

Comparación de dosis absorbida en agua y dosis absorbida en medio en tratamientos de próstata y cabeza y cuello. Análisis con diferentes tamaños de rejilla y curvas de calibración CT

Comparison of absorbed dose to water and absorbed dose to medium in prostate and head and neck treatments. Analysis with different grid sizes and CT calibration curves

David García Riñón, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Raúl Sánchez López
Moisés Sáez Beltrán

Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario la Paz, Paseo de la Castellana, 261, 28046 Madrid.

Fecha de Recepción: 05/10/2021 - Fecha de Aceptación: 04/02/2022

Se analizan las diferencias entre distribuciones de dosis calculadas con $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en el planificador Monaco para tratamientos de próstata y cabeza y cuello. Se realiza una división de órganos en forma de capas de diferentes espesores para evaluar la influencia del tamaño de rejilla de cálculo (3 mm y 1 mm) y se estudia cómo afecta la curva de calibración CT a la dosis calculada. Los resultados muestran una variación, $\frac{D_{w,m} - D_{m,m}}{D_{w,m}}$, de dosis media de 0.1%-0.3% en recto y vejiga, aproximadamente 1% en canal medular y cavidad oral, 3% en cabezas femorales y 7% en mandíbula. El cubrimiento del PTV es superior en $D_{w,m}$ un 0.04%, 1.22% para próstata y un 0.92%, 5.8% en cabeza y cuello (V95%, V100% respectivamente). Diferencias en cabeza y cuello en cobertura al PTV, según su grado de solapamiento con hueso, son suficientemente importantes para que la elección del medio de absorción afecte al control tumoral. Las variaciones de dosis entre regiones de diferentes densidades son superiores con el tamaño de rejilla de 1mm, mostrando una mayor sensibilidad a la interfase. La variación con la curva de calibración CT solo es apreciable (0.38%) en órganos de densidad muy diferente a la del agua.

Palabras clave: Dosis absorbida en agua y dosis absorbida en medio, Monte Carlo, TPS Monaco, interfase.

Differences between the dose distributions calculated with $D_{w,m}$ and $D_{m,m}$ on the Monaco planner for treatments of prostate and neck and head are analyzed. A division of organs in the form of layers of different thicknesses is performed to evaluate the influence of the calculation grid size (3mm and 1mm). Study of how affect the curve of calibration CT to calculated doses is made. The results show a variation, $\frac{D_{w,m} - D_{m,m}}{D_{w,m}}$, mean doses of 0.1%-0.3% on rectum and bladder, around 1% on spinal cord and oral cavity, 3% on femoral heads and 7% on jawbone. The coverage of PTV is superior in $D_{w,m}$ in a 0.04%, 1.22% for prostate and 0.92%, 5.8% in head and neck (V95%, V100% respectively). Differences in head and neck regarding coverage of PTV, according his grade of overlap with bone, are important enough for the choice of absorption medium to affect tumour control. Dose variations between regions of different densities are superior with 1mm size grid, showing a higher sensibility to the interface. The variation with the CT calibration curve is only appreciable (0.38%) in organs with a density very different from that of water.

Key words: Absorber dose to medium and absorber dose to water, Monte Carlo, TPS Monaco, interface.

*Correspondencia: dgrinon@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.001>

Introducción

Uno de los temas de discusión actuales en radioterapia se centra en la inconsistencia en el cálculo de dosis dependiendo del medio de transporte (m.t) y del medio de deposición o absorción (m.a) elegidos al utilizar los diferentes tipos de algoritmos comerciales incluidos en los programas de planificación de tratamientos (TPS).¹

Los algoritmos convencionales (p.e 3DCRT, *pencil beam*, superposición/convolución) calculan la dosis considerando el medio en términos de composición agua con diferentes densidades electrónicas dependiendo del material que constituye el paciente. Es decir, tanto el m.t como el m.a para el cálculo de dosis se consideran agua. Esto ha sido definido como reportar la dosis transportada y depositada en agua ($D_{w,w}$).¹

Por otra parte, TPS basados en algoritmos de Monte Carlo (Cyberknife, iPlan, RayStation o Monaco) realizan el cálculo de dosis mediante la simulación de trayectorias de las partículas generadas por la radiación inicial obteniendo una matriz tridimensional de energía que se convierte en dosis para cada voxel dependiendo de la densidad electrónica y composición del medio con el que interactúan y cuyo valor se obtiene a partir de las unidades CT. Esto hace que tanto su m.t como su m.a sean medio. Por tanto, estos algoritmos calculan la dosis de manera inherente en medio, lo que se denomina $D_{m,m}$.²

Actualmente, este segundo tipo de algoritmos se consideran más apropiados para el cálculo de dosis en los tratamientos de radioterapia, debido a su exactitud en el cálculo en tejidos heterogéneos³ y a que la mejora de los equipos informáticos permite su uso con una velocidad de cálculo apta para su uso clínico.⁴ Estos algoritmos poseen la capacidad de simular el transporte de radiación de fotones secundarios dispersos, permitiendo un cálculo de la distribución de dosis más precisa, especialmente en el caso de haces estrechos en presencia de medios de baja densidad.⁵⁻⁷

Tradicionalmente, la elección del cálculo de dosis se ha llevado a cabo considerando agua como m.a y m.t. ($D_{w,w}$). Esta elección es debida fundamentalmente a que los protocolos de calibración de las unidades de tratamiento se llevan a cabo en agua,⁸ a que los comisionados de los planificadores se realizan con pruebas en maniqués de agua,⁹ al hecho de que los ensayos clínicos se han realizado con estudios reportados en dosis en agua, y a que la tecnología existente no poseía una potencia de cálculo suficiente para obtener un resultado por un método determinista en un tiempo razonable. Esta suposición de que el cuerpo humano es agua (con densidad electrónica del medio) es una buena primera aproximación ya que la mayoría de tejidos tienen propiedades respecto a la absorción

de dosis similares al agua.^{10,11} Esto ha llevado a buscar una forma para conseguir determinar la dosis en agua en TPS que siguen algoritmos Montecarlo, en vez de emplear $D_{m,m}$, que es el cálculo inherente a este tipo de algoritmos, motivándose un intenso debate de como calcular la dosis en estos TPS.¹²

La conversión de agua a medio en este tipo de algoritmos se realiza mediante la razón de los poderes de frenado sobre la fluencia de electrones secundarios (1). Este método de conversión se basa en el descrito por Siebers et al.,¹³ que al aplicar una teoría de cavidades de Bragg Gray simplifica la expresión a la razón de poderes de frenado. Se llama a esta forma de indicar la dosis como $D_{w,m}$, donde el m.a es agua y el m.t es medio.

$$\frac{D_w}{D_m} = S_m^w = \frac{\int \varphi_w(E) \left(\frac{\xi}{\rho}\right)_w dE}{\int \varphi_m(E) \left(\frac{\xi}{\rho}\right)_m dE} \quad (1)$$

Numerosos estudios han analizado las diferencias entre el cálculo de dosis de $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para diferentes tipos de tejido. Se considera que variaciones mayores del 7% en el valor de la dosis absorbida son clínicamente detectables¹⁴ y varios estudios han mostrado que variaciones del 5% en la dosis pueden llevar a variaciones en las complicaciones del tejido sano de un 20%-30% y a cambios en el control tumoral del 10%-20% si la dosis prescrita cae en la región más inclinada de la curva dosis-efecto.^{15,16} Por lo tanto, esta diferencia en el cálculo de dosis puede ocasionar cambios de prescripción de los tratamientos^{12,17} y hace que su elección sea un tema relevante en los tratamientos de radioterapia.

En tejidos con densidad cercana al agua como el músculo la elección del cálculo de dosis apenas influye dado que para fotones de megavoltaje $D_{m,m}$ es inferior a $D_{w,w}$ en torno al 0.7%-1.4%¹⁸ y a $D_{w,m}$ en torno a 1%-1.4%.¹⁹ En el caso de tejido pulmonar debido al aumento de la dispersión lateral se encuentra que la dosis mínima al calcular en $D_{m,m}$ es inferior en torno al 3.88% frente a $D_{w,m}$, lo que conlleva a una disminución de la cobertura.²⁰ Sin embargo para tejidos con densidad hueso y estructuras rodeadas de hueso denso la diferencia llega hasta valores un 10% inferiores en $D_{m,m}$ frente a $D_{w,m}$.²¹

El objetivo de este estudio es analizar las diferencias de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en tratamientos de cabeza y cuello y de próstata, evaluar el efecto del tamaño de la rejilla de cálculo en la dosis calculada en la interfase entre distintas densidades y cómo afecta la elección de la curva de calibración CT de densidad electrónica-HU al cálculo de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$.

Material y métodos

Para este estudio se utiliza un TPS Monaco* versión 5.11.03 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia) que usa un algoritmo Montecarlo XVMC, desarrollado a partir de las investigaciones de Flippel et al.²²⁻²⁶ Este algoritmo utiliza un sistema multicapa que genera historias de partículas que abarcan desde una partícula inicial hasta varias generaciones de electrones y fotones secundarios y que interaccionan según cuatro interacciones (Compton, Rayleigh, creación de pares y fotoeléctrica) cuya probabilidad de ocurrencia depende de la sección eficaz diferencial para cada densidad, composición del medio y energías dadas, siendo la interacción Compton la predominante para el rango de energías de megavoltaje y número atómico de los tejidos del cuerpo humano. Este proceso se detiene cuando la partícula posee una energía por debajo de un umbral o si las partículas han abandonado la región de interés.

El proceso de obtención de la sección eficaz total Compton es el siguiente. La curva de calibración CT, incluida en el TPS, asocia valores de unidades Hounsfield a valores de densidad electrónica. De estos valores de densidad electrónica el TPS obtiene los valores de densidad de masa que corresponden a una sección eficaz total Compton determinada. Tal correspondencia se obtiene por medio de la ecuación (2)*, donde $f_c(\rho)$ es una función de ajuste obtenida en el análisis realizado por la ICRU 46.²⁷ Esta función de ajuste permite obtener la sección eficaz total Compton para un continuo de valores de densidad de masa. Aunque la forma de obtener las secciones eficaces de los datos de la ICRU 46²⁷ es a partir de la densidad (aproximación que el documento acepta como válida para los tejidos del cuerpo humano), esta es obtenida a partir de la densidad electrónica de la curva de calibración CT, por lo que la composición del medio es tenida en cuenta.

$$\sigma_c(\rho, E) = \frac{\rho}{\rho_w} f_c(\rho) \sigma_c^w(E) \quad (2)$$

La diferencia de dosis absorbida entre dos medios distintos, como expresa el teorema de Fano,²⁸ no se da por la diferencia de densidad de los medios sino fundamentalmente por la diferencia de coeficientes másicos de absorción energéticos de cada medio (que dependen de la sección eficaz de interacción) y en menor medida por la razón de poderes de frenado entre ambos medios. Puesto que la densidad electrónica (y por tanto la densidad) de los tejidos se mantiene constante en $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$, los coeficientes

másicos de absorción energéticos son idénticos y el cambio de dosis absorbida se produce, como se ha mencionado, por la razón de poderes de frenado. En medios de densidad de cercanía al agua la conversión por razones de frenado es cercana a la conversión por coeficientes másicos de absorción. Sin embargo, en los casos de tejidos con densidad muy alejada del agua, como el hueso, no existe correspondencia total entre la razón de poderes de frenado de Bragg Gray, con la que se produce el cambio a $D_{w,m}$, y la función de ajuste (coeficientes másicos de absorción energéticos), con la que se calcula $D_{m,m}$. Esto se expresa en el estudio realizado por Reynaert et al.²⁹ en el que para regiones de densidad hueso la razón de poderes de frenado de agua a hueso es un 6% mayor que el dado por los coeficientes másicos de absorción energético para una energía nominal de fotones de 6 MV. Esto se debe a que la resolución de los voxels, que como mínimo es de 1 mm, es superior al rango de los electrones secundarios en hueso (0.5 mm) por lo que un tratamiento de cavidades pequeñas como el de Bragg Gray sobreestima la conversión de dosis. En un estudio realizado por Ma et al.¹⁷ se llegó a determinar que la variación entre la $D_{w,w}$ de los algoritmos convencionales difiere en torno a un 4% de $D_{m,m}$ calculado por Montecarlo, pero hasta un 11% con la $D_{w,m}$, por lo que recomienda utilizar $D_{m,m}$. La razón de la discrepancia entre $D_{w,w}$ y $D_{w,m}$ es debida a que $D_{w,m}$ se obtiene a partir de $D_{m,m}$ por una razón de poderes de frenado, en lugar de por una razón de coeficientes de absorción energéticos.

Para reducir el tiempo de cálculo el TPS Monaco utiliza historias condensadas y métodos de reducción de varianza,²⁶ como *photon splitting* (para minimizar el número de fotones que no entran dentro del campo), *russian roulette* (rechazo de rango: rechazar energías por encima o debajo de un valor determinado) o repetición de la historia de electrones.

El sistema multicapa del XVMC tiene 3 fases. El primero, *Virtual fluence model*³⁰⁻³¹ donde se genera una fuente de fotones con distribuciones gaussianas cuyo origen es el target y que tiene en cuenta la radiación electrónica y los fotones secundarios generados por elementos fijos del cabezal como el filtro aplanador. De aquí los fotones pasan a la segunda capa denominada *Full MC geometry simulation* donde se produce la modulación del haz (mandíbulas, láminas) y cuyos valores son obtenidos en el comisionado. Por último, se realiza la fase del *Patient Dose Computation*, en la que la radiación impartida es simulada sobre la geometría del paciente basándose en los poderes de frenado y en los coeficientes de atenuación (obtenidos del análisis del ICRU 46²⁷).

En cuanto al proceso de cálculo en el TPS Monaco, este consta de dos fases. En una primera fase define las estructuras y divide el rango del giro del gantry en un número fijo de sectores. Por medio de cálculo *pen*

* Monaco Dose Calculation Technical Reference. In. St. Louis, MO: Elekta, 2014.

Tabla 1. Prescripciones de los tratamientos y parámetros de cálculo.

Próstata							
Número de PTV	Casos	Prescripción (Gy)	Arco	Nº de vueltas	Puntos de control	Incertidumbre de cálculo	Mínimo segmento permitido
3	1	72.4; 59.4; 53.7	Completo	2	180; 200	1%	(0.5; 1) cm ²
2	3	(72.4; 59.4)					
1	6	y (68.2; 52.7) 68.2; 60 y 55					
Cabeza y cuello							
Número de PTV	Casos	Prescripción (Gy)	Arco	Nº de vueltas	Puntos de control	Incertidumbre de cálculo	Mínimo segmento permitido
4	1	69.96; 60; 59.4; 54.12	Semicompleto Inicio: 210° Final: 150°	2-3	180	1%	(0.5; 0.6) cm ²
3	7	69.96; 59.4; 54.12					
2	1	60; 54.12					
1	1	70					

cil beam se obtiene la dosis y se optimiza la fluencia de cada sector variando el segmentado y sus pesos hasta conseguir las restricciones de dosis impuesta a cada estructura. En la segunda fase se determinan las trayectorias de las láminas y las posiciones del brazo convirtiendo la fluencia de la fase 1 en múltiples puntos de control. Finalmente se inicia el cálculo de Montecarlo haciendo una nueva optimización en los pesos del segmentado según los objetivos establecidos.

Se han analizado 20 pacientes, de ellos 10 son tratamientos de próstatas y 10 son de cabeza cuello, cuyas prescripciones y parámetros de cálculo se muestran en la tabla 1. Todos los tratamientos se han planificado con arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) para fotones de energía nominal de 6 MV. El espesor de corte es de 3mm para tratamientos de próstata y 2 mm o 3 mm para los tratamientos de cabeza y cuello. Ninguna estructura ha requerido forzar su densidad, es decir, no ha sido necesario modificar el valor original de densidad electrónica dado por la imagen del TC, dado que los volúmenes con densidad equivalente a aire en el interior del recto y el intestino se encuentran fuera de la zona de tratamiento o son pequeños.

Todos los tratamientos han sido optimizados utilizando $D_{w,m}$ y se han recalculado para $D_{m,m}$ manteniendo el segmentado, por lo que los únicos parámetros modificados han sido la elección del m.a en el cálculo de dosis, el tamaño de rejilla de cálculo (3 mm y 1 mm) y las curvas de calibración CT (mostradas en la tabla 2).

Se ha comparado la variación con la siguiente expresión, ecuación (3)

$$VarDX(\%) = \frac{DX_{w,m} - DX_{m,m}}{DX_{w,m}} * 100 \quad (3)$$

correspondiendo DX a la dosis $D2$ (dosis del 2% de volumen), $D98$ (dosis del 98% de volumen), $D50$ (dosis del 50% de volumen) o DM (dosis media) entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ de cada estructura para tamaño de rejilla 3 mm y 1 mm y para dos curvas de calibración distintas.

Se han estudiado las diferencias entre los valores de V95% (volumen que recibe el 95% de dosis prescrita), V100% (volumen que recibe el 100% de la dosis prescrita) y V107% (volumen que recibe el 107% de la dosis prescrita) entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para los PTV de cada paciente, tanto en los tratamientos de próstata como en los de cabeza y cuello. En los PTV de cabeza y cuello se ha optado por separarlos en objetivos primarios (69.96 Gy y 66 Gy) y secundarios (59.4 Gy y 54.1 Gy).

Para los tejidos sanos se ha realizado un estudio del gradiente de la dosis desde la superficie del órgano hasta su interior, para lo que se hacen 5 anillos en forma de capas. Estas capas parten a 0.5 mm fuera de la superficie adentrándose las siguientes capas en el órgano y tienen un espesor de 0.5 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm y 5 mm. Para la creación de estas estructuras se ha utilizado la herramienta del TPS '3D auto margin' que utiliza expansiones booleanas. El tamaño, sobre todo de los dos primeros anillos, es menor que la resolución del TC por lo que se producen solapamientos de estos con la superficie del órgano en algunos cortes.

Se representan y comparan las variaciones de dosis media $VarDM(\%)$ en cada anillo para cada tamaño de rejilla de cálculo con la densidad electrónica asociada a cada anillo. Esto tiene como objetivo observar que tamaño de rejilla obtiene una mayor correlación entre la dosis calculada y la densidad electrónica en zonas de heterogeneidad.

Tabla 2. Valores de las curvas de calibración CT1 y CT2, Unidades Hounsfield o Unidades CT (CT) y densidad electrónica asociada (ED). Interpolación de valores de referencia y diferencia porcentual entre los valores interpolados de las dos curvas de calibración.

Curvas de calibración				Interpolación			Diferencia (%)
CT1		CT2			CT1	CT2	$\frac{ED(CT1) - ED(CT2)}{ED(CT1)}$
CT	ED	CT	ED	CT	ED	ED	
-993	0.01	-1000	0.01	-500	0.458	0.515	-12.392
-768	0.19	-848	0.19	-100	0.920	0.927	-0.833
-468	0.49	-524	0.49	-50	0.973	0.974	-0.154
-74	0.95	-78	0.95	0	1.005	1.000	0.536
-42	0.98	-43	0.98	10	1.013	1.010	0.351
-7	1	0	1	30	1.028	1.029	-0.011
45	1.04	42	1.04	50	1.047	1.048	-0.082
52	1.05	52	1.05	100	1.069	1.066	0.288
226	1.12	259	1.12	280	1.142	1.127	1.281
913	1.51	992	1.51	400	1.219	1.195	1.949
4800	3.36	4800	3.36	750	1.417	1.381	2.556
7500	6.74			1000	1.551	1.514	2.418

Con el fin de valorar como afecta cada tamaño de rejilla en zonas de heterogeneidad a cada medio de absorción por separado se utiliza una expresión ligeramente diferente a $VarDx(\%)$ y a la que llamaremos $RejDM(\%)$ definida por la siguiente expresión, ecuación (4):

$$RejDM(\%) = \frac{DM(3 \text{ mm}) - DM(1 \text{ mm})}{DM(3 \text{ mm})} * 100 \quad (4)$$

Esta expresión difiere en $VarDM(\%)$ en que en ella el medio de absorción, $D_{m,w}$ o $D_{m,m}$, es siempre el mismo.

Resultados

Variaciones por el medio de absorción

En las tablas 3 y 4 se muestran las variaciones obtenidas. Se observa que entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ las variaciones de DM son en torno al 3% [2.27% - 3.91%] para las cabezas femorales y hasta un 7% [5.91%- 7.85%] para la mandíbula. Las variaciones para $D2$, $D98$ y $D50$ son similares a estos valores, exceptuando $D2$ en la mandíbula que está por debajo del 6% [4.29% - 6.61%]. Para órganos con densidad cercana al agua y alejados de hueso como son el recto, vejiga y los PTV de la próstata, la variación es prácticamente nula,

con variaciones de DM de 0.3% [0% - 0.69%] para el recto y 0.1% [(-0.12%) - 0.5%] para la vejiga y los PTV [(-0.63%) - 0.59%]. En cambio, en órganos con densidad cercana al agua y rodeados o insertos en órganos de densidad hueso como son la cavidad oral, el canal medular, el tronco y los PTV de cabeza y cuello, la variación se encuentra en torno al 0.7%-1% para DM , $D2$ y $D50$, alcanzándose valores del 2% en $D98$ para los PTV. Se ha observado que el intestino delgado es el único órgano que muestra una variación negativa, llegando hasta el -0.73 % [(-1.47%) - 0.54%], por lo que $D_{m,m}$ sobredosifica respecto a $D_{w,w}$.

Es de señalar que para la variación de DM el valor superior e inferior del rango se corresponde con los pacientes con mayor y menor densidad electrónica de cada órgano respectivamente. Además, se ha obtenido un coeficiente de correlación entre las variaciones de DM y la media de densidad electrónica de 0.98 para la rejilla 3 mm y 0.99 para 1 mm.

El análisis de V95%, V100% y V107% (fig. 1) ha mostrado que no existe una diferencia significativa en el caso de los volúmenes objetivo del tratamiento de próstata, obteniendo una desviación en promedio ($D_{w,m} - D_{m,m}$) del V95% = 0.04 [(-0.37)-0.72], V100% = 1.22 [(-0.41)-4.67] y V107% = -0.76 [(-2.66)-0.5]. Ninguna disminución del V95% al variar el medio de absorción a $D_{m,m}$ ha sobrepasado el límite de cubrimiento mínimo del V95% = 95%. Los valores altos del V107% en algunos PTV se deben a que están dentro de objetivos de mayor prescripción,

Tabla 3. Variaciones porcentuales $VarDx(\%)$, con su desviación estadística, utilizando la aproximación de Bessel, de $D2$, $D98$, $D50$ y DM para cada estructura estudiada en los tratamientos de próstata. Todo ello para los diferentes tamaños de rejilla y las dos curvas de calibración CT. Densidad electrónica media y la media de la desviación de la densidad electrónica para cada estructura.

Próstata			$VarD2(\%)$	$VarD98(\%)$	$VarD50(\%)$	$VarDM(\%)$	Media densidad electrónica	Media de la desviación de densidad electrónica
Cabeza femoral izquierda	CT1	Rejilla 3 mm	3.20 ± 0.60	3.37 ± 1.23	3.00 ± 0.71	3.11 ± 0.50	1.153 ± 0.029	0.116 ± 0.014
		Rejilla 1 mm	3.35 ± 0.67	3.54 ± 0.83	3.05 ± 0.79	3.13 ± 0.45		
	CT2	Rejilla 3 mm	2.93 ± 0.58	3.24 ± 0.75	2.70 ± 0.64	2.81 ± 0.39	1.145 ± 0.027	0.107 ± 0.014
Cabeza femoral derecha	CT1	Rejilla 3 mm	2.91 ± 0.37	3.37 ± 1.33	2.95 ± 0.64	3.05 ± 0.50	1.149 ± 0.035	0.128 ± 0.021
		Rejilla 1 mm	2.98 ± 0.42	3.58 ± 0.92	2.99 ± 0.65	3.08 ± 0.43		
	CT2	Rejilla 3 mm	2.61 ± 0.42	2.95 ± 1.09	2.76 ± 0.54	2.75 ± 0.38	1.131 ± 0.030	0.118 ± 0.020
Recto	CT1	Rejilla 3 mm	0.43 ± 0.27	0.54 ± 0.86	0.28 ± 0.24	0.27 ± 0.20	1.011 ± 0.305	0.057 ± 0.034
		Rejilla 1 mm	0.51 ± 0.24	0.29 ± 0.18	0.28 ± 0.17	0.35 ± 0.16		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.43 ± 0.23	0.27 ± 0.20	0.23 ± 0.15	0.29 ± 0.15	1.011 ± 0.305	0.054 ± 0.032
Vejiga	CT1	Rejilla 3 mm	0.05 ± 0.17	0.08 ± 0.94	0.18 ± 0.36	0.12 ± 0.20	1.009 ± 0.304	0.010 ± 0.002
		Rejilla 1 mm	0.10 ± 0.08	0.07 ± 0.06	0.12 ± 0.11	0.08 ± 0.08		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.05 ± 0.06	0.01 ± 0.06	0.05 ± 0.08	0.05 ± 0.06	1.006 ± 0.303	0.011 ± 0.003
Intestino delgado	CT1	Rejilla 3 mm	-0.57 ± 0.86	-0.88 ± 0.54	-0.59 ± 0.63	-0.73 ± 0.63	0.931 ± 0.284	0.152 ± 0.074
		Rejilla 1 mm	-0.22 ± 0.62	-0.49 ± 0.43	-0.57 ± 0.34	-0.53 ± 0.41		
	CT2	Rejilla 3 mm	-0.23 ± 0.59	-0.57 ± 0.42	-0.62 ± 0.29	-0.48 ± 0.36	0.942 ± 0.287	0.145 ± 0.072
PTV	CT1	Rejilla 3 mm	-0.19 ± 0.32	0.27 ± 0.90	0.13 ± 0.32	0.09 ± 0.34	1.000 ± 0.251	0.053 ± 0.016
		Rejilla 1 mm	-0.26 ± 0.30	0.31 ± 0.92	0.05 ± 0.30	0.03 ± 0.33		
	CT2	Rejilla 3 mm	-0.28 ± 0.26	0.20 ± 0.78	0.06 ± 0.21	0.04 ± 0.31	1.000 ± 0.241	0.049 ± 0.015

tanto en los tratamientos de próstata como en los de cabeza y cuello.

Los resultados de los objetivos para los PTV en cabeza y cuello si son importantes, sobre todo en los primarios. Se han encontrado diferencias del V95% en promedio ($D_{w,m} - D_{m,m}$) de 1.83 [0–7.16], V100% = 10.53 [4.32–24] y V107% = 1.19 [(-0.22)–10.38]. Dos de los volúmenes objetivos han disminuido lo suficiente al variar el medio de absorción a $D_{m,m}$ como para no alcanzar el límite inferior del V95% = 95%. Las pérdidas de cobertura alcanzan valores de 24%, 16% y 13%. En los objetivos secundarios aunque las diferencias no son tan grandes, siguen siendo importantes, con variaciones del V95% = 0.33 [0–1.17]; V100% = 2.72 [0.42–12.8] y V107% = 2 [(-1.91)–7]. No se encuentra ningún caso en que $D_{m,m}$ rebase el límite del V95% = 95%.

Variaciones por el tamaño de rejilla

La comparación de la variación de dosis entre tamaños de rejilla de cálculo en el CT1 se muestra en la

fig. 2. La tendencia en los órganos de densidad hueso es aumentar la variación de la DM para el tamaño de rejilla de 1mm, especialmente en la mandíbula, siendo la diferencia de la variación de DM superior un 0.43% [0.29% – 0.62%] en el tamaño de rejilla de 1mm respecto al de 3mm. Esto también ocurre en órganos que pueden contener aire, como son el caso del intestino y el recto con variación superiores para la rejilla de 1mm en la DM de 0.2% [(-0.27%) – 0.88%] para el intestino y de 0.08% [(-0.13%) – 0.23%] para el recto. En cuanto a la mayoría del resto de órganos de densidad cercana al agua se ha obtenido una disparidad de resultados, resultando una variación mayor para 3 mm en DM y una mayor para 1 mm en $D2$. El canal medular muestra en especial valores de variación superiores en 3mm, siendo la variación de $DM = 0.17\%$ [0% – 0.4%] y $D2 = 0.3\%$ [(-0.14% – 1.32%)].

El análisis de la interfase se muestra en la fig. 3, fig. 4 y la tabla 5. En la fig. 3 se observa que en las cabezas femorales y la mandíbula la rejilla de cálculo de tamaño 1 mm muestra una variación de DM menor respecto a la de 3mm en los anillos mas cercanos en la interfase (0.5 mm-superficie y superficie-0.5 mm),

Tabla 4. Variaciones porcentuales $VarDx(\%)$, con su desviación estadística, utilizando la aproximación de Bessel, de $D2$, $D98$, $D50$ y DM para cada estructura estudiada en los tratamientos de próstata. Todo ello para los diferentes tamaños de rejilla y las dos curvas de calibración CT. Densidad electrónica media y la media de la desviación de la densidad electrónica para cada estructura.

Cabeza y cuello			$VarD2$ (%)	$VarD98$ (%)	$VarD50$ (%)	$VarDM$ (%)	Media densidad electrónica	Media de la desviación de densidad electrónica
Mandíbula	CT1	Rejilla 3 mm	5.43 ± 0.61	6.89 ± 1.15	6.77 ± 0.40	6.58 ± 0.55	1.436 ± 0.435	0.230 ± 0.031
		Rejilla 1 mm	5.86 ± 0.51	7.42 ± 1.19	7.23 ± 0.48	7.01 ± 0.57		
	CT2	Rejilla 3 mm	5.05 ± 0.55	6.63 ± 1.13	6.44 ± 0.43	6.20 ± 0.54	1.407 ± 0.426	0.223 ± 0.033
Cavidad oral	CT1	Rejilla 3 mm	0.76 ± 0.56	1.29 ± 1.28	1.10 ± 0.40	1.01 ± 0.39	0.997 ± 0.305	0.202 ± 0.135
		Rejilla 1 mm	0.91 ± 0.43	1.65 ± 1.60	1.12 ± 0.53	1.04 ± 0.44		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.76 ± 0.44	1.28 ± 1.33	1.04 ± 0.49	0.95 ± 0.39	0.998 ± 0.305	0.194 ± 0.139
Canal medular	CT1	Rejilla 3 mm	0.96 ± 0.73	-0.34 ± 2.26	0.73 ± 1.48	0.93 ± 0.27	1.031 ± 0.311	0.034 ± 0.008
		Rejilla 1 mm	0.65 ± 0.34	0.64 ± 0.43	0.60 ± 0.37	0.76 ± 0.16		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.84 ± 0.46	0.83 ± 0.57	0.73 ± 0.34	0.90 ± 0.19	1.031 ± 0.311	0.033 ± 0.006
Tronco	CT1	Rejilla 3 mm	0.59 ± 0.44	0.20 ± 1.42	0.72 ± 1.04	0.76 ± 0.23	1.036 ± 0.312	0.018 ± 0.025
		Rejilla 1 mm	0.64 ± 0.28	0.61 ± 0.18	0.72 ± 0.19	0.74 ± 0.08		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.74 ± 0.17	0.62 ± 0.14	0.86 ± 0.14	0.75 ± 0.07	1.036 ± 0.312	0.010 ± 0.020
PTV	CT1	Rejilla 3 mm	0.54 ± 0.37	2.08 ± 1.71	0.80 ± 0.36	0.94 ± 0.38	1.027 ± 0.193	0.167 ± 0.046
		Rejilla 1 mm	0.57 ± 0.32	2.20 ± 1.92	0.76 ± 0.33	0.92 ± 0.36		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.48 ± 0.31	1.93 ± 1.68	0.73 ± 0.32	0.86 ± 0.35	1.026 ± 0.192	0.160 ± 0.045

volviéndose superior en los anillos de (0.5-1.5) mm y (1.5-3.5) mm. En cambio en el canal medular la variación de DM que corresponde al tamaño de rejilla de 1 mm siempre es menor que para 3 mm. Se dan los siguientes coeficientes de correlación entre la variación de DM en cada anillo y la densidad electrónica de cada anillo. Para la cabeza femoral izquierda (3 mm = 0.87, 1 mm = 0.88), cabeza femoral derecha (3 mm = 0.84, 1 mm = 0.91), mandíbula (3 mm = 0.92, 1 mm = 0.94) y médula (3 mm = 0.94, 1 mm = 0.83).

Otra forma de evaluar cómo afecta a la interfase el tamaño de rejilla se muestra en la tabla 5. Cuanto mayor sea la diferencia de la variación de DM entre el anillo superior e inferior, mayor heterogeneidad de densidad existirá entre ambos. Las variaciones en las cabezas femorales y la mandíbula del paso del primer al segundo anillo (superficie), del paso del segundo anillo al tercero (zona cortical) y del 4 anillo al quinto (zona trabecular) son siempre superiores con el tamaño de rejilla de 1 mm. En cambio en el canal medular las diferencias con el paso de los anillos son muy similares entre el tamaño de 3 mm y de 1 mm.

Con el fin de estudiar cómo influye el tamaño de rejilla de cálculo a $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ por separado se estudia la comparación de DM de cada anillo entre el tamaño de rejilla de 3 mm y el de 1mm en cada medio de absorción $RejDM(\%)$. Se puede observar (fig. 4) que

es contraria en las cabezas femorales y la mandíbula. Mientras que en $D_{w,m}$ la dosis fuera de la superficie es mayor para el tamaño de rejilla de 3 mm, volviéndose menor frente a 1 mm conforme se adentra en el órgano; para $D_{m,m}$ la dosis es mayor utilizando la rejilla de tamaño de 1 mm fuera de la superficie, volviéndose menor frente al tamaño de rejilla de 3 mm conforme se adentra en el órgano. Además se muestra que esta discrepancia entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ es superior en la mandíbula. Las variaciones en los dos tamaños de rejilla de cálculo en el canal medular aunque siguen la misma tendencia, tienen valores mayores con la rejilla de 3 mm, sobre todo en los anillos cerca de la interfase del órgano.

Variaciones por la curva de calibración CT

Como observamos en la fig. 5 la variación de DM entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para el tamaño de rejilla de 3mm es en general inferior para la curva de calibración CT2, siendo más prominente en órganos de densidad hueso. La mandíbula muestra una diferencia en la variación de la DM igual a 0.38% [0.32% – 0.50%] superior en la curva de calibración CT1 y las cabezas femorales una diferencia de variaciones de la DM del 0.3% [0.07% – 0.68%]. El tronco y el intestino delgado son las únicas estructuras que presentan una variación mayor para el

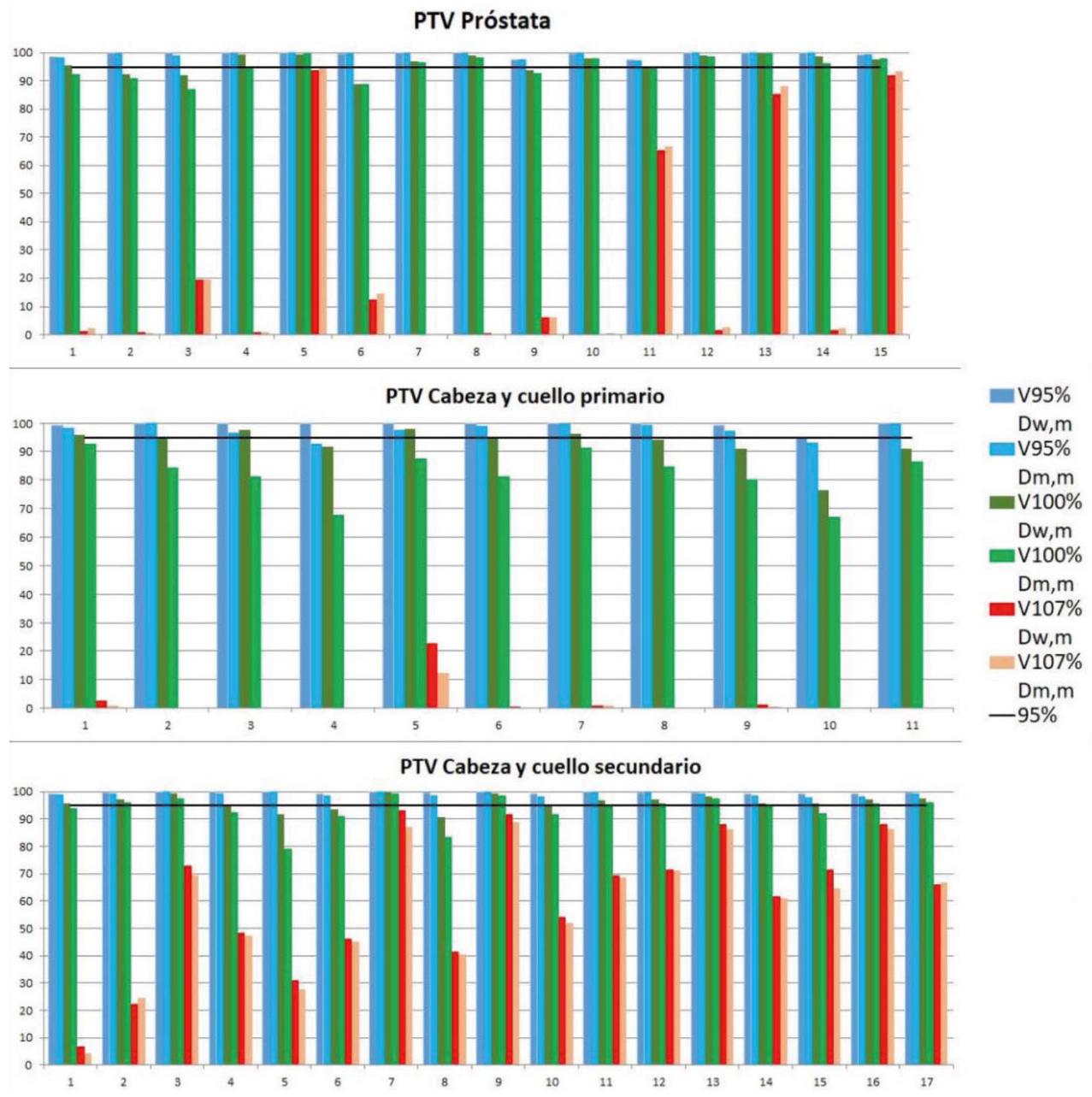


Fig. 1. Representación de V95%, V100% y V107% para los objetivos de próstata y los objetivos de cabeza y cuello para cada paciente utilizando el tamaño de rejilla de cálculo de 3 mm y la curva de calibración del CT1. Los objetivos de cabeza y cuello se han dividido en primarios (69.96 Gy y 66 Gy) y secundarios (59.4 Gy y 54.12 Gy).

CT2, siendo la única significativa para DM la diferencia de variación del intestino con un valor de 0.25% [(-0.27%) – 0.81%] superior con CT2.

Discusión

En la actualidad el debate acerca de cuál es la manera más adecuada de calcular la dosis, si $D_{w,m}$ o $D_{m,m}$, en TPS que utilizan algoritmos basados en cálculo por MonteCarlo, es un tema relevante en

radioterapia, existiendo fuertes argumentos para cada uno de ellos.¹²

$D_{m,m}$ representa con mayor precisión la composición del tejido, sin embargo los ensayos clínicos y los índices biológicos (TCP, NTCP, etc.) son dados en términos de $D_{w,w}$. Por ello para poder determinar que elección, si $D_{m,m}$ o $D_{w,m}$, es más adecuada se debería debatir y concluir si calcular la dosis en $D_{m,m}$ modifica las prescripciones de los tratamientos y sus conclusiones obtenidas y valorar si la correspondencia entre $D_{w,w}$ y $D_{w,m}$ es suficientemente precisa.

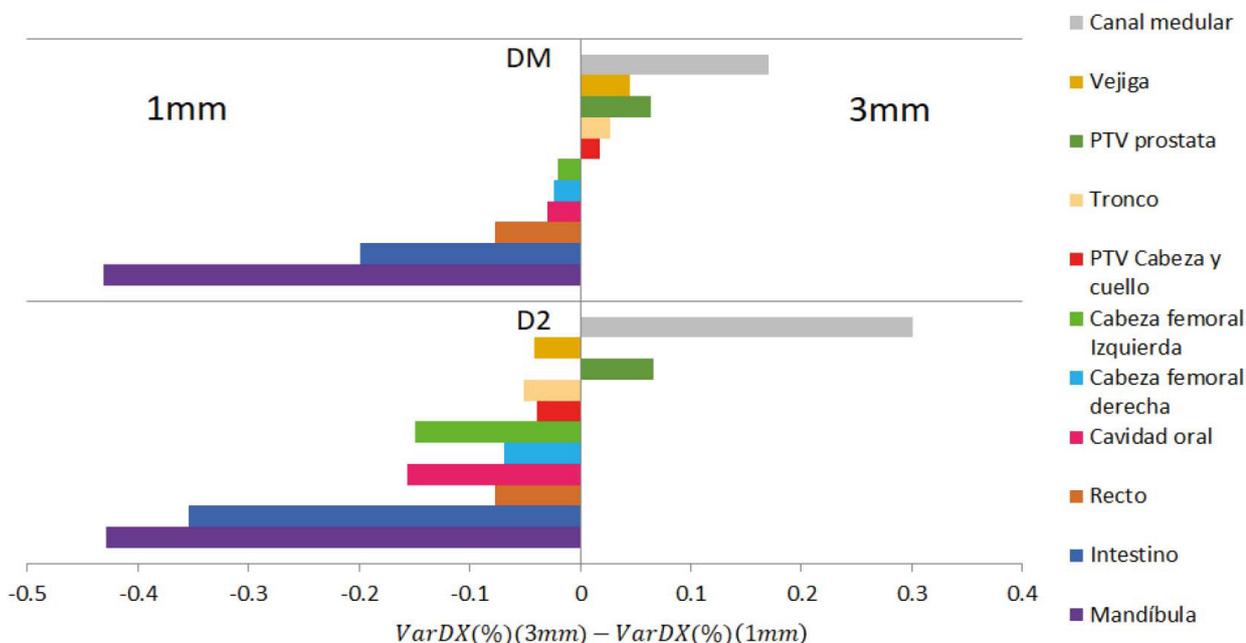


Fig. 2. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM* y *D2* entre el tamaño de rejilla de 3 mm y el de 1 mm, $VarDX\%(3\text{ mm}) - VarDX\%(1\text{ mm})$, para cada estructura utilizando la curva de calibración CT1. El panel derecho muestra las estructuras en las que la $VarDX\%$ de 3 mm es superior a $VarDX\%$ de 1 mm y el izquierdo al contrario.

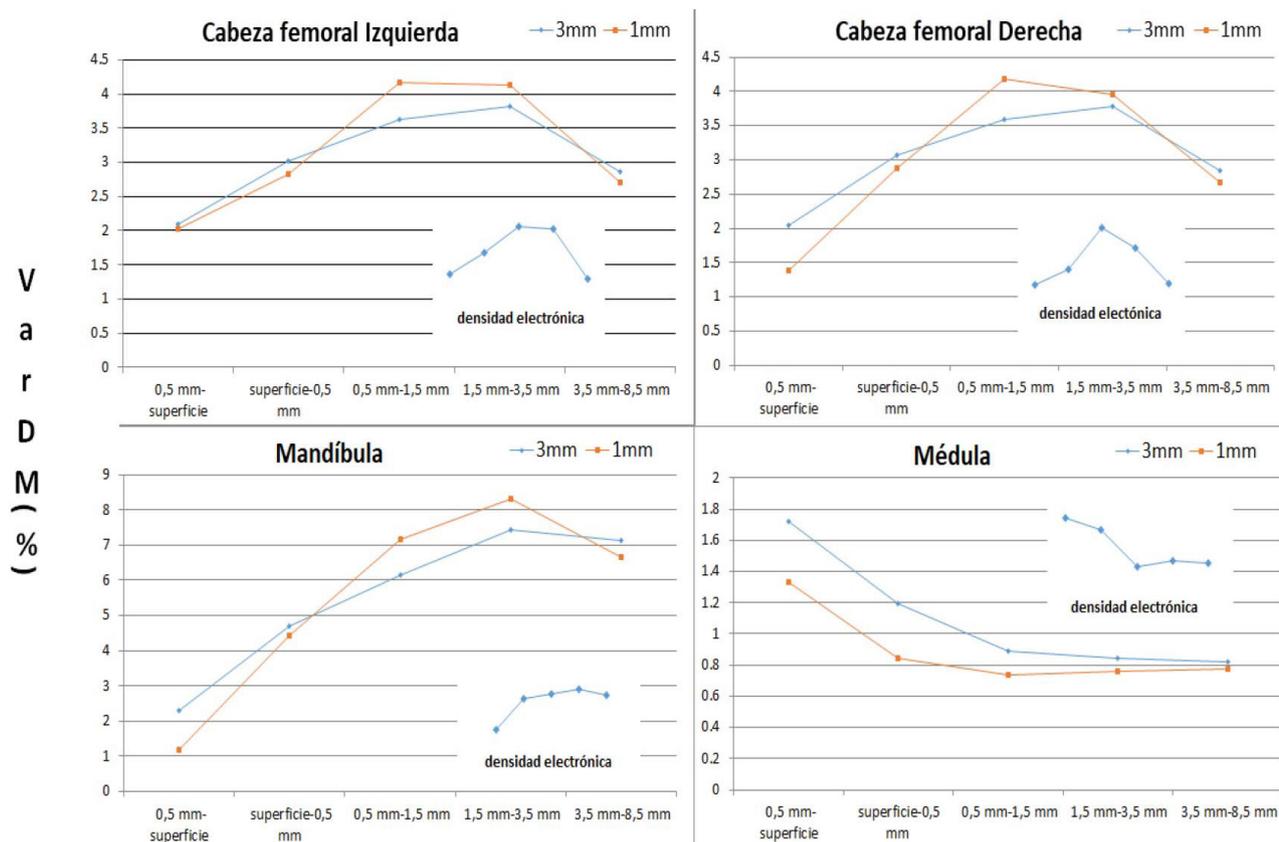


Fig. 3. Representación de $VarDM\%$ en cada anillo para los tamaños de rejilla de 3 mm y 1 mm. En el interior de la gráfica se muestra la representación de la densidad electrónica de cada anillo.

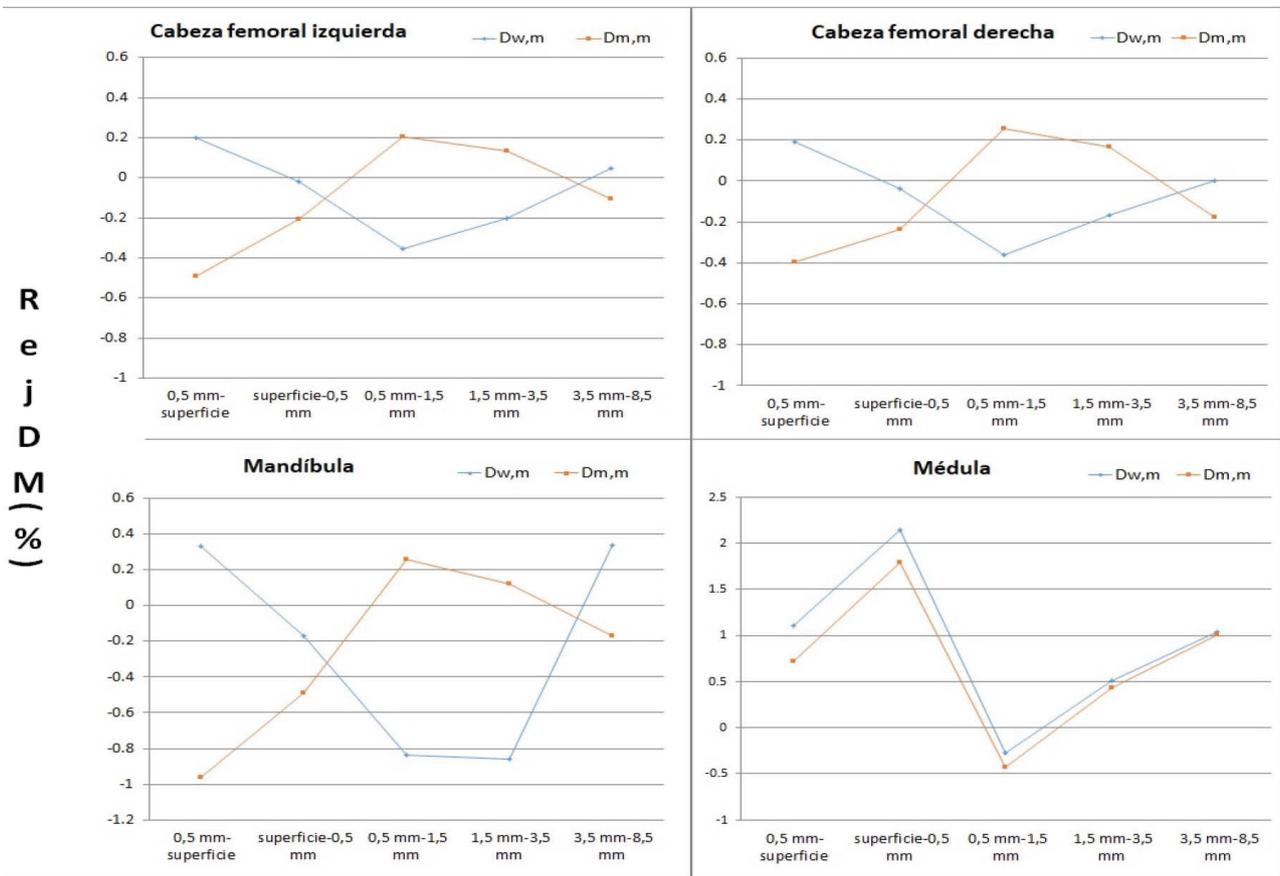


Fig. 4. Representación de $VarDM(\%)$ en cada anillo para los tamaños de rejilla de 3 mm y 1 mm. En el interior de la gráfica se muestra la representación de la densidad electrónica de cada anillo.

Repercusión por la elección del medio de absorción

Como muestran los resultados obtenidos, la diferencia entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ reside sobre todo en zonas de densidad muy diferente a la del agua. Estos valores son compatibles con el estudio de Gopal³² en tratamientos de cabeza y cuello, realizados en el mismo planificador Monaco, donde las variaciones de DM en los PTV no superan el 1%. Sin embargo, los valores de D_2 y D_{98} difieren a los obtenidos en el análisis realizado por Dogan et al.³³ utilizando el TPS Pinnacle (Philips Medical Systems, Fitchburg, WI, USA) con código de MonteCarlo integrado (EGS4) y que muestran una variación máxima de D_2 del 5.8% y de D_{98} hasta un 2.9% para los PTV en tratamientos de cabeza y cuello y un rango de un 4.2%-6.2% en la variación de DM para las cabezas femorales en tratamientos de próstata.

En este estudio se ha encontrado una infradosificación de $D_{w,m}$ en el caso del intestino en torno al -0.7%. Este valor puede deberse a no haber forzado el aire que se encuentra en él. En el caso de densidad hueso las diferencias son lo suficientemente importantes como para plantearse un cambio en las

restricciones de dosis para estos órganos si se elige calcular en $D_{m,m}$, sobre todo en cuanto estos tienen una alta densidad homogénea de hueso (como la mandíbula). De esta manera el debate se centra en tres situaciones: órganos de densidad hueso, tumores que solapan o penetran en hueso y tumores u órganos rodeados de hueso.

En los tratamientos de próstata los resultados muestran una discrepancia prácticamente nula para los órganos estudiados, exceptuando las cabezas femorales. Sin embargo, esta diferencia resulta menor que la generada por la incertidumbre producida al convertir a $D_{m,w}$ en regiones de hueso por un método de cavidades de Bragg Gray respecto a $D_{w,w}$ ¹⁷ y también menor que la discrepancia producida entre $D_{m,m}$ y $D_{w,m}$ para otros TPS.³³ Además la cobertura aumenta calculando en $D_{w,m}$, aunque esta variación es inferior a la que se considera en cuanto a afectación del control tumoral.¹⁵

Para el caso de tratamientos de cabeza y cuello las variaciones entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ son más relevantes. Se ha encontrado pérdidas del cubrimiento del PTV respecto al valor del $V_{95\%} = 95\%$ en algunos pacientes al calcular la dosis en $D_{m,m}$, así como una disminución de cobertura ($V_{100\%}$) con valores que llegan hasta el

Tabla 5. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM* (*VarDM*(%)) entre el anillo superior y el anillo inferior, *VarDM*(%)(anillo superior)-*VarDM*(%)(anillo inferior), para los dos tamaños de rejilla de cálculo.

	Diferencia de <i>VarDM</i> (%) entre el anillo superior e inferior			
	(0.5mm-sup)-(sup-0.5mm)	(0.5-1.5)mm-(sup-0.5mm)	(1.5-3.5)mm-(0.5-1.5)mm	(3.5-8.5)mm-(1.5-3.5)mm
Cabeza femoral Izq.				
Rejilla 3 mm	0.92 ± 0.22	0.61 ± 0.29	0.19 ± 0.23	-0.96 ± 0.35
Rejilla 1 mm	1.41 ± 0.35	1.32 ± 0.34	-0.02 ± 0.32	-1.43 ± 0.46
Cabeza femoral Der.				
Rejilla 3 mm	1.02 ± 0.31	0.52 ± 0.17	0.20 ± 0.19	-0.95 ± 0.22
Rejilla 1 mm	1.41 ± 0.28	1.31 ± 0.32	-0.24 ± 0.41	-1.29 ± 0.55
Mandíbula				
Rejilla 3 mm	2.26 ± 0.24	1.43 ± 0.29	1.30 ± 0.34	-0.24 ± 0.64
Rejilla 1 mm	3.23 ± 0.45	2.75 ± 0.28	1.18 ± 0.63	-1.66 ± 0.78
Canal Medular				
Rejilla 3 mm	-0.52 ± 0.20	-0.31 ± 0.15	-0.05 ± 0.07	-0.02 ± 0.16
Rejilla 1 mm	-0.49 ± 0.23	-0.10 ± 0.08	0.02 ± 0.04	0.01 ± 0.05

24% en los PTV primarios. Esta pérdida de cobertura y del V95% se dan, como se muestra en la fig. 6, en la intersección con la mandíbula.

La cuestión de que elección de método de cálculo es más adecuada en estas regiones de tumor solapa-

dos con hueso es objeto de debate. Keall¹² refiere que estas células tumorales al tener densidad más cercana al agua son sobredosificadas al calcular la dosis en $D_{m,m}$. En el mismo sentido Walters et al.³⁴ refiere que biológicamente es más adecuado el cálculo en $D_{w,m}$ en

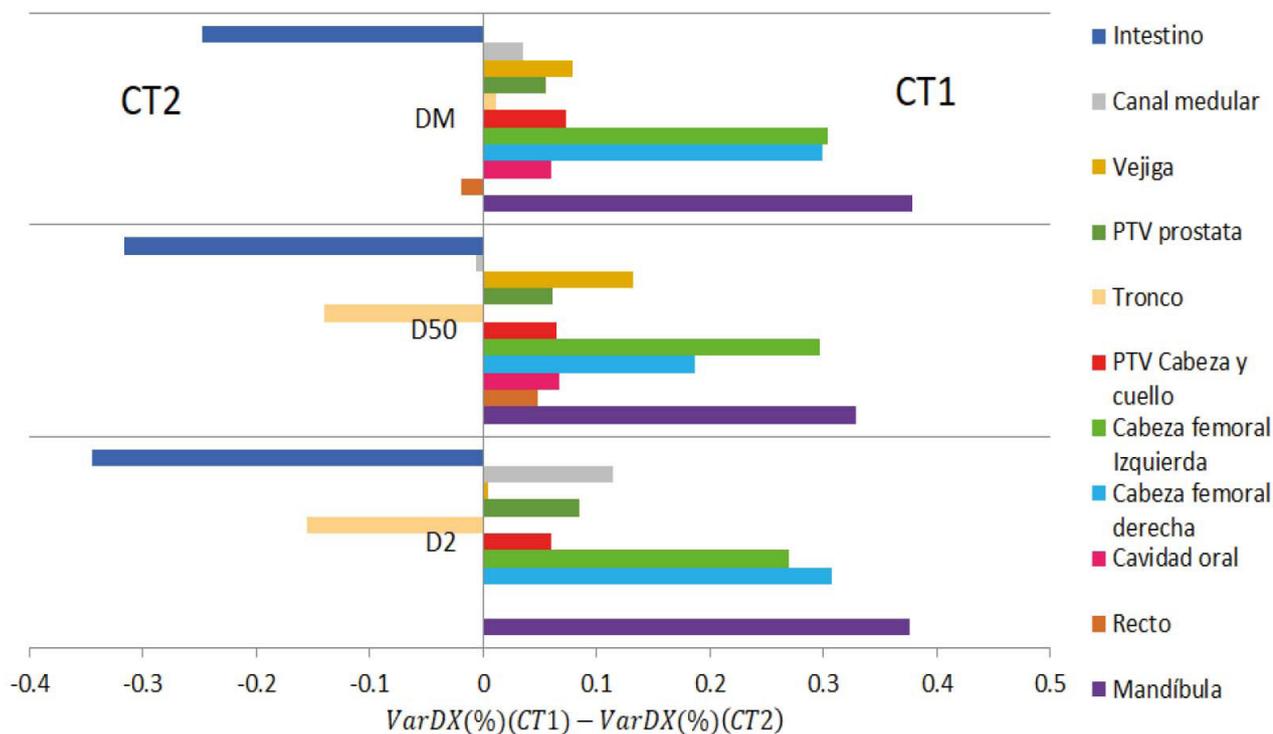


Fig. 5. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM*, *D50* y *D2* entre la curva de calibración CT1 y CT2, *VarDx*(%)(CT1) - *VarDx*(%)(CT2), utilizando el tamaño de rejilla de cálculo de 3 mm. El panel derecho muestra las estructuras en las que la *VarDx*(%) de la curva CT1 es superior a *VarDx*(%) de la curva CT2 y el izquierdo al contrario.

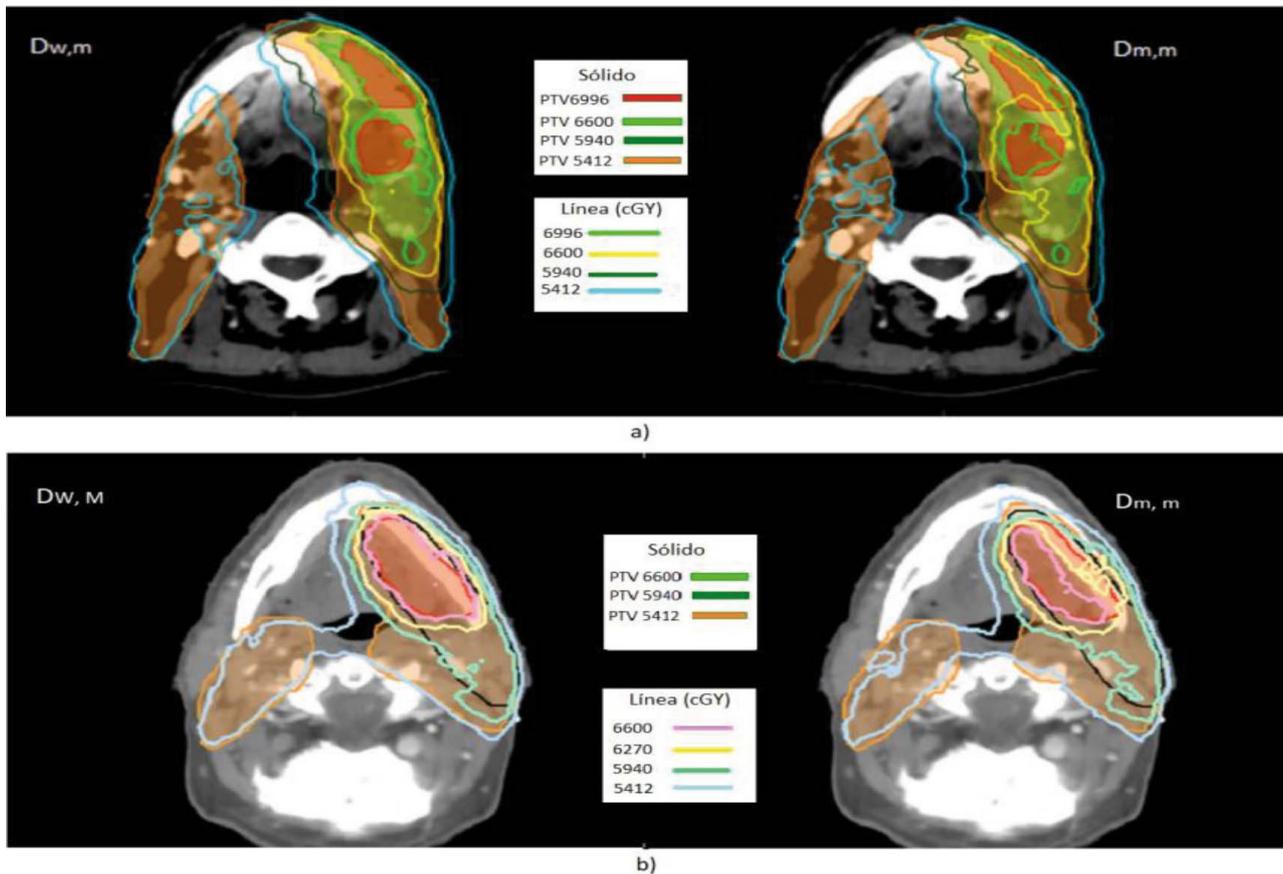


Fig. 6. a) Distribución de isodosis de los PTV de 66 Gy (variación V95% = 7.16%; V100% = 24%); 66 Gy (variación V95% = 2.46; V100% = 10.5); 59.4 Gy (variación V95% = 0.03%; V100% = 0.42) y 54.2 Gy (variación V95% = 0.84%; V100% = 7.03%). b) Distribución de isodosis de los PTV de 66 Gy (variación V95% = 3.43%. V100% = 16.32%); 59.4 Gy (variación V95% = 0%; V100% = 12.8%) y 54.12Gy (variación V95% = 0.43, V100% = 2.78%).

órganos de densidad hueso ya que las células radio-sensibles de estos, como los osteocitos en la mandíbula, tienen densidad más cercana al agua. Chetty et al.¹⁰ sugiere utilizar $D_{w,m}$ para órganos rodeados de hueso como la médula, a la espera de mejorar la resolución de los TC, basándose en que $D_{m,m}$ sobredosisifica la dosis calculada para el órgano lo que puede ser más perjudicial clínicamente.

En el otro sentido Ma et al.¹⁷ sugiere que el cambio del cálculo de dosis no afecta a los resultados obtenidos por los ensayos clínicos y que la elección del cálculo de dosis en $D_{m,m}$ estima en mayor medida el control tumoral.

Tratamiento de la interfase según el tamaño de rejilla

A pesar de que la resolución del TC en nuestro análisis es en la mayoría de los casos de 3 mm, la elección del tamaño de la rejilla de cálculo de 1 mm indica una mejor evaluación de las heterogeneidades en la interfase tejido-hueso (fig. 7). Esta utilización de rejilla de 1 mm aumenta en gran medida el tiempo de cálculo

por lo que se debe ponderar si los beneficios obtenidos de esta diferencia son lo suficientemente beneficiosos respecto al aumento del tiempo de cálculo.

Esta forma de evaluar mejor la heterogeneidad se observa en las diferencias de variaciones del cálculo de dosis media entre anillos, tanto en la zona de interfase tejido-hueso (paso de primer anillo al segundo) en los órganos de densidad hueso, como en el paso de la zona cortical del hueso a la zona trabecular³⁵ (paso del cuarto al quinto anillo), donde las diferencias son mayores utilizando una rejilla de 1 mm, por lo que el paso de tejido-hueso cortical y hueso cortical-hueso trabecular muestra una mayor sensibilidad para este tamaño. De igual forma la variación del anillo fuera de la superficie (primer anillo) es menor en el tamaño de rejilla de 1 mm, algo más acorde a encontrarse en zona de tejido. Todo ello concuerda con la mayor correlación entre la variación del cálculo de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ de cada anillo con la densidad electrónica de cada uno de estos.

En cambio, en el canal medular se encuentra una discrepancia. Si bien es cierto que el valor de la variación de D_2 entre tamaños de rejilla y la desviación estándar es menor para el tamaño de rejilla de 1mm

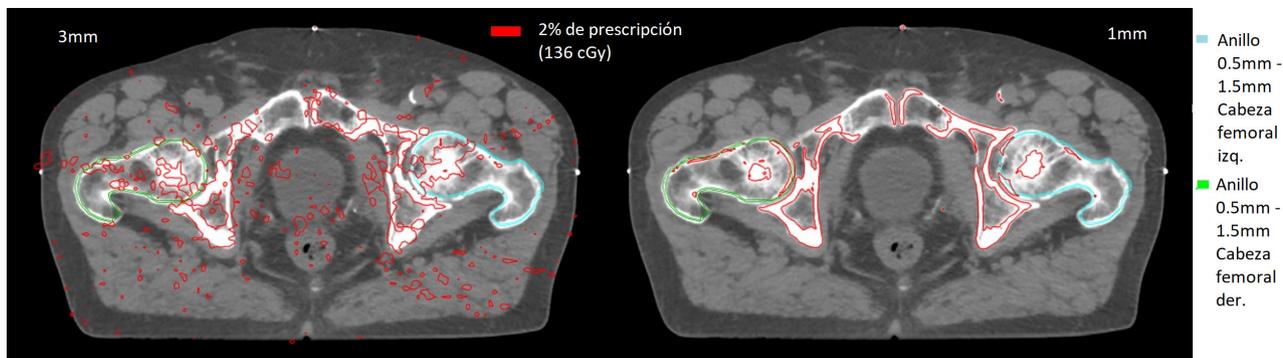


Fig. 7. Representación de la isodosis de 136 cGy (2% de la prescripción) en la diferencia de dosis entre las planificaciones realizadas en $D_{w,m}$ y en $D_{m,m}$ para rejilla de 3 mm (izquierda) y rejilla de 1 mm (derecha). Las estructuras verde y azul corresponden a los anillos 0.5 mm-1.5 mm de las cabezas femorales.

encontramos una menor correlación de esta variación con la densidad electrónica. La gran incertidumbre encontrada en la variación de la médula puede deberse a la variabilidad de su contorneo entre cada paciente, y esta es menor para la rejilla de 1 mm por lo que aparentemente minimiza esta incertidumbre. Esto se observa en la fig. 8 donde la rejilla de cálculo de tamaño 1 mm suaviza el valor de dosis media respecto al tamaño de 3 mm en los dos primeros anillos, que son los más cercanos a la región de hueso.

La cuestión de cómo afecta el tamaño de rejilla de cálculo a $D_{w,m}$ y a $D_{m,m}$ por separado muestra (fig. 4) que en zonas de heterogeneidad tejido-hueso la comparación de dosis absorbida media calculada para diferentes tamaños de rejilla es ligeramente diferente entre ambos medios de absorción. Estos resultados necesitarían de un análisis más profundo.

Una explicación de estos resultados se puede dar por una diferencia en la fluencia de electrones secundarios en esas regiones. El hecho de que para $D_{w,m}$ en anillos interiores la dosis media sea superior para el tamaño de rejilla de 1 mm puede ser indicativo de una disminución del rango de los electrones secundarios respecto a $D_{m,m}$ donde la dosis media es superior utilizando el tamaño de rejilla de 3 mm. Fuera de la superficie, donde la dosis media es superior en $D_{w,m}$ utilizando la rejilla de 3 mm, ocurre al contrario. Esto podría estar relacionado con diferencias en los electrones dispersados en esa región respecto a $D_{m,m}$ y que la cercanía de la densidad del medio respecto al agua no afecte al rango de los electrones secundarios de la misma manera que en anillos interiores.

Otro factor que podría influenciar estos resultados es la diferencia en el promediado de densidades elec-

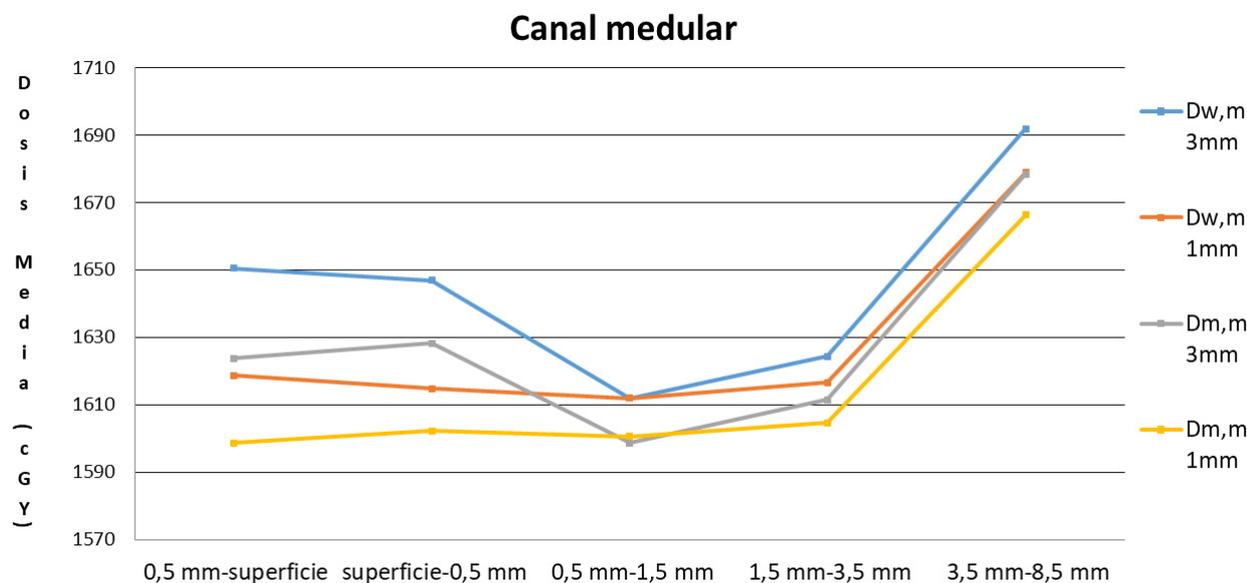


Fig. 8. Representación de la dosis media (cGy) de cada anillo del canal medular para $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en tamaños de rejilla de cálculo de 3 mm y 1 mm.

trónicas entre el tamaño de rejilla de 3 mm respecto al de 1 mm. Es decir, de forma simplificada podemos suponer que el anillo de 0.5 mm-superficie con un tamaño de rejilla de 3 mm contiene más cantidad de hueso respecto a tejido que con el tamaño de 1 mm. De la misma forma en el interior, el anillo de 0.5 mm-1.5 mm contiene más tejido respecto a hueso utilizando el tamaño de rejilla de 3 mm que al usar el tamaño de 1 mm. A esto hay que añadir la sobrestimación por la razón de poderes de frenado de la teoría de Bragg Gray en regiones de hueso para $D_{w,m}$. Si observamos los valores de coeficientes másicos de atenuación obtenidos en el análisis realizado por ICRU 46²⁷ (valores utilizados en el cálculo de dosis en $D_{m,m}$) vemos que para una energía de fotones de 2 MV (energía promedio del espectro de una energía nominal de 6 MV) el valor en tejido es de $2.59 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$ y en hueso mandibular de $2.44 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$. Esto quiere decir que en $D_{m,m}$ para las mismas condiciones se absorbe más dosis en tejido que en hueso para este rango de energía. Sin embargo en $D_{w,m}$, al obtenerse multiplicando por la razón de poderes de frenado (1.04 para la densidad del hueso mandibular) ocurre lo contrario, en las mismas condiciones se absorbe más dosis en hueso que en tejido. La suma de estos factores explicaría porque en el anillo 0.5 mm-superficie la dosis es mayor en $D_{w,m}$ utilizando la rejilla de tamaño de 3 mm y mayor en $D_{m,m}$ utilizando el tamaño de rejilla de 1 mm. Y de la misma manera, lo opuesto en el anillo interno 0.5 mm-1.5 mm y porque la diferencia de dosis entre 3 mm y 1 mm es mayor para la mandíbula que para las cabezas femorales, puesto que la razón de poderes de frenado en regiones de hueso es creciente con la densidad.

Repercusión por la elección de la curva de calibración CT

La elección de diferentes curvas de calibración tiene mayor impacto en las zonas alejadas del valor de densidad asignado al agua, algo lógico pues las curvas de calibración se centran en la densidad agua, al ser la densidad mayoritaria en un paciente. Un artículo reciente,³⁶ muestra una metodología diferente para homogeneizar las curvas de calibración CT en regiones con densidad alejada del agua. El hecho de que el intestino sea prácticamente el único órgano que presenta una variación entre las curvas de calibración mayor para el CT1 podría deberse a no haber forzado el aire que contiene, algo que estaría en consonancia con ser el único órgano que queda infradosificado en $D_{w,m}$ respecto a $D_{m,m}$. Esta variación no es lo suficientemente significativa como para pensar en que sea un factor relevante.

Conclusiones

Dados los resultados presentados en este estudio, obtenidos en un TPS Monaco que utiliza un algoritmo Montecarlo, en el caso de tratamientos de próstata, las variaciones de dosis absorbida entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en los PTV son lo suficientemente pequeñas como para no tener que afectar a los resultados obtenidos por los ensayos clínicos. La máxima variación en estos tratamientos se da en las cabezas femorales, pero la densidad media de estas no es lo suficientemente grande como para que la variación en el cálculo de dosis supere la incertidumbre de compatibilidad entre la dosis calculada en $D_{w,w}$ y en $D_{w,m}$. Para homogeneizar las diferencias en diferentes curvas de calibración se debe forzar el aire tanto en intestino, como en el recto. Los beneficios de utilizar un tamaño de rejilla menor no son relevantes en ninguna región, por lo que teniendo en cuenta el aumento del tiempo de cálculo, esta elección no se ve favorecida.

El caso de tratamientos de cabeza y cuello presenta más incertidumbres. Si bien es cierto que la $D_{m,m}$ puede sobredosificar zonas de tumores (agua) incrustadas en hueso y células radiosensibles de hueso con densidad cercana al agua, las pérdidas de cobertura al calcular en $D_{w,m}$ son lo suficientemente importantes y heterogéneas como para considerar la elección de $D_{m,m}$ a fin de obtener un mejor control tumoral. Esto llevaría a una revisión de la prescripción en ciertos tipos de neoplasias incluidas en hueso. La elección de una rejilla de menor tamaño evalúa mejor las heterogeneidades, lo que es especialmente importante en un órgano crítico como la médula, aunque aumente sustancialmente el tiempo de cálculo. Por ello se debe tener especial cuidado en el contorno de este órgano, mejorar la resolución de los TC para minimizar el promediado de densidades de los TPS y su calibración en zonas de densidad muy diferente a la del agua, para que el cálculo de dosis de $D_{m,m}$ sea cada vez más adecuado.

Bibliografía

1. Kry SF, Lye J, Clark CH, Andratschke N, Dimitriadis A, Followill D, et al. Report dose-to-medium in clinical trials where available; a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiother Oncol.* 2021;159:106–11. DOI:10.1016/j.radonc.2021.03.006
2. Menzel H-G. ICRU Report No 91. Treatment Planning Algorithms. *J Int Comm Radiat Units Meas.* 2014; 14(2):65-75. DOI:10.1093/jicru/ndx014
3. Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, et al. AAPM Radiation Therapy Task Group n° 65. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Report n° 85. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2004. ISBN 1-888340-47-9

4. Cygler JE, Daskalov GM, Chan GH, Ding GX. Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning. *Med Phys.* 2003;31(1):142–53. DOI:10.1118/1.1633105
5. Mackie TR, el-Khatib E, Battista J, Scrimger J, Van Dyk J, Cunningham JR. Lung dose corrections for 6MV and 15MV x rays. *Med Phys.* 1985;12(3):327–32. DOI:10.1118/1.595691
6. Fogliata A, Cozzi L. Dose calculation algorithm accuracy for small fields in non-homogeneous media: the lung SBRT case. *Phys Med.* 2017; 44:157-162. DOI:10.1016/j.ejmp.2016.11.104
7. Pokhrel D, McClinton C, Sood S, Badkul R, Saleh H, Jiang H, et al. Monte Carlo evaluation of tissue heterogeneities corrections in the treatment of head and neck cancer patients using stereotactic radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(2):258–70. DOI:10.1120/jacmp.v17i2.6055
8. Huq MS, Andreo P, Song H. Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Phys Med Biol.* 2001;46(11):2985–3006. DOI:10.1088/0031-9155/46/11/315
9. Andreo P, et al. Technical report series No. 430: commissioning and quality assurance of computerised planning system for radiation treatment of cancer. IAEA, Vienna.2004. ISBN 92-0-105304-5
10. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning: AAPM Task Group Report No. 105: Monte Carlo-based treatment planning. *Med Phys.* 2007;34(12):4818–53. DOI:10.1118/1.2795842
11. Ma CM, Pawlicki T, Jiang SB, Li JS, Deng J, Mok E, et al. Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system. *Phys Med Biol.* 2000;45(9):2483–95. DOI:10.1088/0031-9155/45/9/303
12. Liu HH, Keall P. Dm rather than Dw should be used in Monte Carlo treatment planning. Against the proposition. *Med Phys* 2002; 29(5):922-924. DOI:10.1118/1.1473137
13. Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol.* 2000;45(4):983–95. DOI:10.1088/0031-9155/45/4/313
14. Dutreix A. When and how can we improve precision in radiotherapy?. *Radiother. Oncol.* 1984; 2(4):275–92. DOI:10.1016/S0167-8140(84)80070-5
15. Stewart JG, Jackson AW. The steepness of the dose response curve both for tumor cure and normal tissue injury. *Laryngoscope.* 1975; 85(7):1107–1111. DOI:10.1288/00005537-197507000-00001
16. Goitein M, Busse J. Immobilization error: Some theoretical considerations. *Radiology.* 1975; 117(2):407–412. DOI:10.1148/117.2.407
17. Ma CM, Li J. Dose Specification for Radiation Therapy: dose to Water or dose to Medium? *Phys Med Biol.* 2011; 56(10):3073-3090. DOI:10.1088/0031-9155/56/10/012
18. Kry SF, Feygelman V, Balter P, Knöös T, Charlie Ma C-M, Snyder M, et al. AAPM Task Group 329: Reference dose specification for dose calculations: Dose-to-water or dose-to-muscle? *Med Phys.* 2020;47(3):e52–64. DOI:10.1002/mp.13995
19. Kan MWK, Leung LHT, So RWK, Yu PKN. Experimental verification of the Acuros XB and AAA dose calculation adjacent to heterogeneous media for IMRT and RapidArc of nasopharyngeal carcinoma: Verification of AXB adjacent to heterogeneous media. *Med Phys.* 2013;40(3):031714. DOI:10.1118/1.4792308
20. Cabanas ML, Yan C, Lalonde RJ, Heron DE, Huq MS. Which dose specification should be used for NRG radiation therapy trials: Dose-to-medium or dose-to-water? *Pract Radiat Oncol.* 2020;10(2):e103–10. Disponible en: DOI:10.1016/j.pro.2019.08.008
21. Ma CM, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, et al. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys.* 1999;26(10):2133–43. DOI:10.1118/1.598729
22. Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys.* 1999; 26(8):1466-1475. DOI:10.1118/1.598676
23. Fippel M. Efficient particle transport simulation through beam modulating devices for Monte Carlo treatment planning. *Med Phys.* 2004; 31(5):1235-1242. DOI:10.1118/1.1710734
24. Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nüsslin F, Kriesen S. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med Phys.* 2003;30(3):301–11. DOI:10.1118/1.1543152
25. Fippel M, Kawrakow I, Friedrich K. Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group. *Phys Med Biol.* 1997;42(3):501–20. DOI:10.1088/0031-9155/42/3/005
26. Fippel M, Laub W, Huber B, Nüsslin F. Experimental investigation of a fast Monte Carlo photon beam dose calculation algorithm. *Phys Med Biol.* 1999;44(12):3039–54. DOI:10.1088/0031-9155/44/12/313
27. White DR, Griffith RV, Wilson IJ. ICRU Report No 46. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. *J Int Comm Radiat Units Meas.* 1992; 24(1). DOI:10.1093/jicru/os24.1.Report46
28. Fano U. Note on the Bragg-Gray cavity principle for measuring energy dissipation. *Radiat Res.* 1954; 1(3):237–240. DOI:10.2307/3570368
29. Reynaert N, Crop F, Sterpin E, Kawrakow I, Palmans H. On the conversion of dose to bone to dose to water in radiotherapy treatment planning systems. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;5:26–30. DOI:10.1016/j.phro.2018.01.004
30. Sikora M, Dohm O, Alber M. A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation. *Phys Med Biol.* 2007;52(15):4449–63. DOI: 10.1088/0031-9155/52/15/006
31. Sikora M, Alber M. A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Phys Med Biol.* 2009; 54(24):7329–7344. DOI:10.1088/0031-9155/54/24/006
32. Gopal SK, Dash PC. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of head and neck VMAT cases using

- Monaco treatment planning system. *Int J Cancer Ther Oncol.* 2016; 4(4):4416. DOI:10.14319/ijcto.44.16
33. Dogan N, Siebers JV, Keall PJ. Clinical comparison of head and neck and prostate IMRT plans using absorbed dose to medium and absorbed dose to water. *Phys Med Biol.* 2006;51(19):4967–80. DOI:10.1088/0031-9155/51/19/015
 34. Walters BRB, Kramer R, Kawrakow I. Dose to medium versus dose to water as an estimator of dose to sensitive skeletal tissue. *Phys Med Biol.* 2010;55(16):4535–46. DOI:10.1088/0031-9155/55/16/S08
 35. Matsuura T, Tokutomi K, Sasaki M, Katafuchi M, Mizumachi E, Sato H. Distinct characteristics of mandibular bone collagen relative to long bone collagen: relevance to clinical dentistry. *Biomed Res Int.* 2014;2014:769414. DOI:10.1155/2014/769414
 36. Radojčić DS, Casar B, Rajlić D, Kolacio MS, Mendez I, Obajdin N, et al. Experimental validation of Monte Carlo based treatment planning system in bone density equivalent media. *Radiol Oncol.* 2020;54(4):495–504. DOI: 10.2478/raon-2020-0051



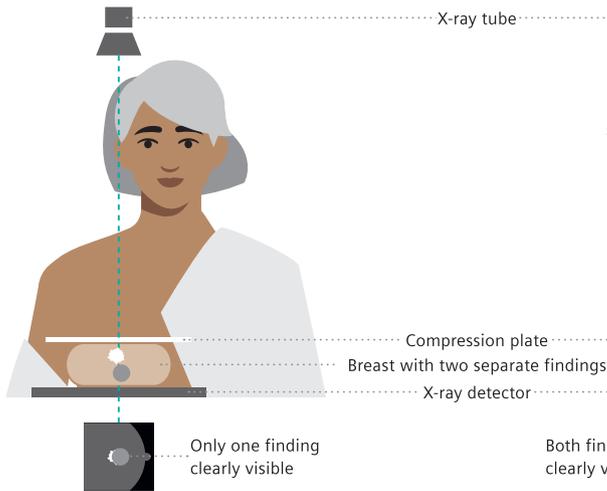
Breast Care. Early detection is key.

Unfortunately, breast cancer is still the most common cancer in women. However, detection and treatment methods are constantly improving, and with them the chances of recovery. The earlier the first tissue changes are discovered, the better the chances for a successful treatment.

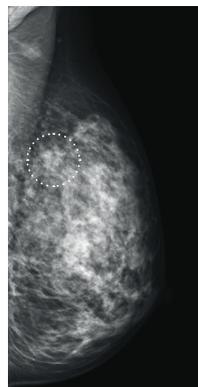
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

2D mammography

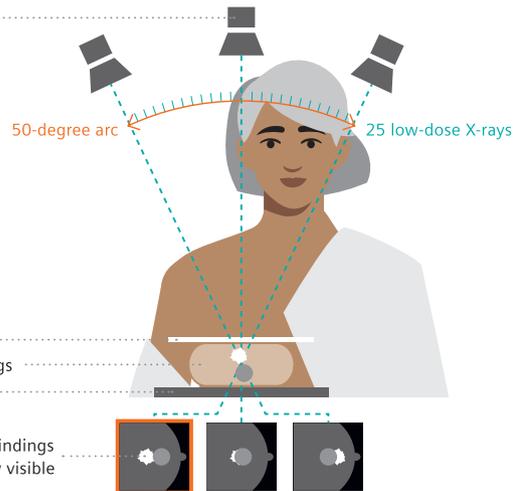


In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.



Finding is hard to see on 2D mammography scan

3D mammography/tomosynthesis



When a tomosynthesis scan is performed, 25 low-dose images are taken while the X-ray tube rotates in a 50-degree arc around the compressed breast, resulting in multiple images. These digital images are then reconstructed by a computer into a three-dimensional image set. This allows your physician to see the breast tissues more clearly in three dimensions and makes detection more accurate.*



Finding is clearly visible on tomosynthesis scan

Courtesy of Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, Melbourne, Australia; 1aaa025

MAMMOMAT Revelation is not commercially available in all countries. Its future availability cannot be guaranteed. *Compared to 2D mammography (FFDM). Siemens complies with all current regulations for medical devices and in vitro medical devices. Medical device for use by healthcare professionals only. This information is intended only for use by healthcare professionals only.