



**UNIVERSIDAD
DE GRANADA**

Facultad de Medicina

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN AVANCES EN RADIOLOGÍA
DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA Y MEDICINA FÍSICA**

TRABAJO FIN DE MASTER

**Verificación de tratamientos complejos
de radioterapia externa mediante
el sistema ArcCheck**

Presentado por:

D^a. Ana Isabel Ontiveros Fernández

Curso Académico 2021/2022

Resumen

En los últimos años se ha producido un gran avance en radioterapia gracias al desarrollo de nueva instrumentación y nuevas técnicas. Entre estas técnicas destacan la IMRT y la VMAT, que han permitido conseguir una mayor conformación de la dosis en la zona de interés y una disminución de la misma en los órganos de riesgo. La mayor complejidad de los tratamientos ha llevado a la necesidad de una verificación más estricta y precisa antes de suministrarlos al paciente. Con este fin, se emplean dispositivos basados en semiconductores y cámaras de ionización para reproducir la distribución de dosis impartida en los tratamientos y poder compararla con la calculada empleando el sistema de planificación.

En este trabajo se trata de establecer criterios de aceptación para las verificaciones realizadas con el sistema ArcCheck de Sun Nuclear en distintas localizaciones tumorales, realizándose además un análisis de la homogeneidad y la dosis absorbida por el sistema para poder asegurar de este modo su correcto funcionamiento. Se pretende también estudiar la adecuación de los resultados obtenidos en las verificaciones empleando el dispositivo ArcCheck y los obtenidos con el *software* SunCheck de Sun Nuclear a partir de imágenes portales captadas con el panel iView del acelerador empleado.

Para este fin se recurre al análisis mediante herramientas de control estadístico de procesos de 323 medidas realizadas entre el 27 de abril de 2021 y el 1 de abril de 2022 en el servicio de Radioterapia del Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada. Se emplea para ello el criterio gamma de verificación de tratamientos con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm.

Se encuentra de acuerdo con los resultados una correlación entre ambas tolerancias, estableciéndose como criterio de verificación el análisis gamma con tolerancia 3%-2mm, más restrictivo y sensible que el 3%-3mm. Con los gráficos CUSUM se ha comprobado además el buen funcionamiento del equipo de medida. Finalmente se encuentra que los resultados arrojados por el dispositivo ArcCheck y el *software* SunCheck son equivalentes, pero no se ha conseguido establecer una correlación entre ellos.

Palabras clave: Radioterapia, IMRT, VMAT, índice gamma, ArcCheck, distribución de dosis, iView, SunCheck.

Abstract

In recent years has been observed a great advance in radiotherapy thanks to the development of new instrumentation and new techniques. Among these techniques, IMRT and VMAT stand out, which have made it possible to achieve a greater conformation of the dose in the area of interest and a decrease of it in the organs at risk. The increased complexity of treatments has led to the need for stricter and more precise verification of treatments before the administration to the patient. To this end, devices based on semiconductors and ionization chambers are used to reproduce the dose distribution imparted in the treatments and to compare it with the one calculated using the treatment planning system.

This work tries to establish acceptance criteria for the verifications carried out with the Sun Nuclear ArcCheck system in different tumor locations. In addition, an analysis of the homogeneity and the dose absorbed is performed by the system in order to ensure a correct functioning of it. It is also intended to study the adequacy of the results obtained in the verifications with the ArcCheck device and those found with Sun Nuclear's SunCheck software from portal images using the iView panel of the accelerator used.

With this purpose, an analysis of 323 measurements has been executed using statistical process control tools between the 27 of April of 2021 and the 1 of April of 2022 in the Radiotherapy service of the San Cecilio Clinical University Hospital in Granada. The gamma criteria for verifying treatments with tolerances 3 %-3mm and 3 %-2mm has been used for it.

Results show a correlation between both tolerances, establishing the gamma analysis with 3 %-2mm tolerance, more restrictive than 3 %-3mm, as the verification criteria. With the CUSUM graphs, the correct operation of the ArcCheck device has been verified. Finally, has been found that the results obtained with the ArcCheck device and the software SunCheck are equivalent, but a correlation between them has not been established.

Key words: Radiotherapy, IMRT, VMAT, gamma index, ArcCheck, dose distribution, iView, SunCheck.

Índice

1	Introducción	5
1.1	Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)	6
1.2	Arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT)	8
1.3	Justificación de la necesidad de realizar una verificación en los tratamientos de IMRT y VMAT	10
1.4	Objetivos	10
2	Material y métodos	10
2.1	Aspectos clínicos	10
2.1.1	Muestra	10
2.1.2	Patologías	11
2.1.3	Sistema de planificación	11
2.2	Acelerador lineal de electrones (ALE)	12
2.2.1	Componentes externos de un ALE	13
2.2.2	Componentes internos de un ALE	14
2.2.3	ALE empleado	15
2.3	Equipos de verificación de tratamientos	16
2.3.1	Sistema ArcCheck	16
2.3.2	Sistema SunCheck	18
2.3.3	Pruebas de calidad del sistema	19
2.4	Criterios de verificación de tratamientos	19
2.4.1	Índice Gamma	19
2.5	Análisis estadístico e incertidumbres	20
2.5.1	Estudio de la normalidad. Métodos de Saphiro-Wilk y Lilliefors	21
2.5.2	Estudio de la correlación. Test de Spearman	22
2.5.3	Gráficos CUSUM	22
3	Resultados y discusión	25
3.1	Valores del índice gamma en función de la localización del tumor	25
3.2	Análisis de la dosis absorbida	28
3.3	Comparación entre los sistemas de verificación de tratamientos ArcCheck y SunCheck	33
4	Conclusiones	35
	Referencias	37
A	Apéndices	39
A.1	Informe de control de calidad generado con el <i>software</i> SunCheck de Sun Nuclear	39

1 Introducción

El cáncer constituye una de las principales causas de morbi-mortalidad global. La International Agency for Research on Cancer estimó que en el año 2018 se diagnosticaron unos 18,1 millones de cánceres en el mundo, alcanzándose los 19,3 millones de casos nuevos en el año 2020 (últimos datos disponibles estimados dentro del proyecto Global Cancer Observatory: CANCER TODAY (GLOBOCAN)). Las estimaciones a nivel mundial indican también que el número de nuevos casos aumentará en las dos próximas décadas hasta llegar a 30,2 millones al año en 2040 [1]. Estos datos muestran la gran importancia de encontrar y emplear terapias adecuadas para la lucha contra el cáncer. La radioterapia, junto con otros tratamientos como la cirugía y la quimioterapia, es una de las principales armas terapéuticas usadas con este fin, empleándose en un gran número de pacientes diagnosticados de tumores malignos.

La radioterapia consiste en la utilización de radiaciones ionizantes como tratamiento de diversas enfermedades, especialmente neoplásicas, aunque también se emplea con fines paliativos (dolor por metástasis óseas, síndrome de la vena cava superior, metástasis cerebrales o compresión medular) y para tratar patologías benignas (como podrían ser malformaciones arteriovenosas, meningiomas o la artritis inflamatoria). Además, en las últimas décadas ha tenido lugar un gran desarrollo tecnológico en radioterapia, guiado por el objetivo de adecuar con cada vez más precisión la distribución de dosis al volumen del tumor lo que ha llevado al desarrollo de nuevas técnicas como la IMRT y la VMAT. Todo esto ha permitido, además, ir aumentando paulatinamente en algunas patologías las dosis suministradas al tumor, disminuyendo a la par en muchas ocasiones las dosis a los órganos de riesgo.

De manera general, un tratamiento radioterápico consta de diferentes etapas. Una de ellas es la localización de los volúmenes a tratar, en los que se prescribe una dosis absorbida, y de los órganos de riesgo que pueden verse afectados, para los cuales se establece una dosis absorbida de tolerancia. A continuación se procede a la planificación del tratamiento, usando los sistemas de planificación, de los que se hablará más adelante. El paso siguiente sería la simulación del tratamiento para después realizar el tratamiento propiamente dicho en la máquina elegida. Para comprobar que el tratamiento se lleva a cabo de acuerdo con lo planificado, se utilizan equipos de imagen que permiten comparar las obtenidas en la simulación real o virtual del tratamiento con las que se obtienen en el momento de la ejecución del mismo. También existen otros equipos que facilitan todo el proceso de traspaso de datos del sistema de planificación a las unidades de tratamiento y permiten controlar los parámetros a seleccionar para la irradiación de cada paciente. Además, como paso previo a la utilización de las máquinas para tratamiento, éstas deben estar calibradas en unas condiciones establecidas [2]. En la Figura 1 se observa un esquema en el que se resume el proceso radioterapéutico.

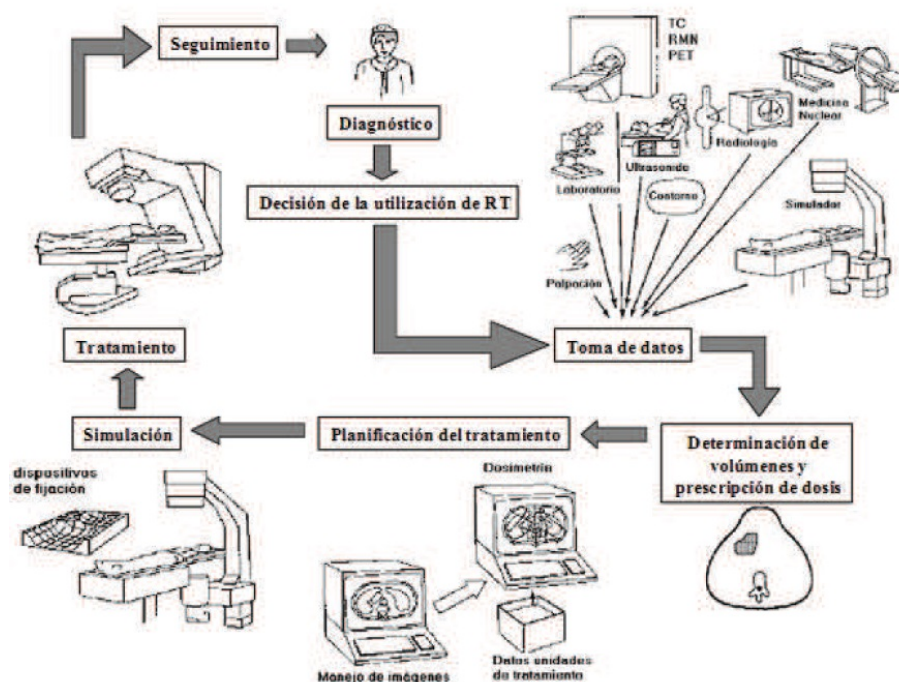


Figura 1: Representación esquemática del proceso radioterapéutico. (Figura tomada de: [3])

Debe procurarse por todos los medios evitar errores sistemáticos en las diferentes etapas del proceso de radioterapia y reducir los errores aleatorios mediante buenas técnicas y procedimientos. Cada etapa desempeña un papel fundamental en el proceso completo y cualquier deficiencia en alguna de ellas puede dar origen a fallos en el resultado final. Es muy importante, por tanto, disponer de una infraestructura tecnológica adecuada, personal especializado (tanto médico como de otras categorías profesionales) y la aplicación de procedimientos y protocolos orientados a garantizar no solamente la eficacia del tratamiento antitumoral, sino también la adecuada protección de los tejidos y órganos adyacentes contra los efectos nocivos de la radiación [4]. Con este fin, en los últimos años se han incorporado nuevas modalidades de imágenes, computadoras, *software* más potentes y nuevos sistemas de irradiación como aceleradores lineales avanzados.

1.1 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

La IMRT (*Intensity – modulated radiation therapy*) permite obtener distribuciones de dosis de radiación ajustadas al tumor evitando irradiar en la medida de lo posible los órganos de riesgo. Este procedimiento es posible gracias a, por una parte un *software* de planificación inversa y, por otra, a la modulación de la intensidad del haz de radiación mediante el uso de haces múltiples durante el tratamiento [5].

La planificación inversa es un proceso de optimización en el que, además de definir el objetivo de dosis total necesaria en el volumen tumoral, el médico establece las restricciones de dosis necesarias para proteger los distintos tejidos normales involucrados. De acuerdo a estas indicaciones, el computador elabora, en base a un algoritmo de cálculo iterativo, un plan de irradiación que satisface los perfiles de dosis requeridos [6].

En lo que respecta a la modulación de la intensidad del haz, se utilizan múltiples haces de radiación conformada que confluyen sobre el objetivo tumoral desde varios ángulos de entrada. Cada campo de tratamiento está formado por la suma de varios segmentos, de modo que se generan diferentes niveles de intensidad de dosis en los distintos puntos de cada campo. Este efecto se logra con un colimador de multiláminas (MLC, por su nombre en inglés Multileaf Collimator Fig 2), dispositivo diseñado para dar forma al haz de radiación mediante múltiples bloques motorizados. Las dosis administradas por la suma de los campos crea en el paciente un volumen de tratamiento en el que los órganos y tejidos normales quedan ubicados en zonas restringidas y el tejido tumoral en las zonas de mayor exposición [6].

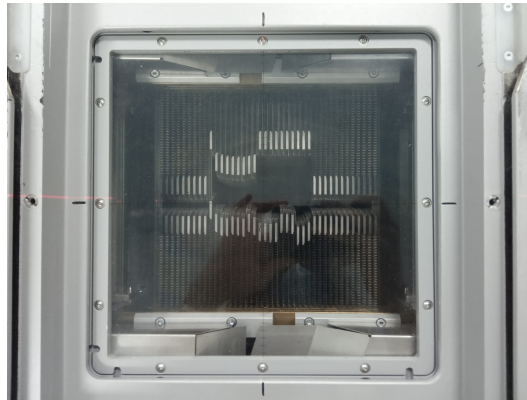


Figura 2: Colimador multiláminas del acelerador Artiste de Siemens del Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada

La IMRT presenta claras ventajas dosimétricas en comparación con otras técnicas como la radioterapia convencional 2D o la conformada 3D, ya que, no sólo se consigue una reducción significativa de la dosis en los tejidos normales (con la consecuente disminución de riesgo y complicaciones agudas y crónicas), sino además distribuciones de dosis más homogéneas y conformadas a la anatomía de los volúmenes involucrados (véase Fig3) disminuyendo las zonas de penumbra en los límites del volumen blanco. Estos factores permiten el aumento de la dosis en el tejido tumoral y la reducción simultánea de la dosis en órganos normales, con el consiguiente aumento de la razón terapéutica. Finalmente, el plan de tratamiento puede ser diseñado considerando diferentes fraccionamientos para distintos volúmenes, permitiendo lograr diferentes condiciones radiobiológicas para tejidos normales y tumorales que pueden mejorar aún más la respuesta del tumor y la preservación funcional [6].

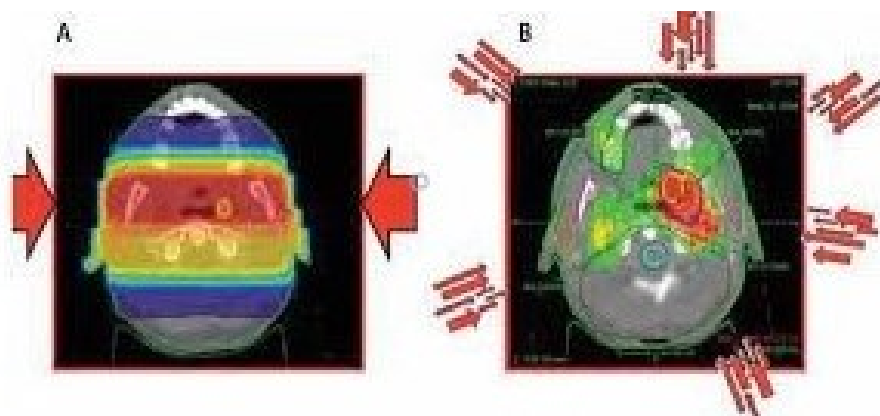


Figura 3: A. Dosimetría de un paciente de cáncer de amígdala con planificación 2-D convencional usando campos paralelos opuestos y *boost* convencional. B: El mismo paciente con un plan de intensidad modulada en que múltiples haces de diferentes intensidades inciden desde distintos ángulos para esculpir una distribución de dosis con protección del cerebro, tronco encefálico, mandíbulas, mucosa oral y glándulas parótidas. (Figura tomada de [6]) .

1.2 Arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT)

La VMAT (Volumetric modulated arc therapy) fue introducida en 2007 y descrita como una técnica de radiación novedosa que permitía la variación simultánea de tres parámetros durante la administración del tratamiento con un acelerador: la velocidad de rotación del *gantry*, la forma del campo de radiación mediante el movimiento de las hojas del MLC y la tasa de dosis. Mientras que la IMRT requiere del uso de arcos superpuestos múltiples para lograr una distribución de dosis satisfactoria, las técnicas VMAT permiten tratar todo el volumen objetivo utilizando uno o dos arcos, aunque los casos complejos pueden requerir más [7].

La radioterapia en arco VMAT es una técnica compleja de intensidad modulada que, comparada con los campos estándar fijos de IMRT, permite tratar los tumores desde todos los ángulos, lo que puede proporcionar ventajas en términos de la distribución de dosis, permite reducir el tiempo de tratamiento e incluso las unidades de monitor (UM). La VMAT trata los volúmenes blancos de una vez, con aceleradores capaces de realizar planes altamente conformados, en un tiempo que va de 1 a 3 minutos [8]. El principal objetivo de esta técnica es así, además de mejorar la conformidad del haz, disminuir el tiempo de tratamiento.

Se han realizado numerosos estudios comparando la IMRT y la VMAT. En general, la principal ventaja de la segunda sobre la primera es que, en principio, proporciona mayor flexibilidad a la hora de generar planes de tratamiento altamente conformados de un modo más rápido y, muchas veces, con una disminución de la dosis de radiación en el resto del cuerpo. En las Figuras 4 y 5 se observa que la preservación rectal fue mejor con VMAT mientras que la preservación de la vejiga fue mejor con IMRT. La cabeza femoral (Figura 4) y la preservación del intestino fueron mejores con VMAT. La Figura 5 muestra la comparación de las dosis de OAR (Figura 5a) y la cobertura de PTV (Figura 5b). En general, con la VMAT se logra una mejor conformación del haz en el tejido tumoral y

una menor dosis en el tejido sano.

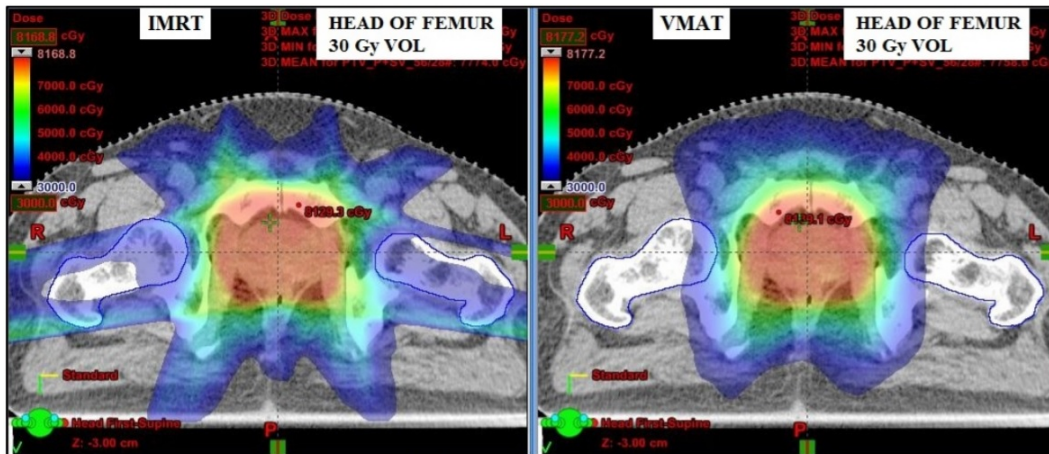
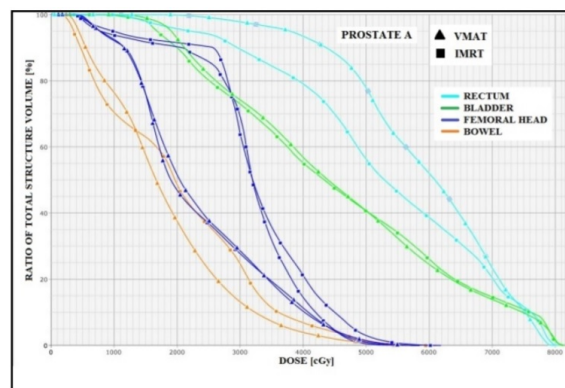
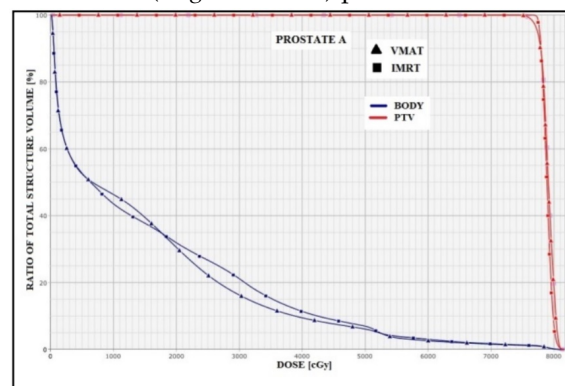


Figura 4: Comparación de dos planes para el tratamiento del cáncer de próstata: IMRT frente a VMAT (Véase explicación en el texto.). Figura tomada de [9] .



(a) Histograma dosis-volumen para un caso de próstata que muestra la comparación de las dosis de OAR (*Organs At Risk*) para VMAT e IMRT.



(b) Histograma de volumen de dosis de un caso de próstata que muestra la comparación de la dosis corporal y la cobertura de PTV para VMAT e IMRT.

Figura 5: (Figuras tomadas de [9].)

En definitiva, empleando VMAT es posible en muchos casos reducir el tiempo de tratamiento, con mayor seguridad y precisión. Además, permite irradiar volúmenes de menor tamaño a dosis más altas, reduciendo la dosis de radiación de los tejidos sanos que rodean al tumor. De este modo, se obtiene una mayor eficacia en los resultados, es decir, mayores tasas de control tumoral y menor toxicidad en los tejidos sanos [10].

1.3 Justificación de la necesidad de realizar una verificación en los tratamientos de IMRT y VMAT

Tanto la IMRT como la VMAT son técnicas que presentan una mayor complejidad a la hora de la planificación que otras técnicas tradicionales. Esto hace que cobre aún más importancia la verificación de los tratamientos antes de ser suministrados a los pacientes. Con este fin se han diseñado diferentes equipos que hacen más simple estos procesos de verificación. Se busca una mejora no solo de la eficiencia, sino también de la precisión en la medida de dosis. Para ello, se ha recurrido a dispositivos que emplean diferentes geometrías con diodos o cámaras de ionización distribuidos por todo su volumen para medir la dosis absorbida.

1.4 Objetivos

En este trabajo se emplea el sistema de verificación de tratamientos ArcCheck (Sun Nuclear) para obtener distribuciones de dosis impartidas, mediante un acelerador Infinity de Elekta, en tratamientos complejos de radioterapia externa y compararlas con las calculadas haciendo uso del sistema de planificación de tratamientos Pinnacle (Philips). El objetivo principal es establecer las condiciones para la aceptación o el rechazo de las verificaciones de tratamientos para cada localización tumoral. Posteriormente, y en el caso de pacientes con cáncer de próstata, se comparan los resultados obtenidos mediante este método con aquellos resultado de la verificación llevada a cabo con el sistema SunCheck Patient (Sun Nuclear), que trabaja con imágenes portal tomadas con el panel plano del acelerador (iViewGT system).

2 Material y métodos

2.1 Aspectos clínicos

2.1.1 Muestra

Para la realización de este estudio se han seleccionado un total de 323 pacientes, tratados con radioterapia en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada entre el 27 de abril de 2021 y el 1 de abril de 2022 en el acelerador Infinity de Elekta, ya que en la unidad de radioterapia de dicho hospital se cuenta con dos aceleradores lineales de uso clínico.

Para el estudio con el sistema SunCheck se han seleccionado aquellos pacientes que padecían cáncer de próstata, ya fuera localizado (34 pacientes) o loco-regional (30 pacientes), todos ellos tratados también durante el periodo mencionado anteriormente.

2.1.2 Patologías

En la Tabla 1 se muestran las principales localizaciones tumorales incluidas en el estudio y el número de pacientes que las padecían. Como se puede observar la localización tumoral más repetida es cabeza y cuello, con un total de 84 casos. A ésta le siguen próstata y pulmón, con 64 y 33 casos respectivamente. Las localizaciones menos frecuentes son las incluidas en "Otras" donde se encuentran localizaciones tumorales con sólo 1 o 2 casos en el periodo de estudio; por ejemplo axila, ano, parótidas, vulva, sarcoma o glúteos. Se ha hecho además un apartado especial en el que los pacientes considerados no corresponden a una localización tumoral concreta, sino a una técnica, la SBRT (Stereotactic Body Radiotherapy). El interés de esto reside en que esta técnica trata de irradiar de forma precisa una lesión extracraneal definida por imagen asociada con el uso de altas dosis de radiación administradas en un pequeño número de fracciones. La técnica requiere equipo de posicionamiento especializado e imágenes para confirmar la orientación correcta y permite preservar los tejidos sanos normales circundantes [11].

Localización	ORL	Próstata	Encéfalo	Pulmón	SBRT	Mama
Nº de pacientes	84	64	20	33	12	29
Localización	Vejiga	Cérvix	Recto	Endometrio	Esófago	Otras
Nº de pacientes	4	12	9	12	5	39

Tabla 1: Número de pacientes considerados en el estudio según la localización del tumor.

Conviene diferenciar dentro del caso de las próstatas entre próstatas locales y loco-regionales, debido a que el tratamiento de las segundas suele presentar una mayor complejidad lo que hace que los resultados a la hora de las verificaciones sean algo peores que en el caso de las locales. De las 64 próstatas, 34 son próstatas de tipo local y 30 son loco-regionales.

2.1.3 Sistema de planificación

El diseño de los planes de irradiación para tratamiento, se realiza mediante sistemas de cálculo (estaciones de cálculo) que permiten conocer cuál es la distribución de dosis correspondiente a un conjunto de configuraciones del acelerador. Para ello son necesarios varios elementos [12]:

- Modelo virtual del acelerador, que permita determinar la fluencia de un haz que se obtiene a través del sistema de colimación para unas unidades de monitor seleccionadas para las diferentes configuraciones del acelerador. La fluencia que produce el acelerador debe poder ser administrada según diferentes incidencias en un mismo plano que contenga al isocentro [12].
- Modelo virtual del paciente, obtenido de una tomografía axial computarizada, en el cual se hará el diseño de volúmenes y se procederá al cálculo de la distribución de dosis [12]. Cabe mencionar que pueden usarse, y se usan, otros tipos de imagen para la determinación de los volúmenes de interés.
- Algoritmo de cálculo, que calcule la distribución de dosis en el interior del paciente teniendo en cuenta sus características de heterogeneidad. Existen diferentes opcio-

nes implementadas en los sistemas de planificación: “pencil beam convolution”, “AAA”, “collapsed cone convolution”, “Accuros”, algoritmos que implementan Monte Carlo... La exactitud en el cálculo no es equivalente para todos ellos y se pone de manifiesto sobre todo en condiciones de pérdida de equilibrio electrónico y de falta de homogeneidad [12].

- Algoritmo de optimización que implemente la modulación de fluencia de los haces. Hay dos opciones claras, por una parte se tienen algoritmos de optimización inversa que calculan previamente los mapas de fluencias de cada haz y después los convierten a segmentos y algoritmos de planificación directa, en los que los usuarios pueden diseñar segmentos basándose en criterios geométricos desde la perspectiva del haz y posteriormente ajustar los pesos de los mismos. Esta segunda opción, permite llegar a distribuciones de dosis equivalentes con un consumo de recursos de la máquina menor. De hecho, las evoluciones implementadas de forma automática en los planificadores (“Direct Machine Parameter Optimization”, “Direct Aperture Optimization”) han procedido al cálculo previo de segmentos para posteriormente optimizarlos. De esta forma, han conseguido tratamientos más eficaces que los implementados mediante optimización “inversa”. Es importante reseñar, que dependiendo de los criterios previos que se elijan para la optimización puede variar el nivel de complejidad del cálculo de la distribución de dosis. Un ejemplo claro es la restricción que se determine para el tamaño mínimo de campo. Cuanto menor sea éste mayor será la complejidad del cálculo [12].

La distribución de dosis calculada debe corresponderse con la administrada por el acelerador dentro de unas incertidumbres asociadas. En el proceso radioterápico son aceptados unos determinados valores para estas tolerancias que el tratamiento debe cumplir [12].

Para elaborar los tratamientos que se han considerado en este estudio se ha empleado el planificador “Oracle Virtual Desktop Client” de Philips (más conocido como Pinnacle), versión 3.2.0.27.

2.2 Acelerador lineal de electrones (ALE)

Dentro de la radioterapia se distinguen varias de tratamiento diferentes. La más común es la radioterapia externa, en ella se coloca en el exterior se habla de radioterapia externa. Las unidades productoras de radiación básicas de cualquier unidad de radioterapia externa son los llamados aceleradores lineales de electrones (ALE). En general, la radiación producida por este tipo de dispositivos es de alta energía y forma un espectro que va desde unos pocos keV hasta decenas de MeV dependiendo del modelo del dispositivo.

El funcionamiento de cualquier ALE se basa en la introducción de radiofrecuencias de alta potencia junto con electrones producidos mediante el calentamiento de un filamento (efecto termiónico) en una guía de ondas aceleradora. Los electrones son acelerados mediante un campo eléctrico hasta velocidades próximas a la de la luz y se hacen impactar en un material blanco. El material blanco frena a los electrones produciéndose fotones, que en muchos casos se hacen pasar por un filtro aplanador con el fin de que la tasa de dosis sea homogénea y por una serie de colimadores para enfocar la radiación hacia el paciente. En el caso de los tratamientos con electrones, éstos son acelerados

directamente y no se hacen impactar con el blanco, sino que sólo son dispersados y se hacen colisionar con el paciente. En este último caso es necesario el uso de aplicadores que permiten la colimación y una mayor pureza del haz. Con este fin los ALE cuentan con un gran número de componentes que se dividen en externos e internos [13].

2.2.1 Componentes externos de un ALE

Entre los componentes externos de un ALE encontramos

- Estativo: Soporte del tubo de rayos X.
- Gantry: Parte del acelerador que sostiene y permite realizar los posibles movimientos del cabezal de tratamiento. La rotación del *gantry* tiene la finalidad de minimizar la dosis al tejido sano que inevitablemente ha de ser atravesado por el haz de radiación.
- Rotación del colimador
- Isocentro: Corresponde al punto del espacio definido por la intersección del eje del colimador, el eje horizontal del gantry y el eje de la mesa.
- Sistema de láseres: Localiza el isocentro y facilita la colocación del paciente.
- Mesa de tratamiento: Lugar donde se coloca al paciente para la irradiación. Los movimientos del tablero son: laterales, longitudinales y verticales. Con ellos se sitúa el punto anatómico del isocentro de la planificación del tratamiento al isocentro del acelerador. También tiene movimientos de rotación isocéntrica de la mesa y de rotación del tablero. Existen en la actualidad mesas que disponen de otros dos movimientos angulares del tablero a lo largo de los ejes longitudinales y laterales. A las mesas que tienen estos movimientos las denominamos mesas 6D.

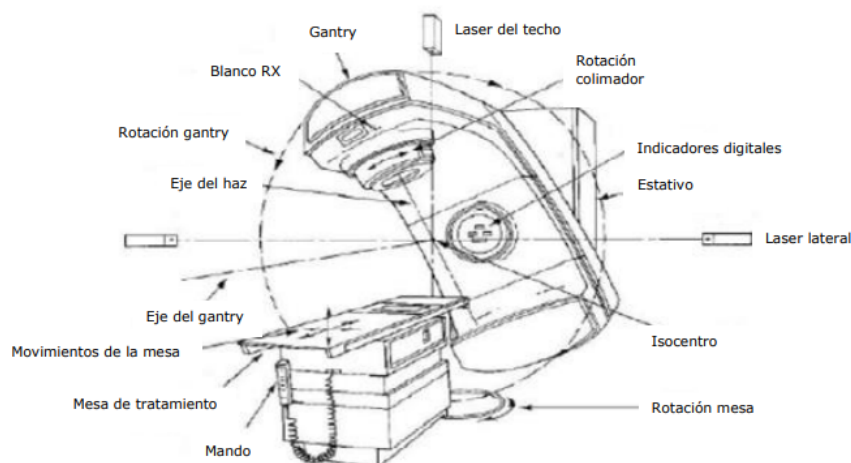


Figura 6: Componentes externos de un ALE. (Figura tomada de: [3])

2.2.2 Componentes internos de un ALE

Los principales componentes internos de un ALE son

- Generador de potencia:
- Modulador: Proporciona pulsos cuadrados de alta frecuencia simultáneamente al cañón de electrones (15 – 40 kV) y al sistema generador de microondas (120 kV)
- Magnetron o Klystron: Para la producción de radiofrecuencias de alta potencia.
- Sistema de producción de electrones: Los electrones se producen en el cátodo por efecto termoiónico y se dirigen hacia el ánodo siendo acelerados hasta aproximadamente un cuarto de la velocidad de la luz.
- Guía de ondas aceleradora: Acelera los electrones hasta aproximadamente 0.99 veces la velocidad de la luz. Pueden ser estacionarias o viajeras.
- Sistema deflector: Se encarga de orientar los electrones hacia el blanco mediante el uso de bobinas magnéticas.
- Blanco: Producción de fotones a medida que electrones son frenados por el material.
- Colimadores primario y secundario: Para definir el campo y limitar la transmisión de rayos X
- Filtro aplanador: Para homogeneizar la dosis absorbida
- Cámaras de ionización: Para controlar la fluencia energética de salida de los haces generados.
- Lámina dispersora: Cuando se trata con electrones sustituye al filtro aplanador
- Colimador multiláminas: Permite dar forma al campo de radiación a través de un sistema de colimación móvil formado por un conjunto de láminas sobre las que se puede actuar de forma independiente, y que se desplazan paralela o perpendicularmente a las mandíbulas del colimador secundario o lo sustituyen, dependiendo de los fabricantes [14].

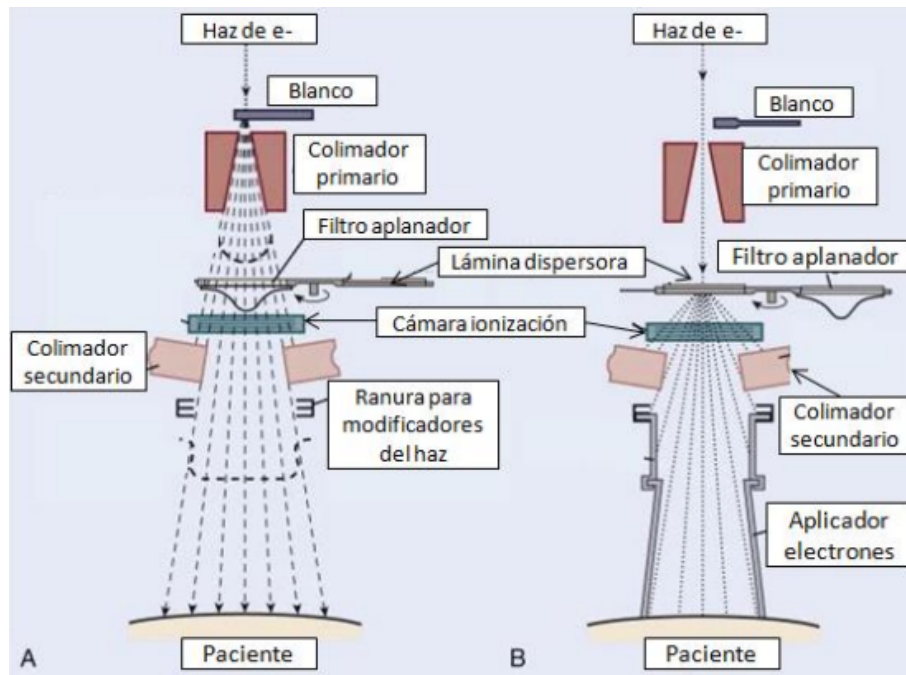


Figura 7: Componentes internos de un ALE. (Figura tomada de: [15])

2.2.3 ALE empleado

Como se ha comentado, el Hospital Universitario Clínico San Cecilio cuenta con dos aceleradores lineales de uso clínico de características diferentes para radioterapia. Para la realización de este estudio solo se han considerado los pacientes tratados en uno de ellos, concretamente un Elekta de Infinity (Fig. 8). Este acelerador proporciona energías nominales de rayos X de 6 y 15 MV, emplea un magnetrón para producir las radiofrecuencias de alta potencia y cuenta con una guía de onda de tipo viajera (más larga que la estacionaria).



Figura 8: Acelerador Infinity de Elekta del Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada

2.3 Equipos de verificación de tratamientos

2.3.1 Sistema ArcCheck

Ante la necesidad de garantizar la calidad de los tratamientos en radioterapia, se han desarrollado en los últimos años varios dispositivos de verificación (esto es, de comprobación de que los tratamientos planificados son viables para el acelerador y coinciden una vez suministrados con lo esperado) basados en cámaras de ionización o detectores de diodo que permiten la verificación de la dosis previa al tratamiento con resultados casi en tiempo real. Esto ha llevado a una amplia aceptación de esta tecnología para reemplazar la dosis puntual y la dosimetría de película y para facilitar la simplificación del control de calidad. Las características de estos dispositivos dependen del fabricante, siendo los más utilizados Delta4 (ScandiDos AB, Uppsala, Sweden), ArcCHECK (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL), MatriXX (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany), y Octavius29™ (PTW, Freiburg, Germany) [16]. Para llevar a cabo este trabajo el dispositivo usado de los mencionados ha sido el ArcCHECK de SunNuclear Fig. 9.

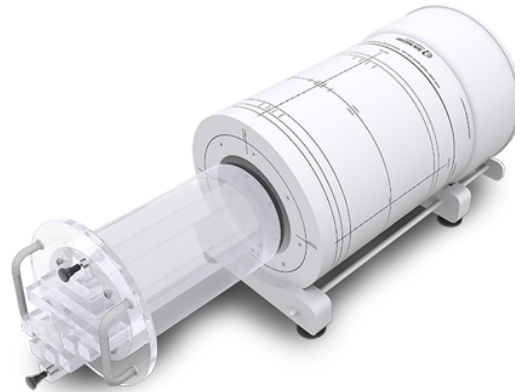


Figura 9: ArcCHECK. Equipo empleado para la verificación de tratamientos en radioterapia [17]

Este dispositivo cuenta con un total de 1386 diodos de silicio (0.8×0.8 mm), distribuidos en forma helicoidal a 3 cm de profundidad a lo largo del eje de un maniquí cilíndrico hecho de polimetilmetacrilato (PMMA). La parte del cilindro ocupada por diodos mide 21 cm de largo y 21 cm de diámetro y presenta una serie de marcas en la superficie que se usan como referencia en su colocación. La separación entre los centros de los detectores es de 1 cm y estos se orientan siempre en la dirección del haz incidente con independencia del ángulo del *gantry*. Esto presenta una ventaja frente a las matrices 2D, que son incapaces de recoger toda la información de dosis en los tratamientos en los que el haz rota, como ocurre en IMRT o VMAT. La función de los detectores es medir la dosis de entrada y salida durante la irradiación, sin límite de dosis ni de tiempo aunque evitando todo lo posible su calentamiento.

El maniquí cuenta con una cavidad de 15 cm de diámetro en la que se pueden insertar diferentes accesorios (un núcleo sólido homogéneo, un núcleo dosimétrico con cámaras de ionización, un núcleo de control de calidad de imagen o un núcleo con materiales heterogéneos para estudios de dosis). En este caso, para la medida se introduce en esta cavidad un cilindro homogéneo de PMMA CavityPlug de 15 cm de diámetro. Este cilindro insertado tiene un orificio que permite introducir una cámara de ionización para medir la dosis en el isocentro. Para la adquisición y el análisis, el *software* empleado ha sido SunNuclear SNC Patient versión 8.3 (Fig. 10). El programa crea una matriz en 2D con filas y columnas en blanco intercaladas que corresponden a los espacios entre detectores. El plano de dosis final se obtiene mediante interpolación, es decir, la distribución que se muestra corresponde al cilindro cortado y extendido. Para estudiar la adecuación del tratamiento calculado al administrado se comparan las dosis medidas con las obtenidas por el sistema de planificación [18].

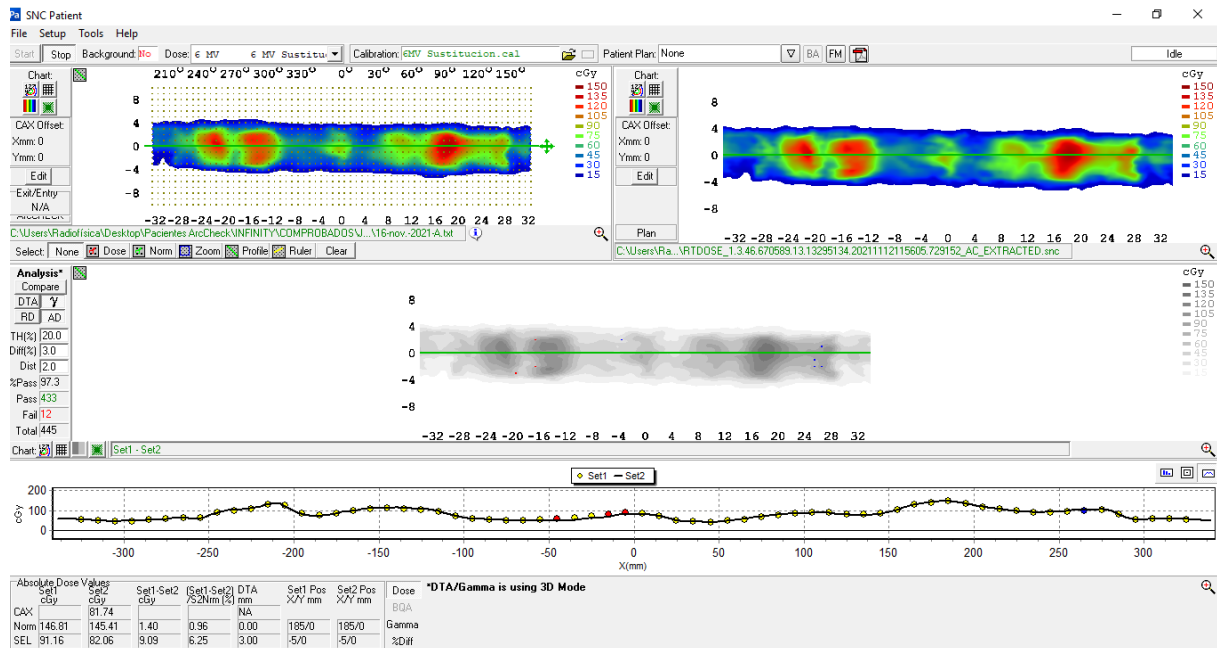


Figura 10: SunNuclear SNC Patient versión 8.3, *software* empleado para la adquisición y el análisis en las verificaciones de tratamientos de radioterapia. La distribución de dosis de la izquierda corresponde a la medida con el dispositivo mientras que la de la derecha es la planificada. En las ventanas inferiores se realiza la comparación de ambas empleando el criterio gamma.

Cabe mencionar la necesidad de que el dispositivo esté calibrado, para ello se sigue el procedimiento descrito en el manual técnico del mismo que involucra correcciones de fondo, uniformidad y angulares, además de una calibración de dosis absoluta frente a una cámara de ionización tipo Farmer. [19].

2.3.2 Sistema SunCheck

Una imagen portal es una imagen obtenida a partir de un haz de tratamiento de radioterapia que permite conocer el área irradiada. Si bien es cierto que la calidad de las imágenes obtenidas de la radiación de megavoltaje es inferior a la de las imágenes de rayos X de kilovoltaje, es suficiente para permitir la verificación de tratamientos. Tradicionalmente, las imágenes de portal se adquirían con película, pero hoy en día es común que se adquieran con EPID (*Electronic Portal Imaging Devices*). El uso de EPID supone entre otras ventajas, que las imágenes están disponibles de inmediato sin necesidad de revelar una película (lo cual es costoso y requiere mucho tiempo) y que son digitales, lo que facilita el procesamiento y la comparación de imágenes, además de permitir un fácil acceso a través de una red informática. Sin embargo, estos dispositivos presentan también inconvenientes, como que son voluminosos y que la calidad de la imagen es deficiente (cosa que mejora progresivamente con la continua introducción de tecnología más moderna) y que suponen una mayor carga de trabajo relacionada con la especificación, instalación e implementación del sistema EPID. Como se ha comentado, el principal uso de las imágenes portales es la verificación de tratamientos: la imagen EPID del paciente se compara con una imagen de referencia para asegurar que el paciente está colocado co-

rectamente. No obstante, las imágenes EPID también se pueden utilizar para dosimetría y tienen potencial para su uso en mediciones de varios parámetros del haz del acelerador, como el centro de rotación del colimador y la radiación frente a la coincidencia del campo de luz así como para el diseño y control de calidad de compensadores [20].

En este trabajo se ha empleado el EPID iView del acelerador Elekta Infinity, una vez calibrado para dosimetría, en combinación con el software del sistema SunCheck (Sun Nuclear Corp.). A partir de la imagen de dosis portal obtenida se procede de igual modo que en el caso de la distribución de dosis obtenida a partir del dispositivo ArcCheck, es decir, se compara la imagen de dosis portal generada por el dispositivo con un mapa de dosis 2D obtenido de la planificación del tratamiento. Este programa proporciona, por una parte, una comparación de la dosis planificada con el planificador con una planificación realizada por él mismo y, por otra, una serie de comparaciones entre la planificación, el tratamiento suministrado sin paciente (lo llamado "Fracción 0" que corresponde al control de calidad) y, finalmente, el seguimiento de la dosis a lo largo del curso del tratamiento (dosimetría *in vivo*) para detectar los tipos de errores más comunes, como pueden ser errores de configuración del paciente, cambios anatómicos y errores de la máquina [21]. A modo de ejemplo se incluye como apéndice (A) un informe obtenido a partir del *software* que recoge información relacionada con la dosis puntual, el análisis 2D y el análisis 3D mediante el criterio gamma.

2.3.3 Pruebas de calidad del sistema

2.4 Criterios de verificación de tratamientos

2.4.1 Índice Gamma

La comparación de la distribución de dosis medida con el mapa de dosis obtenido del cálculo realizado en el sistema de planificación puede mostrar discrepancias locales importantes en las zonas de alto gradiente. Sin embargo, si se compara la dosis en esas zonas con los valores presentes en el entorno puede que las diferencias existentes sean muy pequeñas. El tratamiento sería válido pero el mapa de diferencias no permitiría llegar a esa conclusión directamente. Para paliar la limitación del análisis en función de las diferencias de dosis locales se creó el índice gamma.

Sea $D(r_m)$ la distribución de dosis medida en las posiciones r_m y $D'(r_c)$ la distribución de dosis calculada con el planificador en las posiciones r_c . Debemos notar aquí que las posiciones r_m y r_c pueden no ser iguales. El índice gamma define una nueva métrica $\Gamma(r_m, r_c)$ que, además de la diferencia en coordenadas cartesianas, incluye la diferencia en dosis. Estas diferencias están normalizadas por la tolerancia establecida para la distancia (Δd_M) y la tolerancia establecida para la dosis (ΔD_M). La explicación del índice gamma es:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{|r_c - r_m|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D'(r_c) - D(r_m))^2}{\Delta D_M^2}} \quad (2.1)$$

Para su aplicación se calcula la distancia gamma para cada punto de la medida del detector r_m en un entorno de la distribución de dosis suministrada por el planificador. El valor mínimo de esta distancia gamma entre los diferentes puntos del entorno del planificador r_c es el valor del índice gamma asociado al punto de medida del detector.

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (2.2)$$

La utilización del índice gamma requiere, por tanto, del establecimiento de unos valores de tolerancia en distancia y dosis. Normalmente, los valores seleccionados son 3 % y 3 mm, aunque en este trabajo se usa también el 3 % y 2 mm. Se considera que en un punto hay coincidencia si $\gamma < 1$. [12]

Es importante determinar respecto a qué valor se calcula el porcentaje de la tolerancia. En primer lugar hay que distinguir entre gamma global y gamma local. En el caso de gamma local el porcentaje de dosis se refiere al valor de la dosis en ese punto. En el caso de la gamma global el porcentaje de dosis se refiere a una dosis que suele ser la de prescripción o la dosis máxima en el plano. El criterio más restrictivo es la gamma local, a continuación la dosis de prescripción y por último, la dosis máxima. El uso de la gamma global respecto a la dosis de prescripción permite identificar más fácilmente desviaciones de relevancia clínica.

Además de estas tolerancias se establece un umbral para la dosis mínima que debe alcanzar un detector para ser contabilizado en la estadística. Un valor habitual suele ser 20 %.

Los protocolos de aceptación basados en el índice gamma suelen establecer un porcentaje de puntos mínimos que deben ser alcanzados, habitualmente el 95 % cuando la comparación es en gamma global. No obstante, existen también recomendaciones para analizar además la distribución de los índices gamma obtenidos.

2.5 Análisis estadístico e incertidumbres

En su informe sobre la determinación de la dosis absorbida en pacientes irradiados con rayos X o radiaciones gamma durante los procedimientos de radioterapia, la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) concluyó que, según los estudios disponibles para ciertos tipos de tumores, es necesario aplicar la dosis al volumen que se ha de tratar con una exactitud de $\pm 5\%$ si se desea erradicar un tumor primario [4]. Se debe tener en cuenta que esa tolerancia corresponde a una incertidumbre estimada aplicando intervalos de confianza de 95 %, lo que corresponde a una exactitud de $\pm 2,5\%$ en la expresión de estos conceptos. Los resultados de la radiobiología y la radioterapia modernas han confirmado la necesidad de administrar dosis con una gran exactitud, sobre todo cuando se aplican técnicas con aumento de dosis, es decir, dosis superiores a las definidas como estándares en la radioterapia convencional. Por ello debe procurarse por todos los medios evitar errores sistemáticos en las diferentes etapas del proceso de radioterapia y reducir los errores aleatorios mediante buenas técnicas y procedimientos. Cada etapa desempeña un papel fundamental en el proceso completo y cualquier deficiencia en alguna de ellas puede dar origen a fallas en el resultado final [4].

Para el análisis de las medidas de verificación de tratamiento realizadas se ha empleado la estadística gaussiana. Se han calculado los valores medios y las desviaciones estándares con el fin de definir nuevos criterios de aceptación o rechazo de los tratamientos.

Se ha estudiado la normalidad de los datos tanto de índice gamma 3 %-3mm como 3 %-2mm con el fin de elegir un método adecuado para tratar de establecer una corre-

lación entre ambos valores. Para el estudio de la normalidad se ha empleado el método de Shapiro-Wilk. Como éste método pierde validez para tamaños de muestra grandes (superiores a 50 datos), para aquellas localizaciones con un mayor número de casos se ha recurrido al método de Lilliefors. Para el estudio de la correlación, se ha empleado el test de Spearman.

Además de este análisis estadístico, con el fin de detectar posibles desviaciones del correcto funcionamiento de los dispositivos de verificación de tratamientos en radioterapia, se emplean herramientas de control estadístico de procesos. El gráfico de control de Shewhart es la técnica más utilizada en monitorización de procesos. Esta emplea la información recogida en cada instante a través de una pequeña muestra o valor individual, para decidir si el proceso está bajo control comprobando si la media de esa muestra está dentro de los límites de control. Estos gráficos son sencillos de construir y de rápida interpretación, pero son poco eficaces cuando el proceso sufre pequeñas variaciones. Por esta razón, se han desarrollado otro tipo de gráficos de control que en cada instante utilizan no sólo los valores obtenidos en ese momento sino toda la información anterior, de manera que son mucho más sensibles a cualquier pequeño cambio que se produzca [22]. Unos de estos gráficos son los llamados CUSUM.

2.5.1 Estudio de la normalidad. Métodos de Shapiro-Wilk y Lilliefors

Dado que se dispone de pocos datos, se ha elegido el método de Shapiro-Wilk para estudiar la normalidad de los valores del coeficiente gamma con restricciones 3%-3mm y 3%-2mm. Para comenzar, se parte de una "hipótesis nula" que considera que la muestra que se quiere estudiar sigue una distribución normal. Se calcula entonces el valor del coeficiente W mediante la ecuación 2.3.

$$W = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i x_i)^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.3)$$

El valor x_i corresponde al valor que ocupa la i -ésima posición en la muestra, habiendo sido ordenada previamente de menor a mayor, \bar{x} es el valor promedio muestral y los coeficientes a_i son valores tabulados.

Cuando el valor de W , que puede estar entre 0 y 1, sea demasiado pequeño, esto es, cuando el p -valor sea menor que el nivel de significancia (α), se rechazará la hipótesis nula. Se podrá entonces concluir que la muestra no sigue una distribución normal.

Sin embargo este test es válido para muestras de hasta 50 elementos y es poco fiable para muestras de gran tamaño. Por ello, en el caso de aquellas localizaciones más frecuentes se ha recurrido al test de Lilliefors, adecuado para muestras de más de 50 elementos. De nuevo se parte de la "hipótesis nula" y se asume que la media y varianza son desconocidas. A continuación se calculan las puntuaciones Z_i individuales para cada miembro de la muestra x_i mediante la expresión:

$$Z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{s} \quad (2.4)$$

donde s representa la desviación estándar de los datos. Una vez hecho esto es posible calcular la estadística de prueba, que es la función de distribución empírica (EDF) basada en Z_i . La fórmula es la recogida en la ecuación:

$$D = \sup_x |F^*(x) - S(x)| \quad (2.5)$$

$F^*(x)$ es la función de distribución normal estándar y $S(x)$ la función de distribución empírica de los valores de Z_i . Si D es muy pequeño, se rechaza la "hipótesis nula" y se considera que la muestra no sigue una distribución normal [23].

2.5.2 Estudio de la correlación. Test de Spearman

Uno de los test empleados para estudiar la correlación cuando no se tiene una distribución normal es el test de Spearman. Este test es un equivalente no paramétrico a la correlación de Pearson. Para estudiar la dependencia entre variables se calcula el coeficiente de Spearman (ρ) que viene dado por la ecuación (2.6) donde n es el número de casos y d_i hace referencia a la diferencia entre los valores x_{n-i+1} y x_i (es decir, entre el primero y el último, el segundo y el penúltimo, el tercero y el antepenúltimo, etc).

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum d_i^2}{n(n^2 - 1)} \quad (2.6)$$

La interpretación de dicho coeficiente es la misma que la del coeficiente de correlación de Pearson. Es decir, toma valores entre -1 y +1, indicando asociaciones negativas o positivas respectivamente. Cuando el coeficiente vale 0 significa que no existe correlación entre ambas variables, lo cual no implica que sean independientes.

2.5.3 Gráficos CUSUM

Los gráficos CUSUM (del inglés *cumulative - sum*, lo que se traduce por suma acumulada) se basan en la representación de la acumulación de las desviaciones de cada observación respecto a un valor de referencia [24]. Estos gráficos se han empleado en la realización de este trabajo para hacer un seguimiento del estado de los dispositivos de medida.

La idea fundamental de estos gráficos es calcular para cada observación, x_i , su desviación de la media objetivo μ , e ir acumulando estas desviaciones ($x_i - \mu$) desde el principio hasta el instante actual.

$$S_n = \sum_{i=1}^n (x_i - \mu) \quad (2.7)$$

Si el proceso está bajo control, la media μ y las diferencias ($x_i - \mu$) serán pequeños valores positivos y negativos alrededor de cero, de forma que su suma será un valor próximo a cero. Cuando el proceso sale fuera de control porque, por ejemplo, ha habido un aumento en la media, los valores observados serán, prácticamente, todos mayores que μ , las diferencias ($x_i - \mu$) serán positivas y al acumularlas veremos un claro aumento en la pendiente[22]. Para corregir las diferencias ($x_i - \mu$) es necesario definir un valor K a partir del cual se considera que la desviación acumulada es significativa. Este valor determinará la sensibilidad del gráfico de control. Si la suma acumulada hasta la observación i -ésima es menor que ese umbral K , se considera que la desviación acumulada es cero. Si el gráfico es insensible a desviaciones no significativas, será más fácil visualizar las desviaciones que sean significativas. La representación gráfica será más limpia.

Uniendo esta idea de desviación significativa con las de separación de desviaciones positivas y negativas se tendrán dos tipos de sumas significativas acumuladas: C_i^+ para las desviaciones positivas y C_i^- para las negativas. Estas sumas acumuladas se definen de la siguiente forma:

- C_i^+ : acumulación de desviaciones positivas significativas:

$$C_i^+ = \max[0, \{C_{i-1}^+ - (x_i - \mu)\} - K] \quad (2.8)$$

De esta forma, si el proceso está bajo control, la variable x_i tomará valores cercanos al nominal y el término C_i^+ tenderá a tomar valores nulos.

- C_i^- : acumulación de desviaciones negativas significativas:

$$C_i^- = \max[0, \{C_{i-1}^- - (x_i - \mu)\} - K] \quad (2.9)$$

El valor de K se suele elegir en función de la desviación que se quiera detectar [24].

A modo de ejemplo se incluye la Figura 11 que muestra un gráfico CUSUM para controlar la media de un proceso. Ha habido un aumento en la media del proceso a partir de la observación 16. Este cambio se detecta en el gráfico porque observamos un claro aumento en la pendiente de la gráfica a partir de dicha observación.

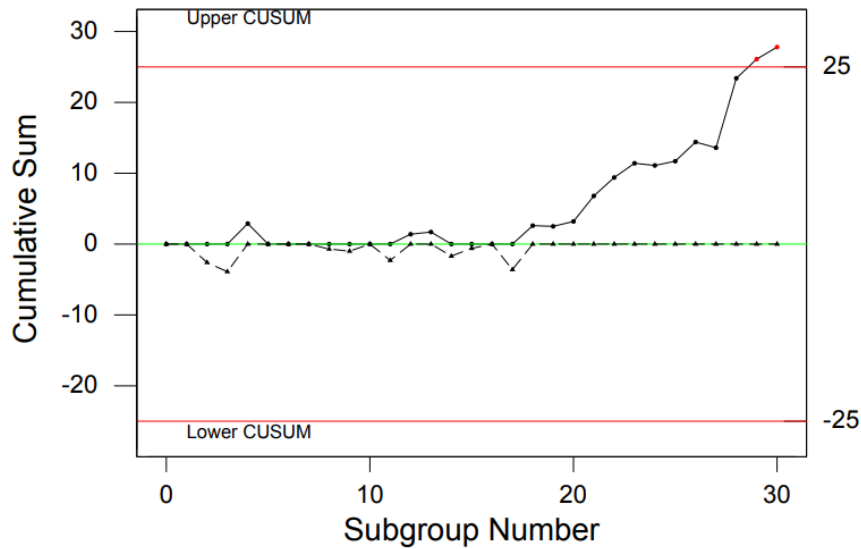


Figura 11: Gráfico CUSUM con límites de control inferior y superior. (Figura tomada de [24])

Para la realización de este trabajo se ha tomado como valor de referencia μ la media de las 10 primeras medidas:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \quad (2.10)$$

donde N es el número de medidas consideradas (10) y X_i el valor de la medida i -ésima. La desviación estándar vendrá dada entonces por:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}{N - 1}} \quad (2.11)$$

A partir de este valor se ha definido

$$K = 2\sigma \quad (2.12)$$

y se ha establecido un valor límite UCL (ecuación (??)) (del inglés *uppercontrollimit*) que permite considerar el gráfico fuera de control cuando los valores de C_i^+ o C_i^- sean superiores a él:

$$UCL = 5\sigma \quad (2.13)$$

3 Resultados y discusión

3.1 Valores del índice gamma en función de la localización del tumor

Se ha explicado en el desarrollo de este trabajo la utilidad del criterio gamma para la aceptación o el rechazo de un tratamiento en radioterapia. Se ha considerado conveniente estudiar las tasas de paso obtenidas con este criterio, esto es, el porcentaje de puntos que lo cumplen, en función de la localización del tumor. En la figura 12, se representan las distribuciones de las tasas de paso para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm para diferentes localizaciones tumorales por separado y para el cómputo global. Sólo se han incluido individualizadas aquellas localizaciones tumorales que contaban con al menos 20 casos en el intervalo temporal considerado, como son próstatas, ORL, encéfalos, pulmones y mamas, quedando recogidas sólo en el cómputo global localizaciones como endometrio, vejiga o recto. Se representa además, con un recta, el valor del percentil 5% (valor de la tasa de paso, porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma, por debajo del cual está el 5% de la distribución) para cada tolerancia del criterio gamma. Cuando la tasa de paso obtenida como resultado de la verificación sea inferior a este valor, será necesario investigar la causa y decidir si el tratamiento puede aceptarse o es necesaria una replanificación.

En la tabla 2 se incluyen la media, la desviación estándar y el percentil 5% obtenidos para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm, en términos de dosis absoluta. De nuevo, se consideran por una parte el conjunto completo de datos obtenidos en el periodo seleccionado y, por otra, los datos individualizados por localizaciones tumorales.

Localización	3%-3mm			3%-2mm		
	μ (%)	σ (%)	P_5 (%)	μ (%)	σ (%)	P_5 (%)
Global	98,7	2,0	94,4	96,9	3,5	90,1
Próstata	99,4	0,9	97,8	98,2	1,9	95,0
ORL	98,4	2,3	94,3	96,4	4,1	89,5
Encéfalo	99,1	0,9	96,8	97,7	1,5	94,4
Pulmón	98,7	1,4	96,2	96,6	3,0	91,3
Mama	97,5	1,9	93,5	95,3	3,6	88,3

Tabla 2: Media, desviación estándar y percentil 5% obtenidos para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm en términos de dosis absoluta para cada localización tumoral.

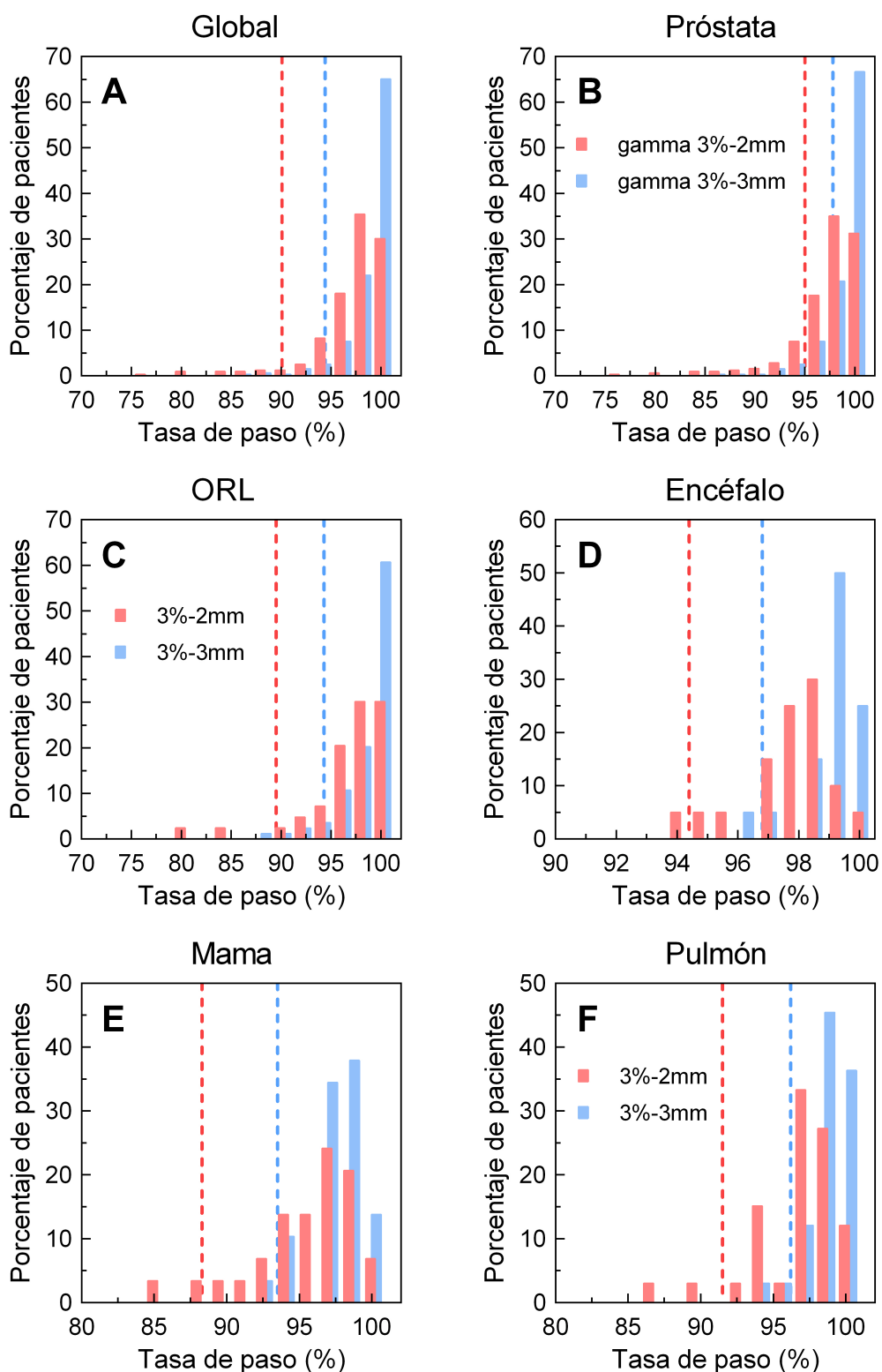


Figura 12: Distribución de las tasas de paso, para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm, diferenciando según localización tumoral y considerando el total sin diferenciar.

Como se puede observar, los resultados más altos se obtienen en el caso del cáncer de próstata, donde la media es 99,4 con una desviación de 0,9% en el caso de la tolerancia 3%-3mm y de 98,2 con una desviación de 1,9% en el caso de la 3%-2mm. También son buenos los resultados obtenidos en el caso de tumor de encéfalo, donde las medias y desviaciones estándares para cada tolerancia son respectivamente 99,1% y 0,9% y 97,7% y 1,5%. Los valores más bajos corresponden a los tumores de mama y cabeza y cuello (ORL), siendo las medias y desviaciones en el caso 3%-3mm respectivamente 97,5% y 1,9% y 98,4% y 2,3% y 95,3% y 3,6% y 96,4% y 4,1% en el 3%-2mm. En ambas localizaciones se han incluido casos en los que los porcentajes obtenidos en las verificaciones fueron muy bajos, lo que hizo necesario realizar una replanificación. Concretamente, se dan 3 casos de este tipo en los tumores de cabeza y cuello y 1 en los de mama. Esto explica, además, los altos valores de desviación estándar obtenidos para estas dos localizaciones. En el caso del cáncer de pulmón, sin embargo, los altos valores obtenidos de desviación estándar se deben a la mayor variabilidad de los valores medidos. Cabe destacar también que estos valores influyen en el cómputo total, lo que hace que aumente también el valor de la desviación estándar total.

Se observa además que el criterio 3%-2mm presenta valores inferiores de percentil 5% que el 3%-3mm, 90,1% frente a 94,4% en el caso del cómputo global por ejemplo. Esto muestra que el criterio gamma con tolerancias 3%-2mm es, como cabía esperar, más restrictivo que el 3%-3mm, ya que los porcentajes obtenidos para una misma localización difieren más unos de otros (en el caso de 3%-3mm se obtienen muchos porcentajes del 100% en todas las localizaciones, cosa que ocurre menos frecuentemente en el caso del 3%-2mm). Hasta ahora, en la unidad de oncológica radioterápica del Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada se considera, a la hora de verificar los tratamientos el criterio gamma con tolerancias tanto 3%-3mm como 3%-2mm. De este modo, resulta de interés estudiar si existe una correlación entre ambas tolerancias de modo que se pudiera optimizar el proceso de verificación, evitando tener que aplicar el procedimiento por duplicado para cada tratamiento. Para ello, primero se ha estudiado si los valores de tasa de paso obtenidos para cada localización siguen una distribución normal, puesto que para elegir un método de estudio de la correlación es necesario conocer si la muestra se distribuye normalmente o no. Con este fin se han empleado los test de Saphiro-Wilk (en los casos de localizaciones con menos de 50 pacientes) y Lilliefors (en localizaciones con más de 50 casos). Los valores obtenidos de los coeficientes de los test de normalización son los recogidos en la tabla 3.

Localización	Global	ORL	Próstata
D (3 %-3mm)	$4,19 \times 10^{-57}$	$7,00 \times 10^{-17}$	$1,71 \times 10^{-12}$
D (3 %-2mm)	$7,74 \times 10^{-32}$	$1,28 \times 10^{-26}$	$7,08 \times 10^{-7}$
Normalidad	No	No	No
Localización	Encéfalo	Pulmón	Mama
W (3 %-3mm)	$7,61 \times 10^{-4}$	$7,58 \times 10^{-12}$	$4,04 \times 10^{-3}$
W (3 %-2mm)	$5,59 \times 10^{-3}$	$3,10 \times 10^{-11}$	$2,19 \times 10^{-3}$
Normalidad	No	No	No

Tabla 3: Valores obtenidos de los coeficientes de normalización de Lilliefors (D) o Saphiro-Wilk (W), según corresponda para cada localización y tolerancias del criterio gamma 3 %-3mm y 3 %-2mm. También se indica si la distribución pasa o no el test de normalidad.

Como se puede observar, en todos los casos el valor del coeficiente de normalización es muy inferior a la unidad, lo que muestra que las tasas de paso no se ajustan a una distribución normal. Se ha elegido, por tanto, el test de correlación de Spearman para tratar de establecer una relación entre el criterio gamma con tasas de paso 3 %-3mm y 3 %-2mm. En la tabla 4 se muestran los valores obtenidos del coeficiente de Spearman para cada localización tumoral de las consideradas individualmente y para el cómputo global.

Localización	Global	ORL	Próstata	Encéfalo	Pulmón	Mama
ρ	0,82	0,77	0,78	0,8	0,93	0,88

Tabla 4: Valores obtenidos del coeficiente de Spearman (ρ) para el estudio de la correlación entre el índice gamma con tolerancias 3 %-3mm y 3 %-2mm para cada localización.

El valor más alto del coeficiente de correlación de Spearman se obtiene en el caso de los tumores localizados en pulmón y mama, siendo estos valores respectivamente 0,93 y 0,88. Los peores valores obtenidos son 0,77 y 0,78 correspondientes respectivamente a tumores de cabeza y cuello y próstata. En cualquier caso, estos valores son suficientemente cercanos a la unidad como para considerar la posibilidad de abandonar la verificación de tratamientos en radioterapia con tolerancia 3 %-3mm. De este modo, a partir de estos resultados se propone como criterio de aceptación de tratamientos que a la hora de la verificación se obtenga un porcentaje superior al percentil 5 % (P) del criterio 3 %-2mm. En caso de que esto no se cumpla, deberá investigarse el caso y, si fuese necesario, replanificarse.

3.2 Análisis de la dosis absorbida

Cada vez que se va a realizar la verificación de tratamientos empleando el dispositivo ArcCheck, antes de comenzar las medidas de los planes de tratamiento y después de haber irradiado a modo de calentamiento el dispositivo, se realizan dos medidas de la dosis absorbida. En concreto, con el dispositivo centrado mediante el sistema de láseres y la cámara de ionización en el desplazamiento central, se realiza un disparo con 200 UM para una energía de 6 MV y un campo de 10cmx10cm y se anotan los valores de

dosis medidos por la cámara y el maniquí ArcCheck. El alojamiento del que dispone el dispositivo ArcCheck para la cámara de ionización se sitúa en el centro del maniquí. Sin embargo, la medida de dosis llevada a cabo por el dispositivo se efectúa en los diodos, cercanos a la superficie del mismo. Esto hace que la dosis medida por el maniquí sea superior a la medida por la cámara de ionización. Teniendo esto en cuenta, se procede a analizar la evolución de dichos valores medidos tanto para el ArcCheck como para la cámara de ionización, además de la evolución del cociente entre ambos, lo cual va a permitir obtener una información más representativa de la evolución de la dosis en el periodo considerado. Cabe mencionar que el dispositivo ArcCheck fue enviado para reparar el 27 de diciembre de 2021, por lo que no se han tenido en cuenta las medidas y verificaciones realizadas con el ArcCheck de sustitución que se empleó desde ese momento hasta el 2 de marzo de 2022, primer día en que se volvió a medir con el dispositivo original.

En la figura 13 se representan los valores de los coeficientes C_+ y C_- para el ArcCheck y la cámara, así como el valor de UCL correspondiente.

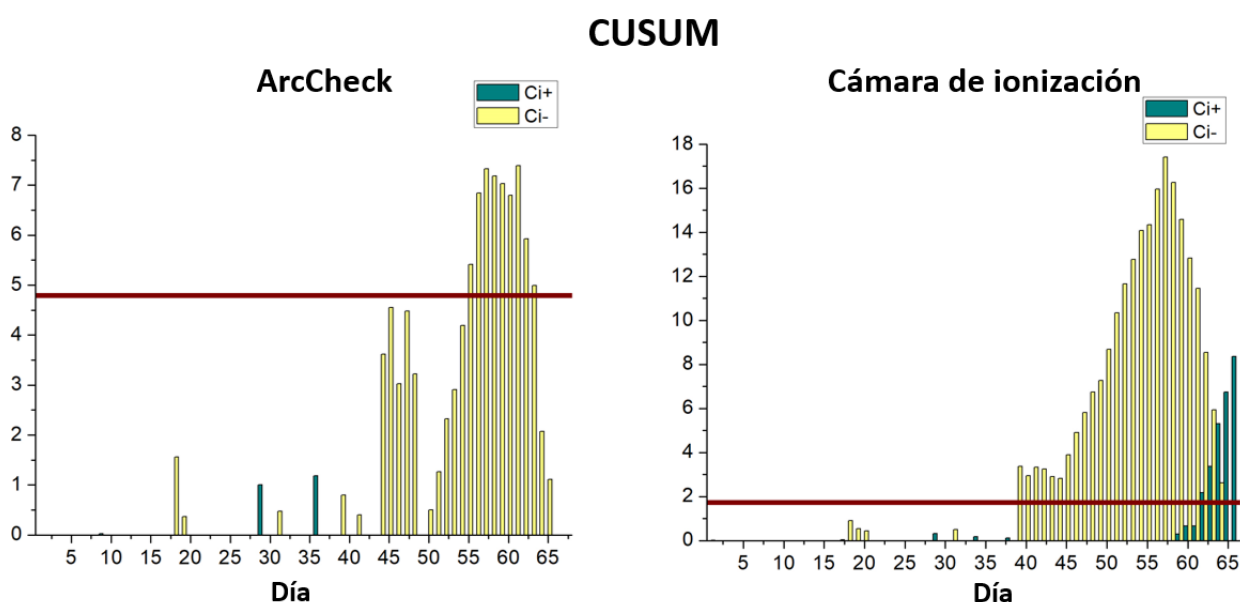


Figura 13: Valores de los coeficientes C_+ y C_- para la dosis medida empleando el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización.

Se observa que, tanto en el gráfico CUSUM del dispositivo ArcCheck como en el de la cámara de ionización se distinguen tres periodos. La situación comienza a desestabilizarse entorno al día 44, correspondiente al 29 de octubre de 2021, observándose una tendencia a recuperar el control en torno al día 60, 11 de marzo de 2022. Como se trata de algo que se observa para ambos dispositivos, se entiende que el cambio debió ser del acelerador así que se revisa al registro de las situaciones extraordinarias referidas al acelerador que se dieron cerca de esas fechas. Se encuentra que el día 20 de octubre comenzó un mantenimiento preventivo del acelerador, que duró varios días y que pudo llevar a alguna modificación que influyera en la dosis. La primera medida realizada después de ese mantenimiento fue la del día 29 de octubre de 2021. Además, el día 9 de marzo de 2022 se realizó otro mantenimiento preventivo. Esto podría explicar lo

observado.

Sin embargo, las diferencias observadas en las medidas de dosis del dispositivo Arc-Check y la cámara no quedan justificadas de este modo, ya que los gráficos CUSUM deberían ser aún más similares. Si revisamos la información de la que se dispone sobre el dispositivo ArcCheck, se encuentra que comenzó a fallar a finales de septiembre de 2021 (en torno al día 38). Esto hizo necesario realizar una recalibración del mismo para poder seguir empleándolo al menos hasta que se pudiera enviar a reparar una vez se recibiera el de repuesto. Esto explica las diferencias observadas entre ambos gráficos CUSUM puesto que, una vez reparado el dispositivo, se recupera el estado inicial, por lo que el gráfico CUSUM del ArcCheck vuelve a mostrar la misma tendencia que el de la cámara (a alcanzar la situación fuera de control y volver a la estabilidad).

Ahora bien, teniendo en cuenta los tres periodos que se han diferenciado, no tiene sentido *a priori* considerar un valor de UCL global. Conviene por tanto establecer un valor de UCL para cada uno de los periodos a partir de los valores medidos. De este modo, las representaciones de la figura 13 quedan como se recogen en la figura 14.

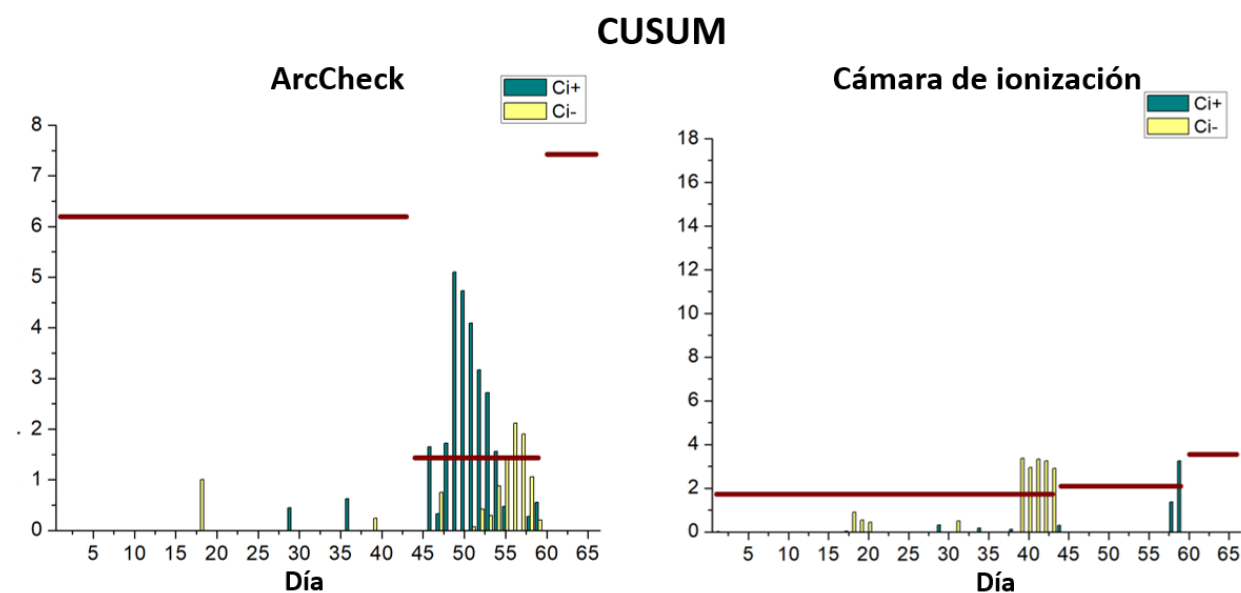


Figura 14: Valores de los coeficientes C_+ y C_- para la dosis medida empleando el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización considerando los cambios de las referencias.

Además, si se hace la representación del mismo gráfico CUSUM pero referido en este caso al cociente de los valores de dosis medidos con cámara y ArcCheck (figura 15) se observa que la situación comienza a salir de control a partir del día 58, correspondiente al 2 de marzo de 2022. Curiosamente, este día fue el primero que se midió con el dispositivo ArcCheck reparado, por lo que se observa que dicho gráfico CUSUM muestra cuándo se ha producido un cambio no referido al acelerador, sino a uno de los dispositivos de medida de dosis empleados (ArcCheck en este caso).

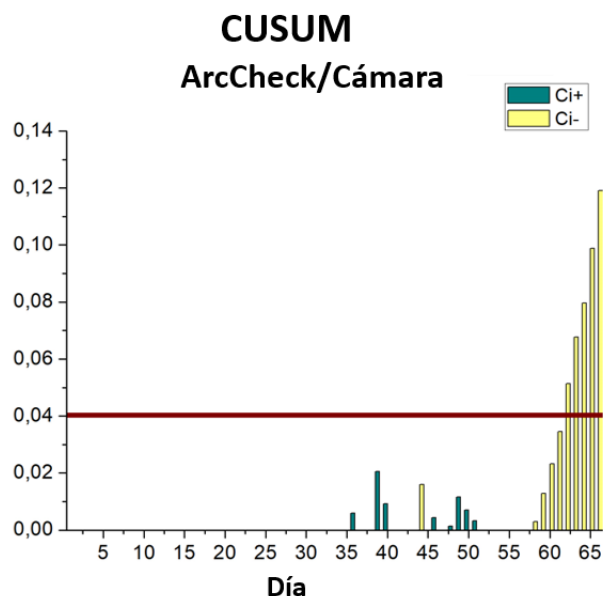


Figura 15: Valores de los coeficientes C+ y C- para el cociente de la dosis medida empleando el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización.

Todo esto puede verse también si se representan los valores de dosis medidos con el ArcCheck y con la cámara de ionización, incluyendo como límites superiores e inferiores los valores UCL sumados y restados a la media. Para establecer los valores de UCL se han considerado por separado los tres periodos diferenciados con anterioridad, cosa que queda contemplada en la figura 16.

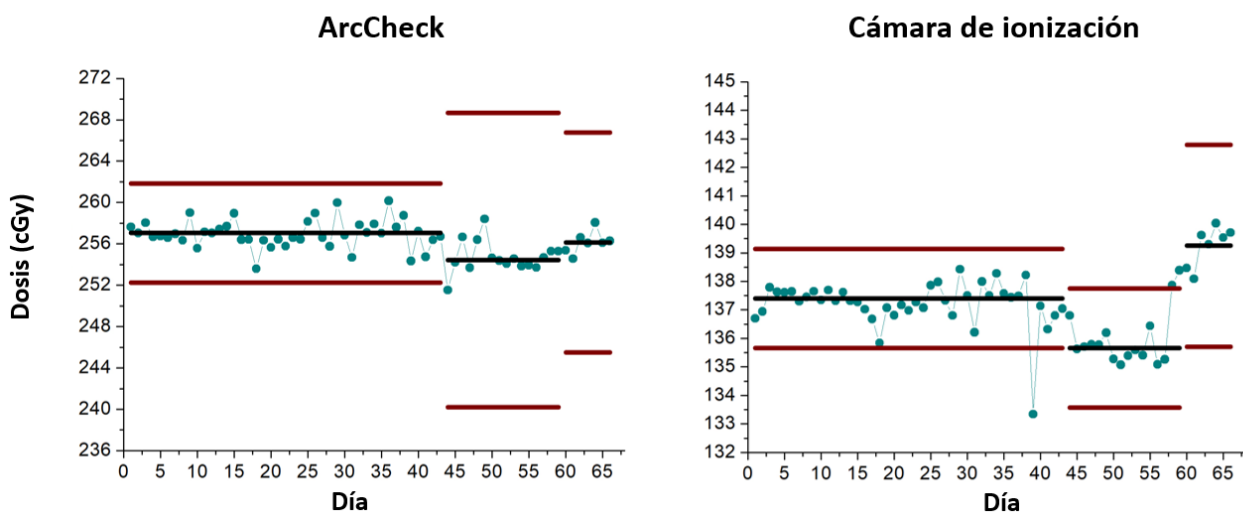


Figura 16: Dosis medida con el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización considerando los cambios de las referencias.

En la tabla 5 se recoge el valor medio con su incertidumbre asociada de la dosis medida en cada periodo con el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización y la diferencia en porcentaje de un periodo respecto a otro.

	Dosis (cGy)		Diferencia (%)	
ArcCheck	Periodo 1	256,95 ± 1,37	Periodos 1-2	-0,9
	Periodo 2	254,70 ± 1,53	Periodos 1-3	-0,3
	Periodo 3	256,15 ± 1,08	Periodos 2-3	0,6
Cámara	Periodo 1	137,20 ± 0,80	Periodos 1-2	-0,9
	Periodo 2	135,98 ± 0,97	Periodos 1-3	1,5
	Periodo 3	139,25 ± 0,71	Periodos 2-3	2,4

Tabla 5: Valor medio de la dosis medida en cada periodo y diferencia en porcentaje de la dosis medida en un periodo respecto a otro para el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización.

Como se puede observar, aunque el cambio en el valor medio de la dosis es muy pequeño porcentualmente hablando, los gráficos CUSUM son capaces de captarlo.

Se puede además realizar la representación del cociente de las dosis medidas con el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización con el límite UCL, observándose que la situación se mantiene dentro de los límites, comenzando a apreciarse un cambio de tendencia en los últimos días (figura 17).

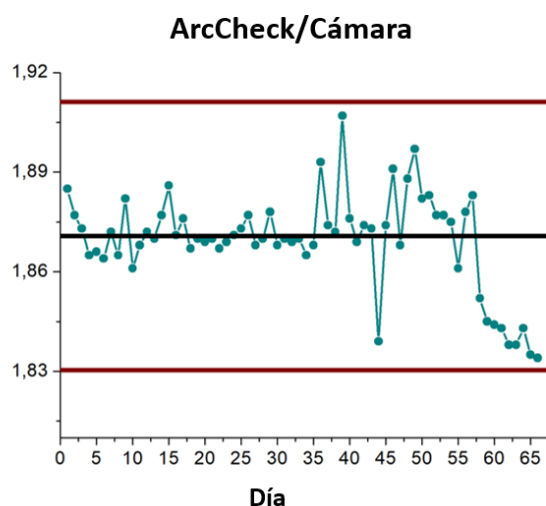


Figura 17: Cociente de la dosis medida con el dispositivo ArcCheck y la cámara de ionización.

3.3 Comparación entre los sistemas de verificación de tratamientos ArcCheck y SunCheck

El sistema de verificación ArcCheck, aún habiendo demostrado ser un método eficaz a la hora de establecer si un tratamiento de radioterapia es adecuado para ponerse en marcha, requiere de un tiempo considerable para su montaje. Esto hace que sea necesario reservar un importante tiempo de máquina, en referencia al acelerador, para realizar las verificaciones. A veces, resulta complicado llegar a montar el equipo y realizar todas las medidas necesarias en el tiempo concedido inicialmente para este fin. Por ello que resultaría conveniente poder realizar dichas verificaciones con el sistema basado en imágenes portal iView. Para emplear este sistema basta con desplegar el panel, que se encuentra unido al acelerador, quitar la extensión de la mesa y medir al aire, lo cual permite evitar trasladar el material requerido que se suele almacenar fuera del búnker del acelerador, el tedioso trabajo de preparar todo el cableado, posicionar adecuadamente el maniquí con los láseres, etc. Uno de los objetivos de este trabajo es, por tanto, ver si existe una correlación entre las verificaciones realizadas empleando el dispositivo ArcCheck y el *software* SunCheck que trabaja con las imágenes obtenidas con el panel iView. Puesto que la verificación empleando el panel está aún en fase de prueba en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio, se ha elegido para realizar la comparación el tumor de próstata, que es el que más se ha verificado empleando ambos métodos.

En primer lugar, se muestran en la figura 18 las distribuciones de las tasas de paso para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm para el cáncer de próstata obtenidas empleando tanto el *software* SunCheck, que trabaja con las imágenes obtenidas con el panel iView, como el dispositivo ArcCheck. Se diferencia entre tumores de próstata localizados y loco-regionales, ya que los tratamientos en el segundo caso son más complicados y los resultados obtenidos en las verificaciones, aún siendo aceptables, suelen producir tasas de paso inferiores. Esto es algo que se aprecia en las representaciones, ya que si por ejemplo nos centramos en el caso de tolerancia 3%-2mm observamos que en tumores de tipo local las tasas de paso son más altas que en el caso de los tumores loco-regionales. Se observa al igual que ocurría en las representaciones anteriores que la tolerancia 3%-2mm es más restrictiva que la 3%-3mm, ya que para esta última hay muchos tratamientos que pasan con un porcentaje del 100%.

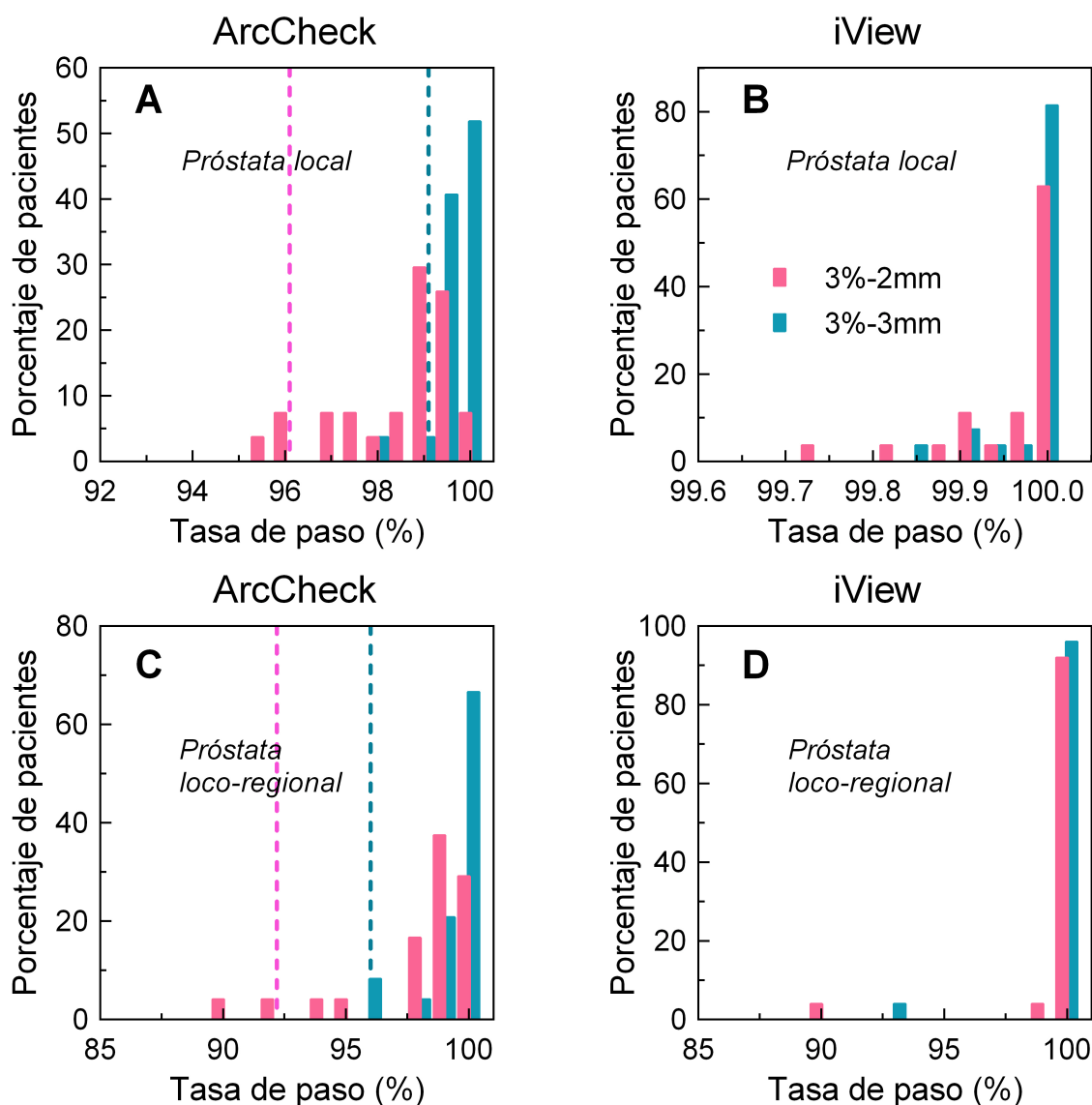


Figura 18: Distribución de la tasa de paso, para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm, para las medidas realizadas con el dispositivo ArcCheck y el panel iView diferenciando entre cáncer de próstata localizado y loco-regional.

Se ha tratado de emplear aproximadamente la misma escala para que sea más sencillo comparar ambos sistemas de verificación, sin embargo, esto ha resultado ser poco efectivo así que se ha optado por elegir una escala más adecuada según el caso, que permita entender bien los resultados obtenidos. A simple vista resulta difícil establecer una relación entre las tasas de paso obtenidas mediante ambos procedimientos. Se recurre por ello al coeficiente de Spearman para tratar de conocer si es posible establecer una correlación entre las verificaciones realizadas con ambos métodos.

En primer lugar, se calculan los valores del coeficiente de correlación de Spearman para el estudio de la correlación entre las tasas de paso obtenidas para los criterios gamma 3%-3mm y 3%-2mm para el maniquí y el *software* SunCheck en el caso de próstata

local y loco-regional. Los valores obtenidos de estos coeficientes son los recogidos en la tabla 6.

	ArcCheck		SunCheck	
	Próstata localizada	Próstata loco-regional	Próstata localizada	Próstata loco-regional
ρ	0,798	0,821	0,808	0,701

Tabla 6: Valores del coeficiente de Spearman ρ obtenidos para la correlación entre los valores del índice gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm empleando el dispositivo ArcCheck y el *software* SunCheck.

Como se puede observar, en todos los casos el valor de este coeficiente es cercano a la unidad, lo que muestra que existe correlación entre ambas tolerancias y que, por tanto, es posible realizar las verificaciones empleando sólo el criterio gamma con tolerancias 3%-2mm, que se ha dicho que es el más restrictivo, pues los resultados son equivalentes.

En segundo lugar, se calcula el coeficiente de Spearman para analizar la posibilidad de que exista una correlación entre las tasas de paso obtenidas para una determinada tolerancia del criterio gamma con los dos procedimientos mencionados. Los valores del coeficiente obtenidos en los distintos casos son los recogidos en la tabla 7.

	3%-3mm		3%-2mm	
	Próstata localizada	Próstata loco-regional	Próstata localizada	Próstata loco-regional
ρ	0,496	0,254	0,111	0,116

Tabla 7: Valores del coeficiente de Spearman obtenidos para la correlación entre las tasas de paso obtenidas empleando el dispositivo ArcCheck y el *software* SunCheck considerando tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm.

De acuerdo con estos resultados, a pesar de que los valores obtenidos del índice gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm empleando ambos procedimientos son cercanos, observándose una clara concordancia en los tratamientos estudiados, resulta difícil establecer una relación entre ambos modos de verificación. Se considera sin embargo, que ampliando el estudio con más casos y a otras patologías, sería posible encontrar correlaciones exitosas y realizar las verificaciones directamente con el *software* SunCheck. Sí es cierto que, aunque en principio podría parecer suficiente con emplear en las verificaciones con este último método el criterio gamma con tolerancias 3%-2mm, convendría estudiar también la posibilidad de usar tolerancias más restrictivas, como la 2%-2mm.

4 Conclusiones

En este trabajo se ha realizado un estudio sobre los criterios de aceptación de las verificaciones de los tratamientos de radioterapia en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio. En primer lugar, se ha visto que el criterio gamma empleado con tolerancia 3%-3mm arroja resultados equivalentes al caso de tolerancia 3%-2mm, existiendo una correlación entre ambas y siendo el segundo un criterio más restrictivo y sensible. Esto permite proponer como criterio de aceptación de tratamientos a la hora de la verificación

que se obtenga un porcentaje superior al percentil 5% del criterio 3%-2mm. En caso de que esto no se cumpla, deberá investigarse el caso y, si fuese necesario, replanificarse.

Por otra parte, se ha empleado la estadística basada en gráficos CUSUM para verificar el buen funcionamiento (la estabilidad) del equipo de medida. Concretamente, gracias a estas representaciones se ha detectado cuándo se produjeron cambios en la dosis suministrada por el acelerador, debidos en todos los casos a mantenimientos del mismo. Además, se ha podido detectar un periodo en el que fue necesario emplear un dispositivo ArcCheck distinto debido a una reparación del propio del servicio.

Finalmente, se ha realizado una comparación entre las tasas de paso obtenidas para una determinada tolerancia del criterio gamma empleando el dispositivo ArcCheck y el *software* SunCheck (ambos de Sun Nuclear). Se ha observado que, a pesar de que los valores obtenidos del índice gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm empleando ambos procedimientos son cercanos, existiendo una clara concordancia en los tratamientos estudiados, pero no una correlación entre ambos modos de verificación. Sin embargo, seguramente si se dispusiera de un mayor número de verificaciones y fuera posible ampliar el estudio, sería posible encontrar correlaciones exitosas y realizar las verificaciones directamente con el *software* SunCheck.

Referencias

- [1] Sociedad Española de Oncología Médica. *Las cifras del cáncer en España 2021*. URL: https://seom.org/images/Cifras_del_cancer_en_Espnaha_2021.pdf.
- [2] M. C. Lizuain Arroyo. *Fundamentos de Física Médica Volumen 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. SEFM, 2012, pág. 311. ISBN: 978-84-938016-7-0. URL: <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/1-libro-de-radioterapia-esp%C3%B1ol.pdf>.
- [3] M. Pérez Liva. "Simulación de aceleradores para radioterapia intraoperatoria". En: *Universidad Complutense de Madrid* (2012).
- [4] M. E. Castellanos. *Las nuevas tecnologías: necesidades y retos en radioterapia en América Latina*. 2006. URL: <https://www.scielo.org/pdf/rpsp/2006.v20n2-3/143-150/es>.
- [5] R. Baskar y col. "Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions". En: *International Journal of Medical Sciences* (2012). DOI: [10.7150/ijms.3635](https://doi.org/10.7150/ijms.3635).
- [6] A. Sola. "Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)". En: *Revista Médica Clínica Las Condes* 22 (nov. de 2011), págs. 834-843. DOI: [10.1016/S0716-8640\(11\)70496-5](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(11)70496-5).
- [7] M. Teoh y col. "Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice". En: *The British Journal of Radiology* (2011), págs. 967-996. DOI: [10.1259/bjr/22373346](https://doi.org/10.1259/bjr/22373346).
- [8] A. Ureba Sánchez. "Planificación radioterápica de intensidad modulada en un modelo de simulación explícita del transporte de partículas mediante optimización por imagen médica". En: *Universidad de Sevilla* (abr. de 2015).
- [9] A. Mirza Athar y col. "Comparative dosimetric analysis of IMRT and VMAT (RapidArc) in brain, head and neck, breast and prostate malignancies". En: *International Journal of Cancer Therapy and Oncology* (sep. de 2014). DOI: [10.14319/IJCTO.0301.9](https://doi.org/10.14319/IJCTO.0301.9).
- [10] P. Ensunza Lamikiz. "New technologies in radiotherapy (VMAT radiotherapy)". En: *Gaceta Médica de Bilbao* (feb. de 2016).
- [11] National Cancer Action Team. *National Radiotherapy Implementation Group Report. Image Guided Radiotherapy (IGRT). Guidance for implementation and use*. 2011. URL: [https://www.sor.org/getmedia/75a96781-fb21-4f5d-bdf6-a7153788a267/National%20Radiotherapy%20Implementation%20Group%20Report%20IGRT%20Final.pdf_1\\$](https://www.sor.org/getmedia/75a96781-fb21-4f5d-bdf6-a7153788a267/National%20Radiotherapy%20Implementation%20Group%20Report%20IGRT%20Final.pdf_1$).
- [12] L. Brualla González. "Dosimetría y verificación de tratamientos en Radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida". En: *Universidad de Valencia* (2015).
- [13] C. J. Karzmark, C. S. Nunan y E. Tanabe. *Medical electron accelerators*. Palo Alto, California: McGraw-Hill, Inc., 1993, pág. 316. ISBN: ISBN 0-07-105410-3.
- [14] E. Millán Cebrian. *Fundamentos de Física Médica Volumen 4: Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad*. SEFM, 2013, pág. 311. ISBN: 978-84-940849-7-3. URL: https://socios.sefm.es/fisicamedica/fundamentos_fm_v4_web.pdf.

- [15] F. M. Khan. *The physics of radiatiom therapy*. 530 Walnut Street, Philadelphia, PA 19106 USA: LIPPINCOTT WILLIAMS WILKINS, 2003, pág. 560. ISBN: ISBN 0-7817-3065-1.
- [16] M. Hussein y col. "A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems". En: *Radiotherapy and Oncology* (ago. de 2013). DOI: [10.1016/j.radonc.2013.08.048](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2013.08.048).
- [17] Solumedics. ArcCHECK® 3DVH®. URL: <https://solumedics.com/en/radiation-oncology/arccheck-3dvh/>.
- [18] R. A. Montezuma Velásquez. "Implementación de un protocolo de control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal 2300 CD utilizando un sistema de detectores ArcCHECK". En: *Universidad de San Carlos de Guatemala. Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas* (nov. de 2016). URL: [https://ecfm.usac.edu.gt/sites/default/files/2018-11/Tesis%5C%\\$20Roberto%5C%\\$20Alejandro%5C%\\$20Montezuma.pdf](https://ecfm.usac.edu.gt/sites/default/files/2018-11/Tesis%5C%$20Roberto%5C%$20Alejandro%5C%$20Montezuma.pdf).
- [19] SunNuclear corporation. ArcCHECK® *The Benchmark for 3D Pre-Treatment QA*. URL: <https://www.sunnuclear.com/products/arccheck>.
- [20] E. Wåhlin. *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device*. 2006. URL: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:197876/FULLTEXT01.pdf>.
- [21] Sun Nuclear Corp. *SunCheck*. URL: <https://www.sunnuclear.com/suncheck>.
- [22] J. M. Alonso Revenga. *Gráficos CUSUM. Monitorización para un aseguramiento continuo de la Calidad*. 2004. URL: https://www.aec.es/c/document_library/get_file?uuid=27929e27-b732-43f2-9ed8-45144302033f&groupId=10128.
- [23] L. Benites. *Prueba de Lilliefors para normalidad*. 2022. URL: <https://statologos.com/prueba-de-lillie-fors/>.
- [24] Departamento de estadística. Universidad Carlos III de Madrid. *Gráficos de control con memoria*. URL: <http://halweb.uc3m.es/esp/personal/personas/kaiser/esp/calidad/capitulo6.pdf>.

A Apéndices

A.1 Informe de control de calidad generado con el *software* SunCheck de Sun Nuclear

A continuación se adjunta un ejemplo de un informe obtenido empleando el software SunCheck de Sun Nuclear para la verificación de tratamientos. El informe es referido a la "Fracción 0", correspondiente a la aplicación del tratamiento sobre el panel iView en aire, sin paciente. Para ello, se hace retroceder la mesa del acelerador todo lo posible y se quita cualquier tipo de extensión, de modo que no quede nada interpuesto entre el *gantry* y el panel plano. Se procede entonces a suministrar el tratamiento y se mide la distribución de dosis con el panel. Las imágenes recogidas se procesan en el software, se aplica el criterio gamma al mapa de dosis obtenido (con tolerancia 3%-2mm en este caso) y se crea el informe que aquí se recoge. La primera hoja muestra un resumen de la información principal (dosis puntual, análisis 2D, análisis gamma, órganos de riesgo, PTV...), la cual se desarrolla en el resto de páginas.

Patient Name: [REDACTED] **Patient ID:** [REDACTED] **DOB:** [REDACTED]
Plan Name: prostata.0 **Institution Name:** Hospital Universitario San Cecilio **Event Date:** 27 Jan 2022 01:49 PM
Plan Information: Prescribed Dose: 2.5 Gy x 28 Fx = 70 Gy **Treatment Site:** Prostate **Modality:** VMAT **Details:** Unspecified

Calculation Settings: Mode: EPID (2D), Log (3D) **2D Method:** Gamma **F0 Algorithm:** Version1 **3D Calculated On:** Plan CT **SDC Grid Resolution (mm):** 2

Point Dose

Analysis Settings
 Rel Dose Diff (%): 3
 Abs Dose Diff (cGy): 10
 Search Radius (mm): 2

2D Analysis

Analysis Settings
 Diff (%): 3
 TH (%): 20
 Normalization: Global

3D Analysis

Analysis Settings
 Diff (mm): 2
 TH (%): 20
 Normalization: Global
 Passing Tolerance Level (%): 95

Composite

POI Name	Rel Dose Diff	Abs Dose Diff (cGy)
0_TAC - ISO	-2.1 %	-3.6

Beam

Beam Name	Rel Dose Diff		Abs Dose Diff (cGy)	
	Energy	Diff	Energy	Diff
ARC1	6 MV	-1.7 %	6 MV	-1.4
ARC2	6 MV	-2.4 %	6 MV	-2.1

Beams (2D)

Beam Name	Energy	Auto Align	Percent
ARC1	6 MV	(0.00, 2.80)	99.23 %
ARC2	6 MV	(0.40, 3.60)	99.11 %

3D Gamma

Gamma Results	Percent
Passing Rate	99.95 %

Universal Metrics

Best 3/2

Targets

- PTV1_50
- PTV2_70
- OARS**
- BLADDER
- FEMUR_HEAD_L
- FEMUR_HEAD_R
- RECTUM

Approved By: _____

Patient Name: [REDACTED] DOB: [REDACTED]

Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM

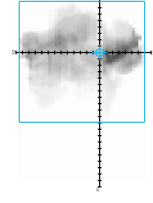
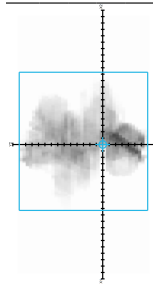
Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio

Patient Name: [REDACTED] Plan Name: prostata.0

Point Dose

Composite: 0_TAC - ISO

ARC1		ARC2	
Planned	0.791 Gy	Planned	0.855 Gy
Calculated	0.777 Gy	Calculated	0.834 Gy
Rel Dose Diff	-1.7%	Rel Dose Diff	-2.4%
Abs Dose Diff	-1.4 cGy	Abs Dose Diff	-2.1 cGy
Beam Energy	6 MV	Beam Energy	6 MV
Planned MU/Fx	562.0	Planned MU/Fx	618.0
Wedged MU/Fx	0.0	Wedged MU/Fx	0.0
Collimator	15°	Collimator	345°
Gantry	179°	Gantry	181°
Couch	0°	Couch	0°
SSD mm	891.81	SSD mm	891.71
Field Size		Field Size	
X1:	-10.30 cm	X1:	-10.90 cm
X2:	11.30 cm	X2:	8.00 cm
Y1:	-7.00 cm	Y1:	-7.00 cm
Y2:	13.00 cm	Y2:	12.50 cm



Planned Dose: 1.646 Gy
 Calculated Dose: 1.61 Gy
 Rel Dose Diff: -2.1 %
 Abs Dose Diff: -3.6 cGy

Patient Name: [REDACTED]

Patient ID: [REDACTED]

DOB: [REDACTED]

Plan Name: prostata.0

Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio

Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM

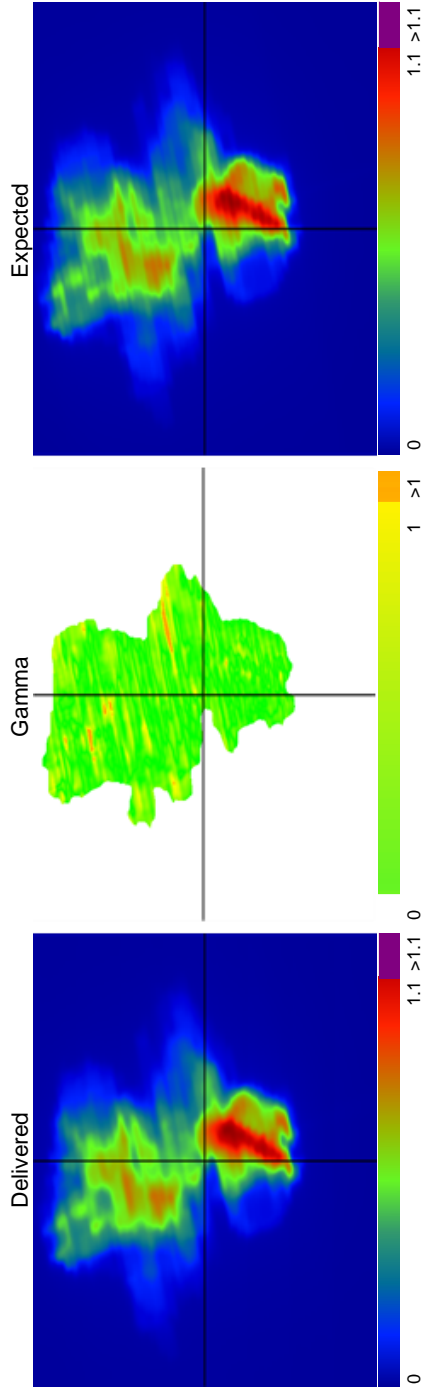
2D Analysis

Method	Gamma	Diff	3 %	Dist	2 mm	Threshold	20 %	Normalization	Global	2D Calculation Mode	EPID
--------	-------	------	-----	------	------	-----------	------	---------------	--------	---------------------	------

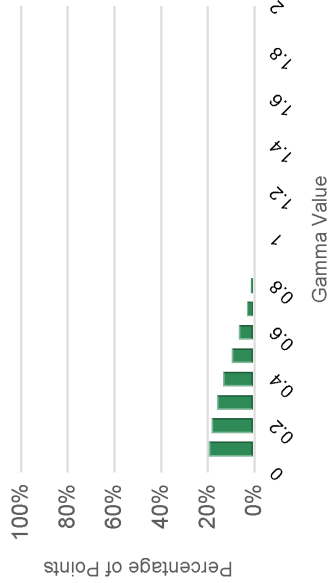
Beam: ARC1

Beam Energy: 6 MV

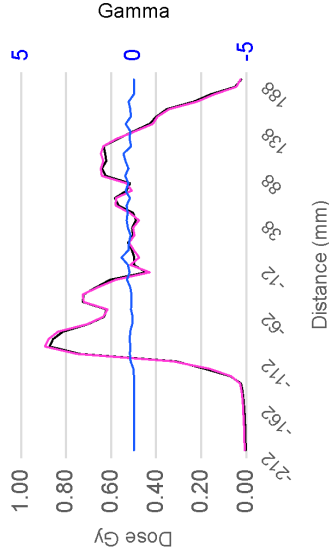
Result	Percent	Points
Passing	99.23%	63045
Failed High	0.30%	191
Failed Low	0.47%	297
Total Points		63533
Points Avg (StDev)	0.30	(0.22)



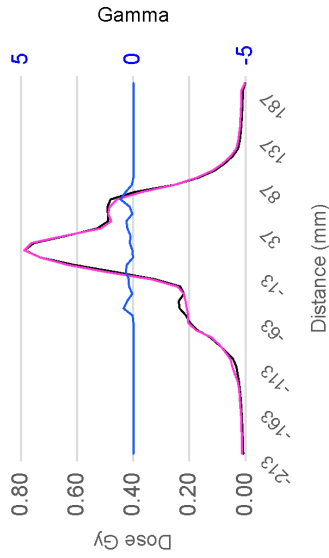
Gamma Histogram



Profile X



Profile Y



Patient Name: [REDACTED] DOB: [REDACTED]

Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM

Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio

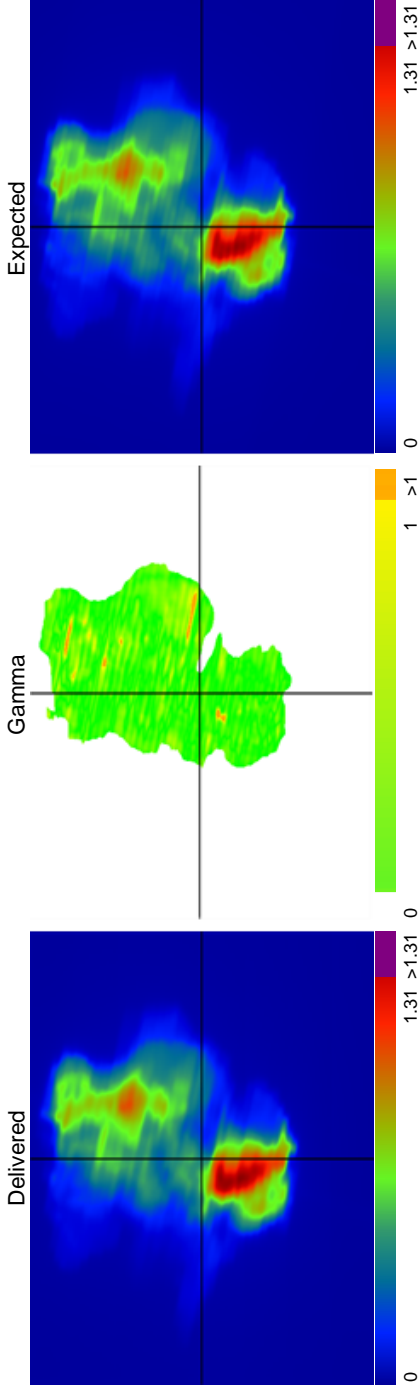
2D Analysis

Method	Diff	Dist	Threshold	Normalization	2D Calculation Mode
Gamma	3 %	2 mm	20 %	Global	EPID

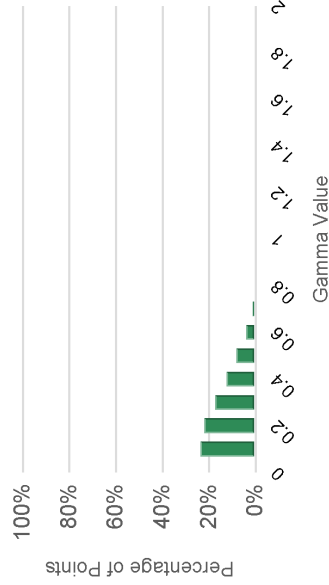
Beam: ARC2

Beam Energy: 6 MV

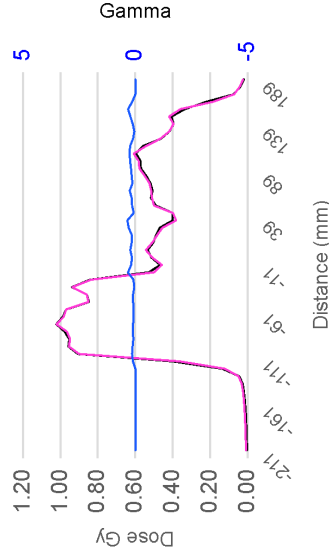
Result	Percent	Points
Passing	99.11%	57215
Failed High	0.51%	295
Failed Low	0.38%	219
Total Points		57729
Points Avg (StDev)	0.25	(0.20)



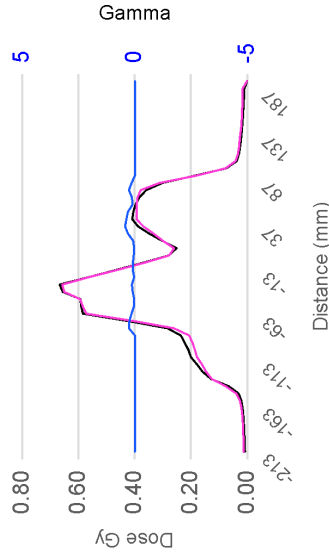
Gamma Histogram



Profile Y



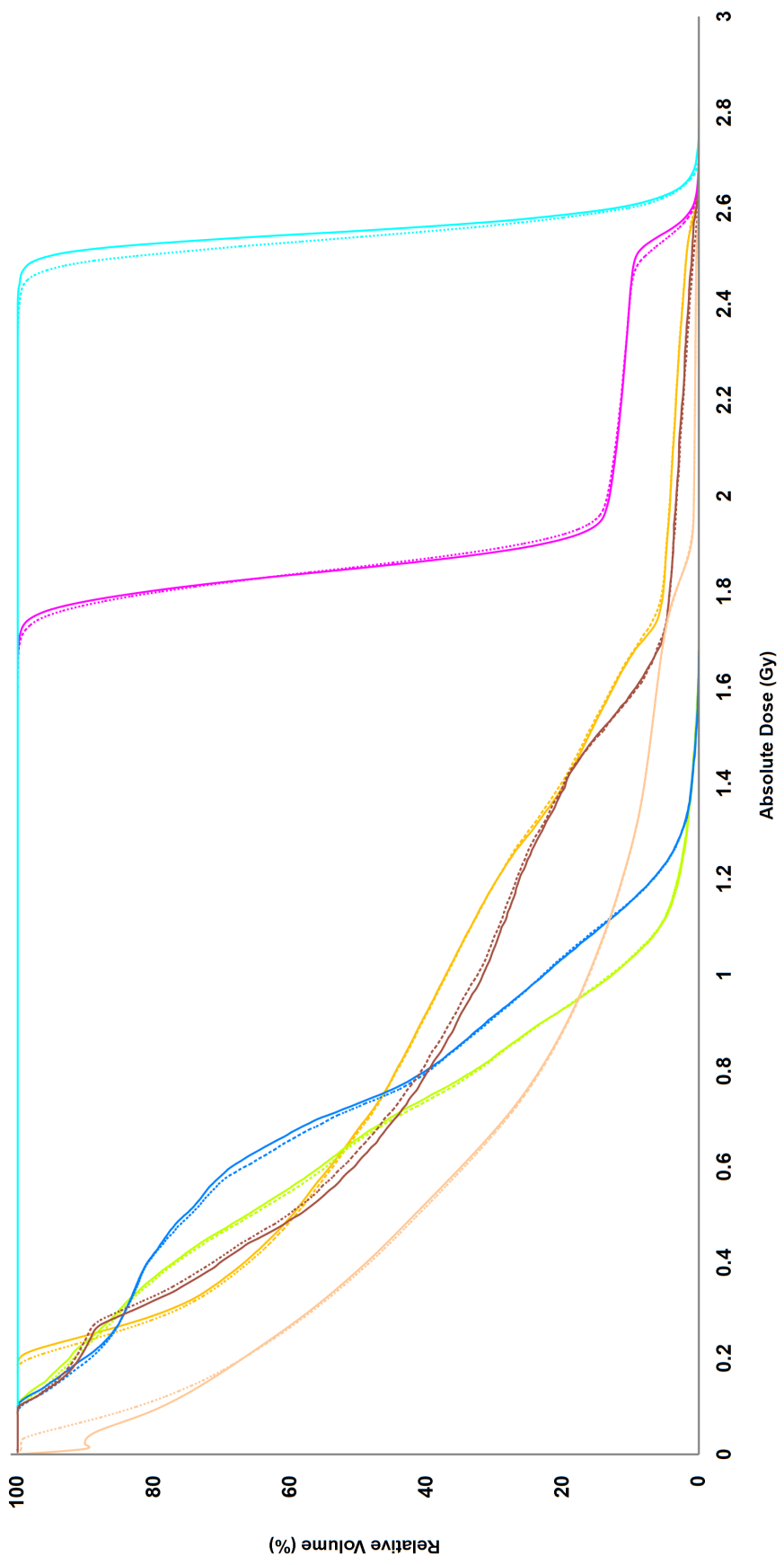
Profile X



Patient Name: [REDACTED] Patient ID: [REDACTED] Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM
 Plan Name: prostata.0

3D Gamma **Note:** These doses are on a single Fraction scale. They represent only a part of the actual planned dose.

Difference Tolerance	Threshold	Distance Tolerance	Passing Tolerance	Normalization	3D Calculated	Gamma Results	Percent	Points
3 %	20 %	2 mm	95 %	Global	Log	Passing	99.95%	137513
						Failed High	0.01%	9
						Failed Low	0.04%	53
						Total Points		137575



Patient Name: [REDACTED] **DOB:** [REDACTED]

Patient ID: [REDACTED]

Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM

Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio

Plan Name: prostata.0

Structure Name	Gamma	Min	Max	Mean
● BLADDER	99.97%	0.18 Gy	2.71 Gy	0.85 Gy
● FEMUR_HEAD_L	100.00%	0.09 Gy	1.69 Gy	0.65 Gy
● FEMUR_HEAD_R	100.00%	0.09 Gy	1.67 Gy	0.72 Gy
● PTV1_50	99.94%	1.54 Gy	2.70 Gy	1.92 Gy
● PTV2_70	99.54%	2.34 Gy	2.71 Gy	2.54 Gy
● RECTUM	100.00%	0.10 Gy	2.63 Gy	0.81 Gy
● SKIN	99.99%	0.00 Gy	2.79 Gy	0.53 Gy

Patient Name: [REDACTED] **DOB:** [REDACTED]

Plan Name: prostata.0 **Event Date:** 27 Jan 2022 01:49 PM

Patient ID: [REDACTED] **Institution Name:** Hospital Universitario San Cecilio

Universal Metrics: **Best 3/2**

Targets : Passed

Structure Name	Gamma	TPS	QA	Diff	Passed
PTV1_50	100 %	1.9	1.9	0.0%	Passed
PTV2_70	100 %	2.6	2.5	-0.6%	Passed

OARs : Passed

Structure Name	Gamma	TPS	QA	Diff	Passed
SKIN	100 %	0.5	0.5	1.0%	Passed
FEMUR_HEAD_L	100 %	0.7	0.6	-0.6%	Passed
FEMUR_HEAD_R	100 %	0.7	0.7	-0.8%	Passed
BLADDER	100 %	0.9	0.8	-0.4%	Passed
RECTUM	100 %	0.8	0.8	1.4%	Passed

Mean			Max			D90			D95		
TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff
1.9	1.9	0.0%	2.8	2.8	-0.7%	1.8	1.8	-0.4%	1.8	1.8	-0.6%
2.6	2.5	-0.6%	1.7	1.7	0.6%	2.5	2.5	-1.0%	2.5	2.5	-1.2%

Mean			Max		
TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff
1.9	1.9	0.0%	2.8	2.8	-0.7%
2.6	2.5	-0.6%	1.7	1.7	0.6%

Mean			Max		
TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff
0.5	0.5	1.0%	2.8	2.8	-0.7%
0.7	0.6	-0.6%	1.7	1.7	0.6%

Mean			Max		
TPS	QA	Diff	TPS	QA	Diff
0.5	0.5	1.0%	2.8	2.8	-0.7%
0.7	0.6	-0.6%	1.7	1.7	0.6%

Patient Name: [REDACTED]

Patient ID: [REDACTED]

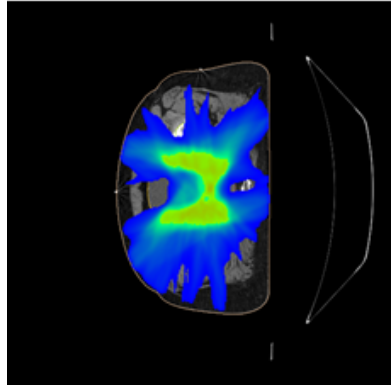
DOB: [REDACTED]

Plan Name: prostata.0

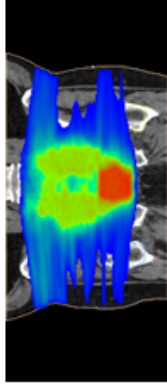
Institution Name: Hospital Universitario San Cecilio

Event Date: 27 Jan 2022 01:49 PM

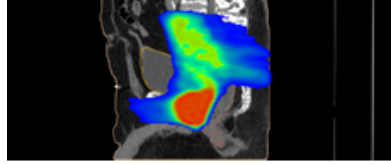
Transverse



Coronal



Sagittal



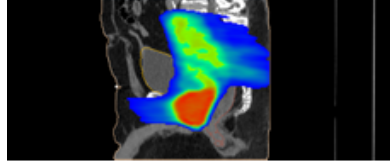
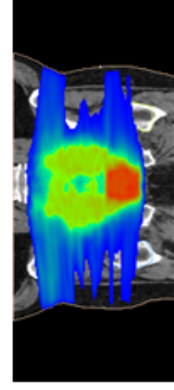
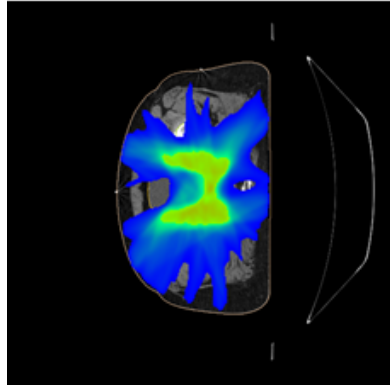
Absolute Dose (Gy)

0

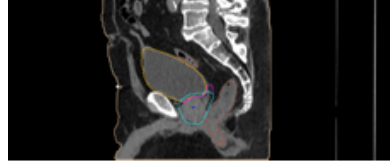
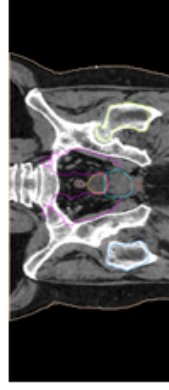
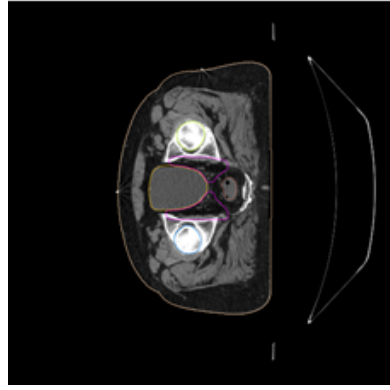
2.79

>2.79

Calculated



Gamma



Gamma

Cold

Hot