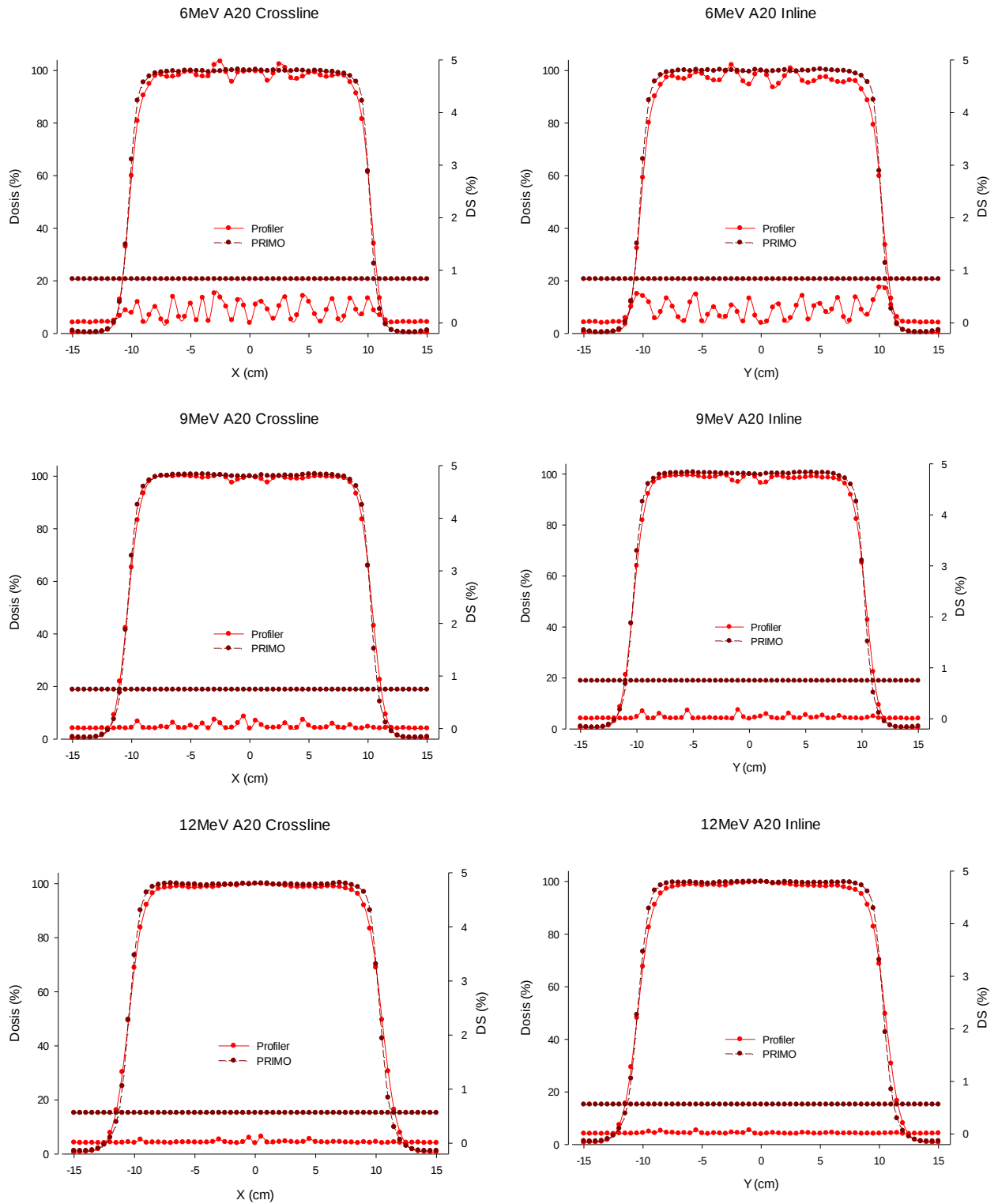


Figura 28 - Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para las energías de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A20.

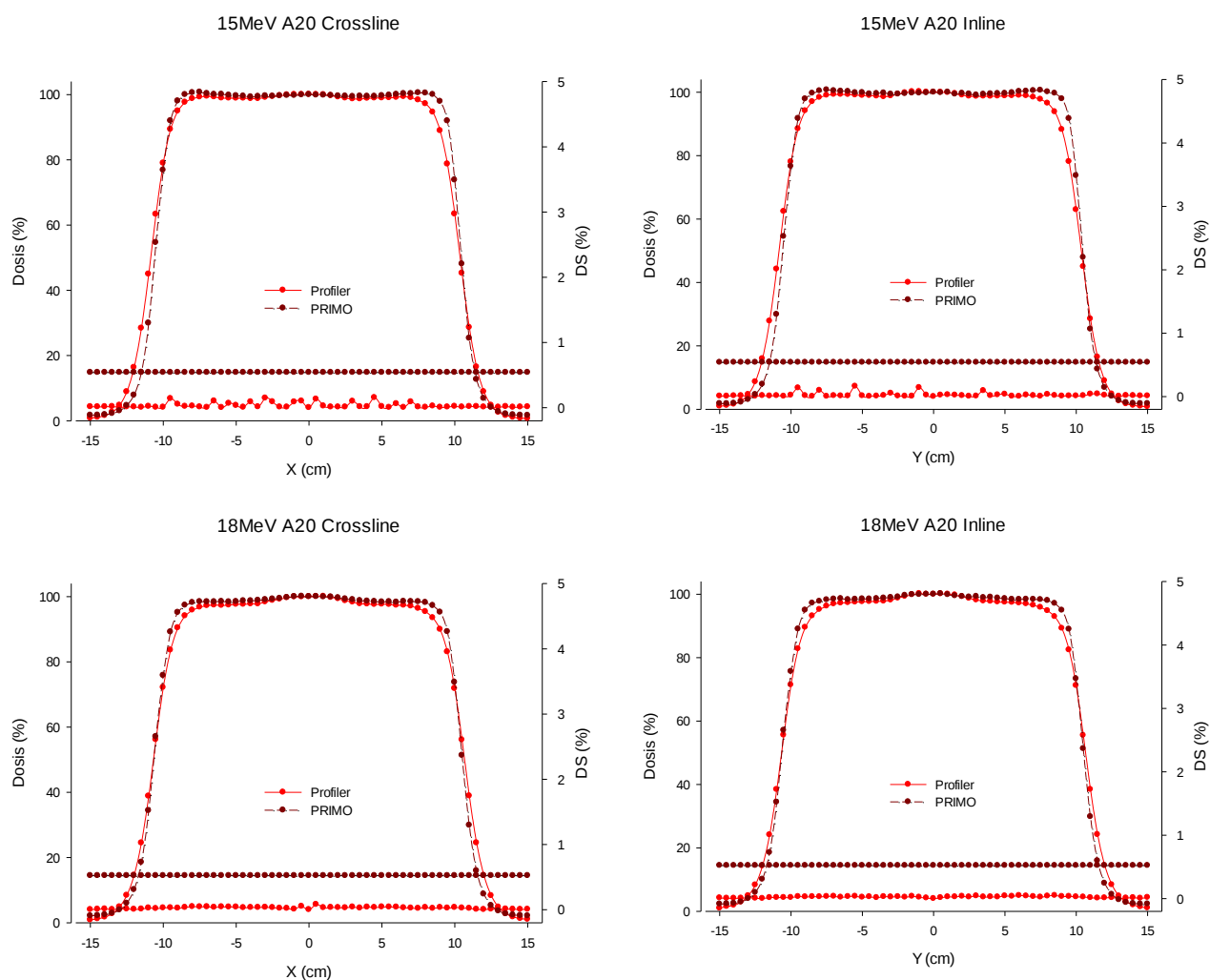


Figura 29 - Gráficas donde se comparan los perfiles laterales crossline e inline obtenidos con el IC Profiler versus los perfiles calculados con el software PRIMO para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A20.

En el aplicador A20, también se aprecia que, a energías bajas de electrones, la matriz presenta cierto scatter que le impide conseguir la planitud. A medida que aumenta la energía este efecto desaparece en los perfiles medidos. Los perfiles calculados con PRIMO tienen menor penumbra y un ‘hombro’ más definido. Estas diferencias se pueden explicar por la diferente resolución de ambos sistemas.

Para evaluar todos estos resultados de una forma cuantitativa, se utilizó el análisis gamma (ver 4.4) para diferentes combinaciones de porcentaje de dosis y de separación entre puntos desde los más permisivos (3%-3mm) dentro de las tolerancias admitidas a los más restrictivos (1%-1mm). Todos los resultados se agruparon en diagramas de cajas. En el caso de los fotones, los dos tamaños de campo y energías se agruparon en un solo diagrama. Sin embargo, todas las energías de los electrones se agruparon en dos diagramas en función del tamaño de campo.

Los resultados obtenidos con los fotones se presentan en el siguiente diagrama de cajas:

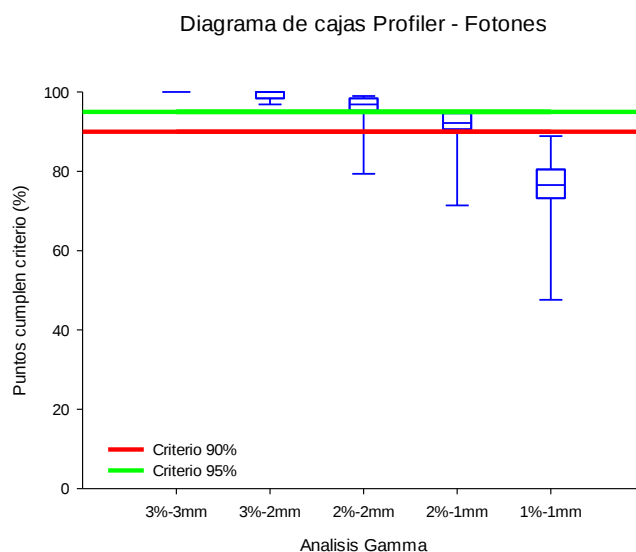


Figura 30 - Diagrama de cajas para la validación del software PRIMO con los fotones

Los resultados obtenidos con los electrones se presentan en los siguientes diagramas:

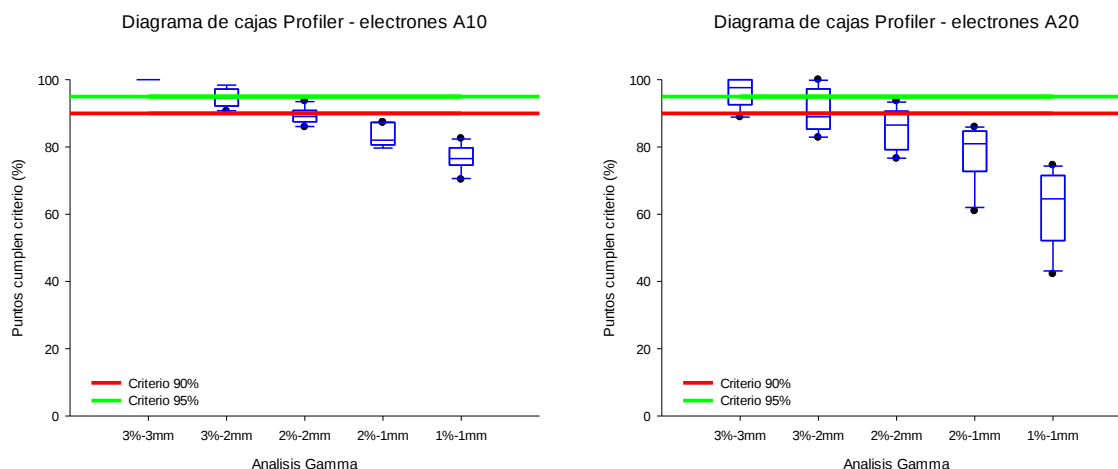


Figura 31 - Diagrama de cajas para la validación del software PRIMO con los electrones separados por tamaños de campo

Tal y como muestra la Figura 30, los resultados de la validación para los fotones están dentro del 95% para 2%-2mm y dentro del 90% para 2%-1mm salvo algún punto espurio. Los electrones tienen una mayor variabilidad. Con el aplicador A10 los resultados se ajustan dentro del 90% hasta 2%-2mm mientras que con el aplicador A20 solo se consiguen resultados por encima del 90% en 3%-2mm.

En los casos analizados, las diferencias en la resolución son relevantes tanto en fotones como en electrones. A bajas energías de electrones aparece un *scattering* que probablemente sea debido a la contribución de algún material en las medidas registradas que afectan a la forma del perfil pero que desaparece al aumentar la energía.

CAPÍTULO 5 – COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES DETECTORES

5.1 *Introducción*

En el comisionado de un acelerador, es necesario realizar muchas medidas y de diferentes tipos por lo que todos los detectores no van a ser adecuados para realizar estas funciones. Este estudio se propone determinar los detectores que van a ser los mejores candidatos para realizar el comisionado de los fotones y los electrones con todas las garantías. El software de simulación Monte-Carlo PRIMO constituye una herramienta de inestimable valor para poder realizar simulaciones de los datos que se obtienen con el acelerador empleado en el estudio. De esta forma, mediante el software PRIMO se validarán las medidas realizadas con el fantoma de agua 3D-Scanner para cinco detectores de fotones y cinco detectores de electrones de diferentes casas comerciales.

5.2 *Metodología*

Se han seleccionado cinco detectores para realizar las medidas de fotones. Tres de esos detectores son de tipo dedal con características similares y de tres casas comerciales diferentes (A18 (*Standard Imaging, Wi*), SNC125c (*Sun Nuclear Corp, Fl*) y la Semiflex T31010 (*PTW Freiburg, Germany*)). A estos se les añade un diodo de fotones (Edge (*Sun Nuclear Corp, Fl*)) y un detector de diamante (microDiamond (*PTW Freiburg, Germany*)). En adelante a este grupo se lo designará como ‘diodos’. En la Tabla 16 se resumen las características más relevantes de los detectores de fotones:

Tabla 16 – Características de los detectores empleados para realizar las comparaciones de fotones



Modelo	A18 [37]	SNC125c [38]	Semiflex [39]	Edge [40]	μDiamond [41]
Tipo	C.I. cilíndrica	C.I. cilíndrica	C.I. cilíndrica	Diodo fotones	Diamante
Casa comercial	Standard Imaging	Sun Nuclear	PTW	Sun Nuclear	PTW
Volumen activo (cm³)	0,123	0,108	0,125	0,019	0,004
Sensitividad (nC/Gy)	4,3	3,4	3,3	32	1
Voltaje nominal (V)	±300	±400	±400	0	0

En referencia a los electrones, se han seleccionado cinco detectores. Tres de esos detectores son de cámaras planas con características similares y de tres casas comerciales diferentes (P11 (*Standard Imaging, Wi.*), SNC350p (*Sun Nuclear Corp, Fl*) y la Roos® (*PTW Freiburg, Germany*). A estos se les añade un diodo de fotones Edge (*Sun Nuclear Corp, Fl.*) y un diodo de electrones microSilicon (*PTW Freiburg, Germany*). En adelante a este grupo se lo designará como ‘diodos’. En la Tabla 17 se resumen las características más relevantes de los detectores de electrones:

Tabla 17 - Características de los detectores empleados para realizar las comparaciones de electrones



Modelo	P11 [37]	350p [42]	Roos [39]	Edge [40]	μSilicon [39]
Tipo	Cámara plana	Cámara plana	Cámara plana	Diodo fotones	Diodo electrones
Casa comercial	Standard Imaging	Sun Nuclear	PTW	Sun Nuclear	PTW
Volumen activo (cm³)	0,6	0,388	0,35	0,019	0,03
Sensitividad (nC/Gy)	20	12	12	32	19
Voltaje nominal (V)	±200	±200	±200	0	0

Todas las medidas de fotones y electrones con los detectores señalados en las tablas anteriores fueron realizadas con el fantoma cilíndrico 3D-Scanner y el acelerador Clinac DHX. Para poder comparas los perfiles y los PDDs, se han realizado simulaciones con el software PRIMO de fotones de energías 6 y 15 MV para diferentes tamaños de campo (2x2, 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 y 40x40 cm²). Todas las simulaciones con PRIMO fueron realizadas en un equipo Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2660 v3 @ 2.60GHz con 16GB de memoria RAM y con 23 núcleos en paralelo trabajando al mismo tiempo. Los parámetros empleados en las simulaciones, así como datos más relevantes pueden consultarse en el Anexo 2.

Los perfiles laterales de fotones se compararon a una profundidad de 5 cm. Se eligió esta profundidad para evitar efectos producidos por la superficies de los fantasmas o contribuciones energéticas no deseadas. Las simulaciones de electrones se llevaron a cabo para las energías (6, 9, 12, 15 y 18 MeV) con los aplicadores A10 (10x10 cm²) y A20 (20x20 cm²). Los perfiles laterales de electrones se compararon a la profundidades del máximo de cada energía (Tabla 18).

Tabla 18 - Datos de las profundidades a las que se realizan las comparaciones de perfiles laterales en electrones

Energía (MeV)	6	9	12	15	18
Profundidad (cm)	1.2	2	2.9	3.6	4.4

En referencia al análisis estadístico cabe señalar que de cada perfil o PDD se realizaron tres medidas y de cada punto representado se obtuvo el promedio y la desviación estándar del mismo. Posteriormente cada gráfica lleva un doble eje de ordenadas donde se representan el porcentaje de dosis y la desviación estándar mientras que en el eje de abscisas se representa la dirección XYZ. Cada simulación con el software PRIMO lleva asociada una incertidumbre estadística que depende entre otros del número de historias y de la energía de las partículas. Tal y como se demuestra en el apartado 3.3 la incertidumbre estadística de la simulación Monte-Carlo es a todos los afectos una desviación estándar, por lo que será utilizada en las gráficas con el mismo valor para todos los puntos.

Las gráficas que se muestran en los siguientes apartados han sido realizadas utilizando el software *Sigmaplot* [27] y para los análisis gamma se empleó la herramienta propia del software PRIMO.

5.3 Resultados comparativa fotones

Los cálculos con fotones se han realizado para los tamaños de campo 2x2, 5x5, 10x10 20x20, 30x30 y 40x40 cm² con las energías disponibles de 6 y 15 MV. Con el fin de evaluar mejor las diferencias entre los distintos detectores, se decide separar las gráficas en dos grupos, uno para las cámaras tipo dedal y otro con los diodos para cada energía.

5.3.1 6 MV

En las Figura 32 y Figura 33 , se presentan las gráficas obtenidas de los PDDs para todos los detectores analizados:

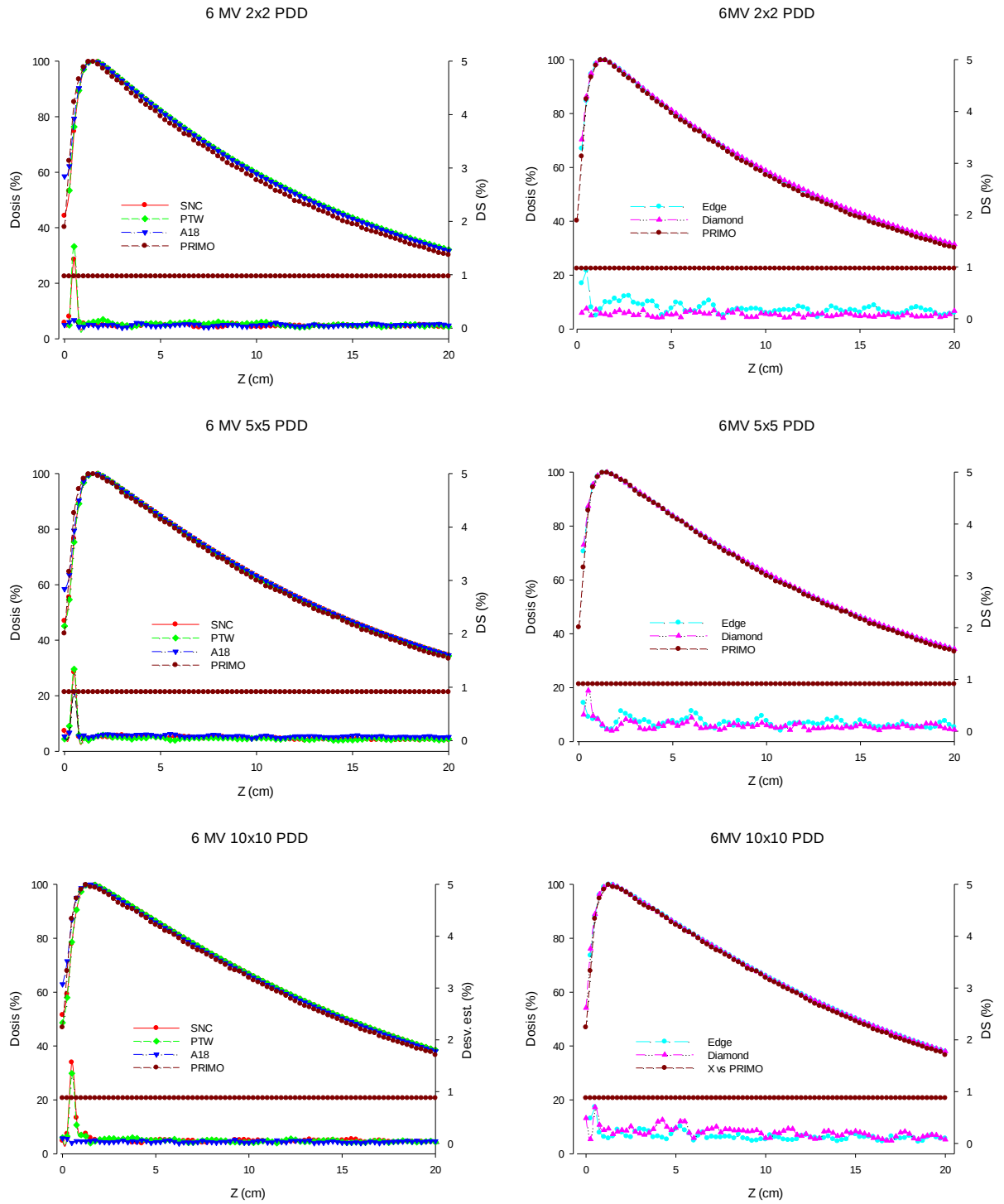


Figura 32 - Gráficas de los PDDs para la energía de 6 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedo frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

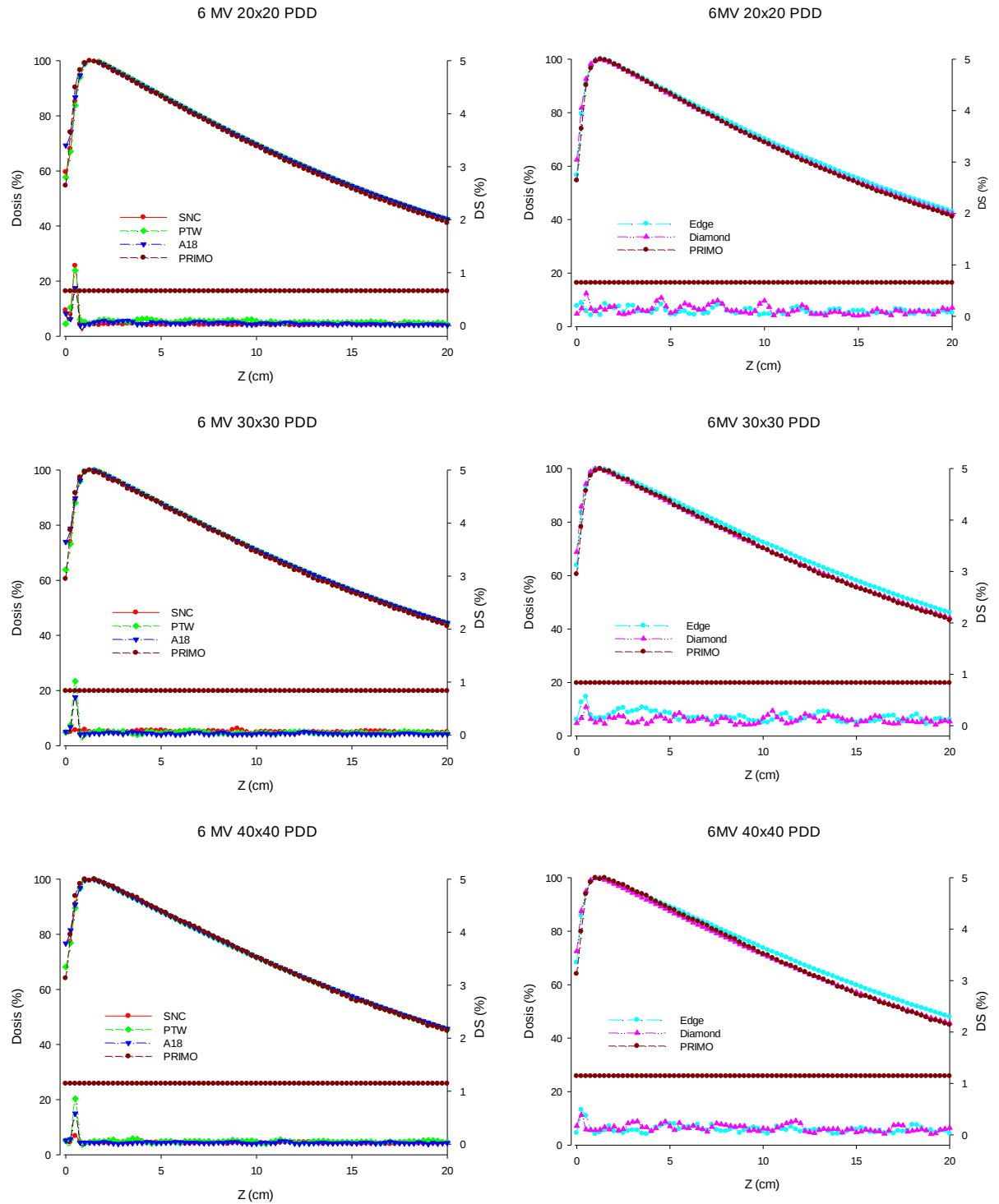


Figura 33 - Gráficas de los PDDs para la energía de 6 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los PDDs se puede apreciar que las tres cámaras tipo dedal se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo excepto para el campo más pequeño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ya que hay una sobre respuesta para este tipo de cámaras [43]. En el caso de los diodos, se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica para los tamaños estudiados. Solo cabe señalar que el diodo de fotones presenta una sobre respuesta para los tamaños de 30×30 y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a medida que aumenta la profundidad.

En las Figura 34 y Figura 35 se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *crossline* para todos los detectores analizados:

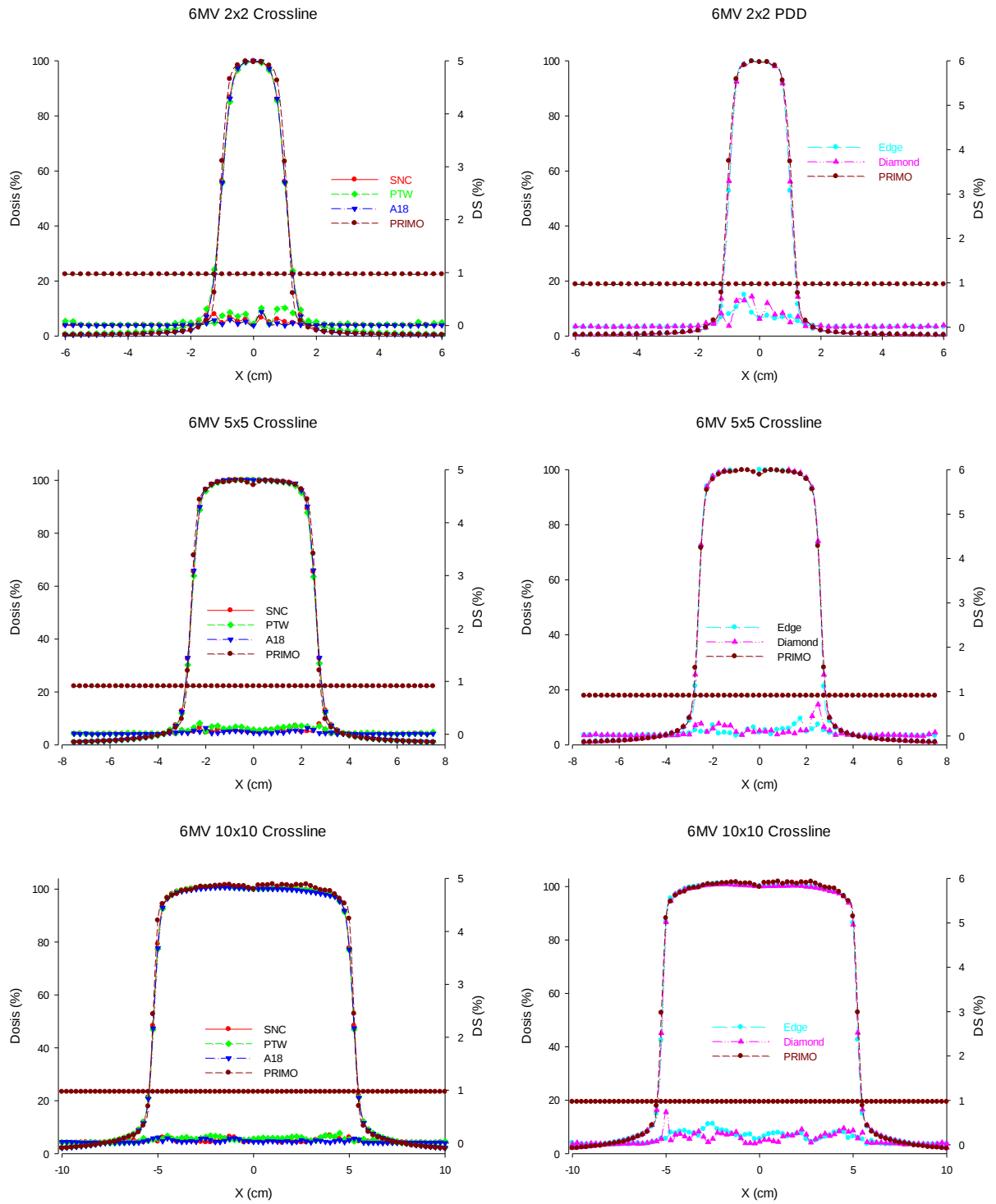


Figura 34 - Gráficas de los perfiles crossline para la energía de 6 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO

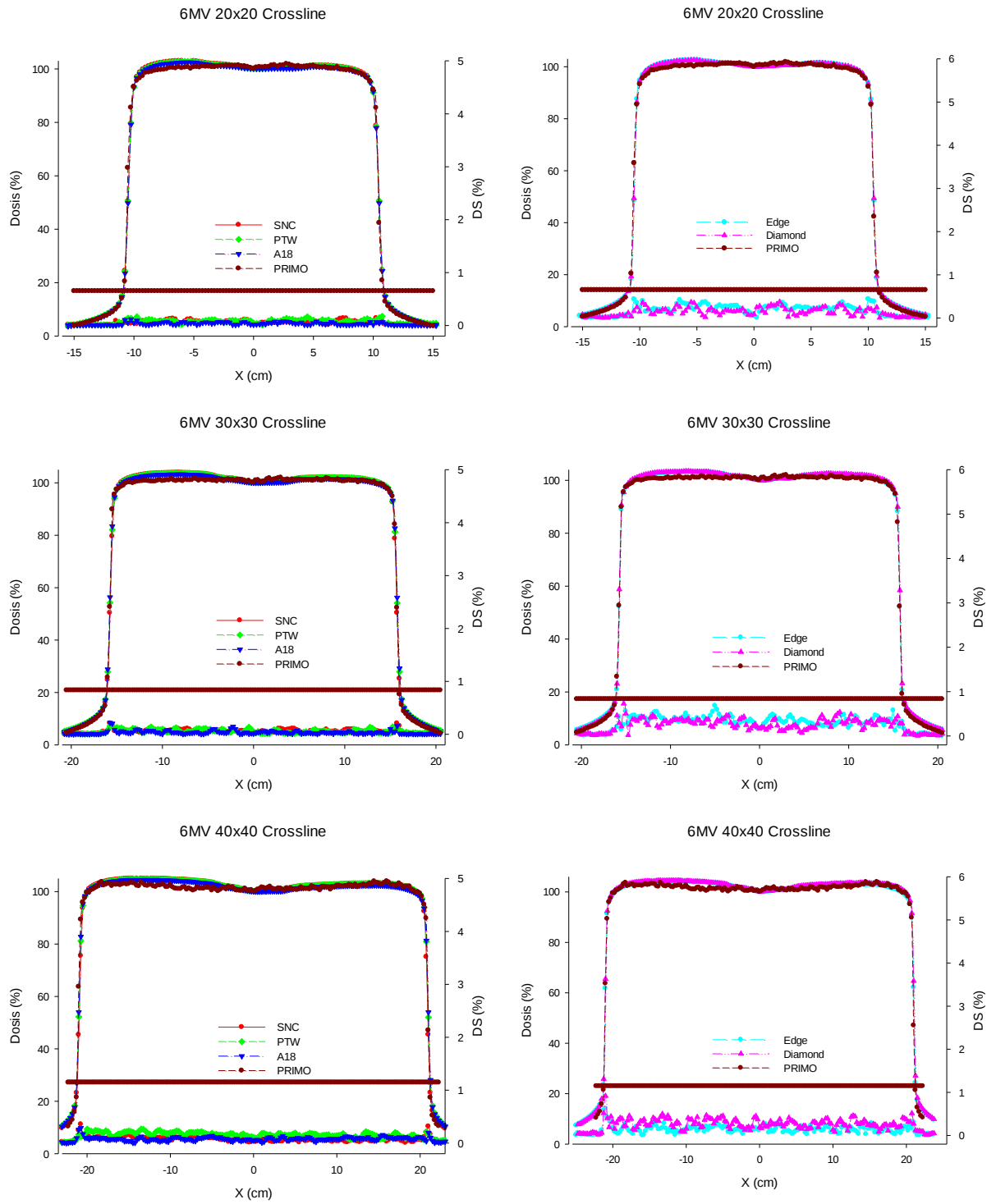


Figura 35 - Gráficas de los perfiles crossline para la energía de 6 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

Seguidamente, en las Figura 36 y Figura 37 se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *inline* para todos los detectores analizados:

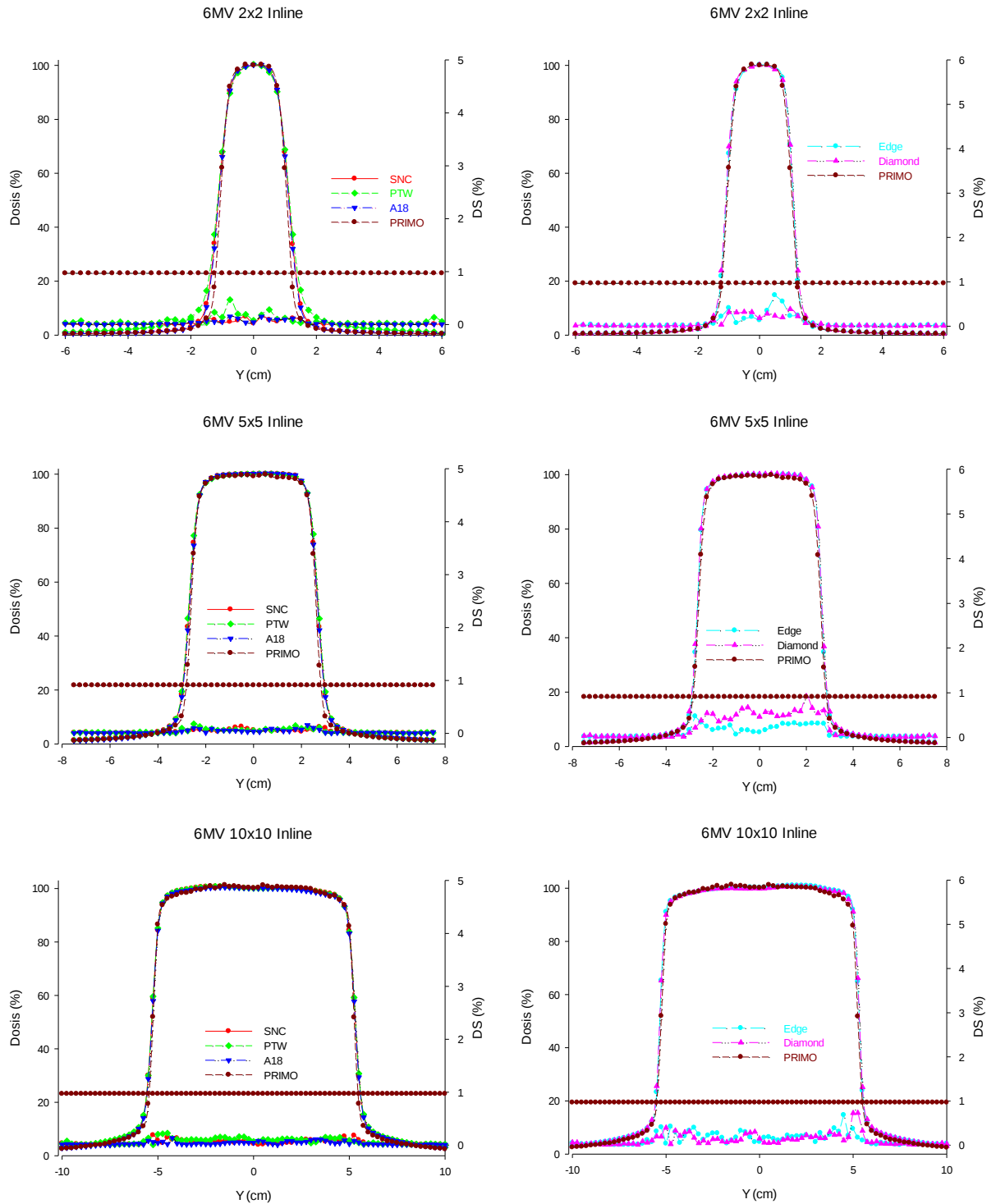


Figura 36 - Gráficas de los perfiles *inline* para la energía de 6 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO

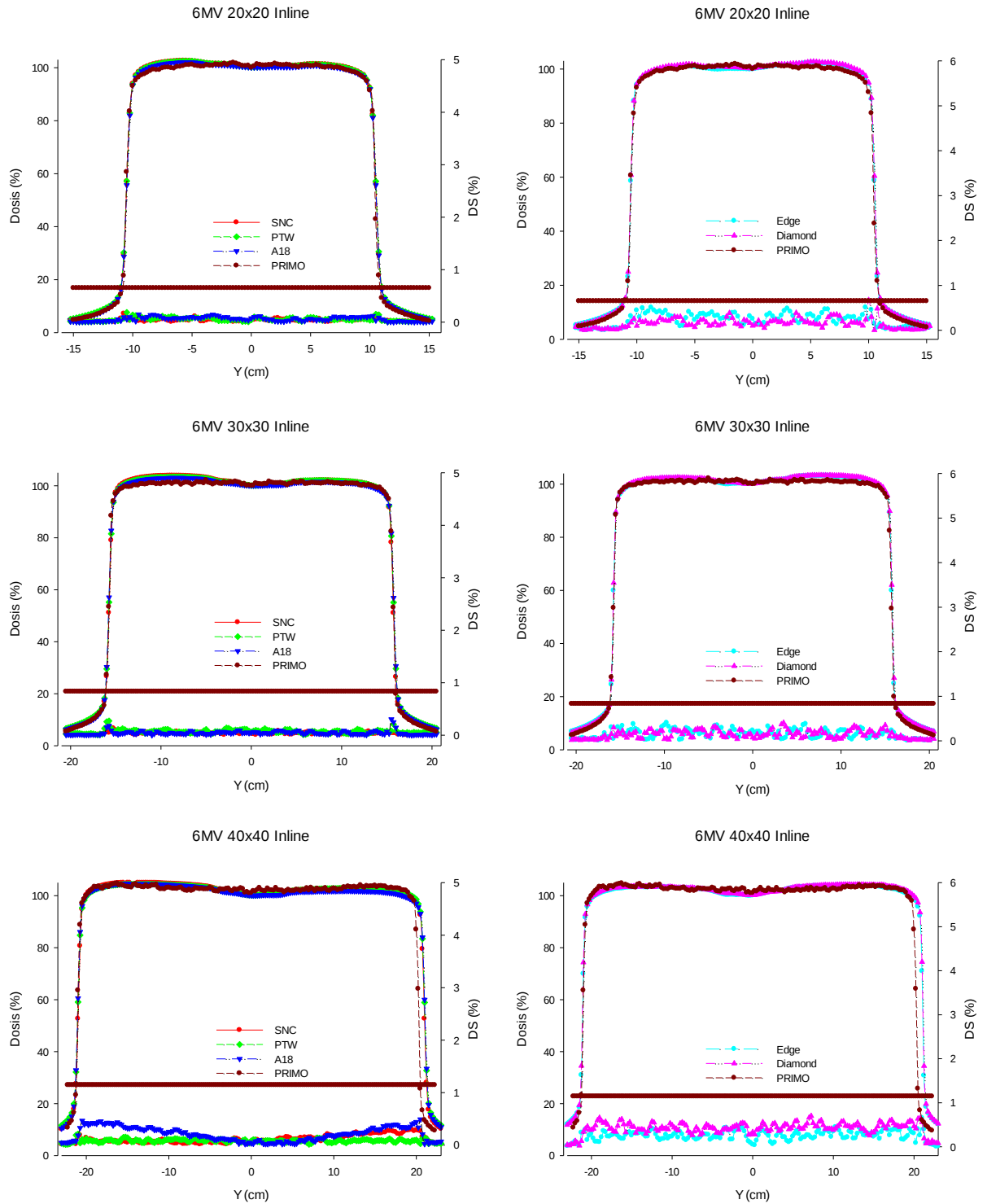


Figura 37 - Gráficas de los perfiles inline para la energía de 6 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles *crossline* y *inline* se puede apreciar que las tres cámaras tipo dedal se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo excepto para el campo más pequeño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ya que hay una sobre-respuesta en las penumbras y una infra-respuesta en la zona del 'plateau'. En el caso de los diodos, se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica para los tamaños estudiados. Las zonas que quedan ligeramente por encima de los resultados del cálculo Monte-Carlo pueden deberse a ajustes que se hicieron en el estado de referencia inicial del acelerador y que dependen de cada equipo.

En el campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ se observa que el tamaño de campo para cualquier detector empleado es mayor que el calculado por PRIMO. A raíz de este resultado se realizó una investigación para averiguar a que se debía esta discrepancia. Midiendo con la luz de campo se pudo observar que en la mandíbula Y2 la luz de campo estaba 2 mm por encima de la tolerancia lo que producía un error en el tamaño de campo de 0,7 cm mayor. Con la ayuda del ingeniero de soporte del equipo se resolvió la divergencia. En la Figura 38, se muestran las imágenes de la luz de campo sobre el papel milimetrado sin corrección (izq.) y corregido (der.).

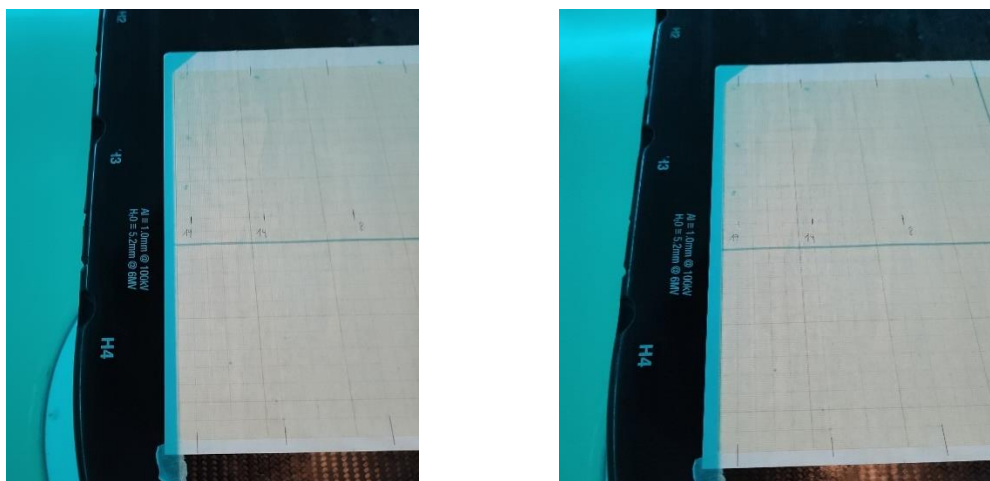


Figura 38 - Luz de campo aplicada sobre papel milimetrado para comprobar la correspondencia de las mandíbulas en el eje Y. En la imagen de la izquierda se observa el resultado de la mandíbula sin corregir. La imagen de la derecha muestra el resultado con la mandíbula corregida.

5.3.2 15 MV

A continuación, se presentan las Figura 39 y Figura 40 obtenidas de los PDDs para todos los detectores analizados:

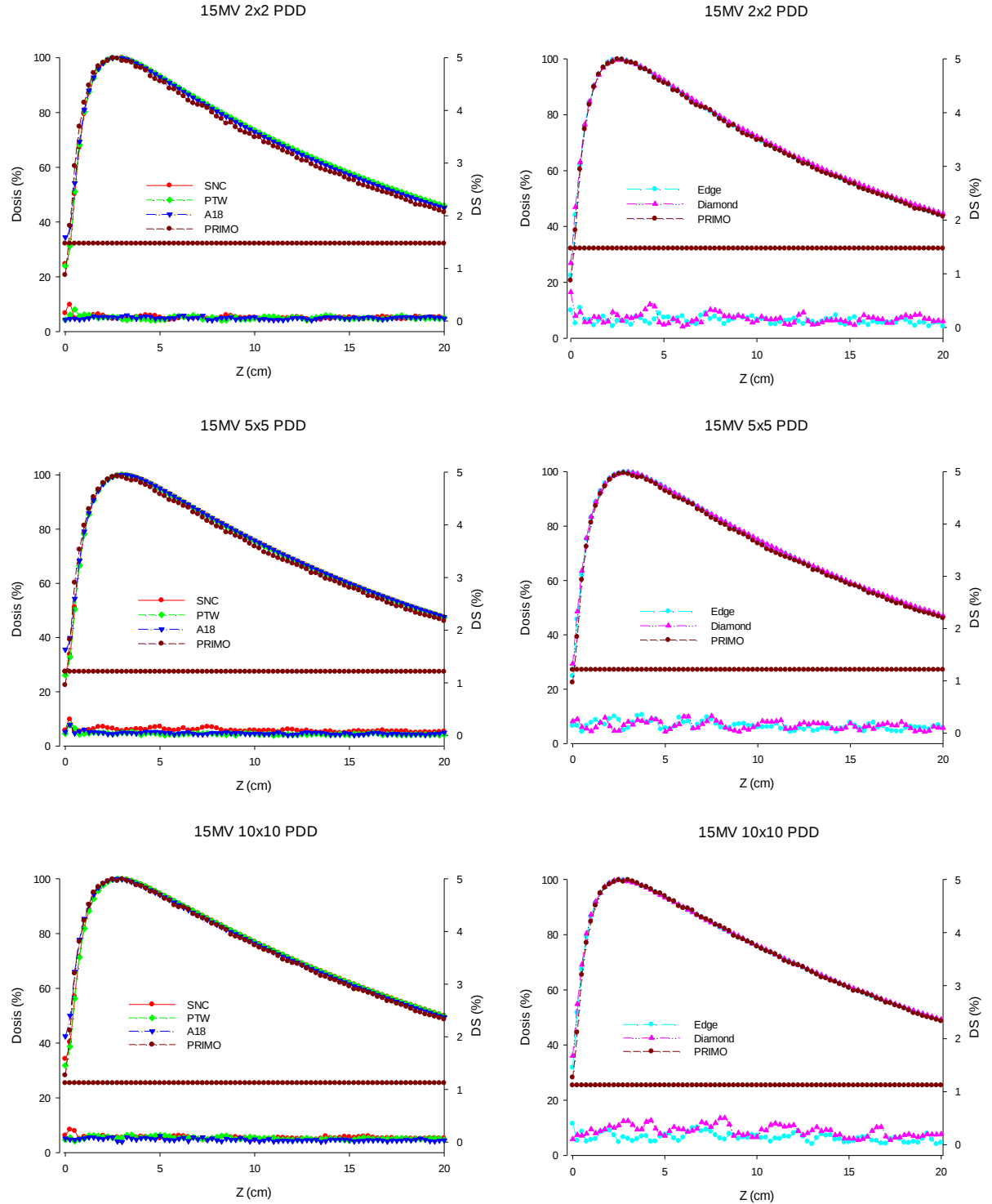


Figura 39 - Gráficas de los PDDs para la energía de 15 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm².

En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

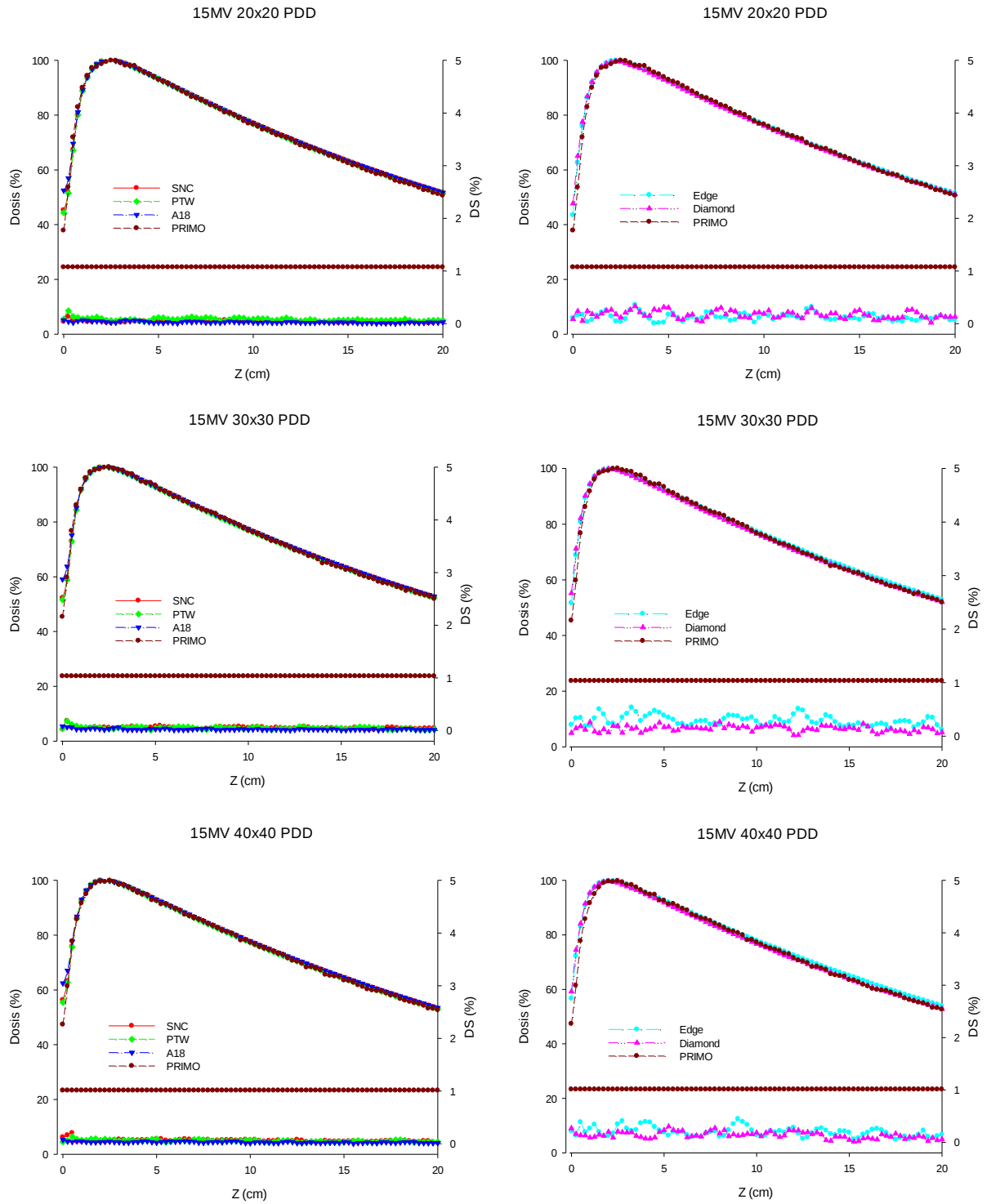


Figura 40 - Gráficas de los PDDs para la energía de 15 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedo frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los PDDs se puede apreciar que las tres cámaras tipo dedal se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo excepto para los campos de 2×2 y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ya que hay una sobre respuesta. En el caso de los diodos, se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica para los tamaños estudiados. Solo cabe señalar que el diodo de fotones presenta una sobre respuesta para los tamaños de 30×30 y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a medida que aumenta la profundidad.

En las Figura 41 y Figura 42, se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *crossline* para todos los detectores analizados:

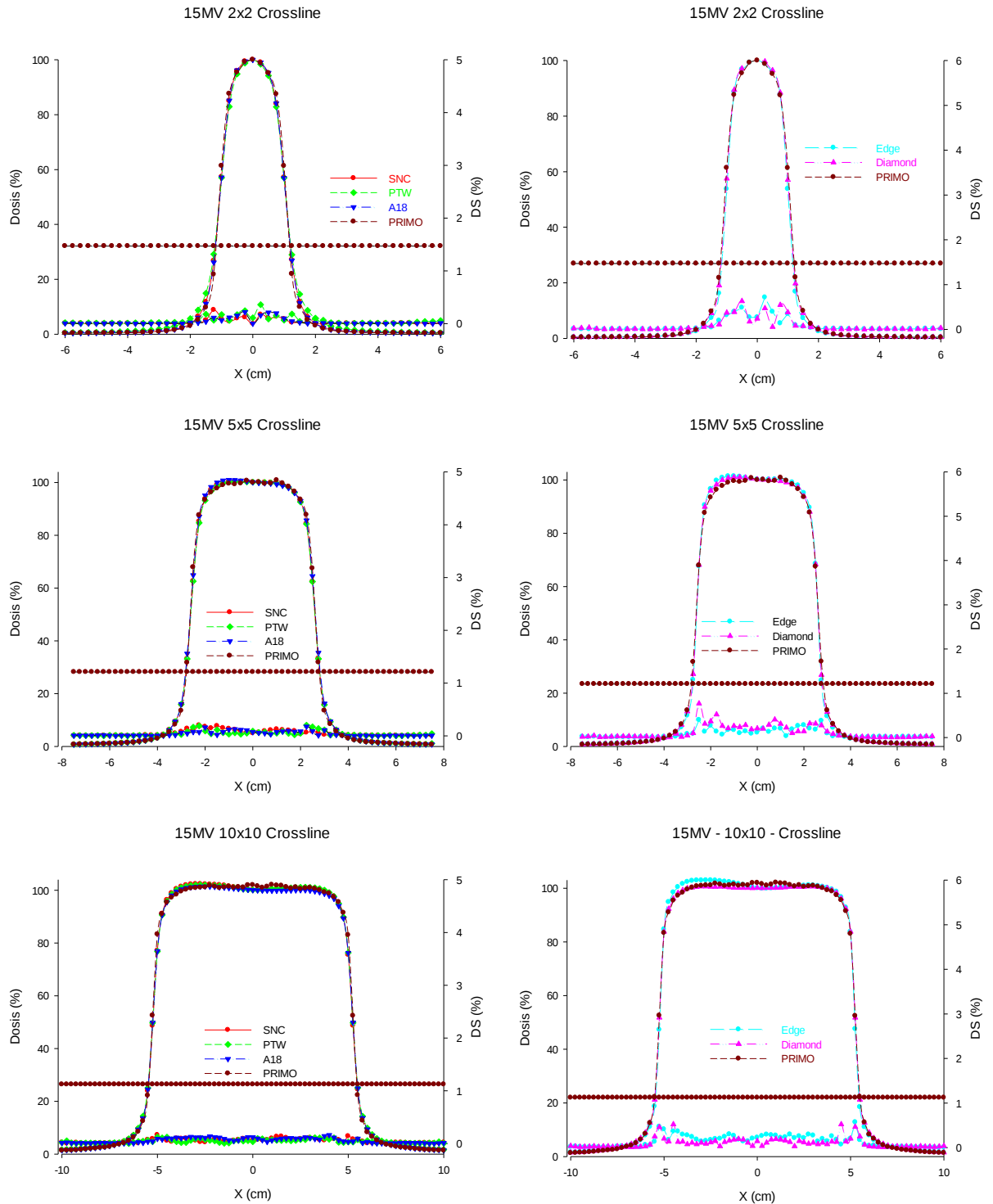


Figura 41 - Gráficas de los perfiles *crossline* para la energía de 15 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

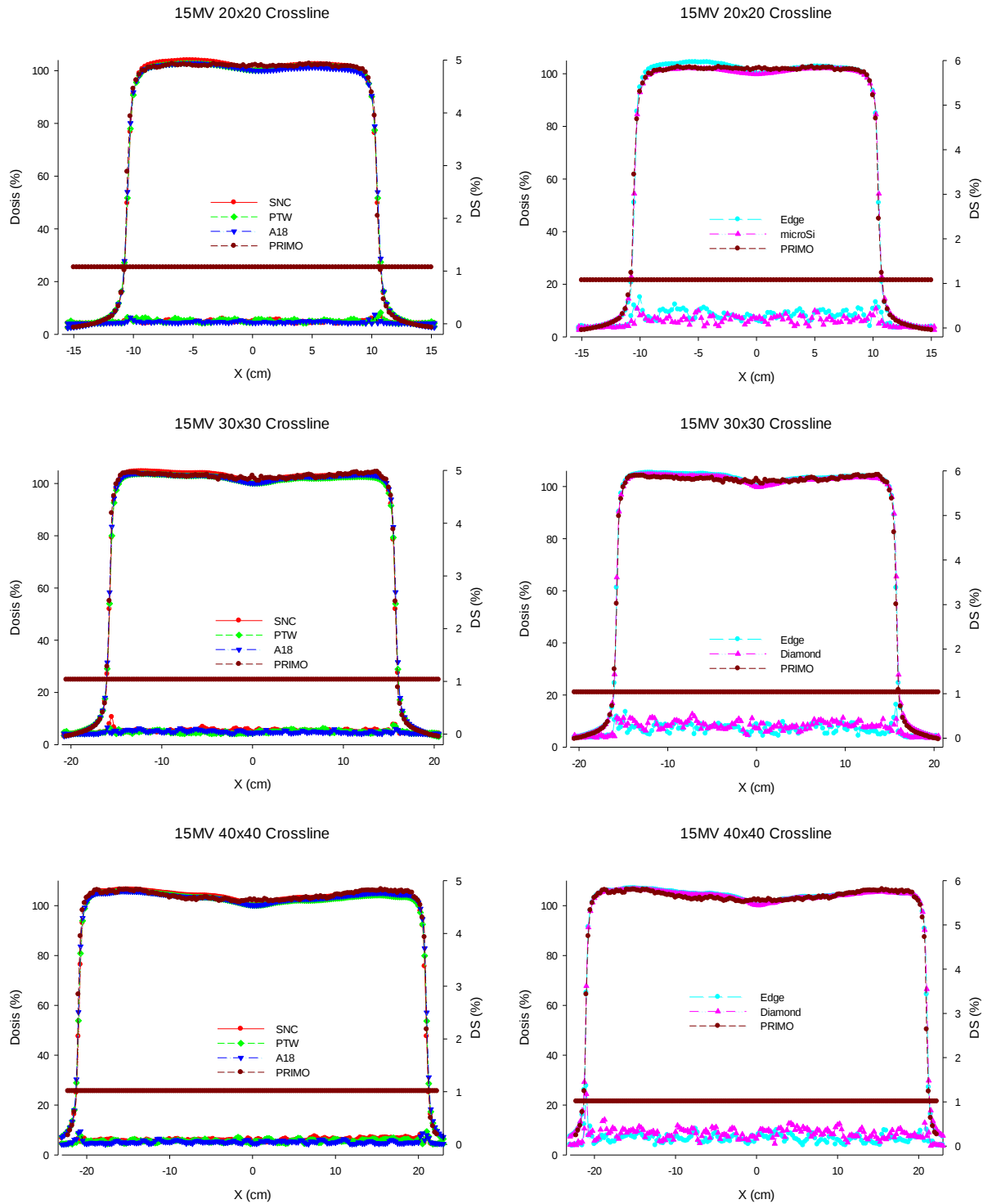


Figura 42 - Gráficas de los perfiles crossline para la energía de 15 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles *crossline* se puede apreciar que las tres cámaras tipo dedal se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo excepto para el campo más pequeño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ya que hay una sobre-respuesta en las penumbras y una infra-respuesta en la zona del '*plateau*'. En el caso de los diodos, se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica para los tamaños estudiados. Las zonas que quedan ligeramente por encima de los resultados del cálculo Monte-Carlo pueden deberse a ajustes que se hicieron en el estado de referencia inicial del acelerador y que dependen de cada acelerador.

En las Figura 43 y Figura 44 se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *inline* para todos los detectores analizados:

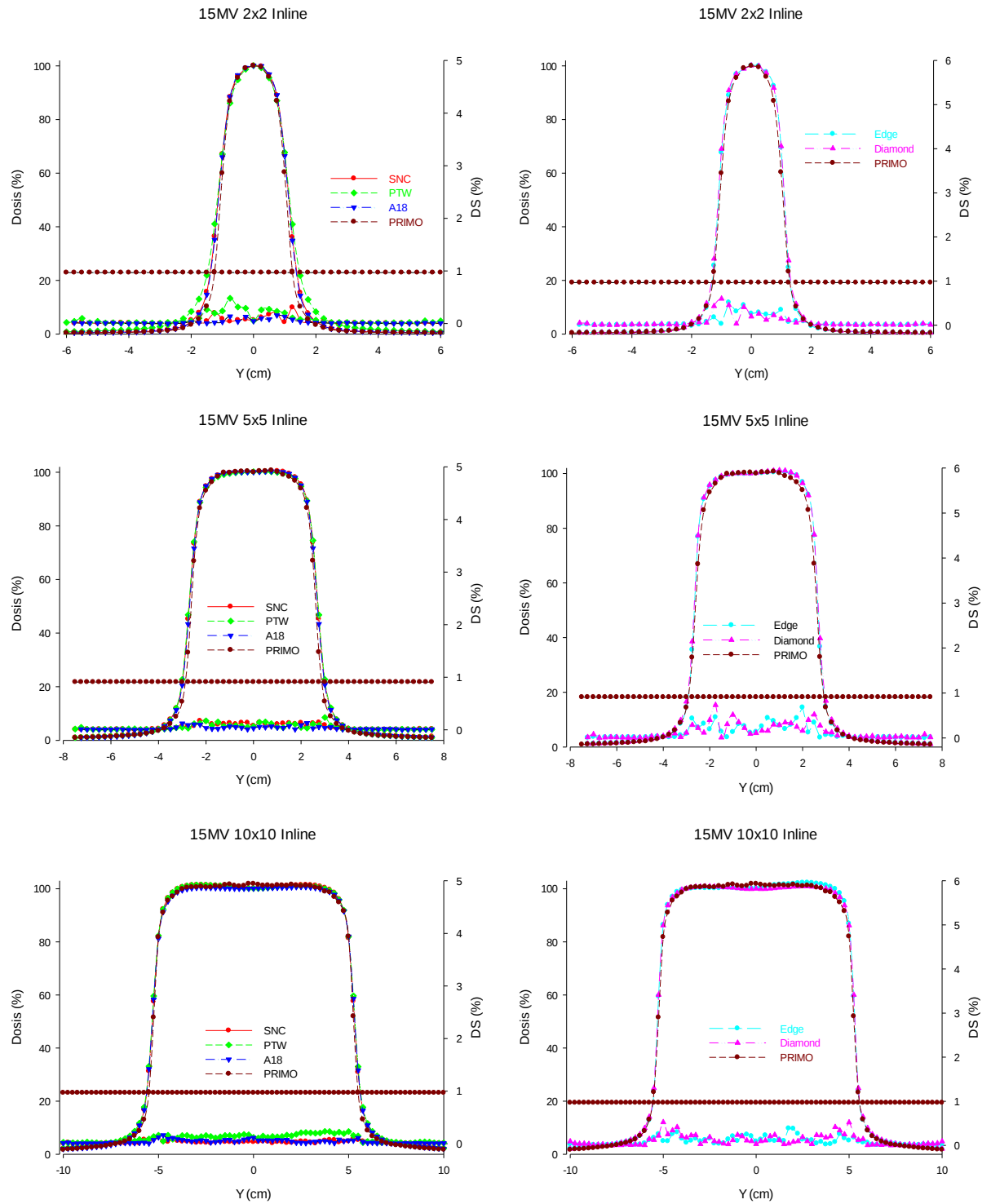


Figura 43 - Gráficas de los perfiles inline para la energía de 15 MV con los tamaños de 2x2, 5x5 y 10x10 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedo frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

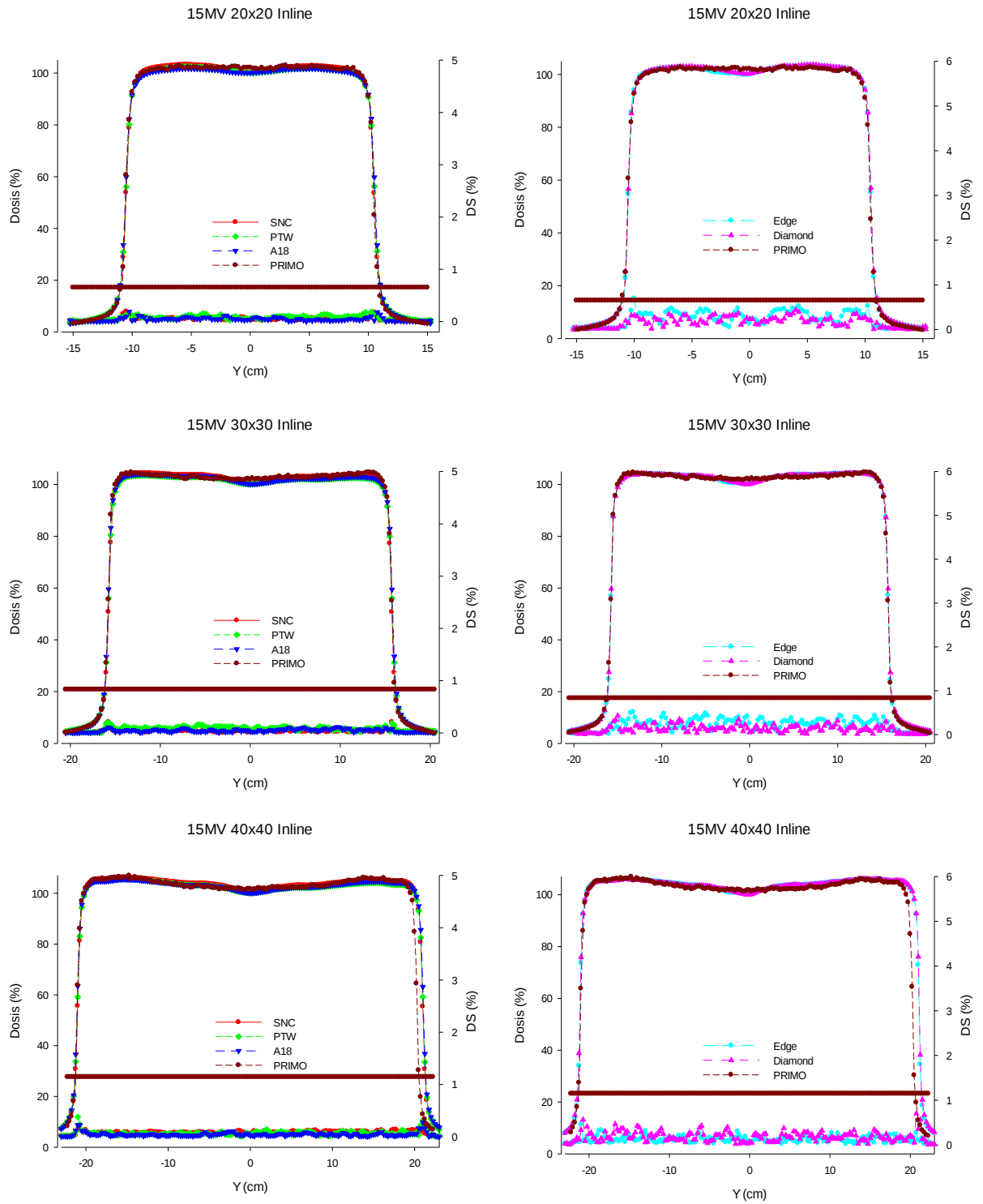


Figura 44 - Gráficas de los perfiles inline para la energía de 15 MV con los tamaños de 20x20, 30x30 y 40x40 cm². En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras tipo dedal frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles *inline* se puede apreciar que las tres cámaras tipo dedal se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo excepto para los campos de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ya que hay una sobre-respuesta en las penumbras y una infra-respuesta en la zona del '*plateau*'. En el caso de los diodos, se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica para los tamaños estudiados. Las zonas que quedan ligeramente por encima o por debajo de los resultados del cálculo Monte-Carlo pueden deberse a ajustes que se hicieron en el estado de referencia inicial del acelerador y que dependen de cada acelerador.

En el campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ aparece una diferencia con el tamaño de campo medido por los detectores y el calculado con el software PRIMO. Este caso es el mismo que se ha analizado para la energía de 6 MV. Es debido a una discrepancia en la calibración de la mandíbula Y2.

5.3.3 Diagramas de cajas

Para evaluar todos estos resultados de una forma cuantitativa, se utilizó el análisis gamma (ver apartado 4.4) para diferentes combinaciones de diferencia de porcentaje de dosis y de separación entre puntos desde los más permisivos (3%-3mm) dentro de las tolerancias admitidas a los más restrictivos (1%-1mm). Los resultados obtenidos se han agrupado en diagramas de cajas que engloban a las energías de 6 y 15 MV.

En la Figura 45 se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los PDDs:

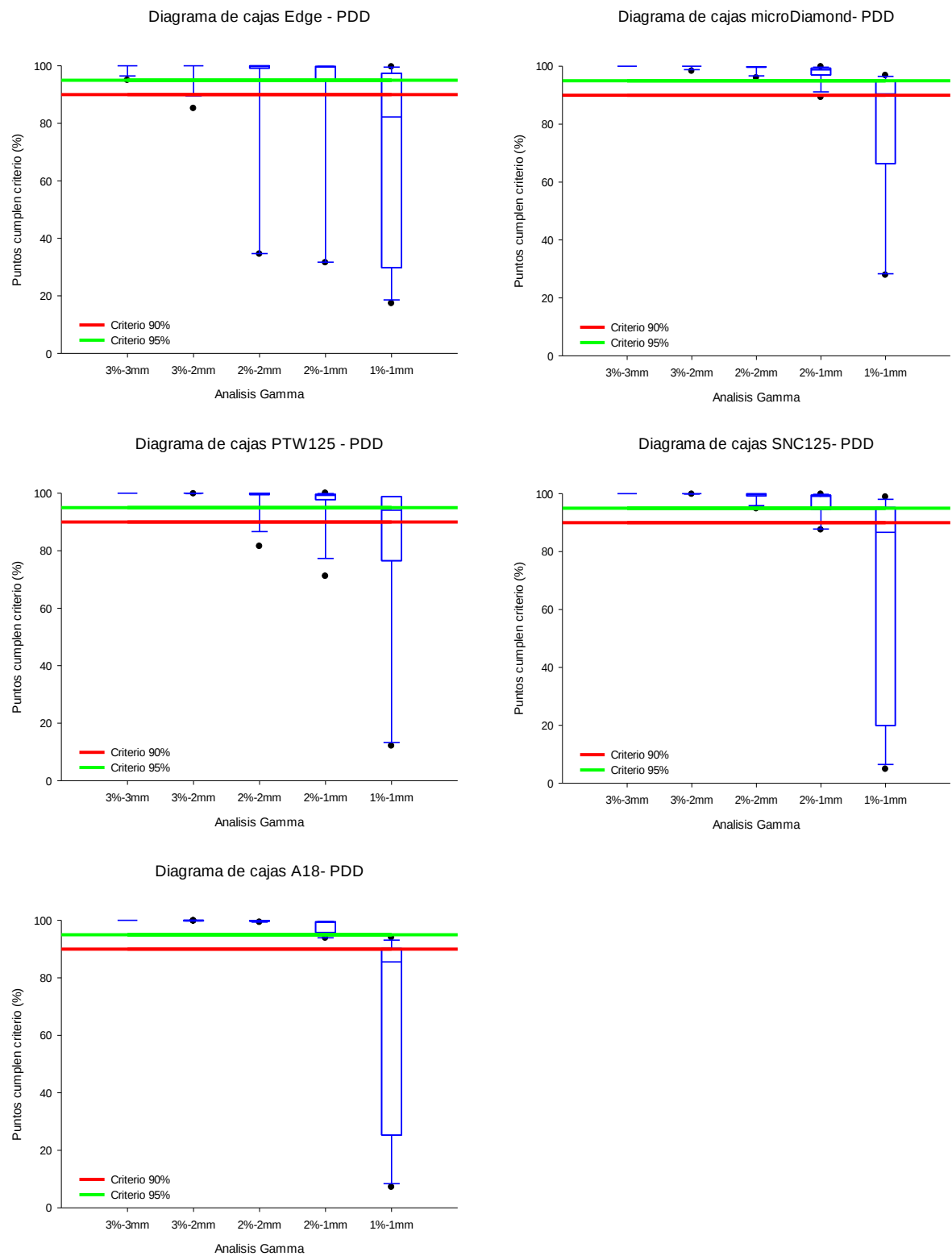


Figura 45 - Diagramas de cajas para los PDDs de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los PDDs, las cámaras tipo dedal muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm sin variabilidad sólo con algún valor atípico. Para criterios más restrictivos, la diferencia entre el primer cuartil y el tercero es muy grande por lo que se entiende como una limitación en la medida. En el caso de los diodos, el diodo de fotones presenta unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm con un par de valores atípicos. El detector de diamante se comporta en general igual que las cámaras tipo dedal empleadas. Por tanto, el detector de diamante y las cámaras tipo dedal son unos buenos candidatos para la medida de los PDDs de fotones.

En la Figura 46 se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los perfiles laterales *crossline*:

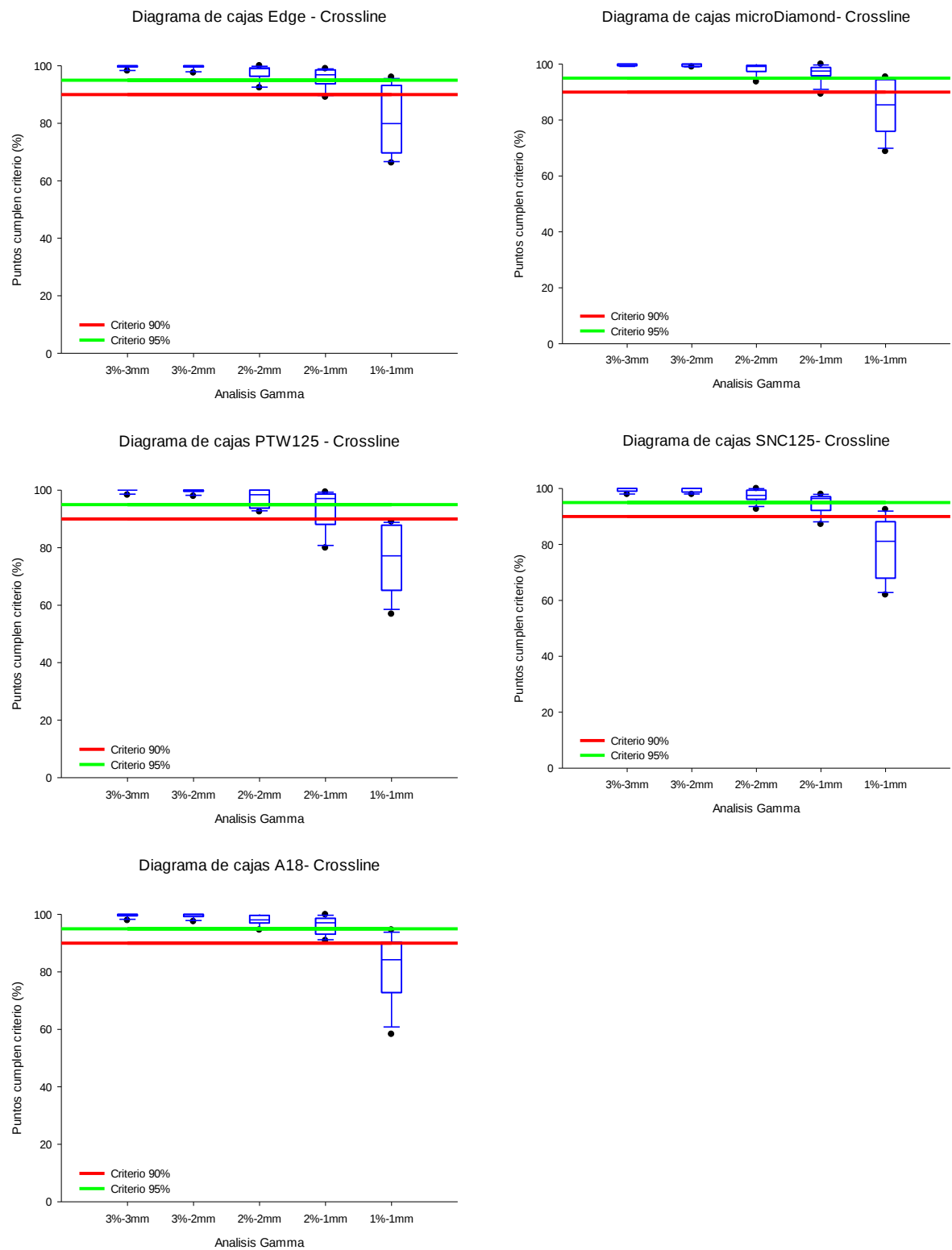


Figura 46 - Diagramas de cajas para los perfiles laterales crossline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los perfiles *crossline*, tanto las cámaras tipo dedal como los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm sin apenas variabilidad. Para criterios más restrictivos ningún detector se encuentra dentro de las tolerancias mínimas del 90% por lo que nos encontramos antes los límites de medida de los detectores. Por tanto, se puede concluir que los detectores tipo dedal y los diodos son adecuados para medir los perfiles *crossline*.

En la Figura 47 se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los perfiles laterales *inline*:

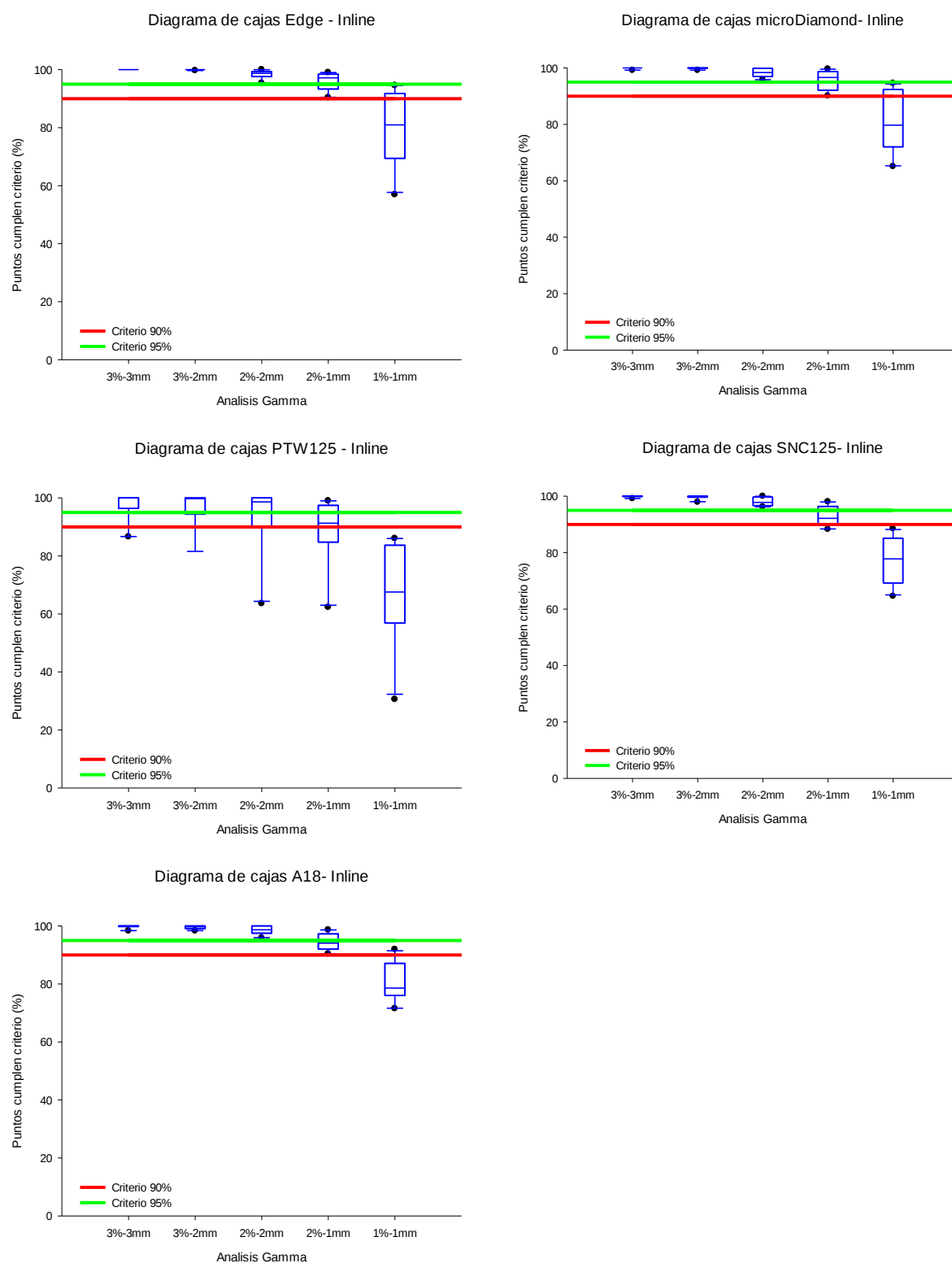


Figura 47 - Diagramas de cajas para los perfiles laterales inline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los perfiles *inline*, los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias del 95% hasta valores del criterio gamma 2%-1mm. En el caso de las cámaras tipo dedal, las cámaras SNC125 y A18 se comportan de forma muy similar a los diodos. Sin embargo, la cámara PTW125 presenta una mayor variabilidad con más puntos atípicos. Para criterios gamma más restrictivos el comportamiento de todos los detectores está fuera de la tolerancia del 90% así que se encuentra en el límite de medida. Por tanto, se puede concluir que tanto los diodos como las cámaras de tipo dedal son adecuadas para medir los perfiles *inline*.

5.4 Resultados comparativa electrones

Los cálculos con electrones se han realizado para los tamaños de campo 10x10 cm² (aplicador A10) [44] y 20x20 cm² (aplicador A20) con las energías disponibles de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV. Con el fin de evaluar mejor las diferencias entre los distintos detectores, se decide separar las gráficas en dos grupos, uno para las cámaras planas y otro con los diodos para cada energía.

5.4.1 Aplicador A10

A continuación, se presentan las gráficas obtenidas de los PDDs para todos los detectores analizados en las Figura 48 y Figura 49:

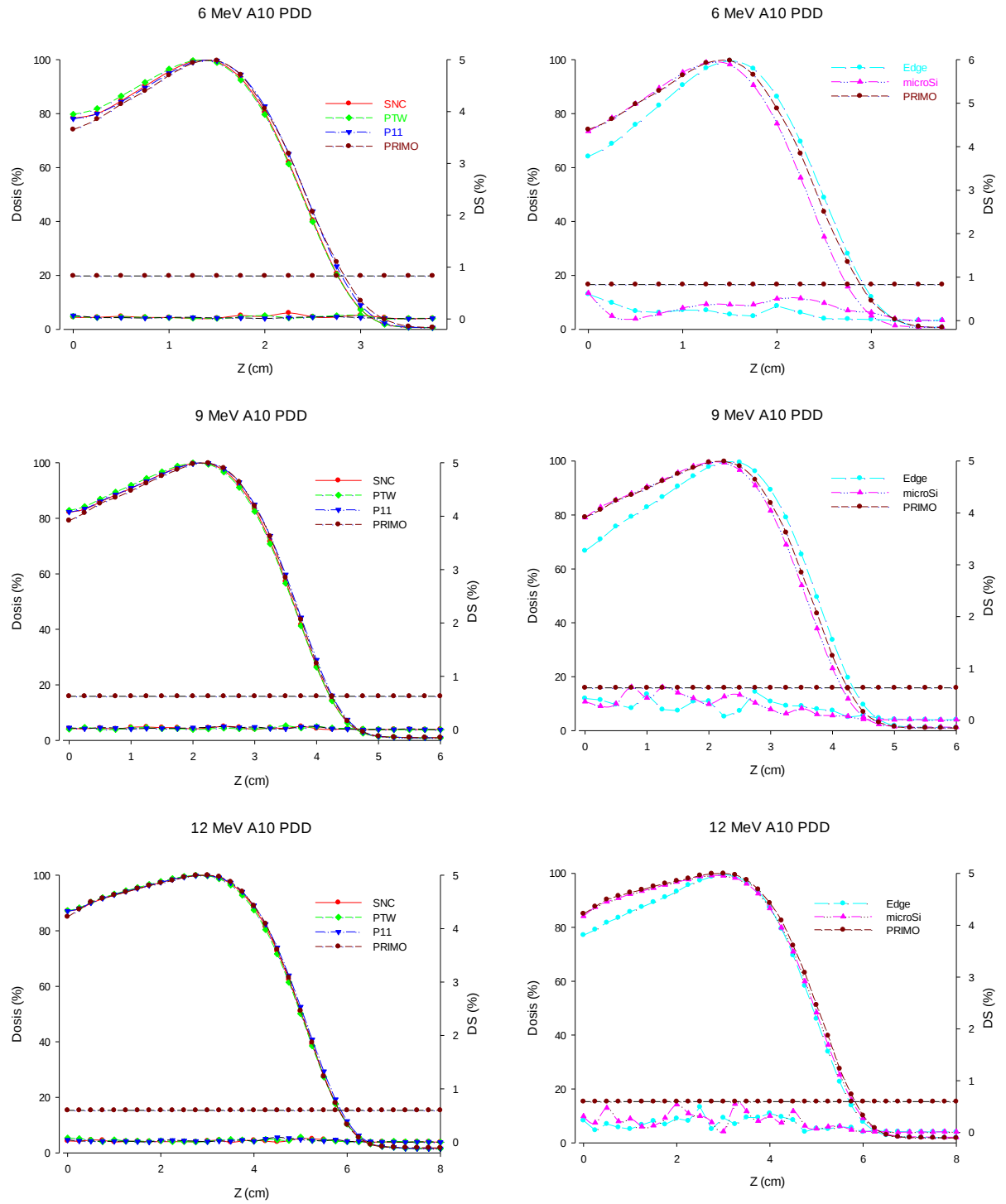


Figura 48 - Gráficas de los PDDs para las energía de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A10. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

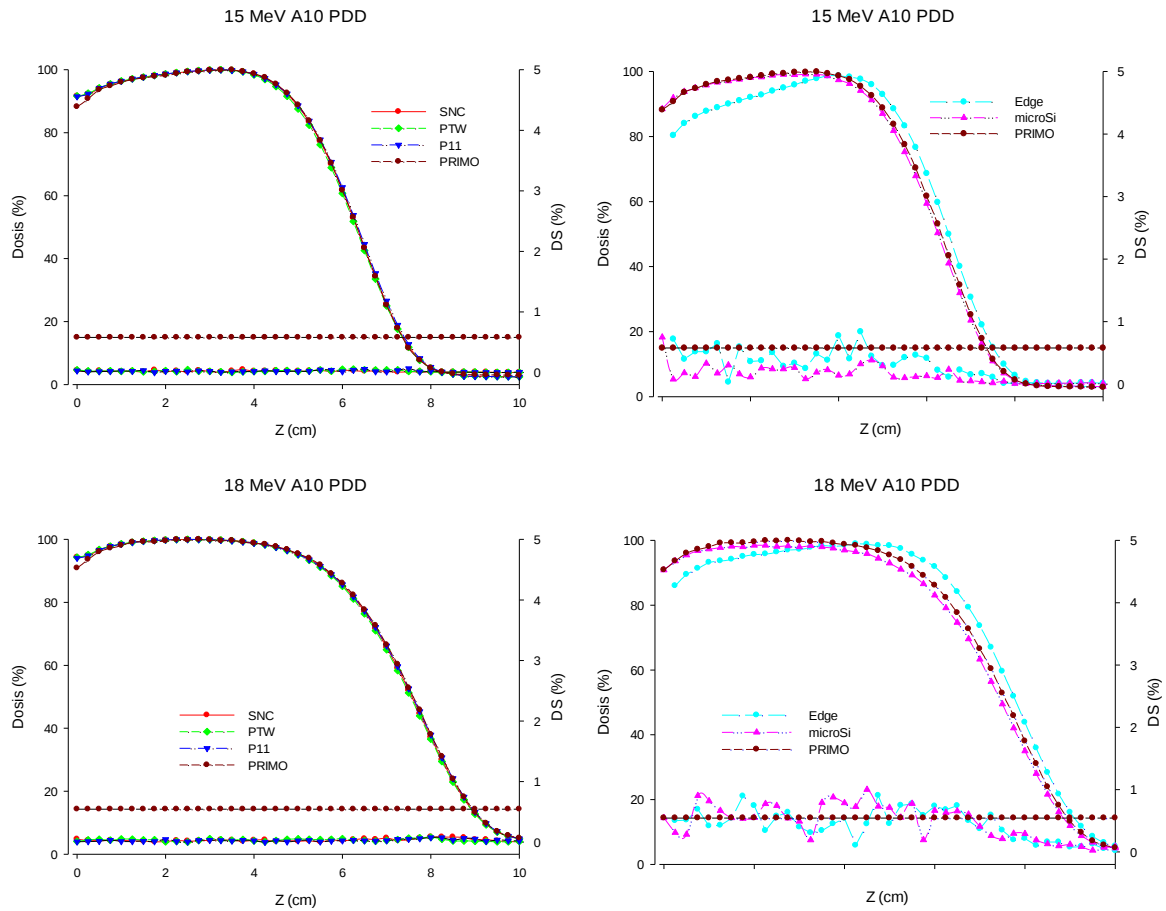


Figura 49 - Gráficas de los PDDs para la energía de 15 y 18 MeV con el aplicador A10. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los PDDs se puede apreciar que las tres cámaras planas se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo. En el caso de los diodos, el diodo de fotones presenta una infra-respuesta en la zona de *build-up* por lo que no lo hace un detector candidato a medir los PDDs de electrones. Esto puede ser debido a que la propia dispersión de los electrones en las primeras capas de agua no es capaz de generar la carga en el diodo. Sin embargo, el diodo de electrones se ajusta bastante bien, aunque a medida que la energía aumenta, la desviación standard de los valores también aumenta.

En las Figura 50 y Figura 51, se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *crossline* para todos los detectores analizados:

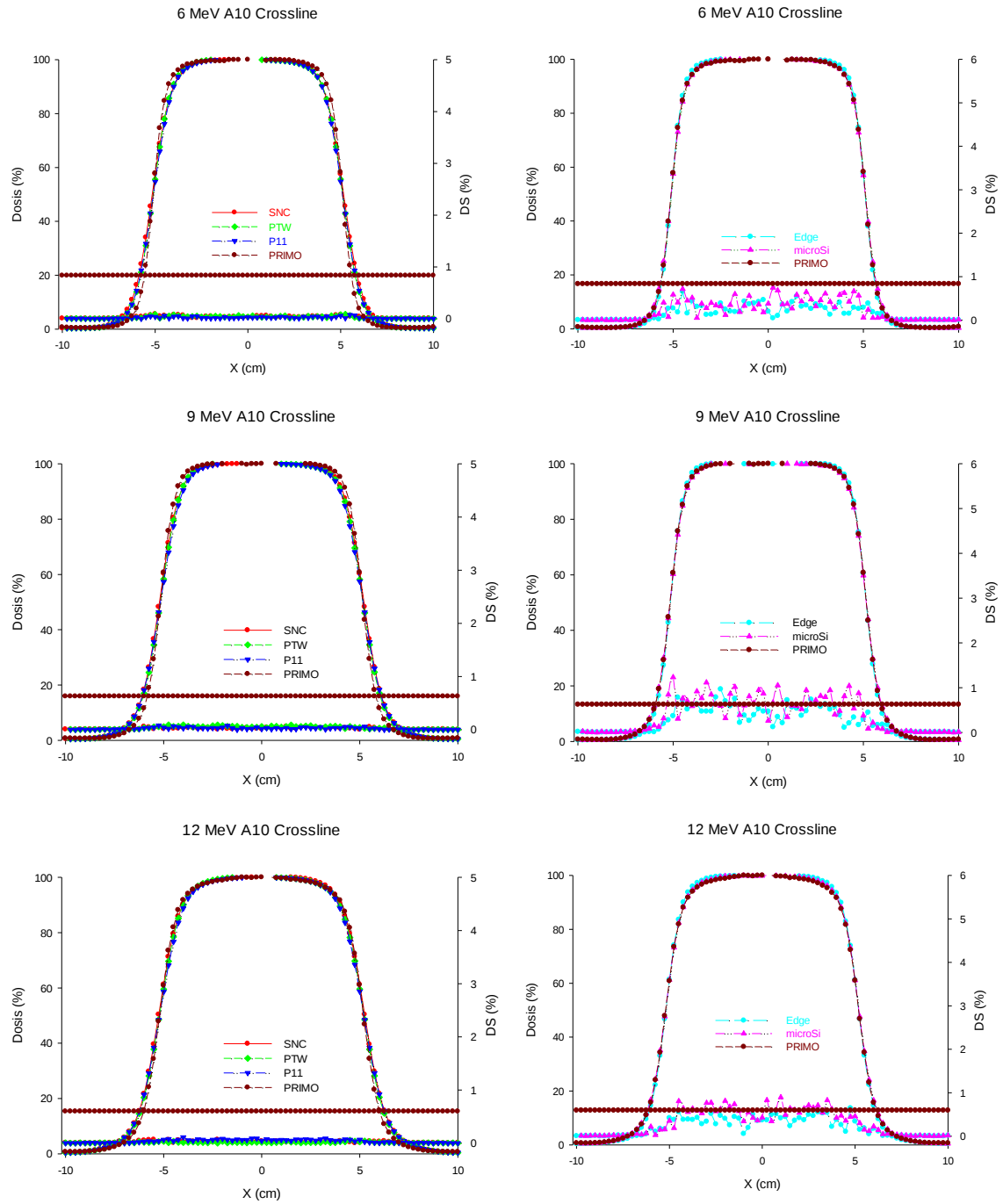


Figura 50 - Gráficas de los perfiles laterales crossline para las energías de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A10 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

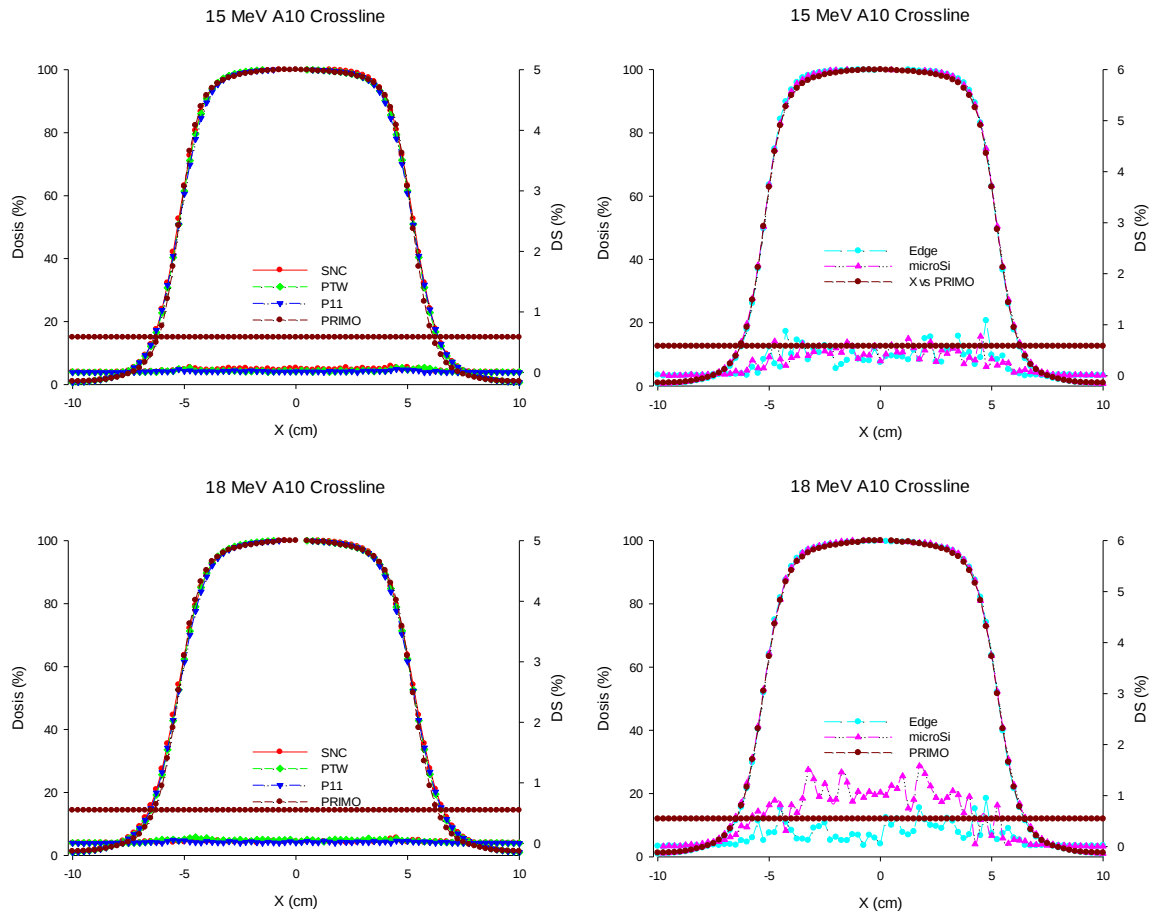


Figura 51 - Gráficas de los perfiles laterales *crossline* para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A10 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles laterales *crossline* se puede apreciar que los dos diodos se ajustan perfectamente en todas las energías estudiadas. Sin embargo, las cámaras planas presentan diferencias con el cálculo Monte-Carlo en la zona de penumbra (codo) y en la zona de los ‘hombros’ del perfil. Las diferencias son más evidentes a valores bajos de la energía (6-9 MeV) que a altas energías. Esto puede ser debido a que la propia geometría de la cámara no es capaz de ionizar los electrones del haz en los bordes del campo y registra valores inferiores de porcentaje de dosis. Por tanto, para la medida de perfiles de electrones los diodos serían los mejores candidatos.

En las Figura 52 y Figura 53, se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *inline* para todos los detectores analizados:

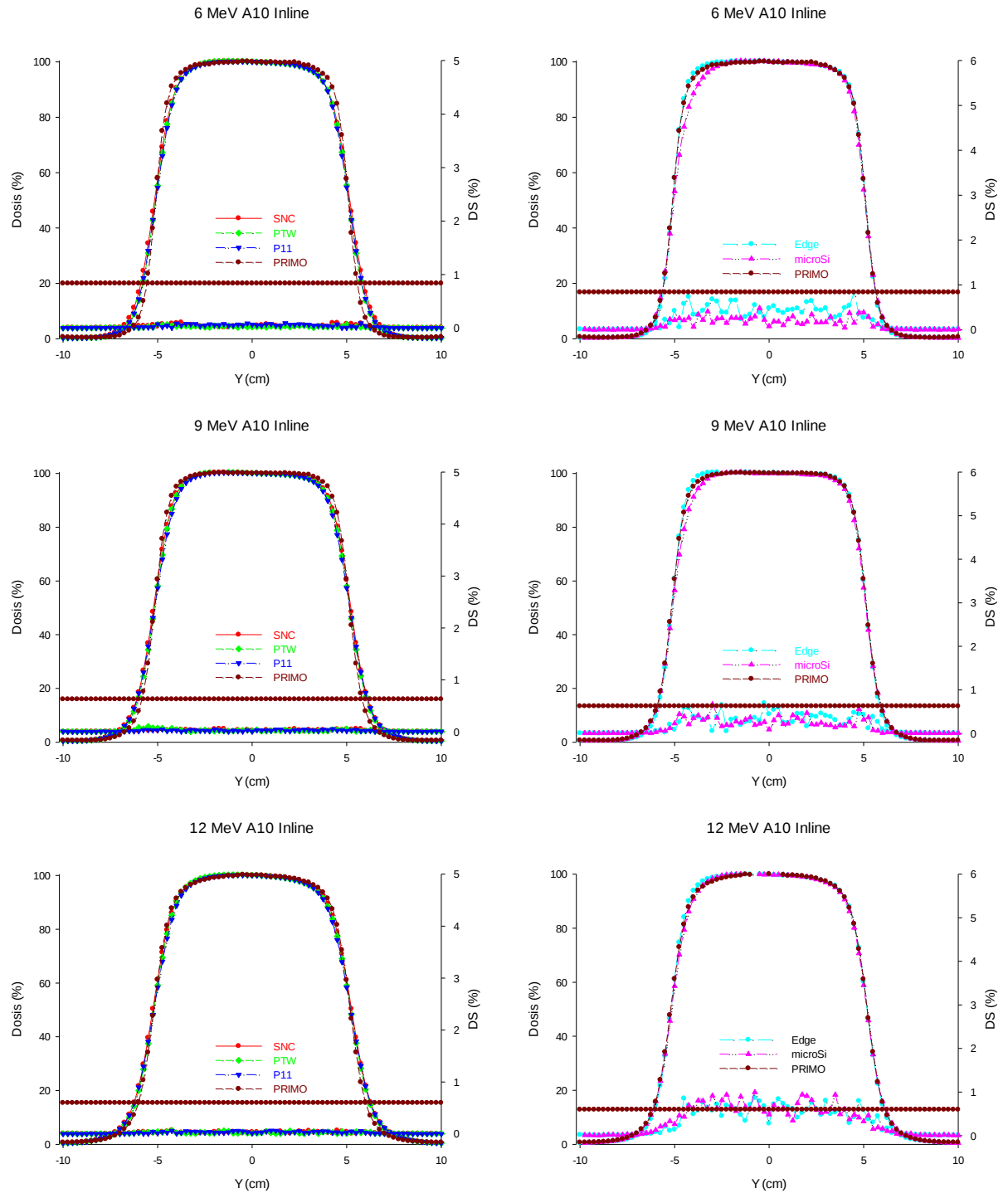


Figura 52 - Gráficas de los perfiles laterales inline para las energías de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A10 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

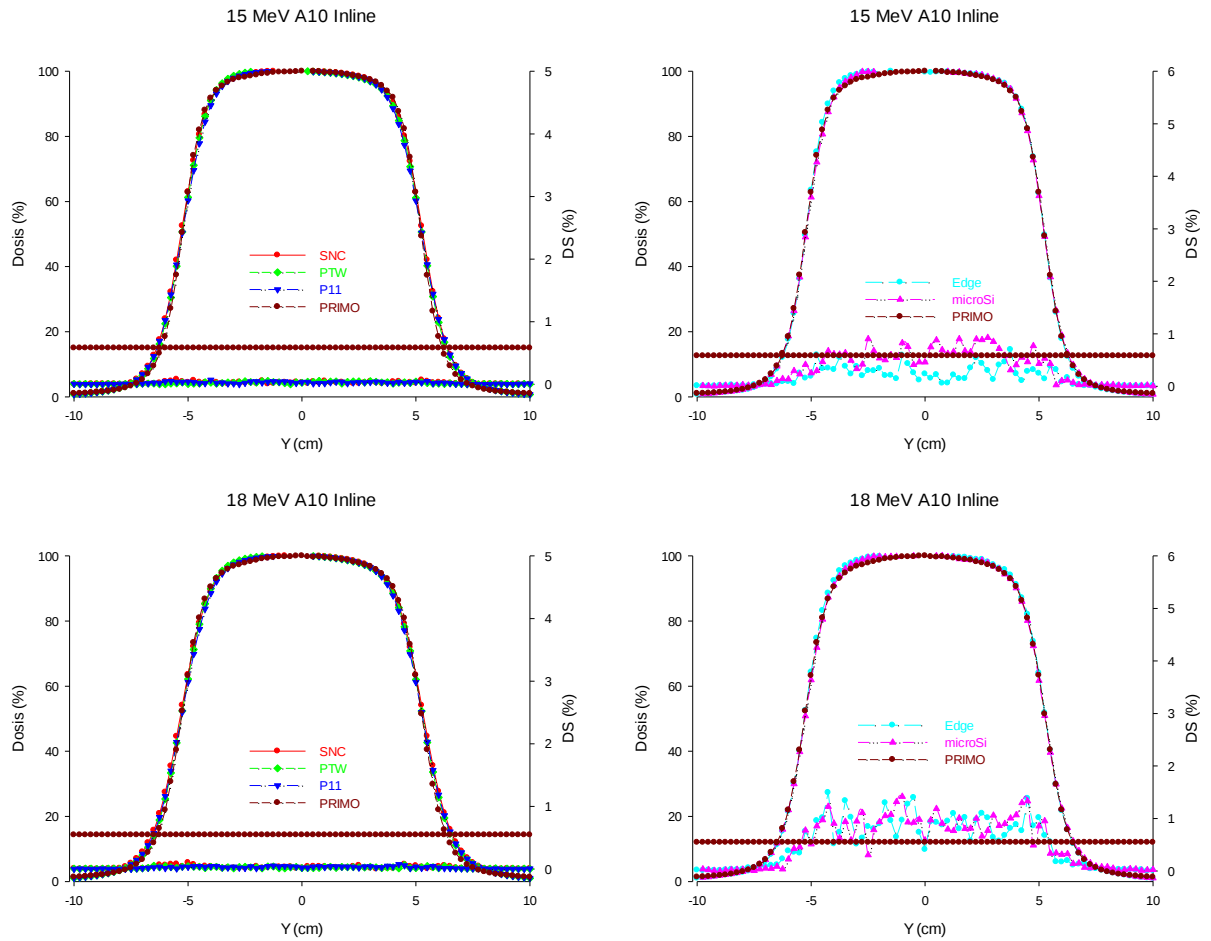


Figura 53 - Gráficas de los perfiles laterales inline para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A10 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles laterales *inline* se puede apreciar el mismo comportamiento que aparece en los perfiles *crossline*. Los diodos se ajustan perfectamente en todas las energías estudiadas. Sin embargo, las cámaras planas presentan diferencias con el cálculo Monte-Carlo en la zona de penumbra (codo) y en la zona de los ‘hombros’ del perfil. A valores bajos de la energía (6-9 MeV) son más pronunciados que a altas energías. Esto puede ser debido a que la propia geometría de la cámara no es capaz de ionizar los electrones del haz y registra valores inferiores de porcentaje de dosis. Por tanto, para la medida de perfiles de electrones los diodos serían los mejores candidatos.

5.4.2 Aplicador A20

A continuación, se presentan las gráficas obtenidas de los PDDs para todos los detectores analizados en las Figura 54 y Figura 55:

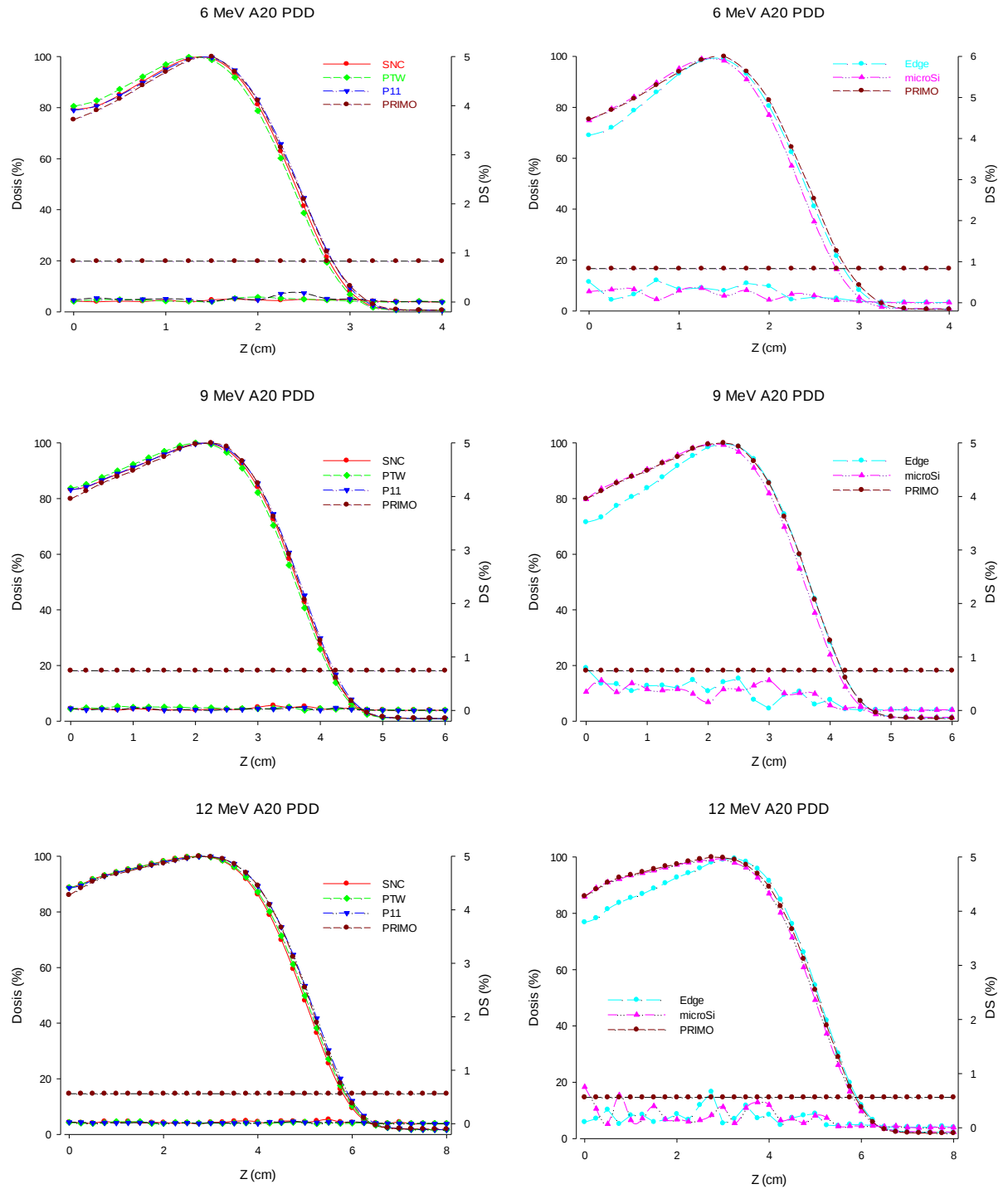


Figura 54 - Gráficas de los PDDs para las energía de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A20. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

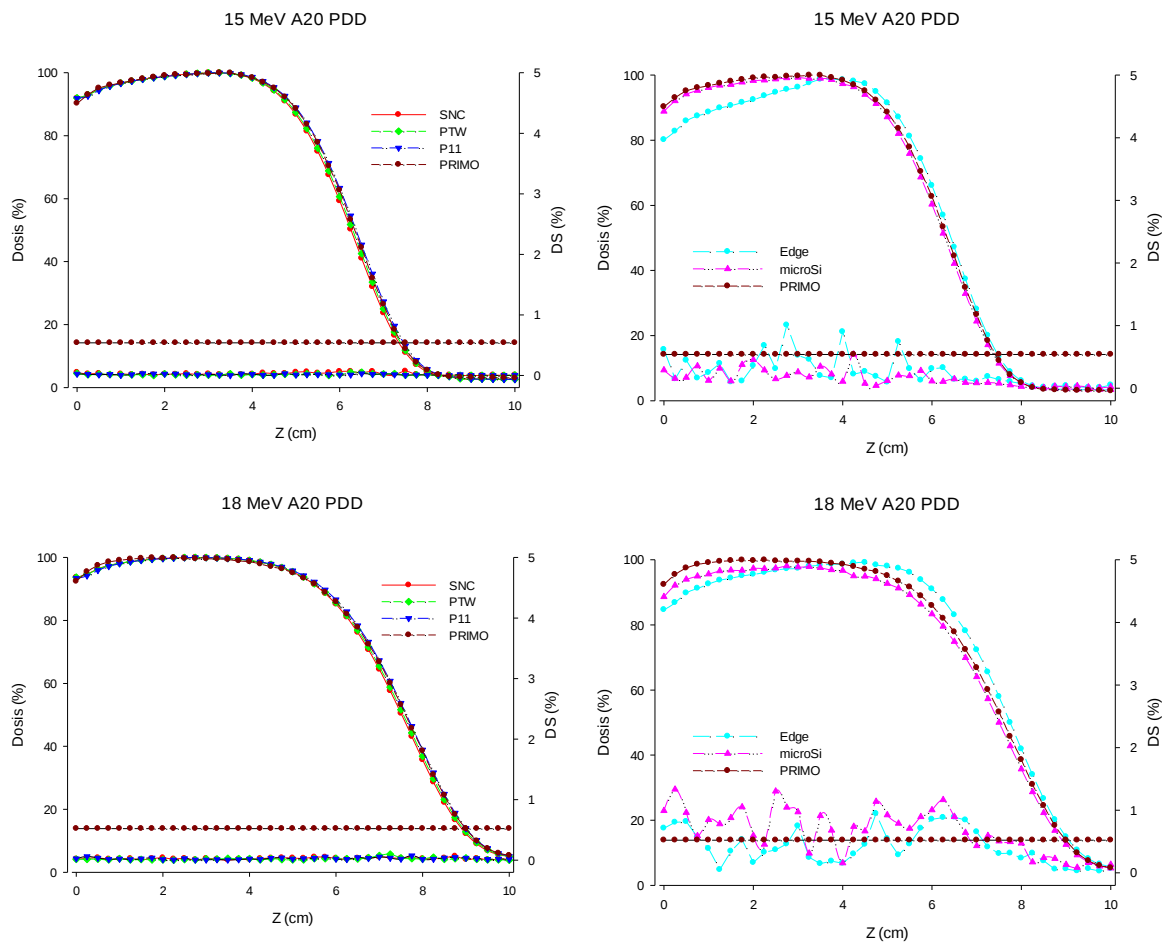


Figura 55 - Gráficas de los PDDs para la energía de 15 y 18 MeV con el aplicador A20. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los PDDs para el aplicador A20 se puede apreciar que las tres cámaras planas se ajustan perfectamente en todas las zonas de la gráfica con los datos obtenidos con la simulación Monte-Carlo. En el caso de los diodos, el diodo de fotones presenta una infra respuesta en la zona de *build-up* tal y como se observaba en el caso del aplicador A10 por lo que no lo hace un detector candidato a medir los PDDs. Esto puede ser debido a que la propia dispersión de los electrones en las primeras capas de agua no es capaz de generar la carga en el diodo. Sin embargo, el diodo de electrones se ajusta bastante bien, aunque a medida que la energía aumenta, la desviación standard de los valores también aumenta.

En las Figura 56 y Figura 57, se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *crossline* para todos los detectores analizados:

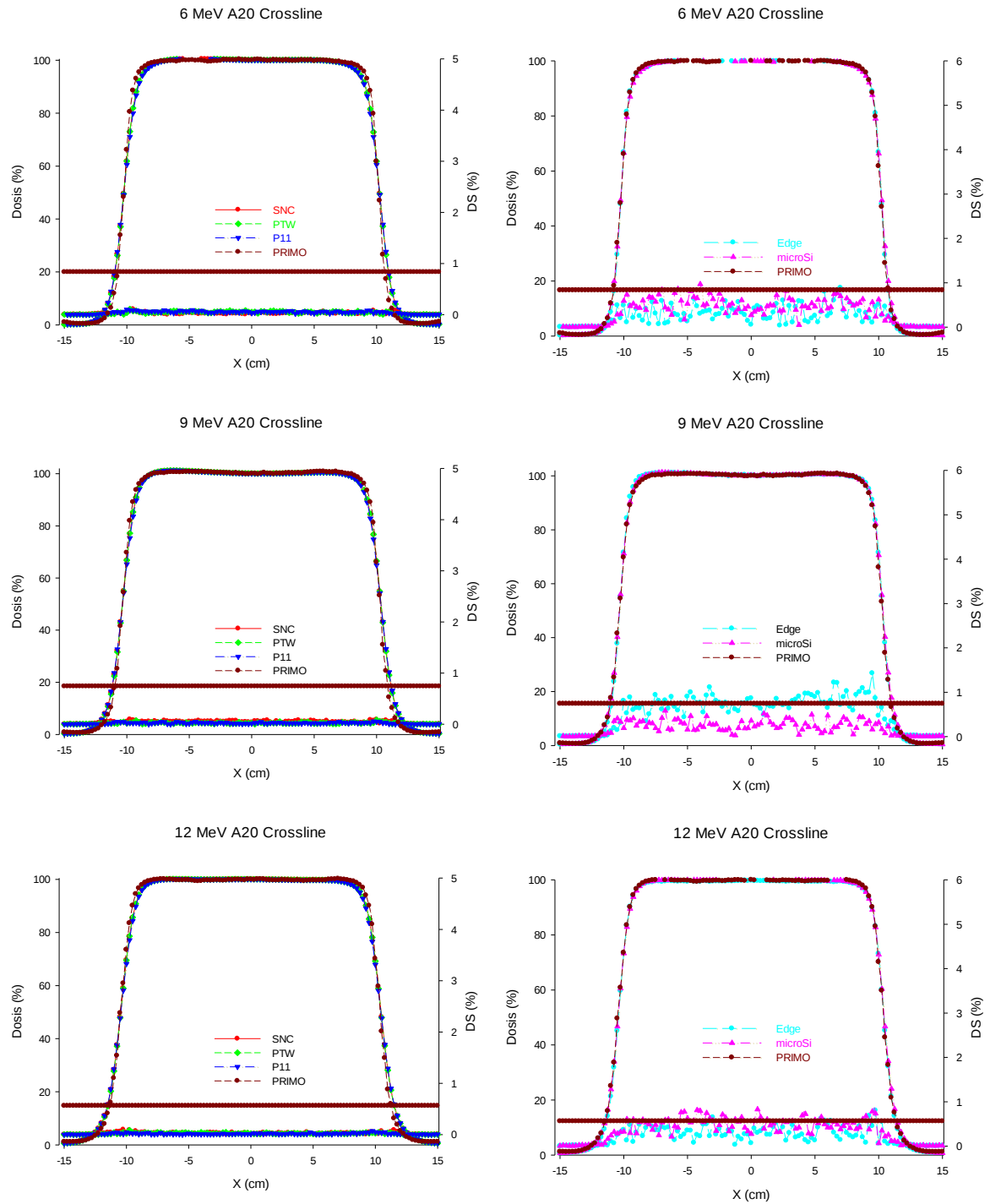


Figura 56 - Gráficas de los perfiles laterales crossline para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A20 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

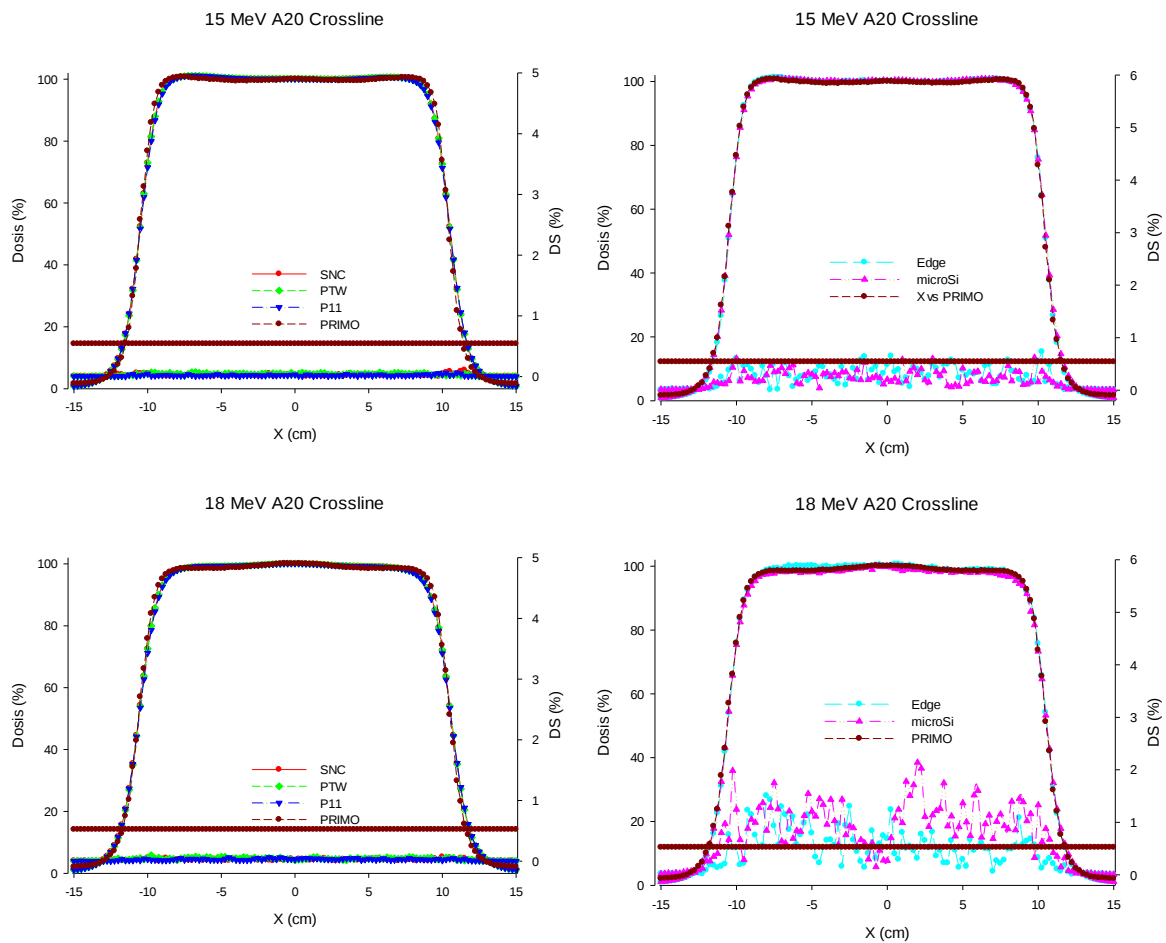


Figura 57 - Gráficas de los perfiles laterales crossline para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A20 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles laterales *crossline* se puede apreciar que los dos diodos se ajustan perfectamente en todas las energías estudiadas. Sin embargo, las cámaras planas presentan diferencias con el cálculo Monte-Carlo en la zona de penumbra (codo) y en la zona de los ‘hombros’ del perfil. Este comportamiento es similar al que se observaba en el aplicador A10 aunque menor ya que los perfiles del aplicador A20 son los que emplea el fabricante para ajustar la salida del acelerador con el usuario durante la aceptación del equipo. Por tanto, independientemente del aplicador empleado, los diodos serían los más adecuados para la medida de perfiles de electrones.

En la Figura 58 y Figura 59, se presentan las gráficas obtenidas de los perfiles laterales *inline* para todos los detectores analizados:

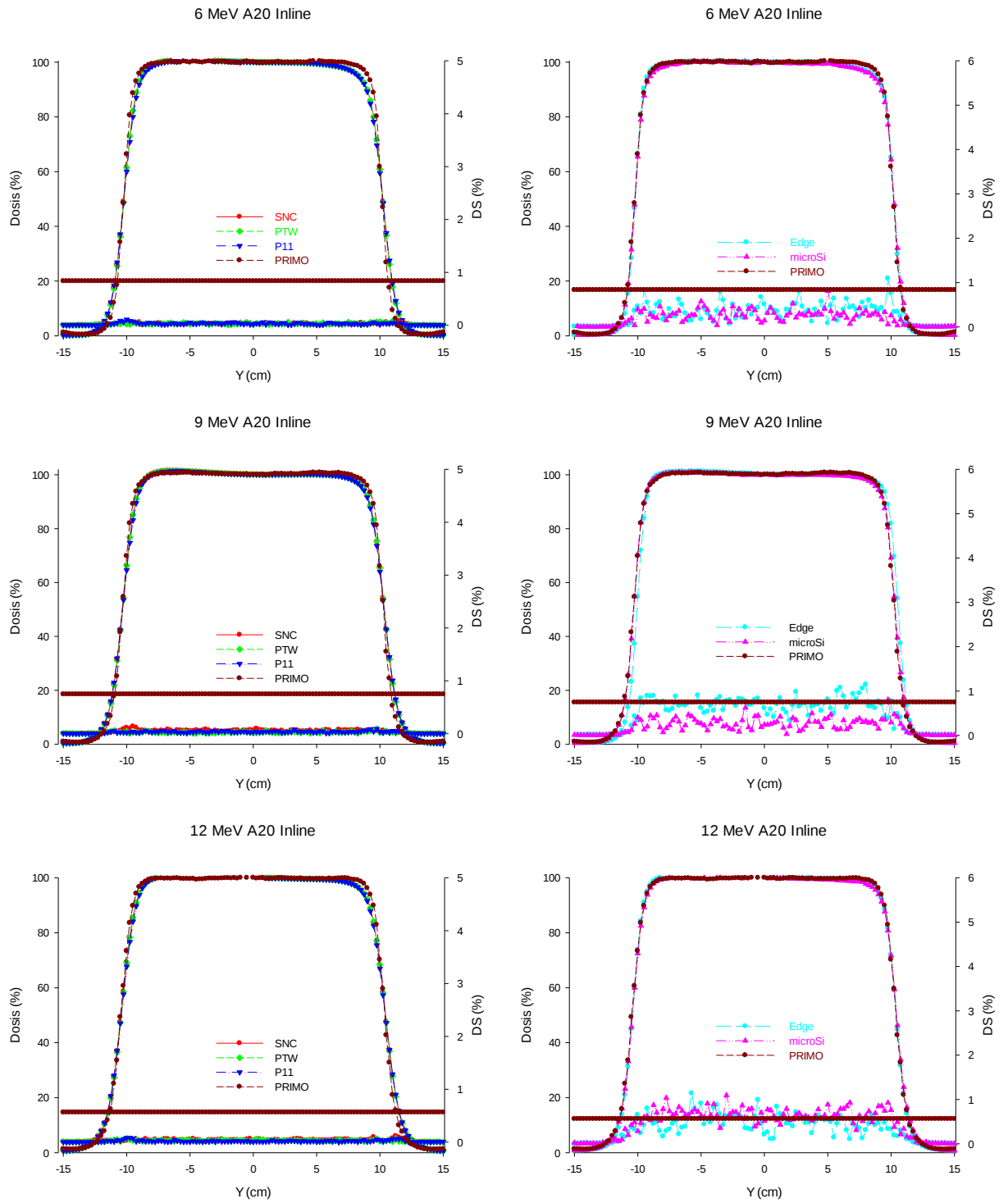


Figura 58 - Gráficas de los perfiles laterales inline para las energías de 6, 9 y 12 MeV con el aplicador A20 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

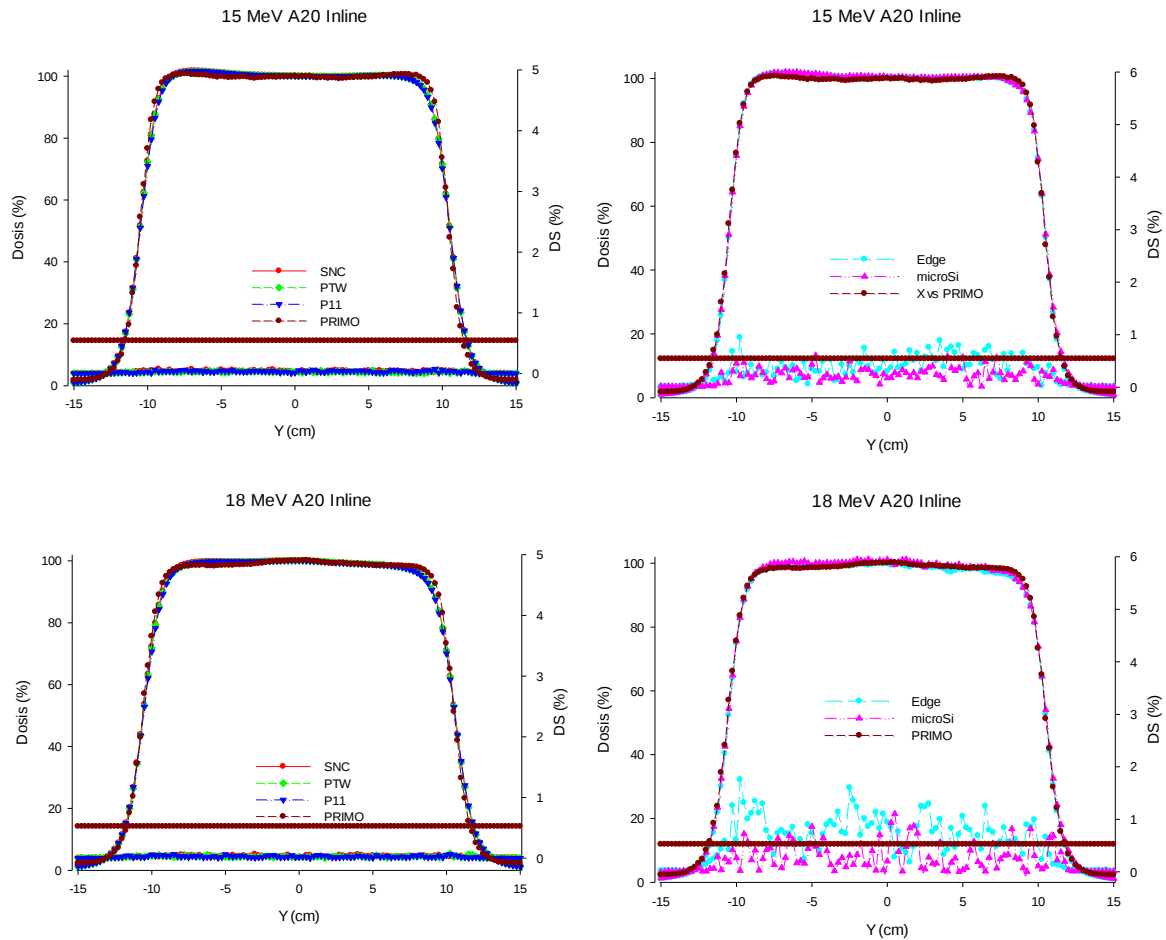


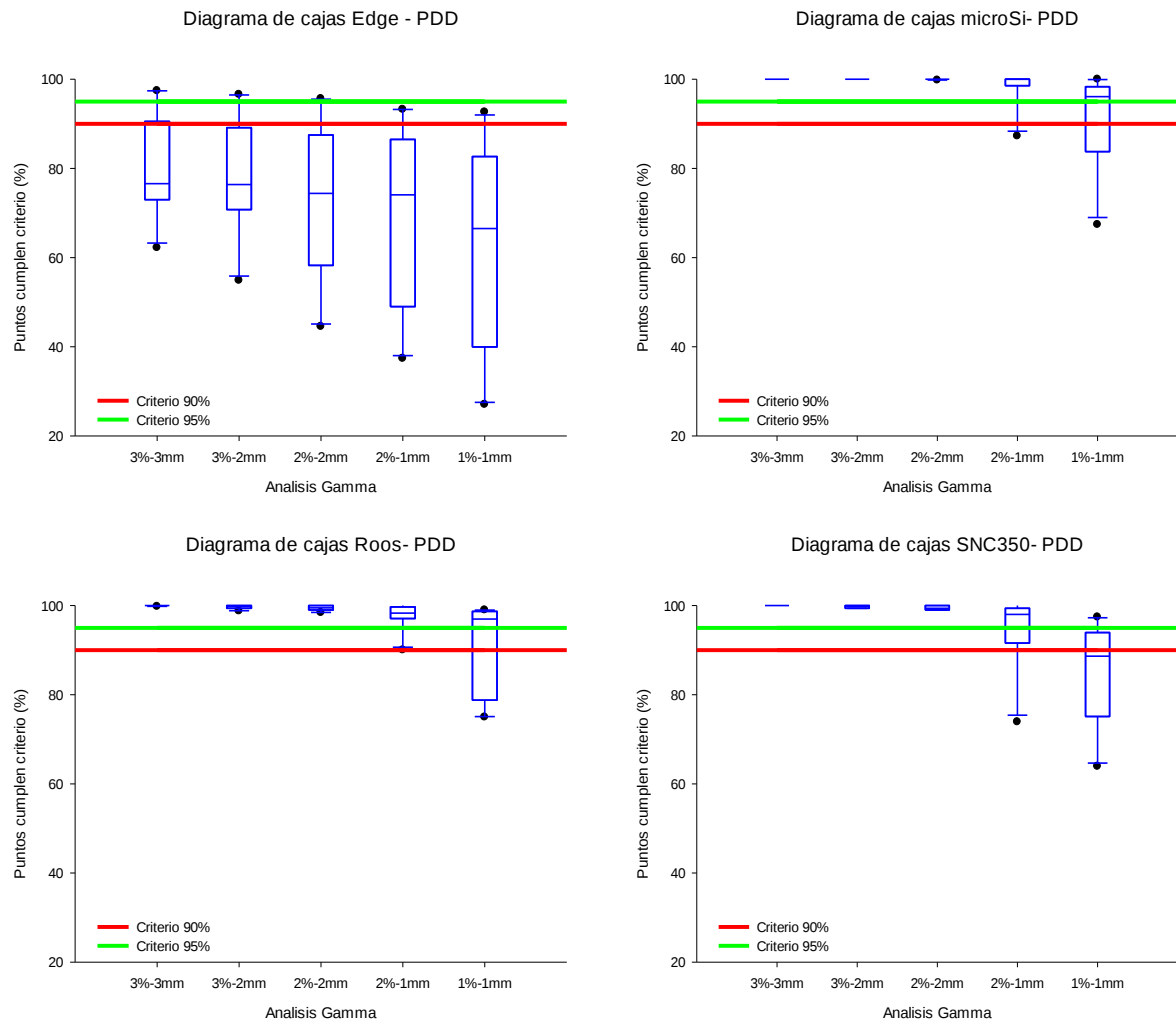
Figura 59 - Gráficas de los perfiles laterales inline para las energías de 15 y 18 MeV con el aplicador A20 a la profundidad del máximo de cada energía respectivamente. En las gráficas de la parte izquierda se presentan los resultados de las cámaras planas frente a PRIMO. Mientras que en las gráficas de la parte derecha se presentan los resultados de los diodos frente a PRIMO.

En las gráficas de los perfiles laterales *inline* se puede apreciar el mismo comportamiento que aparece en los perfiles *crossline*. Los diodos se ajustan perfectamente en todas las energías estudiadas. Sin embargo, las cámaras planas presentan diferencias con el cálculo Monte-Carlo en la zona de penumbra (codo) y en la zona de los ‘hombros’ del perfil. En todas las energías se puede apreciar una ligera caída del hombro derecho independientemente de detector. Esto puede ser debido a un ligero defecto en el aplicador A20 que sólo afecta al perfil *inline* ya que no se aprecia en el *crossline*. Por tanto, para la medida de perfiles de electrones los diodos serían los mejores candidatos.

5.4.3 Diagramas de cajas

Para evaluar todos estos resultados de una forma cuantitativa, se utilizó el análisis gamma (ver 4.4) para diferentes combinaciones de porcentaje de dosis y de separación entre puntos desde los más permisivos (3%-3mm) dentro de las tolerancias admitidas a los más restrictivos (1%-1mm). Los resultados obtenidos se han agrupado en diagramas de cajas que engloban los dos aplicadores estudiados (A10 y A20).

En la Figura 60 se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los PDDs:



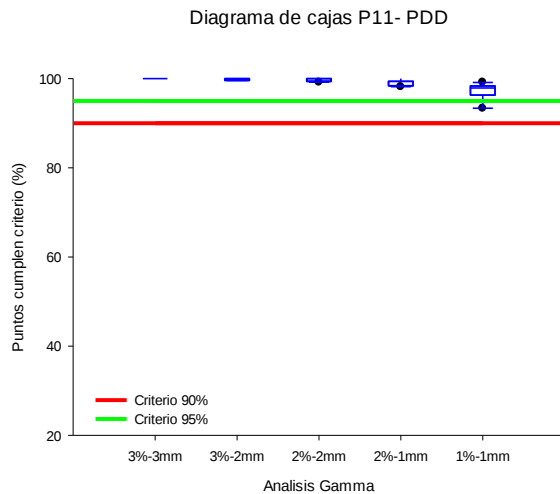


Figura 60 - Diagramas de cajas para los PDDs de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los PDDs, las cámaras planas muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-2mm sin variabilidad. Para criterios más restrictivos tienen una mayor variabilidad excepto la cámara plana P11. En el caso de los diodos, el diodo de fotones Edge no cumple los criterios mínimos y presenta una gran variabilidad en todos los análisis aplicados. Sin embargo, el diodo de electrones se comporta en general igual que las cámaras planas empleadas. Por tanto, el diodo de electrones y las cámaras planas son unos buenos candidatos para la medida de los PDDs de electrones.

En la Figura 61, se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los perfiles laterales *crossline*:

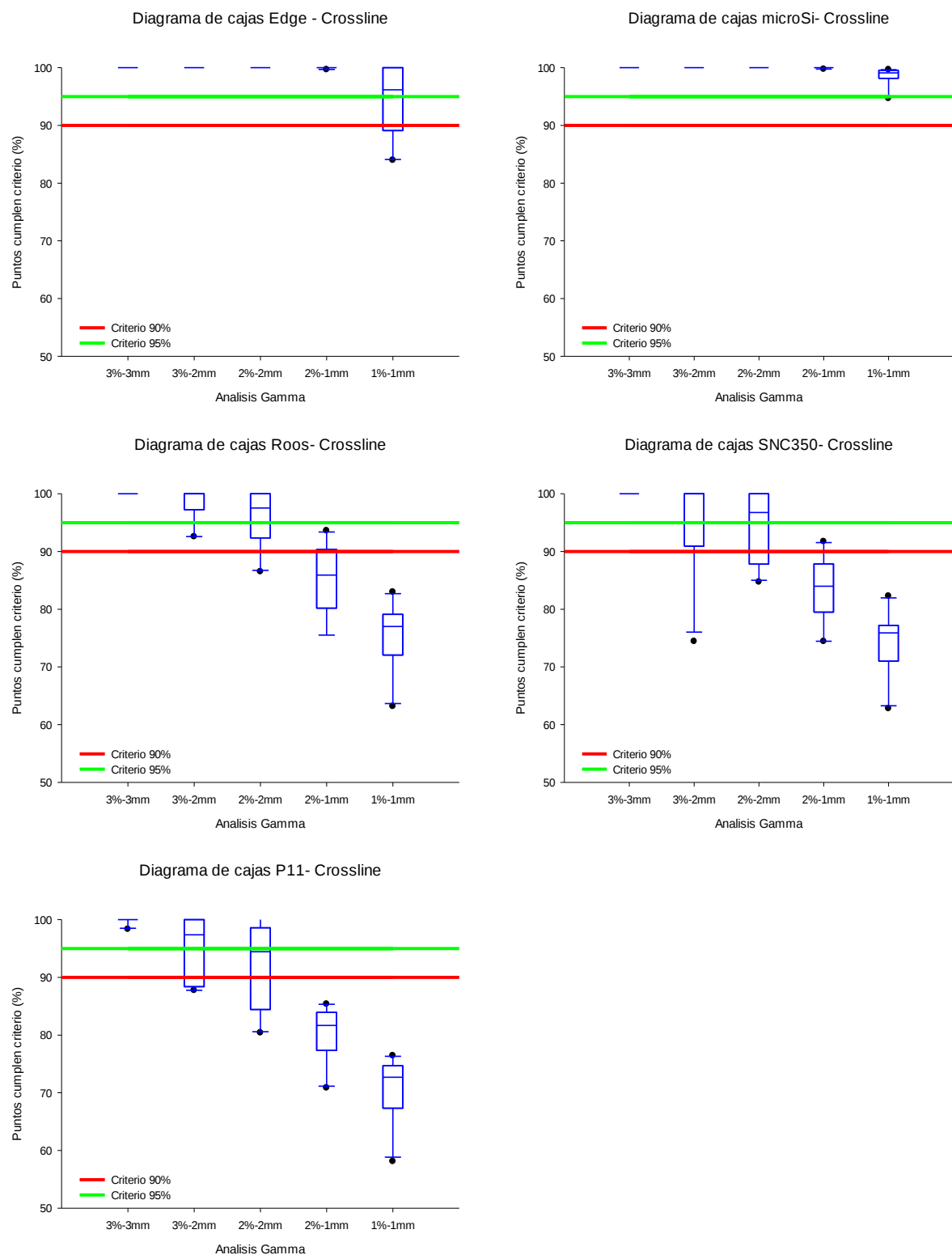
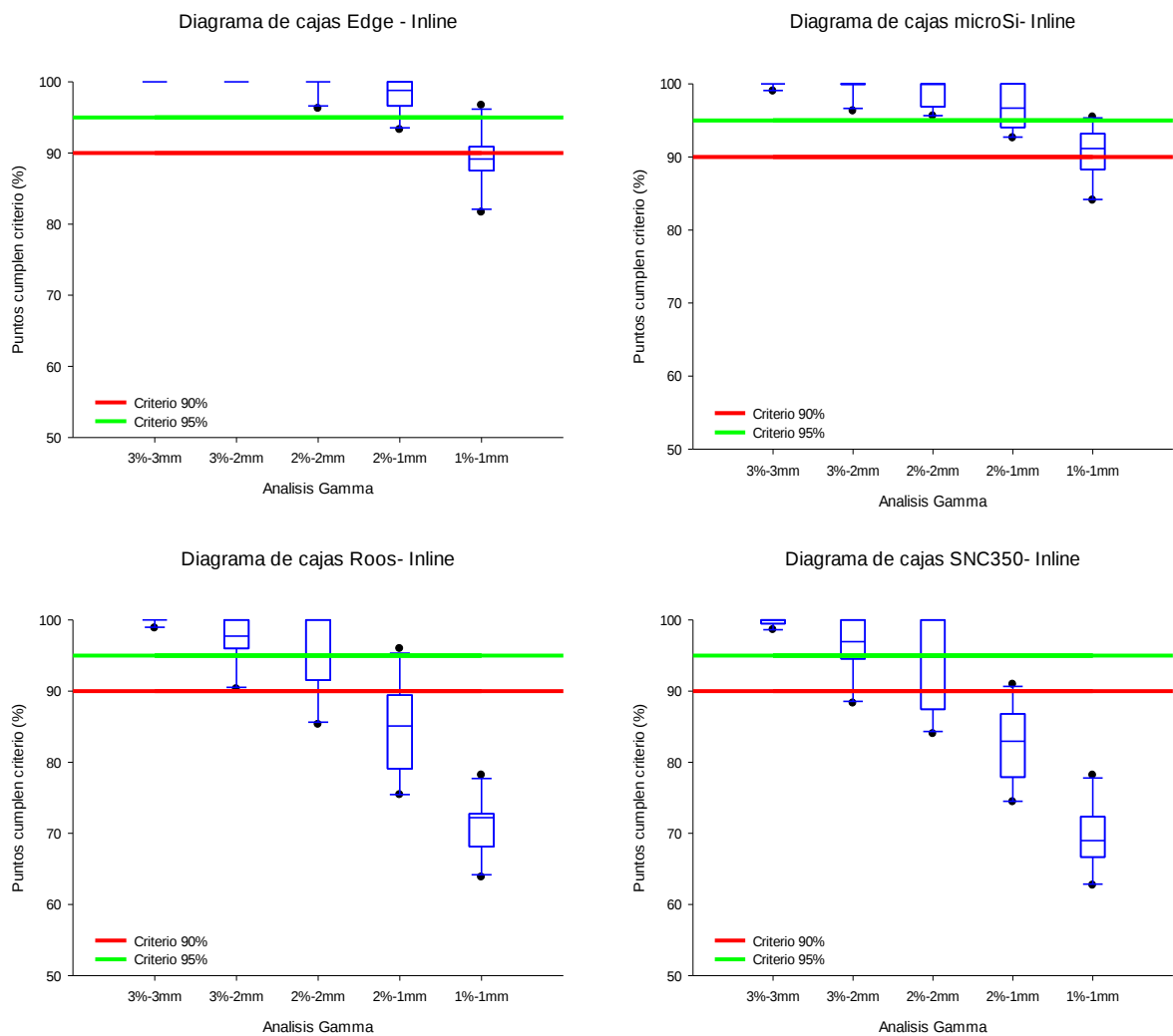


Figura 61 - Diagramas de cajas para los perfiles crossline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los perfiles *crossline*, los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias hasta valores del criterio gamma 2%-1mm sin variabilidad. En el caso de las cámaras planas la variabilidad es mayor que en los diodos y por debajo de 2%-2mm no se ajustan a los criterios del 90%. Por tanto, se puede concluir que los diodos son los mejores candidatos para medir los perfiles *crossline*.

En la Figura 62, se presentan los diagramas de cajas para cada uno de los detectores para el caso de los perfiles laterales *inline*:



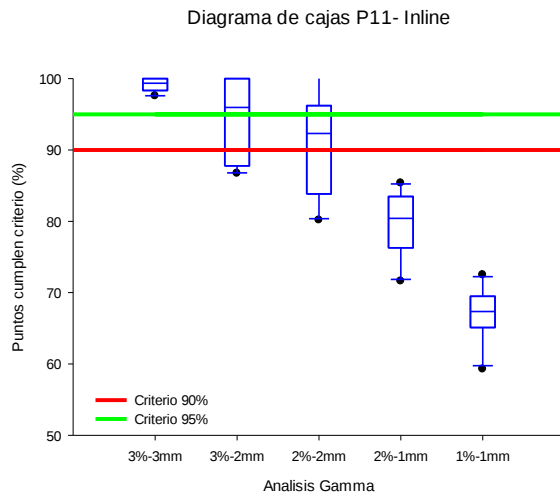


Figura 62 - Diagramas de cajas para los perfiles inline de cada uno de los detectores estudiados. La línea verde indica el criterio de paso del 95% de los puntos mientras que la línea roja indica el 90%.

En el caso de los perfiles *inline*, los diodos muestran unos resultados dentro de las tolerancias del 95% hasta valores del criterio gamma 2%-1mm. En el caso de las cámaras planas la variabilidad es mayor que en los diodos y a partir de 2%-2mm no se ajustan a los criterios del 90%. Por tanto, se puede concluir que los diodos son los mejores candidatos para medir los perfiles *inline*.

CAPÍTULO 6 - CONCLUSIONES

A continuación, se exponen las conclusiones alcanzadas tras la realización de este trabajo de investigación:

1. El fantoma de agua 3D-Scanner supone un cambio importante en los sistemas de medida de la radiación en aceleradores lineales debido a su geometría cilíndrica y resulta más adecuado para el comisionado de un acelerador que un fantoma rectangular. La particular geometría permite la perpendicularidad en la orientación de los detectores minimizando cualquier efecto no deseado en la adquisición de las medidas y el sistema de *Autosetup* elimina la intervención humana en el posicionado inicial de los detectores.
2. Se ha desarrollado un protocolo específico para su validación adaptado a todos los cambios que la electrónica y la informática han tenido a lo largo de los últimos 20 años. El protocolo desarrollado se ha ajustado a las características específicas de auto centrado del equipo y los resultados mostrados indican que es un equipo fiable y reproducible.
3. El software de cálculo Monte-Carlo PRIMO constituye una herramienta robusta y útil para la verificación de las medidas necesarias con el fin de crear los algoritmos de cálculo que permitan la comparación con los software específicos de cada acelerador.

Cabe señalar que el software PRIMO ha sido capaz de detectar errores no forzados como por ejemplo que la mordaza no estaba ajustada en el eje Y del campo de 40x40 cm² y producía un tamaño de campo menor en las medidas realizadas. Este tipo de fallos mecánicos en el acelerador son difíciles de detectar ya que el tamaño de campo más grande no se evalúa en los controles de calidad rutinarios de la máquina, únicamente en los comisionados o en controles anuales.

4. Las simulaciones Monte-Carlo realizadas para el comisionado del acelerador Varían Clinac DHX. tienen un nivel de incertidumbre estadística inferior al 1,2% y los voxels empleados en los cálculos tienen un tamaño de 2 mm por lo que estamos hablando de un 'detector ideal' con un sensor efectivo del orden de milímetros cúbicos.
5. Se ha analizado la idoneidad de cinco detectores para fotones y de cinco detectores para electrones de tipología y casa comerciales diferentes, para el comisionado de un acelerador, con las siguientes conclusiones:

- ✓ Caso fotones: Para realizar un comisionado es recomendable emplear diferentes tipos de detectores en función del tamaño de campo y en función del tipo de medida ya que, aunque los detectores tipo dedal son adecuados para todas las medidas de PDDs y de perfiles laterales. debido a su volumen, presentan una infra-señal en tamaños de campo inferiores a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ mientras que los diodos se ajustan perfectamente a todos los tamaños de campo en los perfiles laterales y en los PDDs, Sin embargo, los detectores de tipo dedal son muy adecuados para medir otros aspectos del comisionado no tratados en este trabajo de investigación como son la dosis absoluta en punto o la transmisión de las láminas. Una posible combinación eficaz seria emplear los detectores tipo dedal para medir PDDs y el detector de diamante para medir todos los tamaños de perfiles laterales.
- ✓ Caso electrones: Los detectores tipo plano-paralelos son adecuados para realizar todas las medidas de PDDs, sin embargo, presentan una cierta variabilidad para los perfiles laterales de forma que las penumbras aumentan con el tamaño de campo para todas las energías estudiadas. Con respecto a los diodos, el diodo de fotones no es útil para medidas de PDDs pero se ajusta a la perfección en los perfiles laterales. El diodo de electrones se ajusta en todos los tipos de medidas, tamaños y energías. Por tanto, la combinación de detectores permite la obtención de medidas más robustas para realizar el comisionado. En este caso particular, se recomienda utilizar los diodos para medir los perfiles laterales y para los PDDs las cámaras plano-paralelas y/o el diodo de electrones.

ANEXO 1 – Autoseup del 3D-Scanner

El *AutoseupTM* es el sistema desarrollado por *Sun Nuclear Corp* para automatizar la puesta en marcha del fantoma cilíndrico 3D-Scanner. De esta forma se elimina la intervención del factor humano en el proceso de recogida de medidas.

El proceso consta de una primera parte donde no se necesita radiación y de la segunda donde ya se irradia. Todo el proceso se hace con el fantoma lleno de agua.

1. Sin radiación (“No beam”)

- a) *Motor home*: Calibración de los motores que mueven la plataforma
- b) *Platform home*: Calibración de la plataforma que soporta el tanque.



Figura 63 - Movimientos de la plataforma para su calibración

- c) Aplicar voltaje a los detectores
- d) Nivelar el 3D-Scanner: Con los motores de la plataforma, el fantoma se ajusta automáticamente para nivelar el tanque.
- e) Determinar la superficie del agua: Para buscar la superficie el software toma 3 puntos de referencia y en base a los resultados internamente calcula el ‘cero’.

2a)



2b)

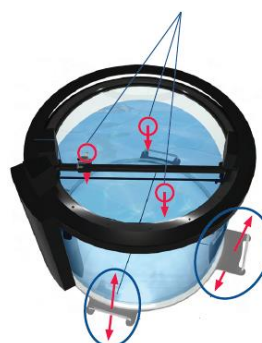


Figura 64 - La imagen 2a muestra el sensor que tiene la barra para detectar el agua y en la imagen 2b se muestran los tres puntos con los que determina el cero superficie.

- f) Medir el fondo de radiación

2. Con radiación (“Beam”)

- Se programa un campo de 10 cm *Crossline* (X) y 15 cm *Inline* (Y)
- Tomar una medida de normalización a una profundidad determinada.
- Determinar el centro del anillo y desplazarlo al eje de radiación: El centro del anillo debe coincidir con el plano del isocentro del acelerador. Para ello se miden dos perfiles en ángulos de colimador de 0° y 180°. En aceleradores de la casa comercial *Varian*, por imposibilidad en el giro de colimador, se realiza todo el proceso en ángulo de colimador 0°. El centro del haz será el promedio entre los dos perfiles medidos. El resultado será independiente de la asimetría de las mordazas.

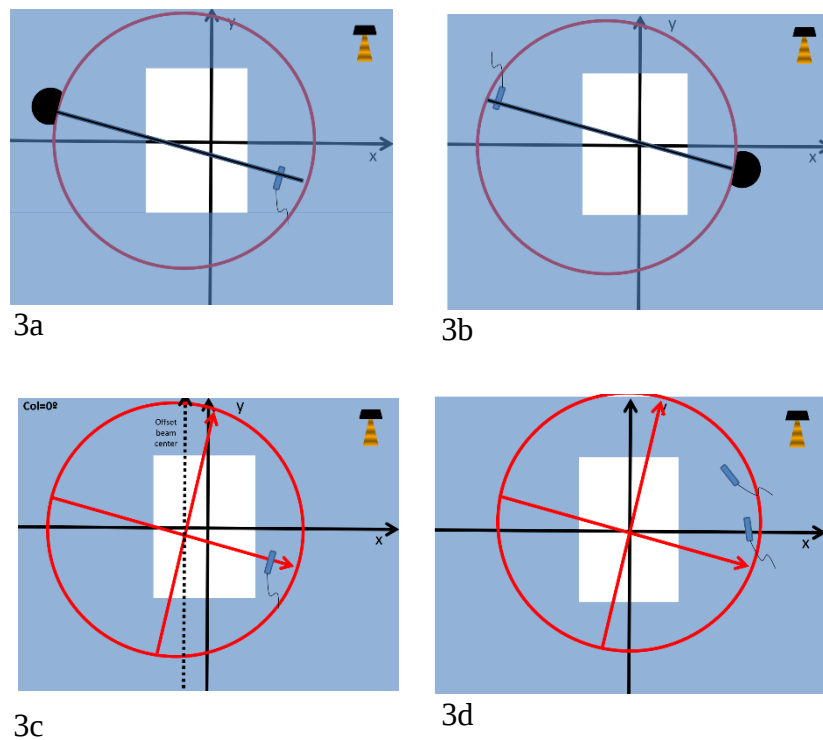


Figura 65 - En las ilustraciones 3a y 3b el 3D-Scanner mueve el anillo en una dirección y en la opuesta para tomar dos perfiles y encontrar el centro del anillo. El centro de radiación no coincide con el centro del anillo por lo que hay una desviación (offset) en la ilustración 3c. Finalmente, aplicando las correcciones necesarias, el centro de radiación y el centro del anillo coinciden (3d).

- d) Determinar el ángulo de offset del anillo relativo: Se vuelven a medir dos perfiles con una diferencia de 45° y por trigonometría se calcula el ángulo de offset y se corrige.

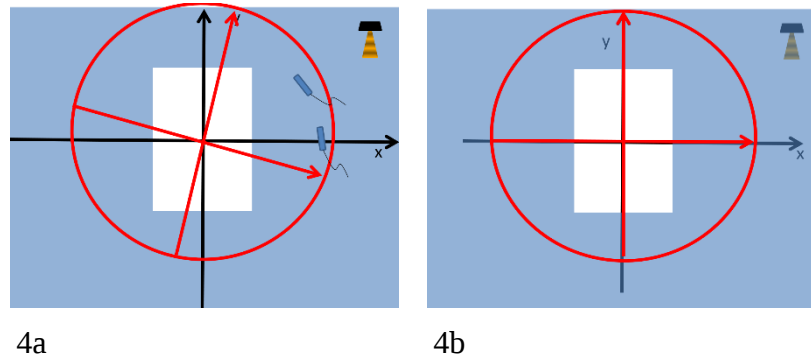


Figura 66 – Cuando el sistema ya ha encontrado el plano del isocentro (4a), el 3D-Scanner realiza dos medidas más de perfiles para ajustar la desviación del ángulo y llega finalmente a la posición 4b

- e) Histéresis del 3D-Scanner: Se produce por una pequeña desviación o holgura del sistema que el motor debe corregir cuando se desplaza la barra en dirección opuesta

Los parámetros empleados para el sistema de *Autosetup*TM están definidos en el software *SNC Dosimetry*, en el subapartado *System preferences* (Figura 67) y pueden ser adaptados a las necesidades del usuario.

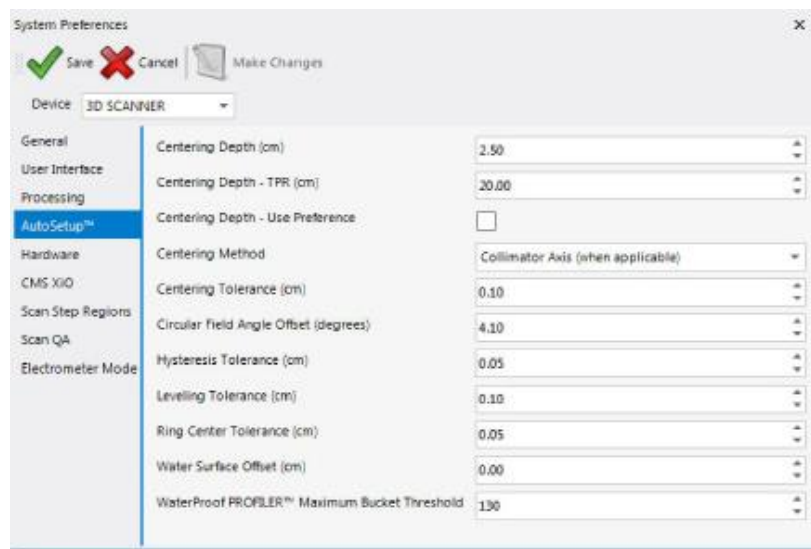


Figura 67 - Parámetros empleados para realizar el proceso de AutosetupTM

En la Tabla 19 se muestran los valores por defecto y el rango de validez de los mismos para ejecutar el proceso de *Autoseup*TM de forma correcta.

Tabla 19 -Valores por defecto y rangos de aplicación para los parámetros empleados en el *Autoseup*TM

<i>Parámetro</i>	<i>Valor por defecto</i>	<i>Rango</i>
Profundidad de centrado (cm)	2,5	[0, 37] cm
Profundidad de centrado - TPR (cm)	20	[0, 37] cm
Profundidad de centrado – Usar preferencia(cm)	Deshabilitado	Habilitado Deshabilitado
Método de centrado	Eje del colimador	Eje del colimador Campo de radiación
Tolerancia en el centrado (cm)	0,1	[0,1, 2]
Desviación del ángulo en el campo circular (°)	4,1	[0, 10]
Tolerancia en Histéresis (cm)	0,05	[0,01, 1]
Tolerancia en el Nivelado (cm)	0,1	[0, 2]
Tolerancia en el Centrado del anillo (cm)	0,05	[0,01, 1]
Desviación superficie del agua (cm)	0,00	[-0,20, 0,20]

En la profundidad de centrado, el usuario puede definir un valor predeterminado, aunque por defecto este parámetro está deshabilitado.

En referencia al método de centrado, el valor por defecto es el centrado respecto al eje del colimador por lo que a lo largo del proceso el software pide al usuario que cambie la orientación del colimador. Si el usuario prefiere emplear siempre el mismo ángulo de colimador, se seleccionaría la opción de ‘campo de radiación’.

ANEXO 2 – Simulaciones creadas con el software PRIMO

El software PRIMO tiene una interfaz sencilla que facilita la configuración de las simulaciones Monte-Carlo. Para iniciar una simulación con PRIMO [45], se debe escribir en primer lugar un nombre para el proyecto en el apartado ‘Project ID’ que se puede ver en la Figura 68. En la misma ventana se elige el LINAC¹⁰ utilizado en la simulación y el modo de operación (fotones o electrones). En el presente trabajo el modelo que más se ajustaba a las necesidades fue el *Varían Clinac 3200*. Las simulaciones fueron realizadas en un equipo Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2660 v3 @ 2.60GHz con 16GB de memoria RAM y con 23 núcleos en paralelo trabajando al mismo tiempo.

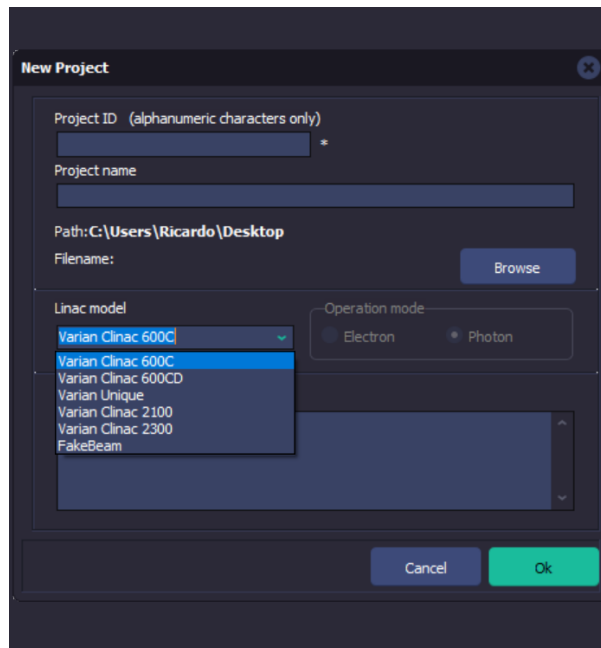


Figura 68 -Ventana para crear un nuevo proyecto de simulación en el software PRIMO

¹⁰ En las últimas versiones del software solo se han conservado los modelos de la casa comercial Varían. Los modelos de Elekta utilizados estaban obsoletos y la casa comercial sueca no quiere compartir los datos de sus geometrías con los desarrolladores del software PRIMO.

Posteriormente, se definen los parámetros relevantes de la simulación en el segmento 1 (Figura 69).

- Energía nominal: Es la energía de trabajo de la simulación. Para fotones se define en unidades MV y para electrones en MeV respectivamente.
- Energía inicial: Es la energía recomendada por los desarrolladores para iniciar la simulación medida en MeV.
- Energía FWHM: Anchura a mitad de altura de una distribución normal de la energía inicial medida en MeV.
- Focal spot: Radio de la mancha focal del haz expresado en centímetros.
- Divergencia del haz: Es el ángulo de inclinación del haz respecto al fantoma. En todos los casos se ha considerado 0°.

La mayoría de los parámetros son configurables, aunque en el caso de la energía inicial, los autores recomiendan iniciar la simulación en un valor concreto. Para este trabajo, se realizaron unos tests de ensayo y error con el fin de definir qué valores de la energía y punto focal del FWHM se ajustaban mejor en el caso de una simulación de energía 6 MV y tamaño de campo de 10x10 cm² en el caso de fotones. Para el caso de electrones se empleó la energía 6 MeV y el aplicador de 10x10 cm². Estos resultados se extrapolaron a todas las simulaciones y todas las energías de fotones y electrones que se emplearon en el estudio.

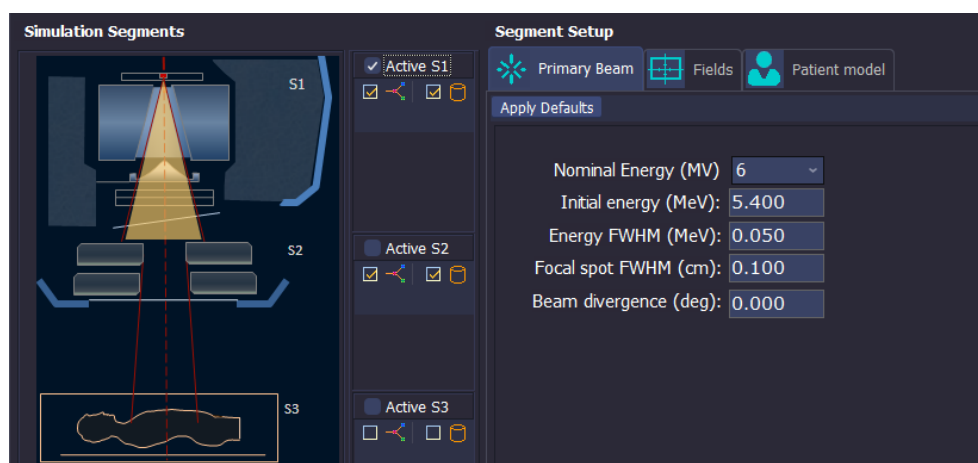


Figura 69 - Simulación del segmento s1 donde se encuentran algunos parámetros de la simulación que deben ser definidos como la energía nominal, energía inicial, energía del FWHM y punto focal del FWHM

Antes de arrancar la simulación del segmento s1, hay otros aspectos que deben ser configurados. El número de historias (partículas) iniciales o el tiempo de simulación (Figura 70) van a ser unos parámetros cruciales que deben ser ajustados antes de iniciar una simulación definitiva ya que van a ser en gran medida responsables de los resultados estadísticos obtenidos al final de la simulación. Es recomendable realizar simulaciones previas con un reducido número de partículas para determinar el tiempo total de cálculo. Se debe colocar en una balanza la incertidumbre estadística obtenida frente al tiempo de cálculo y llegar a un consenso. En este punto también se pueden definir el número de procesadores que van a intervenir en los cálculos y las semillas (*seeds*) de números aleatorios que inician las simulaciones. Los números aleatorios irán cambiando al pulsar sobre el símbolo de los dados.

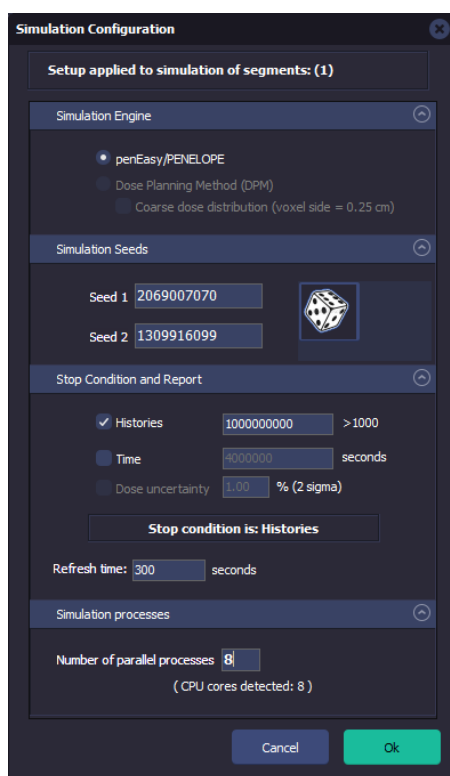


Figura 70- Otros parámetros configurables del segmento 1 como son las semillas iniciales, el número de historias, el tiempo de cálculo o el número de procesadores involucrados en el cálculo

Con el fin de poder reducir de una forma inteligente el tiempo de cálculo para realizar una simulación del transporte de radiación a través del cabezal de un LINAC y de un fantoma o paciente se deben emplear técnicas de reducción de varianza. En la Figura 71 se muestran las diferentes técnicas de reducción de varianza que puede utilizar el software PRIMO. En estas se incluyen la técnica de forzar las interacciones de radiación de frenado (*bremstrahlung*) en el blanco, un *splitting* simple en el fantoma o paciente y dos técnicas de *splitting* desarrolladas por los autores (rotacional y roulette) [46], [47].

Como regla general, el *splitting roulette* es más eficiente que el rotacional en bajas energías por lo que es el método recomendado para haces con energías inferiores a 15 MV. El campo de la región en la que se produce el *splitting* también va a ser importante. Con el fin de evitar posibles sesgos en la dosis depositada, los autores recomiendan que el radio de la zona de *splitting* debe ser fijado con respecto al tamaño máximo de campo que vaya a utilizarse. De esta forma se seleccionó la opción de ajustarlo al tamaño de campo seleccionado para el segmento s2.

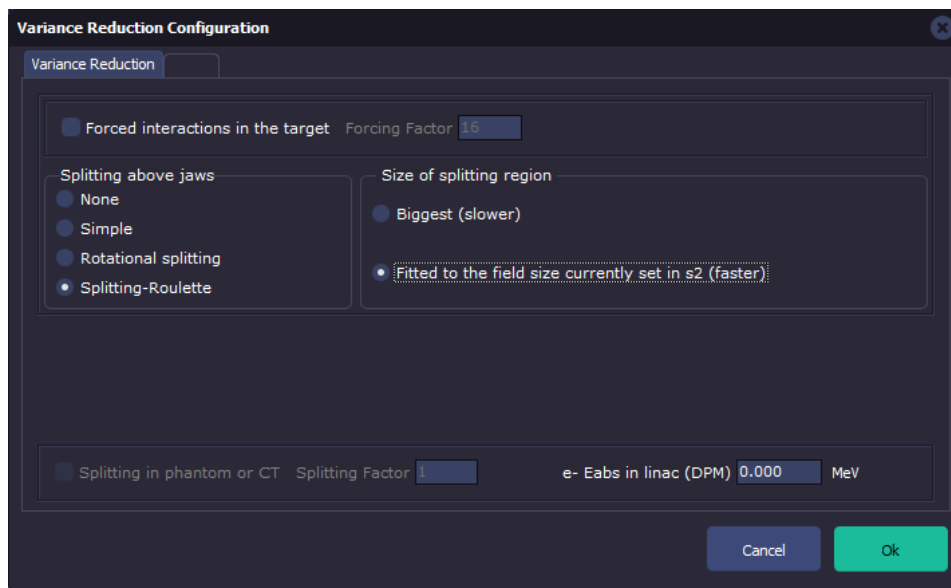


Figura 71 - Configuración de la reducción de varianza. Se pueden seleccionar ningún *splitting*, simple, rotacional o roulette en el segmento s1. También se da la posibilidad de seleccionar el tamaño de la región de *splitting* para ajustarlo a un tamaño grande o a un tamaño ajustado en función del segmento s2.

De acuerdo con la Figura 72, el tamaño de campo, la rotación de los ejes de gantry, colimador, mesa y el MLC se podrá seleccionar en el segmento s2. Para el caso que nos ocupa, todas las simulaciones se realizaron con el gantry, colimador (sin MLC) y mesa a 0°.

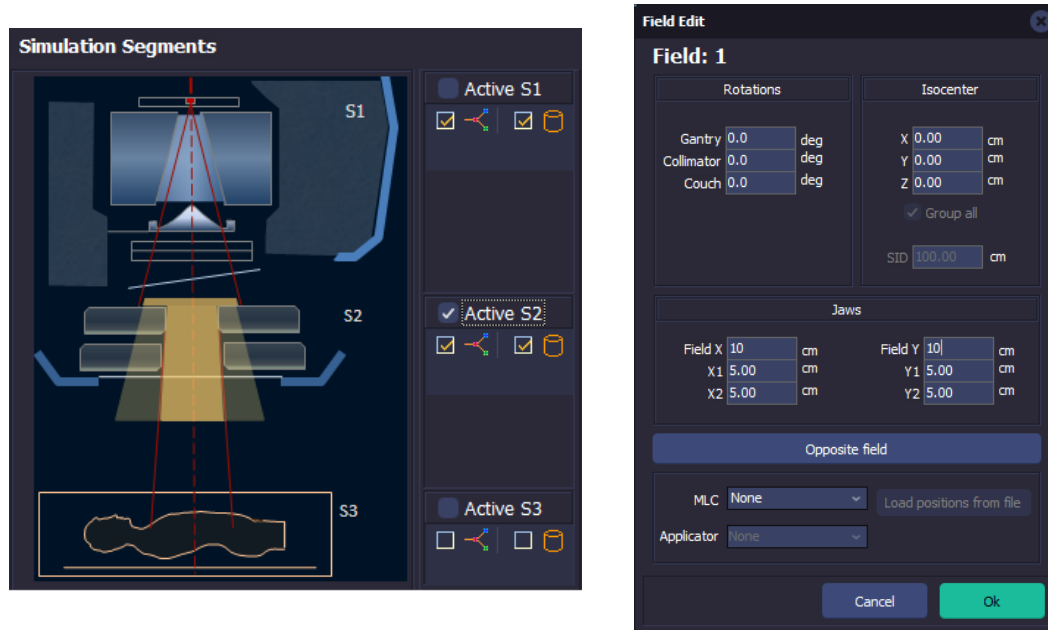


Figura 72 – En la imagen de la izquierda, se muestra el segmento que va a calcularse en la simulación y en la imagen de la derecha se muestra la ventana para editar el tamaño de campo, las rotaciones de gantry, colimador y mesa y definir el MLC

El último punto previo a una simulación sería el fantoma o paciente. PRIMO permite definir fantomas de agua, fantomas de planchas de un material determinado introduciendo previamente la densidad electrónica e imágenes CT en formato DICOM¹¹ [48]. Para el trabajo se utilizó un fantoma de agua rectangular por simplicidad con un tamaño (x,y,z)= (45,45,40) como el que se muestra en la Figura 73. Con el fin de poder conseguir una resolución mayor en las dosis depositadas se modificó el tamaño del *bin* (región mínima donde se realizan las simulaciones) a 0,2 cm.

¹¹ Es el estándar internacional de transmisión, almacenamiento, procesamiento y visor de información sobre imagen médica que facilita la conectividad de dispositivos y sistemas médicos.



Figura 73- Segmento s3 donde se muestra la definición del fantoma de agua empleado y el tamaño mínimo (bin) donde se va a realizar la simulación

✓ Datos relevantes en las simulaciones de fotones

En el estudio que nos ocupa se emplearon dos energías de fotones (6 y 15 MV). Tras realizar los tests de ensayo-error para ajustar los rendimientos en profundidad y los perfiles laterales a los obtenidos por el acelerador Clinac DHX se determinan los parámetros iniciales que se muestran en la Tabla 20:

Tabla 20 - Parámetros iniciales de la simulación de fotones en el segmento 1 (s1)

Energía Nominal (MV)	6	15
Energía Inicial (MeV)	5.4	14.3
Energía FWHM (MeV)	0.05	0.05
Focal spot (cm)	0.1	0.1
Divergencia del haz (°)	0.0	0.0

Se realizaron simulaciones para los tamaños de campo 2x2, 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 y 40x40 cm² respectivamente. En la siguiente tabla se muestran el resto de los parámetros relevantes que completan las simulaciones como son el número de historias, el tiempo total de cálculo, el *splitting factor* y la incertidumbre estadística para las dos energías de fotones:

Tabla 21 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para la energía de 6 MV

Tamaño de campo (cm²)	2x2	5x5	10x10	20x20	30x30	40x40
N.º historias	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹	5·10 ⁸
Tiempo cálculo (h)	143.79	145.04	149.35	211.66	194.50	110.97
Splitting factor	100	100	100	300	100	100
Δ (%)	0.967	0.907	0.874	0.649	0.830	1.143

Tabla 22 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para la energía de 15 MV

Tamaño de campo (cm²)	2x2	5x5	10x10	20x20	30x30	40x40
Nº historias	5·10 ⁸	5·10 ⁸	5·10 ⁸	5·10 ⁸	5·10 ⁸	5·10 ⁸
Tiempo cálculo (h)	112.66	115.65	108.88	116.75	129.31	140.93
Splitting factor	100	100	100	100	100	100
Δ (%)	1.47	1.21	1.119	1.065	1.028	1.010

En la Tabla 21 se observa que el número de historias utilizadas es el mismo (10⁹) excepto para el tamaño de campo mayor ya que el tiempo de cálculo se desbordaba. La incertidumbre promedio de los casos estudiados es de 0,87%. Cabe señalar que debido a un error humano el *splitting factor* para el tamaño de campo 20x20 cm² fue de 300 por lo que el tiempo de cálculo se incrementó bastante.

En referencia a los parámetros empleados en los cálculos con la energía de 15 MV hubo que reducir el número de historias a 5·10⁸ para contener el tiempo de cálculo (Tabla 22). La incertidumbre promedio de todos los casos estudiados es de 1,15%.

✓ **Datos relevantes en las simulaciones de electrones**

En el estudio que nos ocupa se emplearon cinco energías de electrones (6, 9, 12, 15 y 18 MeV). Tras realizar los tests de ensayo-error para ajustar los rendimientos en profundidad y los perfiles laterales a los obtenidos por el acelerador Clinac DHX se determinan los parámetros iniciales que se muestran en la Tabla 23:

Tabla 23 – Parámetros iniciales de la simulación de electrones en el segmento 1 (s1)

Nominal Energy (MeV)	6	9	12	15	18
Initial energy (MeV)	6.85	9.78	13.37	16.61	19.97
Energy FWHM (MeV)	0.8	0.6	0.1	0.1	0.3
Focal spot (cm)	0.7	0.5	0.0	0.1	0.2
Beam divergence (°)	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

Se realizaron simulaciones para los aplicadores A10 (10x10 cm²) y A20 (20x20 cm²). En la siguientes tablas se muestran el resto de los parámetros relevantes que completan las simulaciones como son el número de historias, el tiempo total de cálculo y la incertidumbre estadística en todos los casos estudiados:

Tabla 24 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para el aplicador A10.

Energía (MeV)	6	9	12	15	18
Nº historias	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹
Tiempo total (h)	8.91	11.07	12.25	15.10	18.23
Δ (%)	0.833	0.625	0.596	0.579	0.544

Tabla 25 - Parámetros empleados y obtenidos en las simulaciones para el aplicador A20.

Energía (MeV)	6	9	12	15	18
Nº historias	10 ⁹	6.85·10 ⁸	10 ⁹	10 ⁹	10 ⁹
Tiempo total (h)	11.18	11.90	20.46	24.85	29.39
Δ (%)	0.832	0.743	0.561	0.539	0.522

En las simulaciones de electrones no se ha aplicado ningún *splitting factor* para reducir la varianza. En la simulación de la energía de 9 MeV para el aplicador A20, el número de historias simuladas es ligeramente inferior al resto debido a un error humano. Tal y como se observa no influye en los resultados finales. Tanto en el aplicador A10 como el A20, las incertidumbres estadísticas calculadas están todas por debajo del 1%.

ANEXO 3 – Medidas para el comisionado de un acelerador

Las medidas necesarias para el comisionado de un planificador (TPS) son muy dependientes del fabricante. En nuestro caso vamos a centrarnos en las medidas necesarias para realizar el comisionado del acelerador empleado para este estudio que se trata de un *Clinac DHX* y el planificador utilizado es el *Eclipse v.11* ambos productos de la casa comercial *Varian Medical Systems, Palo Alto, Ca.*

De acuerdo con la documentación facilitada por el fabricante [21], el grueso de medidas necesarias para el comisionado del acelerador se muestra mediante tablas. El fabricante deja a elección del usuario algunos parámetros como pueden ser el campo más grande y pequeño, profundidades de medida, etc...

Seguidamente se muestran las tablas con los bloques de medidas:

Tabla 26 - Medidas de PDDs de campos cuadrados sugeridas por el fabricante

PDDs		Tamaño de campo										
Campo	Más pequeño	4	6	8	10	12	15	20	25	30	35	Más grande
Open ¹²												

Todas las medidas se realizan a distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm. El campo más pequeño seleccionado fue el de 2x2 cm² y el campo más grande el de 40x40 cm². El rango de medida se recomienda que llegue a 30 cm de profundidad

¹² Se refiere a campos cuadrados formados con las mordazas

Tabla 27 - Medidas de perfiles de campos cuadrados a diferentes profundidades sugeridas por el fabricante

Open field Profiles ¹³		Tamaño de campo										
Profundidad (cm)	Más pequeño	4	6	8	10	12	15	20	25	30	35	Más grande
d_{max}												
5												
10												
20												
30												

Todas las medidas se realizan a SSD de 100 cm La profundidad del máximo ($d_{\max}$) va a depender de la energía que se esté comisionando. En el caso de fotones de alta energía, para la energía de 6 MV (1,4 cm) y para 15 MV (2,7 cm) respectivamente. Se recomienda que las colas tengan una longitud de 5 cm.

Tabla 28 - Medidas de perfiles diagonales del campo cuadrado más grande a diferentes profundidades

Open Diagonal Profiles ¹⁴	Tamaño de campo más grande
Profundidad (cm)	
d_{max}	
5	
10	
20	
30	

¹³ Perfiles de campos cuadrados

¹⁴ Perfiles de campos diagonales cuadrados

Todas las medidas se realizan a SSD de 100 cm. El campo seleccionado para los perfiles diagonales fue el de 40x40 cm². Se recomienda que las colas tengan una longitud de 3 cm o mayor.

En la documentación aportada por el fabricante también existen otras medidas que también son necesarias para el comisionado completo del acelerador pero que no van a abordarse en este estudio, aunque se mencionan para que el lector tenga constancia del volumen de medidas a realizar.

- ✓ PDDs de campos cuadrados con cuñas dinámicas¹⁵.
- ✓ Perfiles de campos cuadrados con cuñas dinámicas a 5 profundidades diferentes.
- ✓ Perfiles longitudinales con cuña dinámica para un tamaño de 15x15 cm² a una profundidad.
- ✓ Factores de transmisión de las bandejas.
- ✓ Factores de transmisión para el MLC
- ✓ *Output factors*¹⁶ para campos cuadrados.
- ✓ *Output factors* para campos cuadrados con cuñas dinámicas.

¹⁵ El acelerador Clinac DHX no tiene cuñas físicas, pero emplea cuñas dinámicas que simulan un campo con cuña mediante el movimiento de una de las mordazas para diferentes ángulos (10°, 20°, 30°, 45° y 60°)

¹⁶ Es el factor de corrección por la dispersión del colimador (S_c)

Bibliografía

- [1] SEFM, «Física Médica,» [En línea]. Available: <http://fisicamedica.es>.
- [2] Organización Mundial de la Salud, «Estadísticas Sanitarias Mundiales 2020: monitoreando la salud para los ODS, objetivo de desarrollo sostenible,» 2020.
- [3] S. E. d. O. Médica, «Las cifras del cáncer en España 2022,» SEOM, Madrid, 2022.
- [4] T. Mackie, J. Kapatoes, K. Ruchala, W. Lu, C. Wu y G. Olivera, «Image guidance for precise conformal radiotherapy,» *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, vol. 53, 2003.
- [5] G. Mageras y E. Yorke, «Deep inspiration breath hold and respiratory gating strategies for reducing organ motion in radiation treatment,» de *Seminars in Radiation Oncology*, 2004.
- [6] D. Jaffray, «Emergent technologies for 3-dimensional image-guided radiation delivery,» de *Seminars in Radiation Oncology*, 2015.
- [7] G. Delaney, S. Jacob, C. Featherstone y M. Barton, «The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines,» *Cancer*, vol. 104, 2015.
- [8] C. Perez, E. Halperin, D. Wazer y L. Brady, *Principles and Practice of Radiation Oncology*, 5th Edition ed., Perez and Brady's, 2007.
- [9] E. Lammanna, A. Gallo, F. Russo, R. Francaccio, A. Soriani y L. Strigari, «Intra-operative Radiotherapy with Electron Beam, Modern Practices in Radiation Therapy.,» de *InTech*, 2012.
- [10] K. Hongtrom y P. Almond, «Review of electron beam therapy physics.,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, 2006.
- [11] F. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York: John Wiley & Sons, 1986.
- [12] G. Knoll, *Radiation detection and measurement*, New York: John Wiley & Sons, 2000.
- [13] J. Pope, *Medical Physics: Imaging*, Oxford: Heinemann Educational Publishers, 1999.
- [14] A. Nahum, J. Rosenwald y P. Mayles, *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice.*, Taylor & Francis Group, 2007.
- [15] B. Bhardwaj, G. Trivedi, S. Prasher y M. Kumar, «[5.] BC Bhardwaj et al 2020 Commissioning of Clinac IX Trilogy Linear Accelerator for Stereotactic

- Radiosurgery. J. Phys.: Conf. Ser. 1531 012032,» *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1531, 2020.
- [16] TG-106, «Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM.,» *Medical Physics*, vol. 35, nº 9, 2008.
- [17] TG-40, «Comprehensive QA for radiation oncology. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,» *Medical Physics*, vol. 21, pp. 581-618, 1994.
- [18] PTW, «Beamscan Brochure,» 2019. [En línea]. Available: www.ptwdosimetry.com.
- [19] IBA Dosimetry, «Beam Scanning Brochure,» 2020. [En línea]. Available: www.iba.dosimetry.com.
- [20] Sun Nuclear Corp., «3D-Scanner datasheet,» 2020. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [21] Varian Medical Systems, «Eclipse Algorithms Reference Guide,» Palo Alto, CA. (USA), 2010.
- [22] T. Holmes y E. McCullough, «Acceptance testing of an automated scanning water phantom,» *Medical Physics*, vol. 10, pp. 698-700, 1983.
- [23] D. Mellenberg, R. Dahl y C. Blackwell, «Acceptance testing of an automated scanning water phantom,» *Medical Physics*, vol. 17, pp. 311-314, 1990.
- [24] TG-45, «AAPM code of practice for radiotherapy accelerators. Report of the AAPM Radiation Therapy Task Group nº 45,» *Medical Physics*, vol. 21, nº 7, pp. 1093-1121, 1994.
- [25] A. Savitzky y M. Golay, «Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures,» *Analytical Chemistry*, vol. 36, pp. 1627-1639, 1964.
- [26] R. Tortosa, N. Chinillach, J. Diaz, R. Cibrian y S. Díez, «Verificación del sistema de Autosetup en el fantoma de agua 3D-Scanner,» de *8 Congreso conjunto SEFM-SEPR*, Oviedo, SEFM-SEPR, 2023, pp. 943-944.
- [27] Systat Software Inc., «SigmaPlot v. 12,» 2011.
- [28] A. Mesbahi, R. Reilly y D. Thwaites, «Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator,» *Appl. Radiat. Isot*, vol. 64, nº 6, pp. 656–662,, 2006.
- [29] R. Capote, R. Jeraj, C. Ma, D. Rogers, F. Sanchez-Doblado, J. Sempau, J. Seuntjens y J. Siebert, «Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy,» Vienna, 2006.

- [30] M. Cortes-Guirado, J. Quesada, M. Gallardo y R. Capote, «An implementation to read and write IAEA phase-space files in GEANT4-based simulations,» *Int. J. Radiat. Biol.*, vol. 88, nº 1-2, p. 200–208, 2012.
- [31] M. Rodriguez, J. Sempau y L. Brualla, «PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs,» *Strahlenther Onkol*, vol. 189, p. 881–886, 2013.
- [32] F. Salvat, J. Fernandez-Varea, E. Acosta y J. Sempau, PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NUCLEAR ENERGY AGENCY, 2009.
- [33] J. Van Dyk, R. Barnett, J. Cygler y P. Shargge, «Commissioning and quality assurance of treatment planning computers,» *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 26, pp. 261-273, 1993.
- [34] D. Low, W. Harms, R. Gerber, J. Wong y J. Purdy, «A technique for the quantitative evaluation of doce distributions,» *Med Phys*, vol. 25, pp. 656-661, 1998.
- [35] Sun Nuclear Corp., «IC Profiler datasheet,» 2022. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [36] Sun Nuclear Corp., «IC Profiler reference guide,» 2020. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [37] Standard Imaging, «Exradin Detectors,» 2018. [En línea]. Available: www.standardimaging.com.
- [38] Sun Nuclear Corp., «SNC125c datasheet,» 2022. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [39] PTW, «Detectors for ionizing radiation,» 2022. [En línea]. Available: www.ptwdosimetry.com.
- [40] Sun Nuclear Corp., «Edge detector brochure,» 2015. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [41] PTW, «microDiamond - Synthetic diamond detector for high precision dosimetry,» 2016. [En línea]. Available: www.ptwdosimetry.com.
- [42] Sun Nuclear Corp., «SNC350p datasheet,» 2015. [En línea]. Available: www.sunnuclear.com.
- [43] I. Das, G. Ding y A. Ahnesjo, «Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry,» *Medical Physics*, vol. 35 (1), pp. 206-15, 2008.
- [44] R. Tortosa, R. Cibrian, S. Diez, M. Giner, N. Chinillach y C. Manjon, «Simulación MonteCarlo de electrones con PRIMO: comparación con datos experimentales de

- tres cámaras plano-paralelas,» de 7º Congreso conjunto SEFM-SEPR, Online, SEFM-SEPR, 2021, pp. 634-635.
- [45] L. Brualla, M. Rodríguez y J. Sempau, «PRIMO User Manual,» 2019. [En línea]. Available: www.primoproject.net.
- [46] L. Brualla y W. Sauerwein, «On the efficiency of azimuthal and rotational splitting for Monte Carlo simulation of clinical linear accelerators,» *Radiat Phys Chem*, vol. 79, p. 929–932, 2010.
- [47] M. Rodríguez, J. Sempau y L. Brualla , «A combined approach of variance reduction techniques for the efficient Monte Carlo simulation of linacs.,» *Phys Med Biol*, vol. 57, p. 3013–3024, 2012.
- [48] «Digital Imaging and Communications in Medicine,» [En línea]. Available: <http://dicom.nema.org>.
- [49] E. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna: IAEA, 2005.
- [50] C. Pinza y F. Lliso, Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico, Madrid: SEFM, 2009.

