



UNED

**Universidad Nacional de Educación a  
Distancia**

Máster Universitario en Física Médica

Trabajo Fin de Máster

**Influencia de correcciones IMAR por  
artefacto metálico en cálculo dosimétrico  
de Sistemas de Planificación  
Radioterápica Pinnacle**

Autora: Mónica Ortiz Seidel  
Tutora: Cristina Santa Marta Pastrana

Madrid, Octubre 2020

A la tutora de este trabajo, Cristina Santa Marta Pastrana, por sus consejos y su guía en la elaboración del mismo.

A mi familia, por haber soportado tantas ausencias y no haber dejado a pesar de ello de apoyarme en todo momento.

A Alejandro Bertolet, antiguo residente, por su acompañamiento y soporte a lo largo de mi arduo camino en el Máster.

A Héctor Miras por su ayuda con las simulaciones Montecarlo en CloudMC, que siempre le pedía a última hora, y siempre lograba realizar.

Igualmente al resto del Servicio de Radiofísica del Hospital Universitario Virgen Macarena, por su apoyo en todo momento.

A todos ellos, muchas gracias.

# Resumen

La terapia con radiaciones ionizantes, radioterapia, precisa para conseguir el objetivo de control tumoral una precisión en torno a un 3-4% en el cálculo de dosis. Los algoritmos actuales basan dicho cálculo en la información que aporta la imagen de tomografía computerizada (TC), tanto la de tipo morfológico, fundamental para la definición de contornos, como la relativa a los valores Hounsfield de cada pixel, que el sistema de planificación relacionará con la densidad electrónica relativa del medio, necesaria para el cálculo. La presencia en el cuerpo humano de prótesis metálicas produce en la imagen TC una distorsión de ésta conocida como artefacto metálico. El presente trabajo tiene como objetivo establecer si las correcciones IMAR a estos artefactos que permite realizar el tomógrafo Somaton Confidence (Siemens), redundan no sólo en una imagen mejorada que haga más fiable la labor de contorneo de los volúmenes de tratamiento y de riesgo, sino también en un cálculo más preciso de la dosis administrada. Para ello se estudian ejemplos representativos de las diversas situaciones: prótesis dentales, de cadera y expansores mamarios.



# Abstract

Therapy with ionizing radiation, radiotherapy, must have a precision of 3-4% in dose calculation in order to achieve the goal of tumoral control. Current algorithms are based on the information supplied by tomographic image, which is use morphologically for contour definition, as well as quantitatively as relative electron density of the medium, needed for calculation, is derived from Hounsfield units on the CT. The presence of metallic prosthesis on the human body produces distortions on the CT image known as metallic artifacts. This study aims to establish whether the IMAR corrections performed by CT Somaton Confidence (Siemens) to such artifacts leads, not only to a more reliable image to contour volumes of treatment and at risk, but also to an improved dose calculation. Some representative examples will be covered: dental implants, hip prostheses and temporary mammary expanders.



# Tabla de contenidos

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Procedimiento de terapia con radiaciones ionizantes . . . . .	1
1.1.1. Decisión terapéutica y consentimiento informado . . . . .	2
1.1.2. Simulación por tomografía computerizada (TC) . . . . .	2
1.1.3. Definición y delimitación de contornos . . . . .	4
1.1.4. Diseño del tratamiento y transferencia a la red de registro y verificación (R&V) . . . . .	5
1.1.5. Radioterapia Guiada por la imagen (IGRT) . . . . .	6
1.2. Cálculo de la dosis en el sistema de planificación . . . . .	6
1.3. Implicaciones dosimétricas derivadas de la presencia de elementos metálicos en el cuerpo humano . . . . .	8
1.4. Artefactos metálicos en la imagen de tomografía computerizada . . . . .	10
1.5. Algoritmos de corrección de artefactos metálicos en la imagen de TC . . . . .	12
1.5.1. Tipos de algoritmos MAR (Metal Artefact Reduction) . . . . .	12
1.5.2. <i>Normalised Metal Artefact Reduction</i> (NMAR) . . . . .	13
1.5.3. <i>Frequency Split Artefact Reduction</i> (FSMAR) . . . . .	14
1.6. <i>Iterative Methal Artefact Reduction</i> (IMAR) . . . . .	16
1.7. Objetivos . . . . .	18
<b>2. Desarrollo</b>	<b>19</b>
2.1. Caracterización de materiales protésicos en escala TC ampliada . . . . .	19
2.2. Influencia en maniquí de las correcciones IMAR . . . . .	21
2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto . . . . .	21
2.3.1. Implantes dentales en tumores de cabeza y cuello . . . . .	23
2.3.2. Prótesis de cadera en tumores pélvicos . . . . .	24
2.3.3. Expansores mamarios temporales de válvula metálica . . . . .	26
<b>3. Resultados y conclusiones</b>	<b>29</b>
3.1. Acerca del uso de la escala TC ampliada . . . . .	29
3.2. Efecto de los algoritmos de corrección IMAR en maniquí . . . . .	31
3.3. Efectos dosimétricos en pacientes . . . . .	32
3.3.1. Paciente con implantes y placa de reconstrucción de mandíbula . . . . .	32
3.3.2. Paciente con implante doble de cadera . . . . .	35
3.3.3. Paciente de mama con expansor de válvula metálica . . . . .	40
3.4. Conclusiones . . . . .	43
<b>Bibliografía</b>	<b>46</b>





# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Procedimiento de terapia con radiaciones ionizantes

La radioterapia es una técnica médica que tiene como objeto la destrucción de tumores a través de la deposición localizada de energía por parte de radiación ionizante. Ésta puede ser tanto indirectamente ionizante, fotones, como directamente ionizante: electrones, protones o iones pesados.

En el caso de fotones y en el rango de energías habituales en radioterapia, la interacción con la materia se produce fundamentalmente por dispersión Compton, originándose así electrones como partículas secundarias, que son las que finalmente depositan su energía en el tejido a través de procesos de excitación e ionización, similares a los que se producen con radiación directamente ionizante.

La excitación e ionización comentada produce una deposición local de energía que deriva tanto en efectos directos sobre la célula, como sobre su entorno. En la célula producirá roturas simples o dobles de la cadena de ADN, que al acumularse en las células tumorales, harán complicada su reparación y llevarán a éstas a un proceso de muerte celular por apoptosis. Simultáneamente, los procesos de ionización del medio celular producen un incremento de radicales libres en él que resulta altamente tóxico para la célula.

La energía depositada por la radiación ionizante en una unidad de masa, o dosis, se mide en unidades conocidas como Gray:  $1\text{Gray} = 1\text{J/kg}$ .

El proceso radioterápico implica el cálculo y administración precisa de la dosis prescrita por los oncólogos radioterápicos, con un doble objetivo: el control tumoral por una parte, y por otra, la preservación de los órganos de riesgo cercanos, tratando de asegurar de que la dosis recibida por éstos no excede de una dosis de tolerancia aceptadas. Implica multitud de etapas que deben todas y cada una de ellas estar optimizadas con el objetivo de lograr que el tratamiento final se realice con una precisión en el entorno de 3-4% que proporcione garantías sobre el éxito del tratamiento.

Las unidades de tratamiento pueden ser de múltiples tipos. La radioterapia externa, en que la fuente de radiación se encuentra fuera del paciente, se realiza en la actualidad principalmente con aceleradores lineales de electrones. Estos dispositivos, de forma resumida, aceleran un pequeño haz de electrones inyectado en una guía de ondas mediante las microondas provenientes de un magnetron o klystrom, hasta velocidades cercanas a la luz. El potencial acelerador define la energía de las partículas que se usarán para tratar. Se pueden emplear directamente los electrones acelerados, previo paso por una lámina dispersora que haga el haz más extenso, en

## **1.1. Procedimiento de terapia con radiaciones ionizantes**

---

un rango de energías habitual de 6 a 15MeV. Más común es el uso de los fotones que se producen tras el impacto del haz de electrones con un blanco hecho habitualmente de Tungsteno. La radiación de frenado resultante tiene naturalmente un espectro continuo aunque se suele identificar en función de la tensión aceleradora inicial del haz de electrones, en un rango entre 6 a 18MV habitualmente.

Incluiríamos en este tipo de tratamiento los aceleradores de protones o de iones pesados, sistemas más complejos y costosos, y por ello menos comunes, dedicados a patologías muy particulares y especialmente complejas (re-irradiaciones, tumores infantiles...). Mención aparte merecen los aceleradores portátiles que permiten realizar terapia intraoperatoria.

Por completitud mencionaremos la radioterapia incluye también la braquiterapia, tratamiento que se realiza mediante la inserción temporal de fuentes en el interior de paciente, de manera intracavitaria o intersticial para la irradiación de dentro a afuera.

Con idea de enmarcar este estudio, se comenta brevemente los pasos de que consta el proceso radioterápico.

### **1.1.1. Decisión terapéutica y consentimiento informado**

Tras el diagnóstico oncológico se deciden las opciones terapéuticas del paciente en los correspondientes comités de tumores, divididos por patologías.

Las opciones son básicamente tres, cirugía, radioterapia o tratamientos sistémicos (quimioterapia, inmunoterapia, etc). Estos tratamientos pueden ser exclusivos aunque normalmente se combinan según la situación general o estadio del paciente.

En cuanto a los objetivos que se persiguen con ella, la radioterapia puede ser radical, complementaria o paliativa.

Se entiende por tratamiento radical el enfocado al control de la enfermedad existente, lo que no excluye tratamientos sistémicos adyuvantes que potencian los efectos de la radiación. El tratamiento complementario se produce habitualmente tras la cirugía y pretende asegurar que los posibles restos de enfermedad microscópica que hayan podido permanecer, sean inactivados. Por último, los tratamientos paliativos tienen como objetivo, no tanto el control de la enfermedad (que en esos estadios se encuentra extendida), sino la mejora de los síntomas derivados de su progresión.

Decidida la opción terapéutica, se produce la primera consulta con el paciente. En ella se explica claramente en qué consiste el procedimiento, las indicaciones que deberá seguir, así como los posibles efectos secundarios tanto agudos como crónicos que pueden resultar de ello. Todo esto le permitirá firmar de forma responsable lo que se conoce como consentimiento informado, imprescindible para poder iniciar el proceso.

### **1.1.2. Simulación por tomografía computerizada (TC)**

Actualmente todo el proceso de diseño del tratamiento radioterápico se hace a través de lo que se conoce como simulación virtual. Esta supone colocar al paciente en la sala de TC en la misma posición en que se tratará posteriormente y adquirir un estudio que será la base para la realización de la planificación de este tratamiento.

## Introducción

El proceso de inmovilización previo a la adquisición del estudio es fundamental ya que asegura que la reproducibilidad del tratamiento sea máxima y con ello su precisión. Los sistemas de inmovilización varían según la patología (fig. 1.1): máscaras termoplásticas de fijación que se amoldan a la de cabeza y cuello; dispositivos de plano inclinado para tratamiento de mama; fijaciones de pelvis para tratamientos de próstata y ginecológicos, etc. A estos elementos estándar en todos los servicios, se suman inmovilizadores personalizados para patologías de localización más variable como son las extremidades, o simplemente para pacientes que necesitan una personalización adicional.



Figura 1.1: Ejemplos de inmovilizadores de cabeza y cuello (a), mama (b), pelvis (c) y personalizado (d)

Se debe mencionar en este punto los novedosos sistemas estereotácticos de alta precisión que permiten realizar técnicas complejas como la radioterapia estereotáctica corporal (SBRT o *Stereotactic Body Radiotherapy*). Este tipo de técnica supone un desafío ya que implica administrar altas dosis de radiación en un pequeño número de fracciones, potenciando así la efectividad radiobiológica por las altas dosis por fracción que implica. Como es natural, los requerimientos de precisión son mucho mayores, incluyendo a menudo control respiratorio del paciente.

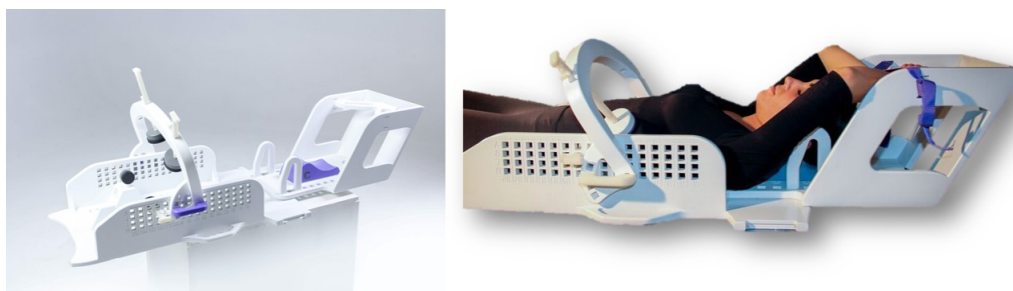


Figura 1.2: Inmovilizador para SBRT eXacradle (ANATGE)

El estudio de TC adquirido tras la apropiada inmovilización será la base de todo el diseño del tratamiento. Resulta claro que dicho estudio debe estar optimizado en todo punto para asegurar que los procesos siguientes que se realicen sobre él no se vean afectados por deficiencias de éste.

### 1.1.3. Definición y delimitación de contornos

El proceso continúa con la importación de este estudio de TC en el sistema de planificación de tratamientos lo que permite iniciar el proceso de contorneo por parte de técnicos de radioterapia y oncólogos radioterápicos. Los primeros contornean de manera preestablecida aquellos órganos de riesgo que sea necesario considerar en la planificación, mientras que los segundos delimitan los volúmenes de tratamiento.

En este proceso es cada vez más frecuente la utilización de imágenes secundarias fusionadas (por fusión rígida o deformable) con el estudio primario de TC. Estos estudios secundarios consisten en imágenes adquiridas con otras modalidades como resonancia magnética o PET (*Photon Emission Tomography*), que nos aportan información adicional de inestimable ayuda. Independientemente del método de fusión, sería siempre deseable que las imágenes secundarias se adquieran con la misma inmovilización usada para las de TC.

Así, la imagen de resonancia permite una mejor definición de tejidos blandos que la TC, que adolece de escasa resolución a bajo contraste. Como ejemplo, permitiría distinguir claramente la médula dentro del canal medular, imprescindible en caso de tratamiento por SBRT de lesiones paraespinales (fig. 1.3).

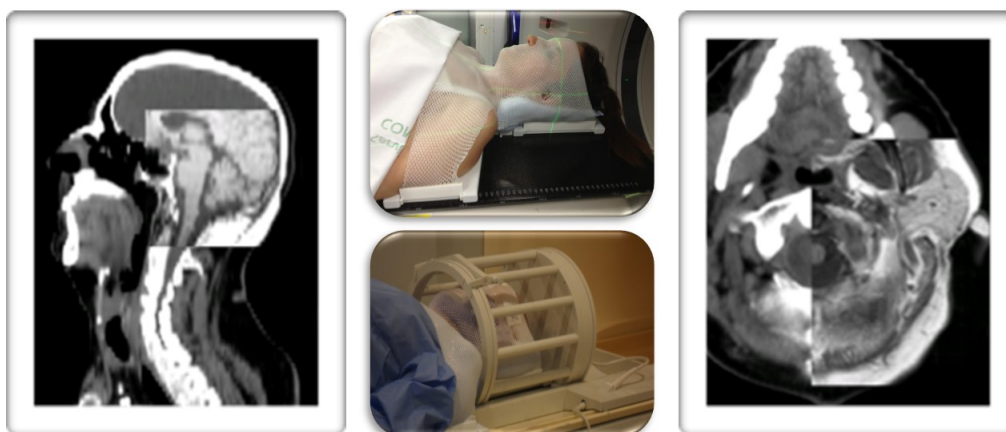


Figura 1.3: Fusión de imágenes de TC y RM realizadas con idéntica inmovilización

En cuanto a la imagen PET, aporta información funcional sobre actividad tumoral, que permitiría idealmente graduar la deposición de dosis por zonas, maximizando ésta en zonas de mayor actividad.

Podemos incluir en la categoría de imágenes secundarias las obtenidas con tomógrafos 4D, que permiten hacer un seguimiento del tumor en las distintas fases respiratorias.

Por completitud comentaremos que la delimitación de volúmenes de tratamiento viene estandarizada hace tiempo por los informes de la ICRU (*International Commission for Radiological Units*) en su informe ICRU50 y sucesivos (62 y 83) [1].

De manera resumida, establece los siguientes volúmenes: GTV (*Gross Tumor Volume*) o volumen tumoral macroscópico, que puede no existir en caso de cirugía previa; iGTV (*internal Gross Tumor Volume*), que abarca toda la zona en la que el GTV puede moverse, principalmente debido a la respiración; CTV (*Clinical Target Volume*) o

volumen en el que se sospecha enfermedad microscópica (en caso de cirugía previa, son volúmenes profilácticos), y finalmente PTV (*Planning Target Volume*) o volumen de planificación. Este último incluirá el margen necesario para asegurar que, teniendo en cuenta movimientos fisiológicos así como el resto de incertidumbres del proceso (de transferencia, colocación del paciente, etc), el volumen de interés se irradie correctamente.

### 1.1.4. Diseño del tratamiento y transferencia a la red de registro y verificación (R&V)

Completada la delimitación de contornos, comienza el proceso de diseño del tratamiento. Este consiste en la búsqueda de la irradiación óptima de los volúmenes, limitando a su tolerancia la dosis en los órganos de riesgo (OARs u *Organs At Risk*). Por tener una perspectiva histórica del proceso se comenta brevemente su evolución.

Antiguamente, se realizaba lo que se conoce como planificación directa, en la cual las incidencias de los campos se decidían a priori, basándose en la geometría del tumor y minimizando la irradiación de órganos de riesgo. Parámetros a elegir: incidencias, energías, ángulos de colimador, cuñas para compensación de espesores variables, etc.

Los aceleradores evolucionaron rápidamente. Se pasó de haces que liberaban una fluencia plana a la modulación de intensidad conocida como IMRT (*Intensity Modulation Radiotherapy*). Esta modulación, en su manera más simple, consistía en sumar para cada incidencia una serie de campos o segmentos en lo que se llama la técnica de *Step&Shoot* o S&S. En su evolución llevó a la técnica de *Sliding Windows*, que implicaba el movimiento continuo de láminas en cada incidencia, y finalmente condujo a la aparición de la terapia volumétrica o VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*). Esta técnica permite irradiar de forma continua mientras el gantry rota al tiempo que cambian conformación, tasa, velocidad de gantry, etc.

Entre los últimos avances se encuentra la posibilidad de tratar con lo que se conoce como haces de fotones sin filtro (FFF o *Flattening Filter Free*). Si tradicionalmente el haz de fotones, generado tras el impacto de los electrones acelerados contra un blanco, se hacían pasar por una especie de cono llamado filtro aplanador, con el objeto de obtener perfiles planos, en este desarrollo, el filtro desaparece. De esta manera, los perfiles de salida son apicados (lo que se puede modelar sin problemas en el sistema de planificación), a cambio de alcanzarse tasas de dosis de hasta 2000um/min, un orden de magnitud mayores que las habituales, al haber eliminado la absorción del filtro.

Paralelamente el desarrollo de los aceleradores discurrió el de los sistemas de planificación, que incorporaron lo que se denomina planificación inversa, única manera de explotar las posibilidades de irradiar con técnicas avanzadas como Step&Shoot y VMAT. Esto implica que se suministra al sistema una configuración inicial de haces, ya sea varias incidencias en caso de haces de S&S o uno o varios arcos en caso de técnicas volumétricas, junto con los objetivos de dosis y restricciones a los órganos de riesgo. El sistema calculará la configuración óptima de puntos de control para producir la distribución de dosis deseada. Estos puntos de control son segmentos para cada incidencia en caso de campos S&S o puntos cada 2 grados de rotación en caso de terapia volumétrica, en los que el acelerador verifica cada uno de los parámetros de irradiación (conformación, tasa, etc).

## 1.2. Cálculo de la dosis en el sistema de planificación

---

La evaluación final de la planificación se realiza usando tanto curvas de isodosis sobre las imágenes axiales, coronales y sagitales, como mediante la información condensada que reflejan los histogramas dosis-volumen (DVH o *Dose Volume Histogram*).

Completado el diseño de tratamiento en el sistema de planificación, todos los parámetros necesarios para su ejecución serán exportados a una red de Registro y Verificación (R&V) que hará de interfase con la unidad de tratamiento.

### 1.1.5. Radioterapia Guiada por la imagen (IGRT)

A la hora de iniciar el tratamiento, será necesario realizar una serie de comprobaciones para asegurar que éste se aplica de manera precisa sobre la zona acordada. Para ello las unidades de tratamiento actuales vienen equipadas con sofisticados sistema de guiado por imagen (IGRT o *Image Guided Radiotherapy*). Estos sistemas permiten adquirir previamente al tratamiento imágenes que se compararán con las de referencia usadas para el diseño de tratamiento. En su versión más simple estas imágenes de verificación se limitan a placas perpendiculares, adquiridas con megavoltaje o kilovoltaje, que son comparadas con radiografías digitalmente reconstruidas creadas por el sistema de planificación a partir del estudio de TC. Los aceleradores actuales permiten también realizar lo que se conoce como *Cone Beam CT*, o tomografía con haz cónico, tanto con megavoltaje como con kilovoltaje. Este procedimiento consiste en la adquisición de proyecciones en un panel plano de la radiación que atraviesa la paciente durante una rotación parcial o total alrededor del sistema de imagen alrededor de éste. Como resultando se obtiene una serie de imágenes tomográficas que se comparan con las de referencia.

Todos los pasos del proceso comentado, así como todos los elementos que intervienen en ello, están sometidos a un estricto programa de control de calidad obligatorio según dicta el REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Junto a los controles básicos que dicha norma marca, se realizan los establecidos por guías y protocolos internacionales en función del estado del arte en que nos encontremos. Todo ello garantiza la calidad del proceso en su conjunto.

## 1.2. Cálculo de la dosis en el sistema de planificación

En la sección anterior se ha comentado brevemente la etapa correspondiente al cálculo de dosis por el sistema de planificación, que ahora se detallará para enmarcar el problema derivado de la presencia de elementos metálicos en el cuerpo.

Los algoritmos de cálculo de dosis pueden dividirse en dos grupos principales. Por una parte se encuentran aquellos basados en modelos más o menos simplificados de la interacción de la radiación como son los de tipo *Pencil Beam* o *Collapse Cone*. Por otra parte, se hallan aquellos que realizan simulaciones Montecarlo o bien resuelven las ecuaciones de transporte de Boltzmann. Estos últimos son claramente más precisos pero también más costosos en cuanto necesidades de velocidad de procesado, por lo que sólo recientemente se hayan incorporado en sistemas comerciales, en el caso de Montecarlo, únicamente para cálculo de electrones.

Puesto que el cálculo dosimétrico se va a realizar con el sistema de planificación Pinnacle V16.2 (Koninklijke Philips N.V., Amsterdam, Países Bajos), es importante introducir el tipo de algoritmo utilizado para conocer cómo precisa y utiliza éste la información suministrada por la imagen de TC.

## Introducción

---

Los algoritmos basados en modelos suponen que las propiedades del haz pueden describirse de forma analítica introduciendo una serie de parámetros específicos de cada unidad. En el caso de Pinnacle, se parte de una serie de distribuciones en agua introducidas al sistema, que permiten un proceso iterativo de modelado hasta hacer posible su reproducción. El modelo del haz permite obtener la fluencia primaria  $\Psi(r)$ , previa a la interacción con el tejido. A partir de allí, podemos calcular la energía total liberada por unidad de masa en agua  $T(r)$  conocido por sus siglas en inglés como TERMA (*Total Energy Released per unit MASS*).

$$T(r) = \Psi(r) \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \quad (1.1)$$

donde  $\frac{\mu}{\rho}$  es el coeficiente de atenuación másico de agua en función del espectro energético de la fluencia primaria.

Junto a la contribución de dosis primaria habrá que considerar también la debida a radiación dispersa originada en otras localizaciones. La deposición de dosis de un haz primario en un punto  $r'$  puede modelarse como una función llamada denominada *Dose Spread Function* o kernel de convolución [2], que puede obtenerse por simulación Montecarlo. Podremos pues obtener la dosis total en un punto como convolución del TERMA que llega a ese punto, y los kernel polienergéticos que dan cuenta de la contribución en ese punto de la radiación dispersa originada por las interacciones alrededor.

$$D(r) = \int T(r') A(r - r') d^3r \quad (1.2)$$

En el caso de algoritmos de *Collapse Cone*, el formalismo anterior se simplifica mediante la discretización angular de los kernels en conos, de manera que estos colapsan la energía depositada a los voxeles en el eje de éste.

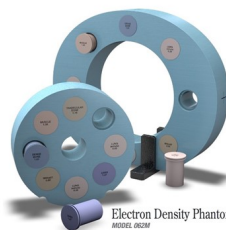
La imagen de TC del paciente puede ser considerada como una matriz en la que cada voxel viene caracterizado por un valor de densidad electrónica relativa o la densidad másica del medio en cuestión. Los valores de ésta, definen las diferentes propiedades de atenuación y dispersión de los distintos tejidos, con lo que la distribución de dosis sobre un paciente va a ser diferente de la que resultaría en un maniquí de agua, sobre todo en presencia de grandes cavidades de aire, pulmones de baja densidad y huesos de alta densidad.

Los algoritmos de convolución-superposición usan la densidad electrónica relativa para escalar el TERMA de fotones primarios y los kernel de deposición de dosis de partículas secundarias. Este escalado se ha usado desde el principio para la corrección por heterogeneidades debido a que la interacción dominante para los fotones de haces clínicos es la dispersión Compton, dependiente de la densidad electrónica. Por ello, los valores de dosis que se suministran en los sistemas de planificación convencionales serían los depositados en agua, por así decirlo, con densidades electrónicas diferentes, contrariamente a los calculados por métodos Montecarlo, que los dan de forma natural en el medio.

Así pues, todos los algoritmos de cálculo de dosis con corrección por heterogeneidad se basan en el conocimiento de la densidad electrónica o másica de cada pixel de la imagen de tomografía computerizada en la que se basa el cálculo. Existen actualmente maniqués comerciales que contienen insertos que reproducen fielmente en composición y densidad gran variedad de tejidos biológicos, como el que se muestra

### 1.3. Implicaciones dosimétricas derivadas de la presencia de elementos metálicos en el cuerpo humano

en la figura 1.4, comercializado por la casa CIRS (*Computerized Imaging Reference Systems* modelo 062M, Norfolk, VA). El estudio de estos maniqués permite realizar una calibración para cada kV de los valores de números Hounsfield (HU) dados por el TC frente a densidad másica o electrónica suministrada por el fabricante del maniqué (ver tabla en fig 1.4). Se observa que la diferencia entre densidad física y RED es pequeña, luego el escoger una y otra no debe influir mucho.



DESCRIPTION	*PHYSICAL DENSITY, g/cc	ELECTRON DENSITY, x 10 <sup>23</sup> electrons/cc	RED (RELATIVE TO H <sub>2</sub> O)
Electron Density Head Insert	1.029	3.333	0.998
Electron Density Body without Head Insert	1.029	3.333	0.998
Lung (Inhale) Equivalent Electron Density Plug	0.205	0.668	0.200
Lung (Exhale) Equivalent Electron Density Plug	0.507	1.658	0.496
Breast (50% Gland / 50% Adipose) Equivalent Electron Density Plug	0.99	3.261	0.976
Solid Trabecular Bone (200 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.16	3.730	1.117
Liver Equivalent Electron Density Plug	1.07	3.516	1.052
Muscle Equivalent Electron Density Plug	1.06	3.483	1.043
Adipose Equivalent Electron Density Plug	0.96	3.171	0.949
Solid Dense Bone (800 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.53	4.862	1.456
Solid Dense Bone (1250 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.82	5.663	1.695
Water-fillable Electron Density Plug, Ø 1" removable vial inside (Real water data provided)	1.00	3.340	1.000

Figura 1.4: Maniqué de densidades para calibración de números Hounsfield [3]

A la hora de realizar el cálculo existen dos opciones. Por defecto se usará la tabla de conversión de HU a densidad másica especificada (dependiente del kV usado en la adquisición). De esta manera, el sistema calcula la dosis en cada voxel en función de la densidad asignada. Como alternativa, es posible contornear el volumen de interés, en este caso la prótesis, y asignar una densidad másica *ad hoc*. Para cualquiera de los dos métodos, la tabla de densidades debe contener la densidad correspondiente.

Por último, comentar el artículo [4], donde se establece una comparativa entre lo que significa calcular dosis en tejido  $D_m$  para los algoritmos Montecarlo frente al cálculo de la dosis en agua  $D_w$  que realizan los algoritmos tradicionales, incluidos los de convolución-superposición como el usado en el sistema Pinnacle. El artículo concluye que los algoritmos convencionales que calculan dosis en agua con distintas densidades se acercan a los cálculos Montecarlo con una precisión <4%. Las diferencias sólo serán significativas para materiales especialmente densos (hueso compacto) a profundidades pequeñas en donde los electrones secundarios son casi monodireccionales. Para profundidades mayores, la diferencias disminuyen debido al balance entre el aumento de la dispersión múltiple y el aumento del poder de frenado en el hueso respecto al del agua.

### 1.3. Implicaciones dosimétricas derivadas de la presencia de elementos metálicos en el cuerpo humano

El cuerpo humano está formado por materiales biológicos de diferentes densidades y comportamiento frente a la radiación. Sin embargo, incluso el más denso como el hueso, está a gran distancia de cualquier elemento metálico.



## Introducción

La presencia de prótesis metálicas de todo tipo en el cuerpo humano es cada vez más frecuente. Dentro de este apartado se incluyen prótesis articulares como las de cadera, elementos de fijación metálicos, bobinas torácicas (*stents*), y algo mucho más común: empastes, coronas e implantes dentales.

El éxito en el tratamiento radioterápico depende en gran medida de que la dosis se suministre con una precisión de 3 a 4%, por lo que es fundamental conocer en qué medida la presencia de estas prótesis puede alterar dicha precisión, en caso de que los algoritmos de cálculo no la consideren de forma apropiada.

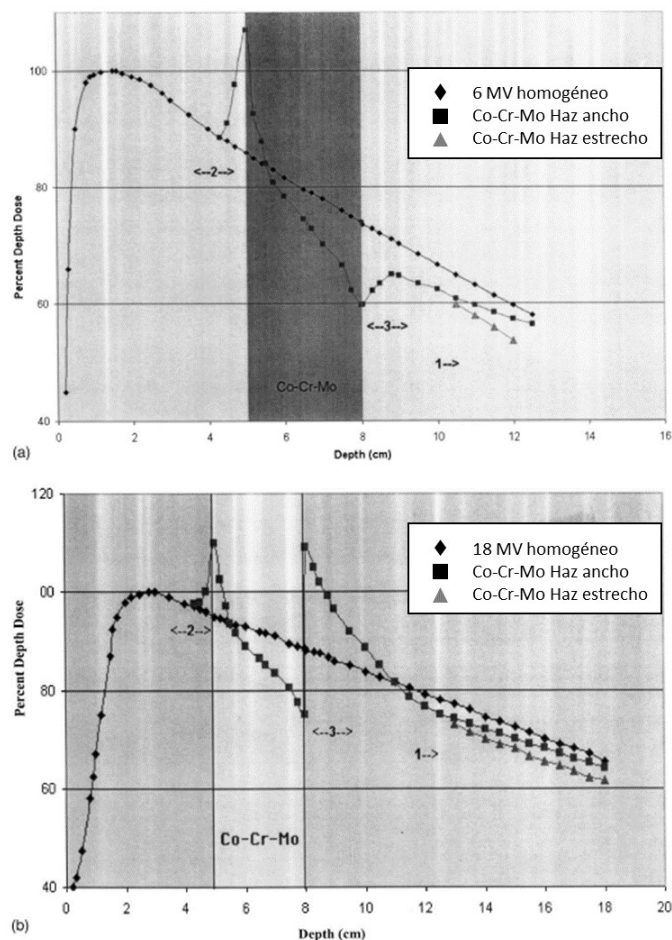


Figura 1.5: Perturbación de la dosis producida por una lámina de 3cm de Co-Cr-Mo para 6MV (a) y 18MV (b) [5]

Cuando se habla en este estudio del cálculo de la dosis por parte de los sistemas de planificación, sólo estaremos considerando los efectos macroscópicos. Existen efectos de interfase derivados de la presencia del objeto metálico que, salvo con algoritmos de tipo Montecarlo que permiten un detalle mucho mayor, no son considerados en los sistemas de planificación convencionales, incluidos aquellos con algoritmos de cálculo de convolución-superposición. Estos efectos aparecen en distancias iguales al rango de los electrones secundarios implicados en ellos, y van a depender de la energía de los fotones incidentes y sus correspondientes coeficientes de transferencia de energía, número atómico  $Z$  de la prótesis, densidad y espesor. Se puede observar

## 1.4. Artefactos metálicos en la imagen de tomografía computerizada

en la figura 1.5 correspondiente al informe del TG63 [5], los efectos indicados para baja y alta energía, en caso de la presencia de láminas metálicas de distinta composición interpuestas en el camino del haz. Puesto que el mencionado informe se centra en el estudio de prótesis de cadera, los materiales estudiados son los usados normalmente para éstas, sin perjuicio de que para otros el efecto sea similar.

Se observa en la interfase tejido-metal un pico de dosis correspondiente al importante aumento de electrones retrodispersados por parte del metal. Por contra, en la interfase metal-tejido, el comportamiento del pico que aparece muestra tendencias inversas según la energía. Tras esta zona, lo que sí se observa es la mayor atenuación derivada de la presencia del metal. Su magnitud dependerá de cómo la dispersión tras la prótesis, según el tamaño de ésta, compense la atenuación.

Como hemos indicado, estos efectos de interfase no son calculados por los sistemas de planificación convencionales y, aunque teóricamente podrían provocar algún efecto local como necrosis o debilitamiento de la fijación de la prótesis, la realidad es que no se han observado. Por contra, es fundamental que el cálculo de la atenuación se realice correctamente ya que en caso contrario se podría producir subdosificación en la zona tumoral y condicionar por ello el éxito del tratamiento radioterápico.

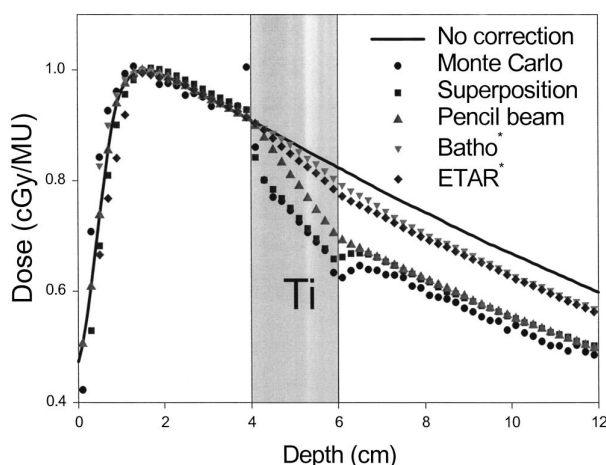


Figura 1.6: Comparación para distintos algoritmos del efecto en la dosis de una prótesis de Titanio [5]

En la figura 1.6 se observa cómo los distintos algoritmos calculan los efectos de una prótesis de titanio, siendo el método Montecarlo el único que llega a modelar el efecto en la interfase. En cuanto al resto, los resultados del algoritmo de convolución-superposición son bastante satisfactorios y reproducen bien la dosis tras la prótesis.

### 1.4. Artefactos metálicos en la imagen de tomografía computerizada

La tomografía computerizada, es una modalidad de imagen médica imprescindible hoy en día que permite obtener cortes axiales de gran calidad del interior del cuerpo humano.

Esta técnica, desarrollada de forma paralela por el norteamericano Allan McLeon Cormack y el inglés Godfrey Newbold Hounsfield, ambos ingenieros, a principios de

## Introducción

los años 70 del siglo pasado, permite la reconstrucción de imágenes axiales del objeto mediante la colección y posterior procesamiento de la señal que llega a los detectores tras atravesar el haz de RX al paciente. Esta señal se almacena para cada uno de los ángulos y da lugar a lo que se conoce como sinograma (figure 1.7).

Si suponemos la imagen como una matriz de píxeles, cada uno definido por una atenuación (dependiente tanto del material como de la energía), el conjunto de proyecciones permitirían establecer una serie de ecuaciones correspondientes a la integral de línea de la radiación en su trayectoria, que nos permitirían en un caso ideal hallar la solución exacta. Esto se conoce como el problema de Radon e implica poder hallar un objeto a través de sus proyecciones.

Sin embargo, estos planteamientos fueron prácticamente desestimados desde un principio por la potencia de cálculo que precisaban. Además, la presencia inevitable de ruido, unido al hecho de que los coeficientes de atenuación varían también con la energía y no se tiene un espectro monoenergético, hacían imposible encontrar una solución exacta.

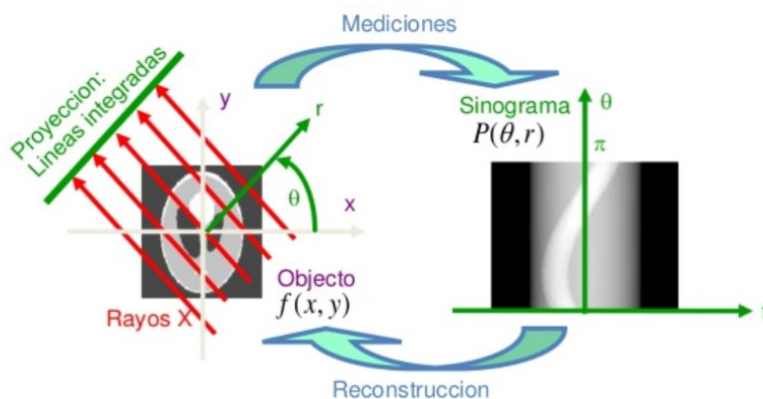


Figura 1.7: Generación del sinograma a partir de las proyecciones obtenidas tras el paso de la radiación por el objeto

Por esa razón, durante mucho tiempo el tipo de reconstrucción usada ha sido el denominado como retroproyección filtrada (*Filtered Back Projection* o FBP) en el que se retroproyectan estas proyecciones previamente filtradas con objeto de conseguir una buena definición de los objetos. El método de retroproyección filtrada asume que los rayos X que se usan para la reconstrucción son monoenergéticos, por lo que existiría una relación lineal entre la atenuación y el espesor del material. Sin embargo, el espectro resultante de un tubo de RX es polienergético con lo que los fotones de menor energía se atenúan más y la atenuación total ya no es lineal con el espesor. Para reducir este problema los tomógrafos computerizados están equipados con correcciones de software optimizada para tejidos humanos incluido hueso, pero éstas no son suficientes para metal.

Los artefactos metálicos son debidos básicamente a cuatro efectos físicos: endurecimiento del haz, dispersión, infra-muestreo y déficit de fotones. El efecto de endurecimiento del haz se produce por la absorción diferencial de los fotones menos

## **1.5. Algoritmos de corrección de artefactos metálicos en la imagen de TC**

energéticos del espectro por el elemento metálico denso. Con ello el espectro final resulta desplazado a energías mayores y, al subestimarse la atenuación, las imágenes resultantes muestran bandas oscuras, resultantes de menores espesores calculados, allí donde los RX se atenúan más. Por otra parte la dispersión, que tiene un resultado parecido, produce que se detecten fotones fuera de la trayectoria original. En cuanto al infra-muestreo, se manifiesta en forma de líneas blancas estrechas detrás del implante y se debe a las grandes diferencias de densidad entre el implante y lo que le rodea, que precisaría de un muestreo mayor para conseguir una buena imagen. Finalmente, el déficit de fotones, lo que se conoce en inglés como *photon starvation*, se deriva del hecho de que muy pocos fotones consiguen atravesar los insertos metálicos con lo cual los detectores que los recogen tienen poca estadística y sus lecturas gran incertidumbre.

Tal y como describen Kataoka et al. [6], los artefactos metálicos van a verse influidos por una variedad de factores como pueden ser la densidad másica (a mayor diferencia del metal con respecto al hueso, mayor el artefacto), el kilovoltaje (el coeficiente de atenuación lineal para distintos materiales variará menos a mayor energía), la carga o mAs (el aumento de ésta producirá menos ruido), los algoritmos de reconstrucción (los kernels de reconstrucción de hueso potencian los artefactos), la orientación (el número de planos que tenga la prótesis o en el hecho de que haya varias superpuestas condiciona la reconstrucción) y espesor de corte (a cortes anchos el efecto de volumen parcial se incrementa con lo cual el artefacto se hace más importante).

### **1.5. Algoritmos de corrección de artefactos metálicos en la imagen de TC**

A continuación se describen sucesivos métodos de corrección de artefactos metálicos, comenzando por los más sencillos, hasta los desarrollos más recientes. Finalmente se describe el método usado por el tomógrafo Somatom Confidence (Siemens), usado en particular para este estudio.

#### **1.5.1. Tipos de algoritmos MAR (Metal Artefact Reduction)**

Los métodos MAR consisten básicamente en localizar la parte corrupta de las proyecciones que resulta de la presencia del metal, y sustituirla usando interpolación. Sin embargo, el hecho de eliminar toda la información sospechosa produce una pérdida que, unida a las inexactitudes que se puedan producir en la interpolación de datos, pueden dar lugar a nuevos artefactos o a pérdida de resolución espacial, ligada con frecuencia a los bordes del inserto que quedarán mal definidos. Estos métodos se conocen de manera general como de *in-painting*.

Numerosos métodos se ha usado a la hora de hacer esta interpolación para modificar aquellos datos considerados no fiables. La primera y más sencilla, consiste en la interpolación lineal, modelo básico MAR propuesto por [7]. De manera común a estos algoritmos, partimos de una primera imagen reconstruida por FBP. En ella se identifica el metal a través de un proceso de umbralización: los píxeles con HU por encima de determinado valor se considera que se corresponden con éste. Al trasladar esta información a las proyecciones se tendrá definida en ellas la zona en la que los valores no son fiables por pertenecer a una traza a través del metal. Esos valores se ignoran y se realiza una interpolación lineal de los que se encuentran a los lados. A partir del sinograma resultante se vuelve a reconstruir la imagen para finalmente restaurar los píxeles correspondientes al metal.

Tras este sencillo método, se han desarrollados algoritmos más complejos que acuden a interpolaciones 2D en el sinograma con valores pesados en función de la distancia al punto y demás métodos (direccional, basado en Fourier, etc).

El problema principal de todos ellos está relacionado con la pérdida de información del borde del metal, además de la posible producción de nuevos artefactos de rayas en la reconstrucción en caso de que los datos entre los que se interpolan no sean lo suficientemente suaves. A los algoritmos comentados previamente les daremos la nomenclatura que utiliza Meyer [8] y nos referiremos a ellos como tipo MAR1.

Con objeto de evitar esos artefactos generados en la interpolación por la falta de suavidad entre los datos usados, surgieron los algoritmos MAR2. Como en los anteriores, se comienza reconstruyendo la imagen a través de FBP, se realiza un umbralizado de la zona del metal y se proyecta éste. El sinograma no corregido se normaliza dividiendo cada entrada por la longitud de la intersección de la traza del rayo con el objeto. Para ello, se binariza éste haciéndolo homogéneo para poder definir por sus proyecciones el espesor que atraviesa cada rayo. Las proyecciones del metal establecen cuáles son los datos que hay que sustituir, pero al estar el sinograma corregido por la longitud atravesada va a ser mucho más homogéneo y por tanto la interpolación en él será también más suave. Finalmente se reincorpora la información correspondiente al metal. Este tipo de algoritmo palia en parte el problema comentado para los algoritmos MAR1, pero sigue teniendo el problema de que en caso de que, además del metal, haya bastante hueso, la normalización por distancias no llega a conseguir un histograma lo suficientemente homogéneo y se siguen generando artefactos.

### 1.5.2. *Normalised Metal Artefact Reduction (NMAR)*

A través del análisis de las ventajas y desventajas de los algoritmos anteriores, Meyer [8] ideó uno nuevo conocido en inglés por sus siglas como NMAR, *Normalized Metal Artifact Reduction*. Este tipo de algoritmo es bastante más complejo que los MAR indicados anteriormente ya que en algunos de sus pasos usa lo que se llaman algoritmos iterativos basados en modelos. Estos algoritmos se basan en el conocimiento a priori del funcionamiento del sistema de imagen, lo que permite hacer un modelado de este que posibilita introducir en el proceso pasos en los que se realizan nuevas proyecciones de las imágenes reconstruidas, en un proceso iterativo de refinamiento de éstas.

Este algoritmo parte, como los previos, de la imagen inicialmente reconstruida por FBP sin más corrección. Aplicamos una doble umbralización. La primera, de manera similar a lo descrito anteriormente, nos permite tener la imagen del metal. Adicionalmente, una segunda umbralización permite crear lo que llamaremos *prior image*, calculada a partir de la imagen originalmente reconstruida por FBP, pero haciendo una segmentación de metal, hueso, aire y tejido blando. Se asigna densidad agua,  $HU=0$ , tanto a tejido blando como a metal, mientras que para los huesos se mantiene el HU original. Se proyectan tanto la imagen del metal, como la de la *prior image*.

El sinograma original se normaliza dividiéndolo pixel a pixel por el de la *prior image* con lo que, como gran parte de los pixeles valen igual o parecido (salvo los correspondientes al metal), el resultado debe ser bastante plano y homogéneo. En este sinograma normalizado, la proyecciones del metal determinan dónde es necesario hacer la interpolación. Posteriormente se des-normaliza multiplicando por el sinograma de la *prior image*, se reconstruye la imagen y finalmente se reintroducen los valores del

## 1.5. Algoritmos de corrección de artefactos metálicos en la imagen de TC

metal. El proceso completo queda reflejado en la imagen 1.8 obtenida de la referencia [8]

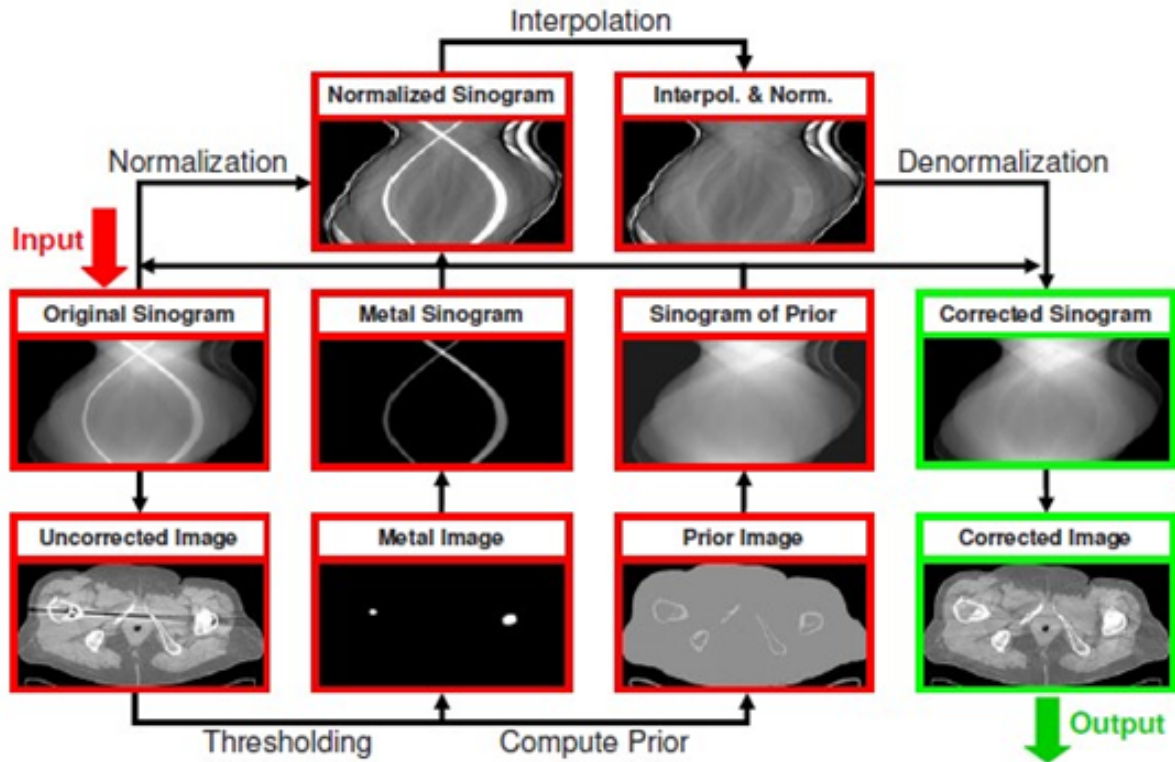


Figura 1.8: Descripción del procedimiento NMAR de corrección de artefactos metálicos [8]

### 1.5.3. Frecuency Split Artefact Reduction (FSMAR)

Meyer y colaboradores analizan en su trabajo [9] cómo los métodos anteriores, a pesar de corregir aceptablemente bien, tienen el problema de que, al considerar todos los datos de proyecciones a través del metal como inválidos, sólo serían recomendables en caso de implantes muy gruesos y densos que produjeran un gran déficit de fotones (*photon starvation*). En caso de que no se cumplan las premisas anteriores, las correcciones pueden ser deficientes ya que, en general, los métodos anteriores producen pérdida de detalle en las cercanías del metal.

El método FSMAR busca resolver el problema combinando las altas frecuencias de una imagen no corregida, que por lo tanto conserva todos los detalles de la imagen inicial, con las frecuencias bajas más fiables de una imagen corregida por el método MAR. El objetivo, conseguir nitidez en los bordes y preservar detalles anatómicos mejor que los métodos anteriores, en los que se observaba en las imágenes corregidas como cerca del metal, aunque se observa el entorno, éste aparece con números CT muy distorsionados.

La idea de aplicar filtros de frecuencia para CT se había usado anteriormente para propósitos distintos que la corrección de artefactos, por ejemplo para combinar algoritmos distintos de reconstrucción beneficiándose de las ventajas de cada uno en

## Introducción

una banda de frecuencia. El método que idean se basa en hacer un pesaje de altas y bajas frecuencias en los píxeles en función de lo cerca o lejos que estén del metal, con objeto de conservar los bordes que hubiera previamente, y que en caso de estar cerca de los metales se difuminan mucho con los métodos anteriores.

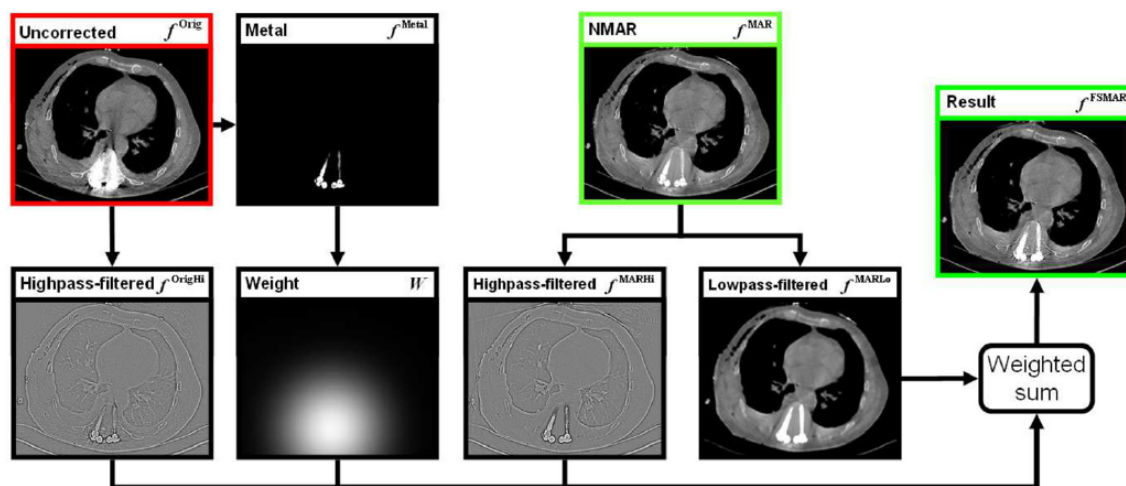


Figura 1.9: Descripción del procedimiento FSMAR de corrección de artefactos metálicos [9]

Con la ayuda de la figura 1.9 vamos a describir el proceso. En primer lugar, los datos crudos de las proyecciones se suavizan con un filtro adaptativo para minimizar el ruido. Esto no era necesario en caso de algoritmos NMAR puesto que los datos en la traza o sombra del metal se desestimaban. Sin embargo, puesto que este método los usa, será preciso minimizar el ruido que contengan. A partir de allí se reconstruye la imagen inicial (bien por FBP u otro método). Esta imagen la designaremos como  $f^{Orig}$ .

A partir de la imagen  $f^{Orig}$ , se segmenta el metal a través de un umbral tomado como un cierto porcentaje de número HU máximo, que será mayor de 3000HU en cuerpo o 2000 en cabeza, para evitar que se tome hueso por metal. Esta imagen,  $f^{Metal}$ , sólo contiene las partes metálicas siendo cero el resto. En este momento se computa una imagen corregida por un método de *in-painting* que recordemos consiste en sustituir los datos corruptos que produce en el sinograma la traza del metal usando cualquiera de las técnicas descritas en el apartado anterior, incluida la más avanzada NMAR que recordemos minimizaba los nuevos artefactos que crea el *in-painting*. La imagen obtenida del proceso la llamaremos  $f^{MAR}$ .

Tras ello se procede a filtrar las imágenes para quedarnos con la original a altas frecuencias,  $f^{OrigHi}$ , y la interpolada a las bajas,  $f^{MARLo}$ . Para obtener las frecuencias altas de una imagen se sustraen de ellas las bajas, que se obtienen por la convolución con un filtro gaussiano:  $f^{OrigHi} = f^{Orig} - f^{OrigLo}$ ;  $f^{OrigLo} = f^{Orig} * G(\sigma)$ .

Tenemos pues una serie de imágenes con distintas ventajas e inconvenientes:  $f^{MAR}$  es más fiable que  $f^{Orig}$  en relación a bajas frecuencias puesto que no contiene artefactos por endurecimiento del haz ni por dispersión.  $f^{OrigHi}$  mantiene los bordes de las

## 1.6. Iterative Methal Artefact Reduction (IMAR)

estructuras anatómicas cerca del metal, pero sigue teniendo bastante ruido, mientras que  $f^{MARHi}$  reduce el ruido pero pierde definición en estas estructuras. FSMAR resuelve combinando el conjunto previo de imágenes y en el caso de las de altas frecuencias, asignando un peso a cada una en función de la distancia a los implantes. Una manera sencilla de crear esta función de peso,  $W$ , es binarizar la imagen del metal y aplicarle un filtro paso-bajo muy fuerte para normalizarla finalmente a 1. La imagen que nos interesa será, para cada pixel,  $i, j$ :

$$f_{ij}^{FSMAR} = f_{ij}^{MARLo} + W_{ij} f_{ij}^{OrigHi} + (1 - W_{ij}) f_{ij}^{MARHi} \quad (1.3)$$

*con  $i = 1, \dots, I, j = 1, \dots, J$*

En conclusión, el algoritmo FSMAR asigna a los pixeles más cercanos al objeto metálico, las componentes de frecuencia espacial baja de la imagen corregida por artefacto, y las componentes de alta frecuencia de la imagen inicial. Para el resto de pixeles, cuanto más lejos estén, menor será la fracción de componentes de alta frecuencia de la imagen inicial.

## 1.6. Iterative Methal Artefact Reduction (IMAR)

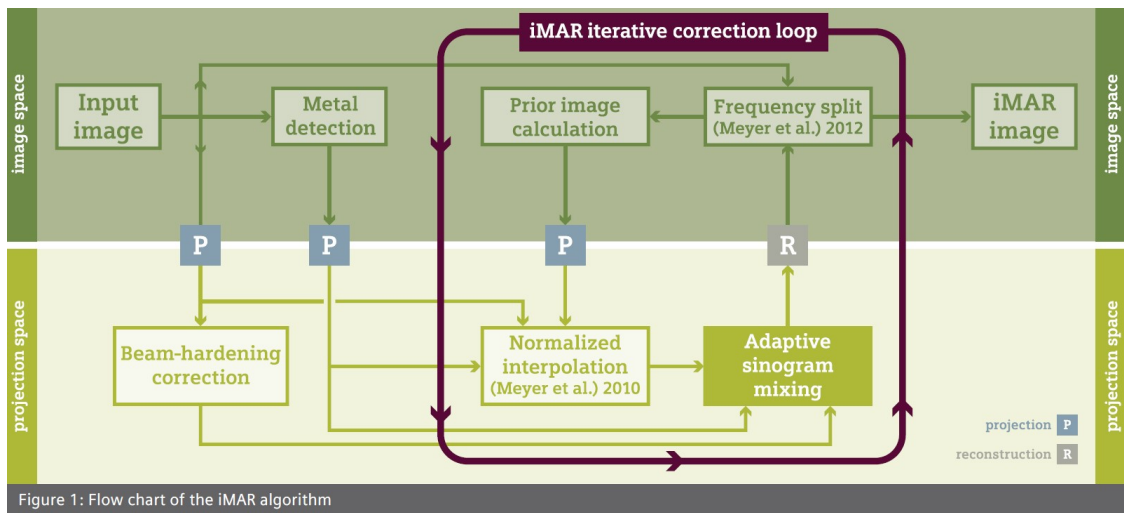


Figure 1: Flow chart of the iMAR algorithm

Figura 1.10: Descripción del algoritmo IMAR de Siemens [10]

El algoritmo IMAR implementado por Siemens (Siemens AG, Munich, Alemania) y descrito en el *White Paper* elaborado por Kachelrieß [10] combina tres aproximaciones interesantes. En primer lugar, la corrección de la imagen por endurecimiento del haz, importante en las zonas en las que la atenuación por metal es menos severa. En segundo lugar el uso del *in-painting* en el sinograma normalizado (NMAR) en las zonas de alta atenuación del metal. Por último, el uso de la técnica de separación por frecuencias (FSMAR) que permite que no se pierdan los detalles finos cerca de las prótesis al hacer el *in-painting*. El proceso de corrección se refina de manera iterativa por la repetición del segundo y tercer proceso hasta 6 veces consecutivas.

Como vimos, uno de los problemas principales de la reconstrucción de imágenes con elementos metálicos es el efecto de endurecimiento del haz que produce un cálculo incorrecto del espesor. En este caso, como paso previo al algoritmo, se utilizan lo



## Introducción

---

que se llaman imágenes corregidas por atenuación. En ellas, a partir de la imagen inicialmente reconstruida, se hacen dos proyecciones, una normal y otra sólo con el metal segmentado. En las zonas afectas por el metal, se mide la proporción de atenuación debida al metal y en función de ello se aplican distintos niveles de corrección.

El procedimiento, como se detalla en la gráfica 1.10 es el siguiente:

- Detección del metal. En la imagen inicialmente reconstruida, por un proceso de umbralizado se identifica el metal. Estas regiones extremadamente densas se proyectan obteniendo el sinograma correspondiente, en el cual, serán cero todas aquellas regiones no influenciadas por el metal y distintas de cero aquellas en las que realizaremos una combinación de corrección por endurecimiento e *in-painting*.
- Corrección por endurecimiento del haz. El sinograma de la imagen original es corregido por endurecimiento del haz en aquellas zonas afectadas por el metal (detectadas en paso anterior). A partir de las proyecciones de la imagen inicial y aquella con el metal segmentado, se puede ver en las zonas afectadas qué proporción de la atenuación se debe al metal con respecto a la total y en función de ello se aplicarán hasta 5 niveles de corrección sobre los píxeles del sinograma.
- Sinograma prior. Se construye una imagen prior por umbralizado de manera que los materiales quedan clasificados en metal, hueso, tejido blando y aire. Se asigna  $HU=0$  a metal y tejido blando.
- Interpolación normalizada. Se normaliza el sinograma inicial por el de la imagen prior y se realiza un *in-painting* lineal mono-dimensional en la dirección del canal. Se desnormaliza el sinograma multiplicándolo por el prior.
- Mezcla de sinogramas adaptativos. Se mezclan el sinograma *in-painted* y el corregido por endurecimiento del haz, tomando en casos de baja atenuación del metal preferentemente los píxeles del corregido por endurecimiento del haz, y en la zona de mayor atenuación los de sinograma *in-painted*.
- División por frecuencias. El sinograma mezcla del proceso anterior se reconstruye y se le pasa un filtro paso-bajo mientras que al de imagen original se le pasa el complementario paso-alto. Las dos imágenes se suman y esto se toma como inicio para volver a repetir el ciclo y crear la nueva imagen prior a partir de esto.

Se realizan hasta 6 iteraciones. El algoritmo realiza la interpolación del sinograma normalizado y las operaciones de división de frecuencias usando los resultados de cada iteración como entrada para la siguiente. Este proceso tiene como objetivo reducir los fallos de clasificación de la imagen prior y con ello mejorar la imagen NMAR en cada paso.

La bondad de la corrección IMAR va a depender de la elección de una serie de parámetros como el número de iteraciones, los umbrales de HU para segmentación del metal y cálculo de la imagen prior, y los parámetros del filtro para las operaciones de separación de frecuencias. Estos parámetros están optimizados y codificados en los algoritmos siendo sólo posible por parte del usuario la selección del tipo de corrección en función del tipo de implante. Las opciones que presenta el software IMAR para el Somaton Confidence son: bobinas neurológicas, empastes dentales, prótesis

de columna, prótesis de hombro, marcapasos, bobinas torácicas, prótesis de cadera y prótesis de extremidades.

### **1.7. Objetivos**

El presente estudio pretende explorar las posibilidades del tomógrafo Somaton Confidence (Siemens) en el manejo y corrección de artefactos en imágenes de prótesis metálicas. Se quiere averiguar si las posibilidades de mostrar la imagen en escala ampliada permitirían identificar el material del que están compuestas.

Se estudiará si dichas correcciones mejoran sustancialmente la imagen de manera consistente en el espectro de las principales aplicaciones clínicas del método.

Finalmente, se comprobará si la corrección de las imágenes conlleva una repercusión apreciable en el cálculo posterior de la dosis con el Sistema de Planificación Radioterápica Pinnacle (Philips).

# Capítulo 2

## Desarrollo

### 2.1. Caracterización de materiales protésicos en escala TC ampliada

Inicialmente se va a reproducir la tabla de calibración para el maniquí de densidades de CIRS (figura 1.4). Se escanea para ello el maniquí con todos los insertos de la tabla 1.4 en una configuración fija que no se alterará en el curso de los experimentos. En esta configuración, los insertos, que se encuentran duplicados para cada material, se introducirán en posiciones opuestas, uno en el anillo periférico y otro en la zona central. El objetivo es calcular un número HU promedio de los dos. Una de las localizaciones quedará en principio libre, y se usará posteriormente para introducir tanto el inserto de Titanio (suministrado también por el fabricante), como dos insertos más. Estos están constituidos por pequeños cilindros de 6mm de diámetro de aluminio y acero inoxidable, envueltos en silicona de densidad similar a agua, para su ajuste al orificio del maniquí que los aloja.

Las imágenes habituales de TC tienen 12 bits de profundidad de pixel, lo que quiere decir que todo pixel podría tomar valores entre 0 y  $2^{12}$ , 0 y 4095. Dada la definición de número HU (ecuación 2.1), se desplaza la escala -1000 con idea de hacer coincidir el 0 con el valor del agua. Así pues, el rango posible va entre -1000 (aire), pasando por 0 (agua), hasta 3095. El material fisiológico más denso que contiene el maniquí reproduce hueso cortical, de una densidad de 1.53g/cc, que corresponde a un HU aproximadamente de 900.

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad (2.1)$$

Los elementos metálicos que se estudiarán tienen una densidad muy superior a la anterior: Al 2.7g/cc, Ti 4.5g/cc y acero 7.8g/cc. No debe por ello extrañar que al realizar una adquisición estándar con profundidad de pixel de 12 bits, todos estos materiales aparezcan con un valor de HU en el tope de la escala, ya que en realidad se produce saturación del valor de éste. Así pues, este tipo de imágenes estándar no permitirían distinguir entre este tipo de materiales.

Se pretende en este apartado averiguar si la opción que tiene el TC Somaton Confidence de crear imágenes con escala de HU ampliada, permitiría diferenciar los materiales comentados anteriormente. Así pues, junto con curva inicial de calibración, sin inserto metálico, se adquieren otras tantas en las cuales la posición inicialmente no ocupada, lo será con insertos de Al, Ti y acero respectivamente.

Todas las imágenes se adquieren de manera similar. El maniquí se centra usando unos puntos de alineamiento que permiten reproducir los cortes. El FOV (*Field Of*

## 2.1. Caracterización de materiales protésicos en escala TC ampliada

View) usado será de 400mm, 120kV (kilovoltaje usado habitualmente), reconstrucción por retroproyección filtrada (FBP), y filtro estándar I30. Las imágenes centrales de cada estudio se cargan en el programa ImageJ en forma de pila o *stack* y se analizan con la ayuda de la herramienta de gestión de regiones de interés (*ROI Manager*) que permite definir un conjunto de ROIs correspondientes a los insertos ordenados en sentido horario de afuera hacia adentro, que podremos superponer sobre cada conjunto de imágenes. Cada ROI está nombrada correspondientemente con el nombre del material y la indicación de su posición: periférica (P) o central (C). Seleccionando todas ellas, la opción de medida múltiple (*Multi Measure*) proporciona los valores de media y desviación estándar en cada una de ellas, valores que se promedian tanto para incluir las dos localizaciones de cada material, como para incluir el rango útil de cortes.

El TC permite almacenar la imagen en escala ampliada debido a que internamente utiliza un formato de imágenes de 16 bits, que luego ajusta de manera general para la visualización estándar de 12 bits. En la figura 2.1 se observa una misma imagen en escala de 12 y de 16 bits respectivamente. Observese cómo, al ser la escala mucho más amplia en el segundo caso, la imagen aparece con menos contraste al tener que representar muchos más valores, en una misma gama de tonos de gris.

Los valores de HU de la imagen en escala ampliada, tal y como los proporciona el análisis de ImageJ, no serían directamente comparables con los valores de la escala normal, teniendo en cuenta que esta nueva escala comprende de 0 a  $2^{16}$ , es decir, de 0 a 65536. Para ello, será preciso aplicar a los valores de pixel la siguiente conversión:  $ValorSalida = m * ValorEntrada + b$ , en donde el valor de entrada corresponde al dado por la imagen de 16 bits y los valores de los otros parámetros son  $m = 10$  y  $b = -10240$ . Estos valores, que corresponden con tags DICOM (*Rescale Intercept* y *Rescale Slope*) como se muestra en la imagen 2.1, permiten realizar comparaciones con la imagen estándar de 12 bits. Se aplicará esta conversión directamente a los valores que se obtienen de las ROIs anteriormente definidas.

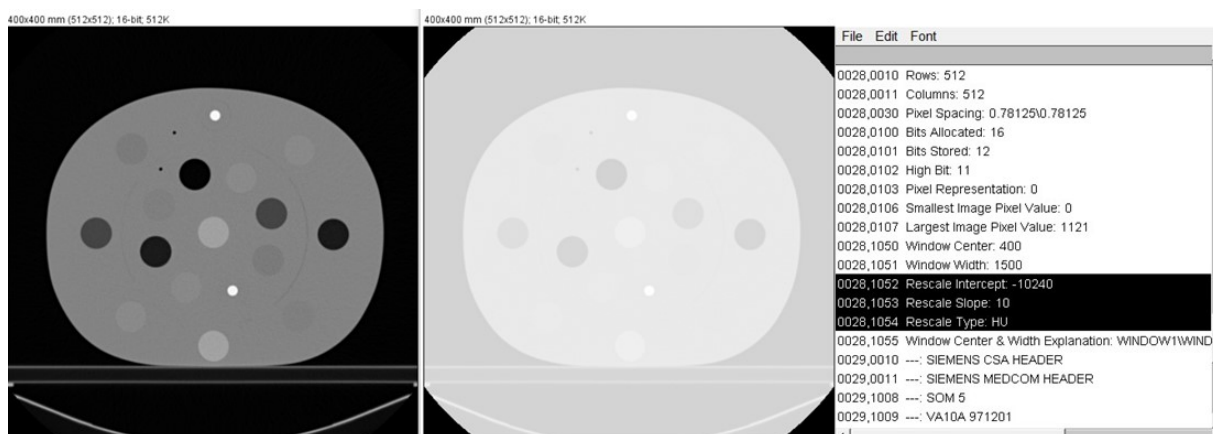


Figura 2.1: Indicación de los TAGS dicom que permiten relacionar los valores de la imagen en escala de HU ampliada con los valores de la imagen estándar

Mediante el análisis en escala ampliada de las imágenes del maniquí con los distintos insertos metálicos propuestos (Al, Ti y acero), se pretende construir una gráfica

correspondiente a esta escala ampliada. Ello posibilitaría la identificación aproximada del material de una prótesis en los casos en los que ésta fuera imposible de evitar durante el diseño de tratamiento. Se pretende demostrar que la adecuada consideración del material permitiría reducir los errores dosimétricos a valores razonables.

### **2.2. Influencia en maniquí de las correcciones IMAR**

Exploradas las posibilidades de la escala ampliada de HU, se procede a estudiar la corrección por artefacto metálico: IMAR. Como ya se comentó en la introducción al comentar las bases del algoritmo FSMAR, la codificación de los parámetros variables de éste se hace en función del tipo de artefacto que se pretenda corregir. El TC, al activar la corrección IMAR, tiene las siguientes opciones: bobinas neurológicas, empastes dentales, prótesis de columna, prótesis de hombro, marcapasos, bobinas torácicas, prótesis de cadera y prótesis de extremidades.

Se da por supuesto que los algoritmos MAR mejoran sustancialmente la imagen. Pero ¿es esto siempre así?. Es conocido que estas correcciones pueden dar a su vez lugar a nuevos artefactos. Un sencillo experimento con el maniquí de densidades puede corroborar lo anterior. Puesto que se tienen las imágenes originales sin ningún elemento metálico, y por ello, sin ningún artefacto, podremos comparar estas imágenes con las resultantes tras introducir el inserto de titanio, sin y con corrección, y mediante una simple sustracción de la primera a las segundas, ver en qué medida influye el artefacto metálico como tal, y la corrección que hace el algoritmo de éste.

Así mismo, se comprueba la influencia que pueda tener la selección del tipo de artefacto previa a la corrección en las imágenes, usando dos de estas correcciones y comparando el resultado.

### **2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto**

En esta sección se escogen casos representativos en los que se estudiarán las repercusiones dosimétricas de utilizar las imágenes corregidas por IMAR, frente a las originales sin corrección. Para ello se compararán las distribuciones de dosis calculadas en ambos estudios. En este caso, a diferencia del caso del maniquí, no existe una referencia sin metal con la que comparar. Las distribuciones de dosis pre y postcorrección se compararán usando las regiones de interés más afectadas por los artefactos, puesto que la gamma analizada sobre todo el volumen probablemente no presente diferencias suficientes. Acerca del análisis gamma, indicar que éste permite combinar los criterios de diferencia de dosis entre las distribuciones así como el concepto de DTA (*Distance To Agreement*) que sería la distancia entre un punto de dosis en la distribución de referencia y el punto más cercano de la segunda distribución que tuviera la misma dosis [11].

En este tipo de comparaciones incluiremos diseños de tratamiento realizados con campos de tipo *Step&Shoot* (S&S) así como con técnica de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) realizados en ambos casos por planificación inversa.

Se comenta lo anterior porque, en general, la influencia de los artefactos metálicos va a depender en gran medida del tipo de planificación que se realice. El caso más claro sería el de un único campo que incidiera en el paciente precisamente por la zona más artefactada de la imagen. Obviamente en este caso su influencia sería mucho

### 2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto

mayor. El uso de planificación inversa de S&S ya implica un número importante de campos, normalmente más de 7, con lo que al aumentar el número de incidencias, la influencia del artefacto se minimiza. Llevado a su extremo, el uso de haces de terapia volumétrica, consistentes en arcos que recorre el acelerador, variando continuamente velocidad, tasa y conformación de las láminas, conlleva que esta influencia sea mucho menor.

En cuanto a la tabla de conversión de HU a densidad másica, es preciso hacer algunas consideraciones. El sistema de planificación Pinnacle no es capaz de leer imágenes en rango ampliado de HU, por lo que truncaría todos aquellos valores mayores de 4095 (realiza un desplazamiento de escala desde el rango -1000 a 3095 de las imágenes de TC a 0 a 4095). Esto quiere decir que todo elemento metálicos de alta densidad aparecerían con un HU de 4095 por lo que no podríamos distinguirlos entre ellos. La tabla que tenemos actualmente introducida en el sistema de planificación está forzada de manera que el tope de la escala, HU=4095, se hace corresponder artificialmente a la densidad másica del titanio, 4.5g/cc. Esta elección se ha tomado por ser uno de los metales más frecuentes tanto en prótesis de cadera como implantes dentales.

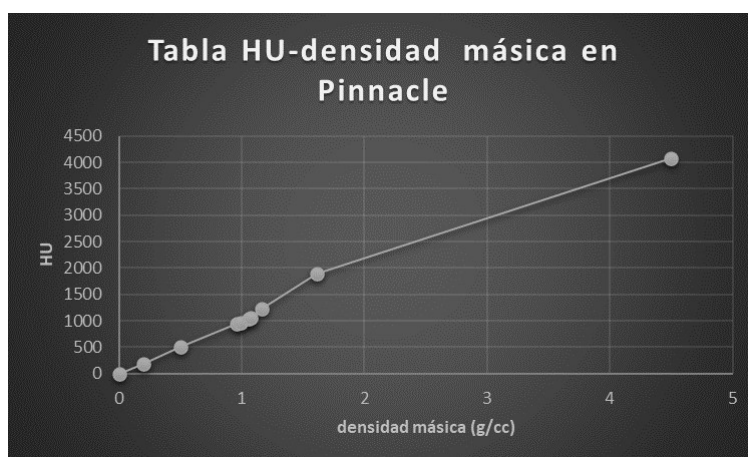


Figura 2.2: Gráfica HU-densidad másica introducida en Pinnacle

Como se observa en la figura 2.2, este artificio estaría falseando de alguna manera la parte de la gráfica comprendida entre la densidad del hueso cortical, el inserto medido más denso, y del titanio. Ello no debe introducir mucha incertidumbre en esa zona, ya que en la práctica no habría materiales fisiológicos de densidades intermedias en la imagen TC. En realidad, lo que está haciendo al usar esta tabla es lo siguiente: hasta densidades igual a hueso cortical los HU serían correctamente asignados y si hubiera algún elemento metálico, éste llevará asignada la densidad máxima que hayamos introducido en la tabla. Luego si el inserto fuera de titanio, el cálculo sería aproximadamente correcto. Si, por contra, fuera de acero, deberíamos emplear otra tabla distinta en la cual el tope de escala fuera asignado a la densidad correspondiente.

El artículo de Rijken et al. [12] realiza, en relación con lo anterior, un estudio de la incertidumbres que se cometerían en el cálculo dosimétrico con una tabla como la anterior, en la que se asigna a cualquier inserto metálico presente desconocido una

densidad de 6gr/cc, intermedia entre la del Titanio y el conjunto de acero y aleaciones de Cr-Co-Mo.

### **2.3.1. Implantes dentales en tumores de cabeza y cuello**

En esta sección se estudiará un caso significativo de un paciente de cabeza y cuello con elementos metálicos, que pueden ser de una gran variedad de tipos y materiales. Se establecerán los efectos producidos en las imágenes al aplicar la corrección por implantes dentales.

Para una mejor comprensión del tipo de materiales y artefactos relacionados que podemos encontrar en este tipo de pacientes, se procede a una breve introducción del tema.

Actualmente se usan en odontología una gran variedad de técnicas y materiales, tanto *in situ* como en laboratorio. Entre los que se trabajan directamente en la consulta destacan los empastes que actualmente se realizan en resinas (composites) y todavía con alguna frecuencia con amalgama de plata.

Por otra parte, entre los que se trabajan en laboratorio tenemos los empastes o reconstrucciones cerámicos, prótesis fijas y removibles. Estas últimas se suelen hacer de metal o resina-metal, siendo estos metales habitualmente aleaciones de Cr-Co, metales que no oxidan y son fáciles de colar y moldear. En cuanto a las prótesis fijas, se añaden al diente por estética o necesidad, tal como incrustaciones, fundas o puentes (parciales o sobre toda la boca). Para este tipo de prótesis se usan diversos materiales entre los que destacan los cerámicos de composición variada según el balance que se precise entre resistencia y translucidez o semejanza estética al diente real. Junto a estos materiales, se están incorporando algunos novedosos como el PEEK (poliéter-éter-cetona), material plástico biocompatible de menor densidad. Para finalizar, mencionar los implantes dentales propiamente dichos, que suelen llevar en su estructura Titanio, a lo que se superpone una corona en la parte externa de metal-porcelana o porcelana.

De todo lo anterior se deduce que resulta altamente complicado, sin tener el historial dental completo del paciente, conocer la mezcla de materiales que posea en la boca. Por ello, deberemos limitarnos a comparar una serie de casos tipo, para ver las distintas posibilidades que podemos encontrar.

Los implantes dentales, aunque de pequeño tamaño, tienen el problema de que poseen un Z muy elevado, combinado con el hecho de que se encuentran con frecuencia agrupados, produciendo con ello una multiplicación de artefactos importante debido a la absorción casi completa de los fotones. Por otra parte, su variada distribución hace prácticamente imposible evitar incidencias de los haces de radiación que los atraviesen lo que representan un desafío doble: por una parte está el riesgo de sobredosificación delante de las prótesis en zonas especialmente sensibles como las mucosas, y por otra parte el riesgo de subdosificación debido a la atenuación. Parencia et al [13] realizan un estudio muy exhaustivo al respecto.

Se procederá, con idea de estudiar lo anterior, a seleccionar un paciente con este tipo de prótesis dentales. Se compararán las imágenes con la corrección para artefacto metálico y sin ella, así como la distribución de dosis resultante de calcular en ambos conjuntos de imágenes. Se evaluará la relevancia de las diferencias encontradas.

## 2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto

### 2.3.2. Prótesis de cadera en tumores pélvicos

Las prótesis de cadera son cada vez más frecuentes y ello unido al hecho de que el cáncer de próstata es muy frecuente en varones mayores, hace que su consideración sea muy necesaria a la hora del tratamiento radioterápico de este tipo de tumores, como en general de cualquier otro tumor de la zona pélvica. Se calcula que aproximadamente, el número de pacientes susceptibles de recibir tratamiento radioterápico en los cuales las prótesis pudieran afectar, estaría entre 1 y 4%. De manera similar al caso de prótesis dentales se hará una breve introducción.

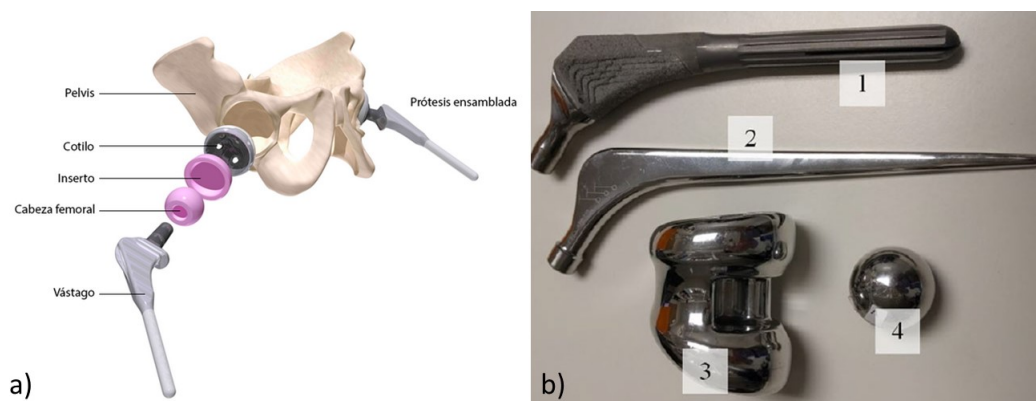


Figura 2.3: a) Principales componentes de una prótesis completa de cadera; b) Ejemplos de prótesis de titanio (1), acero inoxidable (2), CoCrMo (3) y Vitallium (4)

Los diseños de las prótesis de cadera son muy variados. El reemplazo total incluye el acetábulo, y la componente femoral. El acetábulo consiste en una base de polietileno con un recubrimiento exterior de Titanio o aleación de Co-Cr-Mo. La componente femoral consiste en la cabeza propiamente dicha, y el vástago que se inserta en el fémur, pudiendo ser ambos sólidos o huecos. A veces se reemplazan las tres componentes y otras veces sólo el vástago. Los materiales más comunes son aleaciones de Co-Cr-Mo, acero y titanio así como, en ocasiones, cerámicas aluminosas para la cabeza femoral ( $Al_2O_3$ ), con densidad de  $3.97g/cc$ , o polietileno de muy alto peso molecular (UHMWPE). A continuación se muestra una tabla de artículo de Palleri [14] en la que se detalla la composición de la mayoría de prótesis de acetábulo y vástago en ese momento.

Materiales	Nombre comercial	Estándar	Densidad ( $g/cm^3$ )
Aleaciones de Ti	Ti6Al4V	ISO 5832/3	4.43
	Ti6Al7Nb	ISO5832/11	4.52
Aleaciones de Co-Cr	Vitallium	ISO 5832/9	8.30
	Acero	Orthinox	ISO 5832/9
	Acero Inoxidable	ISO 5832/1	8.00
Polietileno	UHMWPE	ISO 5834/2	0.95

Cuadro 2.1: Relación de los materiales más comunes en prótesis de cadera [14]

Dado las dimensiones considerables de este tipo de implantes, el déficit de fotones (*photon starvation*) es un efecto muy notable, produciendo una falta de datos



en las proyecciones al tiempo que fuerza el rango dinámico de los TCs hasta su límite inferior. En la revisión del TG63 [5] de la AAPM se estudia con detenimiento la atenuación y perturbación que dichas prótesis producen y se señalan los efectos dosimétricos que ello implica, así como posibles correcciones.

No existe consenso sobre cómo tratar este tipo de casos. Entre los posibles planteamientos están, desde ignorar su presencia, hasta modificar las incidencias aunque ello acarree incremento de dosis a órganos de riesgo. Así mismo, en caso de que haya que atravesarlas, el informe de la AAPM [5] propone fórmulas semiempíricas de corrección que tendrían en cuenta los diferentes factores que contribuyen: energía incidente, diferencias en los coeficientes de transferencia de energía de los fotones, el número  $Z$ , densidad másica, espesor de la heterogeneidad, diferencias en la dispersión múltiple de los electrones secundarios, etc. Estos factores de corrección tienen dos componentes, con el objeto de tener en cuenta tanto la retrodispersión de la prótesis a la entrada como la perturbación a la salida. Este estudio parte de la base de que se conoce el material de la prótesis.

¿Qué ocurre si el material es desconocido? Como se ha comentado anteriormente, las prótesis de cadera pueden estar constituidas por Ti, acero inoxidable o aleaciones de Cr-Co-Mo. En este punto tendríamos dos alternativas como se ha comentado en el apartado relativo al cálculo en el sistema de planificación Pinnacle: configurar la tabla de densidades de tal manera que se asigne a los voxels de la prótesis la densidad adecuada, o asignar una densidad determinada a un volumen mediante una sobreescritura de la densidad. Ello sólo es posible si esa densidad ha sido previamente incluida en la tabla de conversión de HU a densidad. En el artículo de Rijen et al [12] se evalúa de manera interesante cuál sería la incertidumbre en caso de asignar una densidad intermedia entre la del titanio y la de acero inoxidable (similar a la de la aleación Cr-Co-Mo). El artículo propone una densidad de 6g/cc. Todo ello, en caso de que no se conociera la composición de ésta, tema que pretende solventar el estudio de apartado 2.1. En caso de que se conociera, sería suficiente escoger una tabla con el punto final en la densidad que corresponda.

Por otra parte, desde el punto de vista del diseño de la planificación, la opción mejor consiste siempre en evitar la entrada por las prótesis, lo que resulta relativamente fácil en caso de prótesis única y no tanto para el caso de prótesis bilateral. En cualquier caso es la mejor opción con objeto de evitar innecesarias incertidumbres de cálculo.

Se procede a seleccionar un paciente en la que la presencia de las prótesis es particularmente relevante al ser bilateral. Comprobaremos en este caso de prótesis tan masivas, si el algoritmo de corrección IMAR, en su implementación específica para prótesis de cadera, IMARhi, es capaz de corregir el gran artefacto que se produce sobre todo en la línea que une ambas prótesis en donde el apantallamiento es máximo.

Mediante el uso de la reconstrucción de la imagen en escala ampliada de HU, se valorará si la información que suministra sobre el HU de la prótesis es suficiente como para estimar de manera adecuada la composición de ésta.

Hecha la suposición sobre la composición de la prótesis, se procede al diseño de tratamiento. En este punto se realizarán dos tratamientos con la técnica VMAT. Uno de ellos consistirá en arcos completos que ignoran la presencia de las prótesis mientras que el otro intentará evitarlas. Se comentarán las dificultades en este último

### 2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto

tratamiento al intentar eludir todas aquellas incidencias que vean la prótesis delante del volumen a tratar (el verla a la salida del haz no representa un problema). Analizaremos las diferencias encontradas con ambos planes en las imágenes corregidas y sin corregir por artefacto, para una misma planificación.

Finalmente compararemos la distribución del tratamiento de VMAT en la imagen corregida, con el que se obtendría de una simulación Montecarlo del problema, asignando como material de las prótesis directamente el deducido en el apartado primero.

#### 2.3.3. Expansores mamarios temporales de válvula metálica

Los expansores mamarios temporales tienen la función de expandir piel y tejidos tras la mastectomía, intervención quirúrgica de extirpación del seno destinada a tratar, o prevenir en casos de alto riesgo, el cáncer de mama. Para ello, en una primera fase, se inserta la prótesis debajo del músculo pectoral y, transcurrido el tiempo necesario para la recuperación, se rellena con solución salina de forma progresiva a lo largo de varias semanas hasta alcanzar el volumen objetivo. Conseguido éste, se realiza una segunda intervención en que se sustituye por una prótesis permanente. En general cualquier paciente mastectomizada podría ser candidata a esta forma de reconstrucción, excepto en los casos en que se contraindique expresamente.

La válvula o reservorio incorporada al expansor para permitir su llenado consta de una base metálica que impide perforar el expansor en las perfusiones periódicas, así como de un imán para su fácil localización desde el exterior. Las dimensiones son considerables pudiendo llegar a los 4cm de diámetro.



Figura 2.4: Proceso de inserción de un expansor mamario de válvula integrada

La composición de los imanes varía según los distintos modelos siendo generalmente de tierras raras. En las referencias estudiadas se incluye los de Sm-Co ([15]) o los de aleación de Nd-Fe-B ([16]). En cualquier caso, representan un auténtico desafío para los algoritmos al ser su número  $Z$  muy alto.

En primer lugar se estudia la válvula en las imágenes de TC Somatom Confidence en ventana extendida, para comprobar si la composición de ésta se encuentra cubierta en el rango del Titanio o es preciso ir hasta el del acero inoxidable.

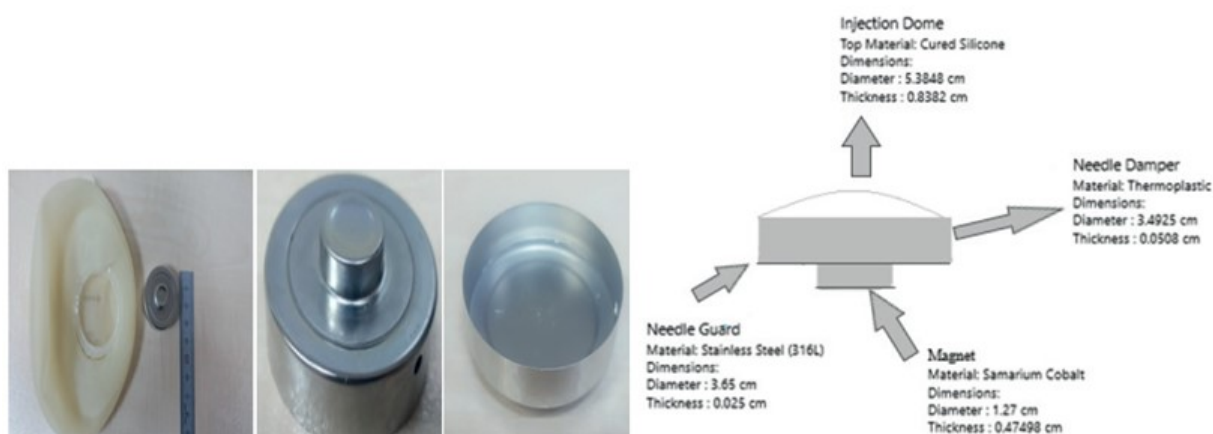


Figura 2.5: Modelo de expansor mamario junto a su esquema para simulación Monte Carlo [15]

Seguidamente se va a realizar una comparación que nos permita tener una perspectiva completa de las distintas opciones dosimétricas posibles y de sus repercusiones. En todos los casos seleccionados, el tipo de tratamiento va a ser el más convencional, constituido por campos tangenciales y haces de 6MV. Este tipo de configuración se adoptó desde los inicios de la radioterapia de mama al conseguir minimizar dosis a pulmón, y se ha seleccionado en este caso por que, comparativamente con los de tipo IMRT S&S o con VMAT, el menor número de incidencias debería conducir a diferencias más apreciables.

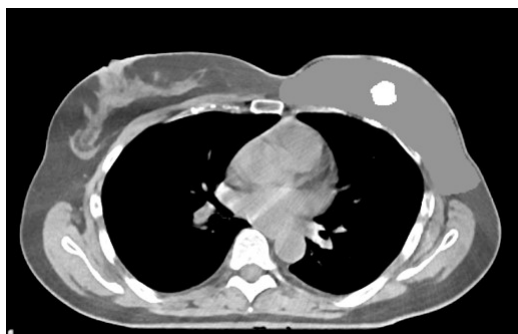


Figura 2.6: Sobreescritura de densidades de PTV y válvula en el sistema de planificación

Se escoge en Pinnacle la tabla HU-RED adecuada, según el análisis de las imágenes TC en escala ampliada. Primeramente se toma la imagen sin corrección IMAR (NoIMAR) y se calcula la distribución. El segundo caso se toma con la imagen corregida por el algoritmo IMAR para marcapasos (IMARpa) con la misma tabla.

Finalmente se compara con lo que se obtendría en este último caso si en vez de tomar directamente en cada punto el valor de densidad correspondiente, se realiza una sobreescritura de ésta. Para ello, se contornea el elemento metálico forzando el contraste de la imagen con objeto de incluir en el contorno únicamente la válvula y no la zona artefactada a su alrededor. A este elemento le asignamos una densidad de acero en su totalidad. Por otra parte, a la zona del PTV-válvula se le asigna la

### **2.3. Análisis de la influencia clínica de la corrección por artefacto**

densidad agua, 1 g/cc, para evitar tomar la información falseada de HU en la zona alrededor de ésta. La imagen 2.6 muestra gráficamente cómo considera el sistema las densidades en caso de sobrescribir éstas en las zonas de PTV y válvula.

## Capítulo 3

# Resultados y conclusiones

### 3.1. Acerca del uso de la escala TC ampliada

En la figura 3.1 se observa cómo se han creado las ROIs que nos han permitido posteriormente hacer el análisis de las curvas HU a densidad. Se ha marcado la localización en la cual se van a insertar los elementos metálicos posteriormente.

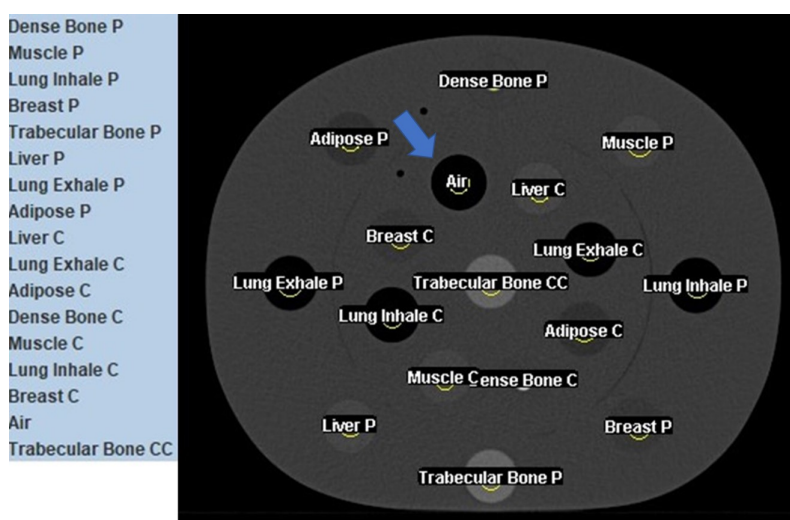


Figura 3.1: Descripción en el ROI Manager de las regiones que se usarán para el análisis

Vemos en la imagen 3.2 qué aspecto presentan las imágenes para los distintos metales en escala estándar de HU. Se observa como, a pesar de estar saturado de igual manera para todos ellos, como es natural, la magnitud del artefacto introducido aumenta a medida que aumenta la densidad del material, siendo casi imperceptible para el Aluminio, casi en el tope de escala normal, y acusándose a medida que pasamos a Titanio o acero.

En la gráfica 3.3 se observa la comparativa entre las curvas HU-densidad en escala TC normal y aquella en la que se han incorporado los valores de los metales en escala TC ampliada. En la primera los elementos metálicos aparecen todos con igual número TC, fruto de la saturación de la escala, mientras que para la ampliada los valores aumentan como se espera.

Es importante comentar que esta gráfica es aproximada en el sentido siguiente. Los valores de TC encontrados para los insertos metálicos de Al, Ti y acero inoxidable,

### 3.1. Acerca del uso de la escala TC ampliada

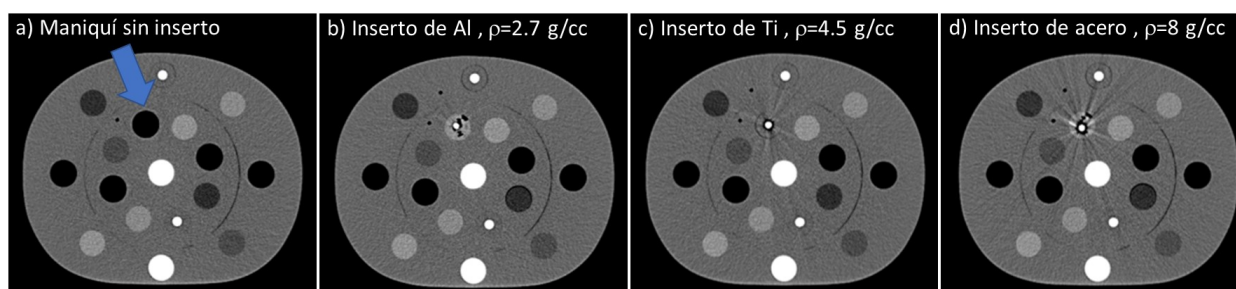


Figura 3.2: Comparativa de imágenes adquiridas sin inserto (a), y con insertos de Al (b), Ti(c) y acero (d)

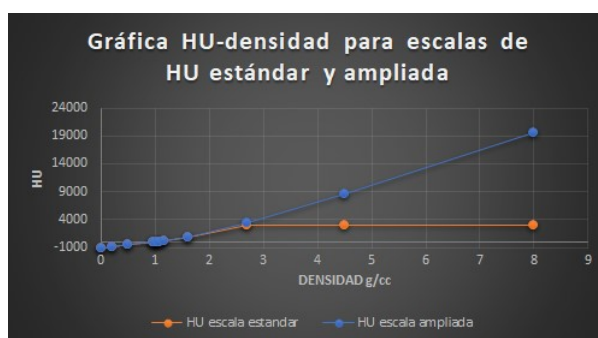


Figura 3.3: Gráfica HU-densidad másica para las escalas HU estándar y ampliada

son muy dependientes del tamaño de éstos, que recordemos en este estudio consisten en cilindros de 6mm de diámetro. En la referencia [17], se realiza un análisis similar para cilindros de titanio y acero de espesor comprendido entre 10 y 25mm, mostrando que los valores de HU medidos varían, no sólo entre los distintos diámetros, encontrándose valores de HU promedio mayores para menores diámetros, sino incluso a lo largo del propio cilindro. Ello es explicable por el fenómeno de *cupping*, que se acusa en cuanto las dimensiones transversales se vuelven considerables, y que se produce por la suma de endurecimiento del espectro y el aumento de la dispersión. Así, en un cilindro homogéneo uniformemente denso, los fotones que llegan a su interior serían más energéticos, siendo el TC incapaz de compensar totalmente dicho efecto por lo que sub-estimaría la atenuación. El interior se vería pues menos denso que el exterior.

Así, en la figura 3.4 se muestra cómo para el caso de una prótesis de cadera bilateral completa, cabeza femoral y vástago de similar composición, los valores de HU medidos sobre ambos en escala TC ampliada difieren mucho, siendo mayores la zona del vástago (c) de menor espesor, que para las cabezas (d). Se han subrayado los valores de HU medio y desviación estándar de las ROIs escogidas para la comparativa. Visualmente ya se observa cómo en el caso de las cabezas se produce el efecto de *cupping* descrito anteriormente que se traduce en una variación progresiva hacia menores valores de HU en el centro de la prótesis, que sin embargo es maciza. Lo anterior se traduce lógicamente en mayores valores de desviación estándar de los valores de HU en las zonas escogidas.

Hechas las salvedades oportunas, los valores obtenidos para los insertos metálicos son meramente orientativos aunque permitirían distinguir en principio los tipos prin-

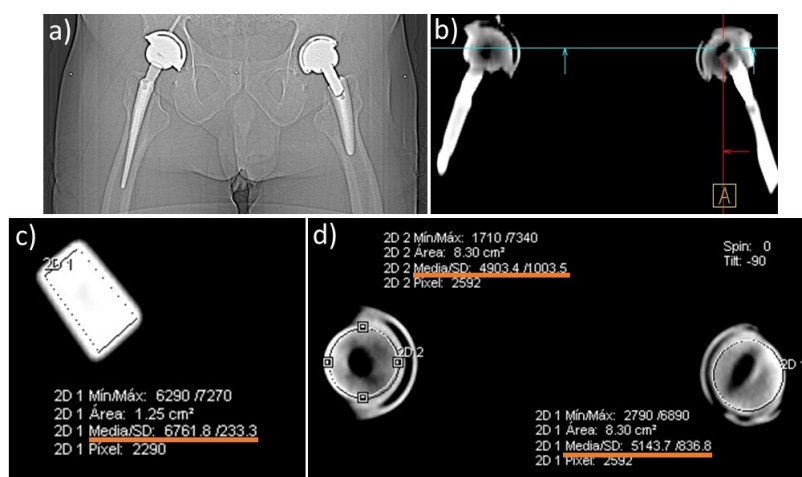


Figura 3.4: Topograma (a) e imagen coronal (b) de una prótesis bilateral de cadera con ROIs seleccionadas para su análisis en la zona del vástago (c) y las cabezas (d)

principales de prótesis que se encuentran clínicamente, que asimilaremos bien a Titanio bien a acero inoxidable, en el mismo rango que las aleaciones Cr-Co-Mo. Los valores de HU hallados en este experimento constituirán una especie de límite superior.

### 3.2. Efecto de los algoritmos de corrección IMAR en maniquí

Se estudia a continuación el resultado de no aplicar o aplicar la corrección a las imágenes con el inserto de titanio. En la imagen 3.5, se muestran en la parte superior las imágenes del maniquí sin inserto de titanio (a), con el inserto y sin corrección IMAR (b), con el inserto y la corrección IMARhi para prótesis de cadera (c) y finalmente con la corrección para extremidades, IMARex (d). En la fila inferior de la figura, se muestran las imágenes resultantes de la sustracción de las anteriores.

Se observa en primer lugar en la imagen (b), sin corrección IMAR, que el efecto más notable es la aparición de un anillo oscuro en torno al inserto de titanio, zona en la que se ha perdido toda la información. Así mismo se aprecian algunos artefactos en forma de leves rayas cerca de la zona problemática. En la imagen (e), en la zona recuadrada aparece la sustracción en la zona del inserto, mientras que al forzar el contraste, se aprecian las líneas comentadas.

En la imagen c, corregida con el algoritmo IMARhi en su versión para implantes de cadera, el anillo oscuro desaparece así como los artefactos en la zona próxima, sin embargo surgen nuevos artefactos en forma de extensas bandas claras y oscuras, que abarcan todo el maniquí. La imagen (f) corresponde a la sustracción de (c) menos (d), y en ella se aprecia claramente lo comentado. Es evidente que el algoritmo, si bien consigue recuperar información en el entorno del inserto, produce a su vez nuevos artefactos.

Por último se comparan dos correcciones diferentes, (c) con corrección IMARhi y (d) con corrección IMARex para extremidades. Aunque el resultado es bastante similar, se observa cómo algunas de las bandas que ha creado el algoritmo al corregir la imagen, cambian de tonalidad. En la imagen (g) se ha calculado la diferencia entre ambas.

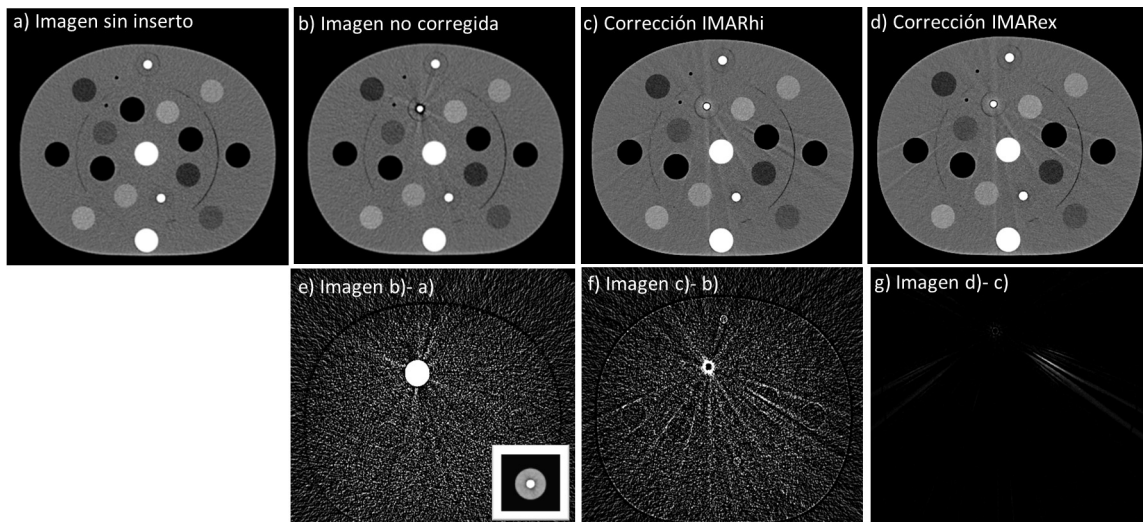


Figura 3.5: Comparación de imágenes originales sin elemento metálico, con él, sin corrección y con corrección IMAR

Los resultados obtenidos muestran lo necesario que es mantener una visión crítica sobre las imágenes, siendo consciente de que la corrección puede a su vez crear nuevos e inesperados artefactos.

### 3.3. Efectos dosimétricos en pacientes

Procedemos a estudiar algunos casos representativos de los artefactos más comunes. Se presentará el caso de un paciente de cabeza y cuello con implantes dentales y placa de reconstrucción de la mandíbula como especialmente interesante. Seguidamente analizaremos el caso de un paciente de próstata con prótesis bilateral de cadera. Finalmente, se mostrará el caso de una paciente de mama con expansor de válvula metálica implantado previo al tratamiento radioterápico.

#### 3.3.1. Paciente con implantes y placa de reconstrucción de mandíbula

En este caso se ha escogido un paciente con un carcinoma de encía, que además de poseer varios implantes dentales, tiene también una placa de fijación para la mandíbula. El hecho de que el paciente presente insertos metálicos de distinto tipo que nos obliguen a escoger entre un algoritmo de corrección IMAR determinado, resulta especialmente interesante.

#### Corrección IMARde para implantes dentales

Se observa en la imagen 3.6 un corte de TC escogido para mostrar las diferencias entre no realizar la corrección IMAR para implantes dentales (a) y realizarla (b). Se observa cómo la corrección consigue, no sólo minimizar los típicos artefactos de estrella en las cercanías de la prótesis, sino también eliminar las sombras que producen a mayor distancia. Se observa así mismo como la zona inmediata interior a las prótesis, en la imagen sin corregir, el apantallamiento que producen éstas origina que la información se pierda, por lo que aparece negra, mientras que en la imagen corregida recupera valores de HU normales. La imagen corregida en general tiene un aspecto más suave y clínico. Se observa debajo de los dos cortes, el perfil de números HU a lo largo de las líneas azules de las imágenes. Apréciense la diferencia que hay



## Resultados y conclusiones

entre ellos, sobre todo en la zona inmediatamente después del implante donde se ve el apantallamiento comentado anteriormente. En general, en zonas que deberían ser relativamente homogéneas tal y como aparecen en el perfil de la derecha, se aprecian fluctuaciones causadas por el metal.

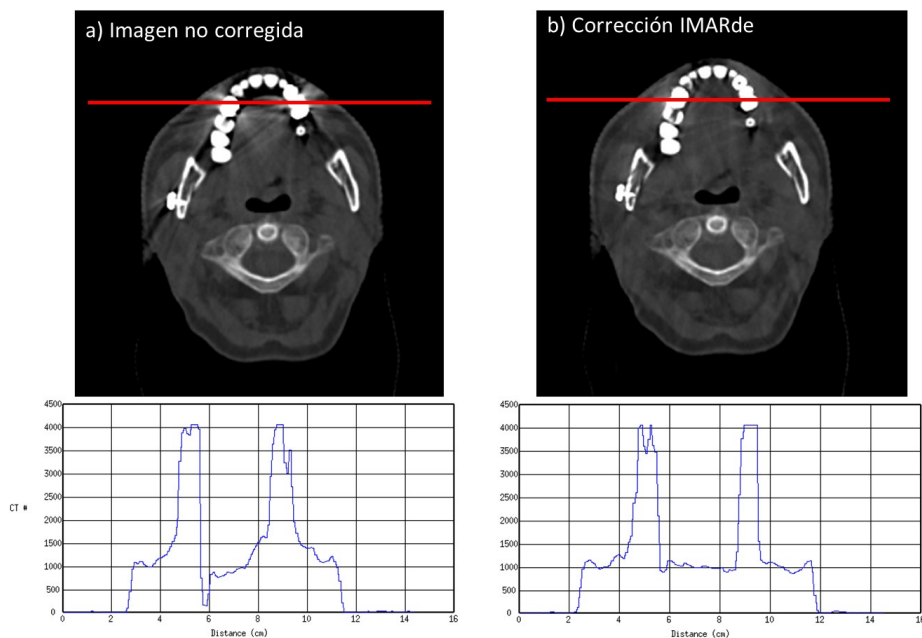


Figura 3.6: Comparación de cortes de TC sin (a) y con corrección IMARde (b) en la zona de implantes dentales (b)

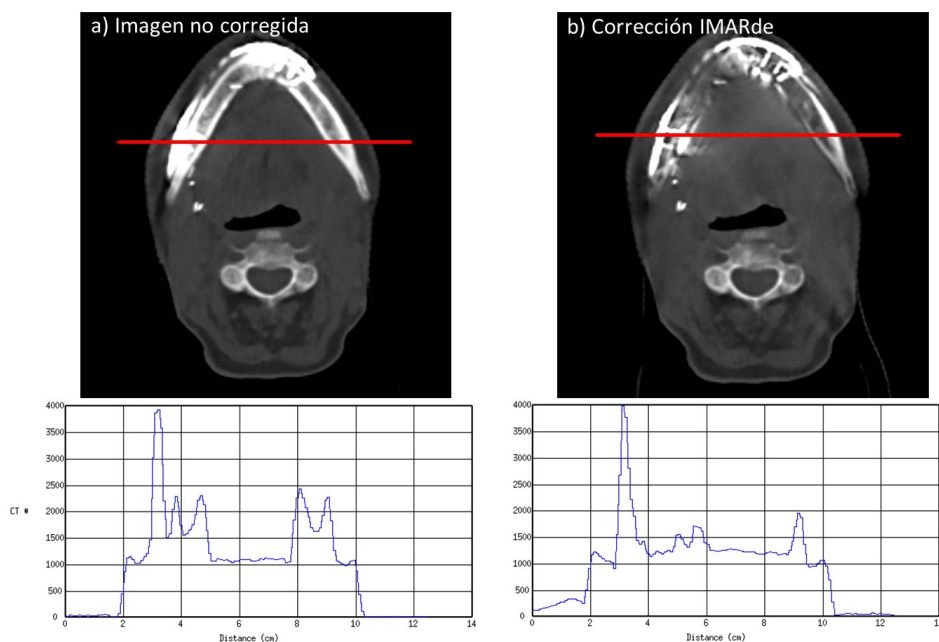


Figura 3.7: Comparación de imágenes TC sin (a) y con corrección IMARde (b) en la zona de la placa metálica

### 3.3. Efectos dosimétricos en pacientes

Se ha procedido a repetir la comparación anterior en un corte correspondiente a la placa metálica de fijación de la mandíbula. Se observa en la imagen 3.7 la gran diferencia que aparece entre ellas. Esto debe ser debido a que la corrección por artefactos metálicos de los implantes, no es válida para el caso de la placa. De hecho, se observa cómo la mandíbula se desdibuja totalmente por efecto de la corrección IMARde, puesto que ésta no parece ser capaz de distinguir entre la placa metálica de reconstrucción y el hueso mandibular inmediatamente posterior.

Lo comentado se aprecia bien en los perfiles de la parte inferior. En la imagen sin corregir (a), se observa de izquierda a derecha del perfil, un primer pico de HU correspondiente a la placa, seguido de una estructura de dos picos que se repite en el lado contrario y que corresponden a las superficies externas de la mandíbula, de mayor densidad que la parte interna. El perfil de la imagen corregida (b) es radicalmente diferente, la estructura de la mandíbula no se aprecia y en general, salvo el pico correspondiente a la prótesis guarda escaso parecido. En este caso en particular, resulta más conveniente no aplicar corrección si la zona a tratar es cercana a la placa metálica.

El caso mostrado es especialmente llamativo, ya que evidencia la necesidad de evaluar de manera individualizada para aquellos pacientes que presenten prótesis no comunes, el tipo de corrección que se va a aplicar. En la práctica esto no constituye una dificultad ya que el TC realiza este tipo de reconstrucciones a partir de los datos en crudo que adquiere, por lo que se pueden hacer a posteriori y probar las que se crea necesario para compararlas, entre sí y con la imagen original.

#### Influencia en el cálculo del uso de la imagen corregida por IMARde

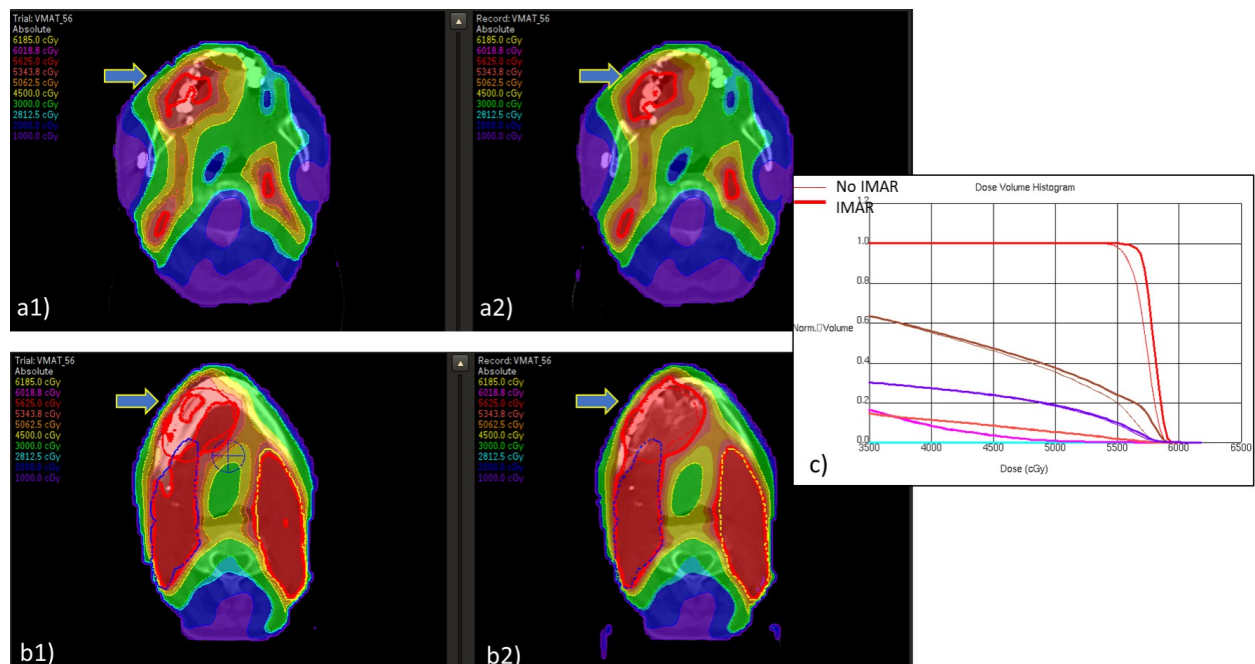


Figura 3.8: Comparación de isodosis en cortes superiores en imágenes no corregidas (a1) y con corrección IMARde (a2). Similar comparación en cortes inferiores (b1 y b2). Comparación de histogramas (c)

## Resultados y conclusiones

---

A efectos del cálculo de dosis, se observa que si bien las diferencias en la parte superior, ya casi fuera del campo son despreciables, no ocurre así a la altura de la placa. Esto se traduciría en diferencias en la dosis perceptibles tanto en el PTV1 (en rojo en la imagen) como en la mandíbula. Vemos cómo la elección del algoritmo de corrección sí o no, así como el tipo de corrección es fundamental.

En el caso presente, en la zona de los implantes dentales las dosis serán mayores en las imágenes corregidas en todo área cuya información haya sido restaurada por la corrección (desde la ausencia original). En la zona de la placa el aumento de dosis se debe a otro fenómeno. Como la corrección ha difuminado el hueso, el haz se atenúa menos y la dosis calculada por el planificador en esa zona será también mayor. En el caso presente, este último efecto es el más notable y da como resultado las diferencias que se observan en el histograma.

### 3.3.2. Paciente con implante doble de cadera

El caso que estudiaremos a continuación corresponde al peor supuesto posible: prótesis bilateral de cadera. En él, el artefacto metálico que se encontraría en la imagen sin corregir es tan evidente que hace inevitable su consideración. La zona a tratar, en este caso un lecho prostático, queda comprendida dentro de la zona más afectada.

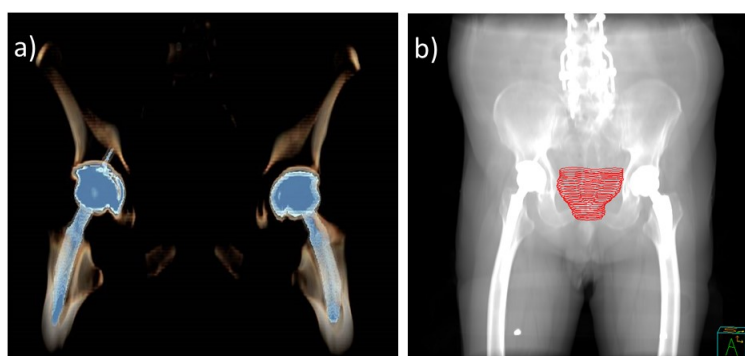


Figura 3.9: Reconstrucción 3D de las prótesis metálicas (a) y radiografía digitalmente reconstruida (DRR) con volumen de planificación (PTV)

### Corrección IMARhi del artefacto metálico

Lo primero que vamos a considerar es si la corrección IMARhi, implementada especialmente para cadera, es capaz de eliminar el gran artefacto que se crea. En la figura 3.10 (a), se puede apreciar la magnitud del impacto del artefacto resultante, llamativo tanto en las imágenes axiales como coronales. La figura muestra cómo el efecto es especialmente acusado a lo largo de la línea que une ambas prótesis ya que el efecto de apantallamiento que producen se multiplica. En el corte sagital se observa distorsión, aunque no tan acusada. Por otra parte, el perfil de densidades tomado a lo largo de la línea horizontal que pasa por el punto medio de las prótesis, muestra claramente la distorsión introducida en los números HU: aparecen inflexiones hacia abajo inmediatamente anteriores a las prótesis en los lados externos de estas, así como una distorsión considerable en la zona media, que coincide en este caso con la de tratamiento, y que debería tener una densidad cercana a agua bastante homogénea.

### 3.3. Efectos dosimétricos en pacientes

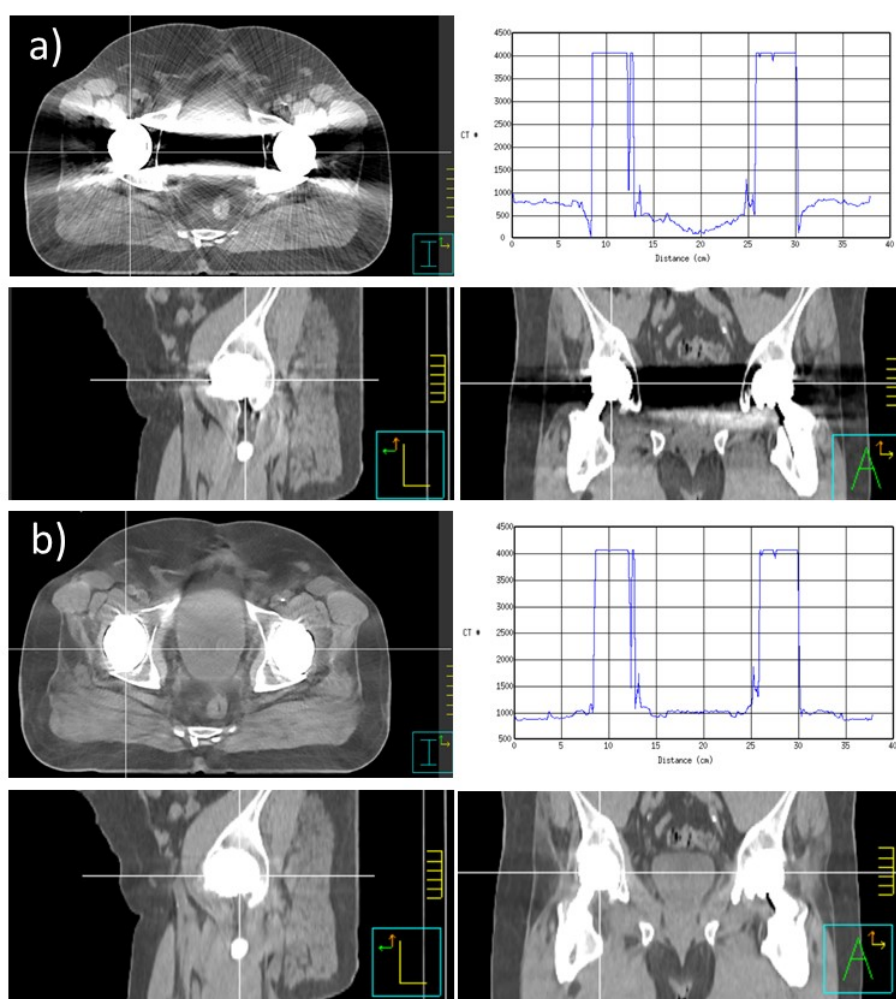


Figura 3.10: Planos axial, sagital y coronal, así como perfil de HU a través de las prótesis para a): estudio sin corrección IMAR, y b): estudio corregido por IMARhi

En la imagen (b) se observa la misma información que en el caso anterior, pero sobre la imagen corregida por IMARhi. A primera vista se aprecia, que, habiendo tomado la misma ventana de visualización que en el caso anterior, la información ha sido restaurada por la corrección de manera muy efectiva, consiguiendo una imagen clínica, suave, en la que a simple vista apenas se perciben artefactos. De igual manera, si se observa el perfil de HU trazado, es clara su diferencia con el del caso anterior, ya que los voxels de las zonas blandas tanto a los lados como entre las prótesis, han recuperado los valores de HU que normalmente le corresponderían.

#### **Evaluación de la composición de la prótesis basándonos en imágenes de escala HU ampliada**

En este segundo apartado, se evaluará con la ayuda de las imágenes en escala HU ampliada el hecho de si es posible intuir la composición de ésta a partir del rango encontrado. Como se ha comentado anteriormente este será bastante amplio debido a que, según el espesor que se atravesase, el número Hounsfield puede oscilar bastante. En cualquier caso, sólo se pretende distinguir básicamente entre prótesis de titanio y las de acero inoxidable y aleaciones de Co-Cr-Mo. Estos dos últimos tipos tienen

## Resultados y conclusiones

densidades bastante próximas, que asimilaremos a una común.

En la figura 3.4, al estudiar la escala de TC ampliada, se compararon los valores de las distintas zonas de la prótesis del paciente. Como se comentó, estos valores van a depender mucho del espesor y forma de la prótesis, siendo tanto mayores cuanto menor es el tamaño. En este caso los valores fluctúan en el rango entre 5000 y 6500, para cabeza y vástago. Se deben comparar pues con los encontrados en el estudio de la escala TC ampliada (ver figura 3.3), que incluyó, junto a los insertos comunes, los de Aluminio, Titanio y acero inoxidable. En dicha gráfica se observaba un valor HU de 9000 para el inserto de Titanio, que recordemos consistía en un delgado cilindro de unos 6mm de diámetro, por lo que el valor obtenido representaba una cota máxima. Puesto que el siguiente valor, correspondiente a acero inoxidable, era ya considerablemente más alto, del orden de 19000, podemos hacer la suposición de que la prótesis bilateral está compuesta de Titanio.

### Posibilidad de evitar la prótesis durante el diseño de tratamiento

Como se ha comentado anteriormente, en caso de presencia de prótesis de cadera, es aconsejable evitar la incidencia a través de ellas. Ello resulta particularmente complicado en el caso de de prótesis bilateral. Para demostrarlo, se han realizado dos diseños de tratamiento. El primero consiste en una VMAT, con arco completo de ida y vuelta y energía de 6MV. En el segundo caso, se han utilizado tres arcos parciales en todo el rango de ángulos que evitan la entrada por las prótesis. El resto de la planificación se ha realizado de manera similar: planificación inversa con objetivos de dosis habituales. Es de reseñar que no se ha limitado especialmente la dosis en recto y vejiga en la segunda planificación para no forzar excesivamente el resultado. De haberlo hecho, la solución escogida provocaría mucha heterogeneidad así como puntos calientes en las cercanías de la superficie para aquellas incidencias especialmente óptimas, que el sistema privilegiaría.

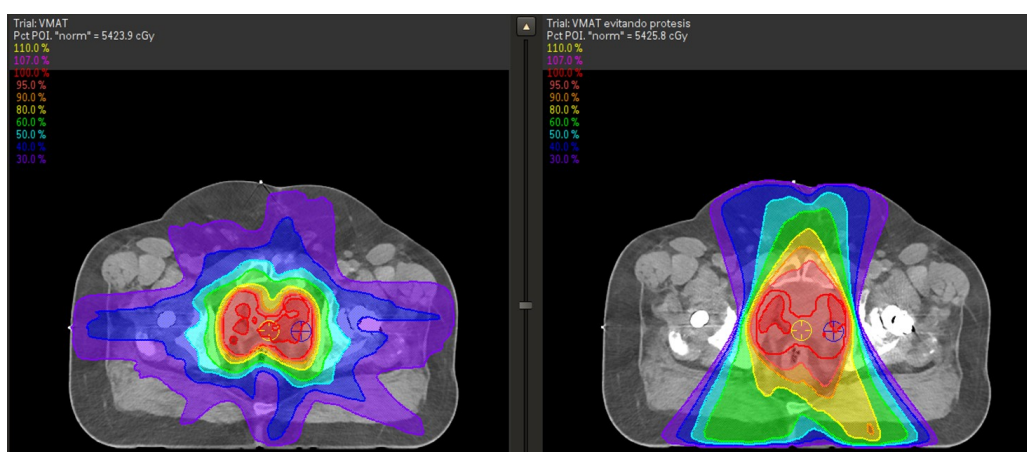


Figura 3.11: Comparación en el corte axial central de las distribuciones VMAT con arco completo y VMAT con arcos evitando prótesis

Recordemos en este punto, que el cálculo en el sistema Pinnacle se ha realizado utilizando una tabla de conversión de HU a densidad electrónica en la que el valor máximo de HU es asignado a la densidad del Titanio (figura 2.2). Así pues, todos

### 3.3. Efectos dosimétricos en pacientes

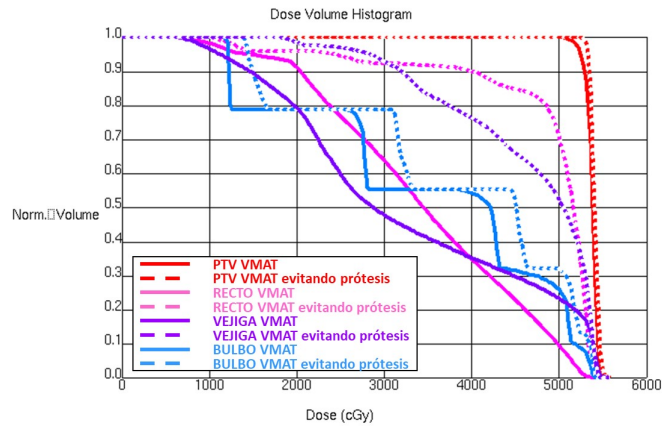


Figura 3.12: Comparación de los histogramas dosis volumen correspondientes a las distribuciones de la figura 3.11

aqueños pixeles que aparezcan saturados, con el valor máximo, son asignados automáticamente a esta densidad.

Se muestra en las figuras 3.11 y 3.12 los resultados en forma de isodosis así como histogramas dosis volumen de los órganos objetivo y de riesgo. Se observa claramente cómo en el caso segundo, al estar las incidencias tan limitadas, la distribución resultante adopta una forma de diamante que no beneficia en absoluto a los órganos de riesgo, situados por encima del PTV (vejiga) y por debajo de él (recto). Ello queda también de manifiesto en los histogramas resultantes en donde se observa la dosis significativamente mayor en estos órganos de riesgo.

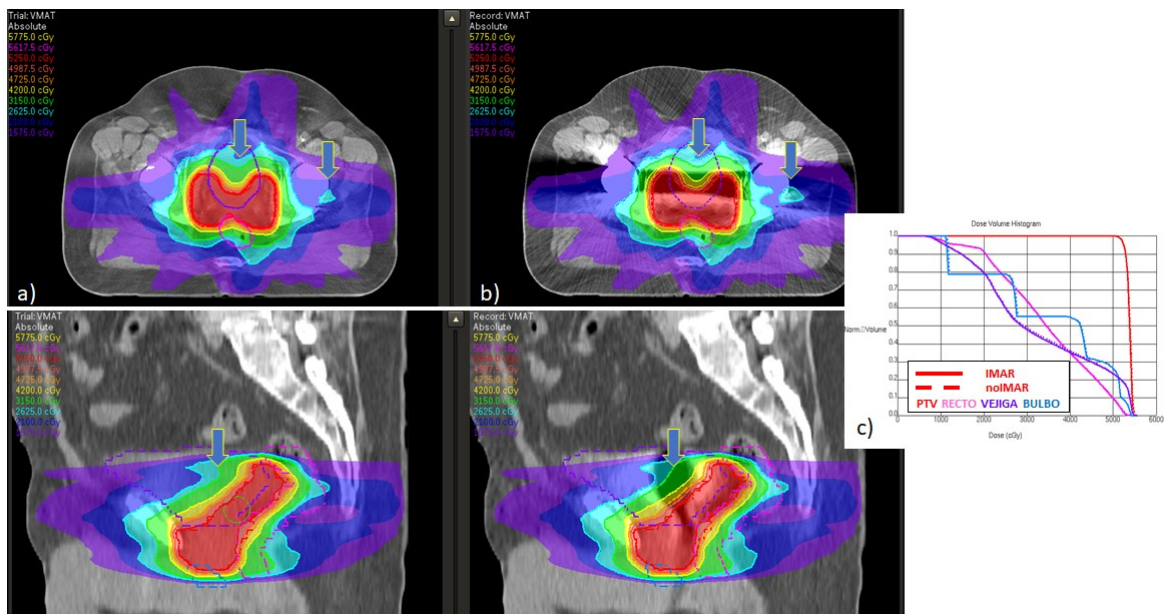


Figura 3.13: Comparación de isodosis en cortes axiales y sagitales para la distribución calculada sobre imagen corregida por IMAR (a) y sobre imagen no corregida (b). c) Comparación de histogramas

### Influencia en el cálculo del uso de la imagen corregida por IMARhi

Aceptado el hecho de que evitar las prótesis conlleva un empeoramiento sustancial de la dosimetría, se utilizará una técnica VMAT de arco completo para el resto del estudio. Se compararán las distribuciones de dosis sobre la imagen sin corregir y la corregida para estudiar si ello implica mejoras. Se observa en la figura 3.13 las escasas diferencias encontradas. Dada la magnitud de la corrección en densidad que produce IMAR, resulta significativo que las diferencias se reduzcan a cambios menores en las isodosis en la parte superior del PTV e inferior de vejiga, zona más afectada por el artefacto. Esta escasa diferencia es probablemente debida al uso de una técnica de VMAT, que como se comentó, al maximizar las incidencias, reduce mucho las diferencias. Ello es observable también en el histograma, en el que apenas se aprecian diferencias.

### Comparación con método Montecarlo

Se va a realizar una última comparación. Partiendo de que la composición de las prótesis es titanio, se realizará un cálculo Montecarlo en la aplicación CloudMC [18]. Para este cálculo se suministra el estudio TC corregido del paciente, así como los ficheros de estructuras (RTStructure), y el fichero del plan (RTPlan). El programa genera un fichero RTDose que podemos comparar con el generado por Pinnacle.

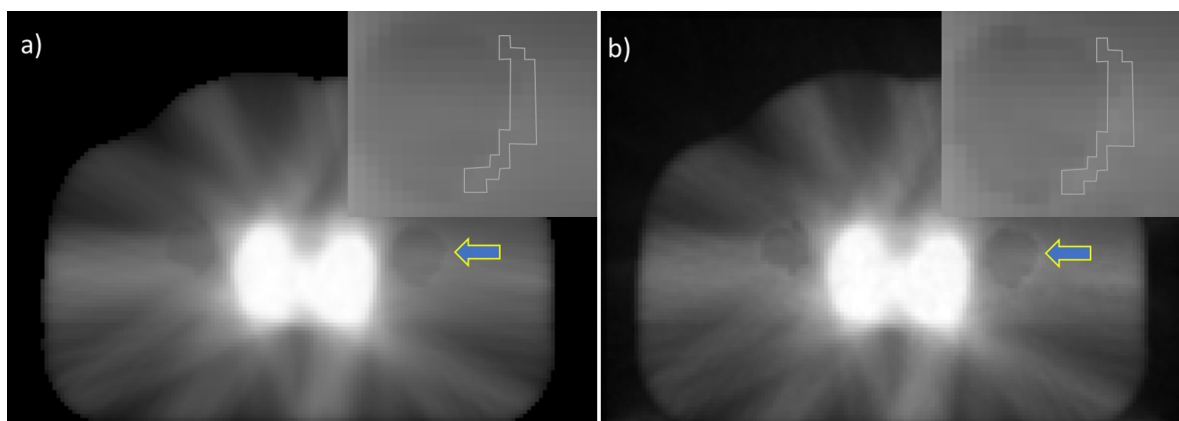


Figura 3.14: Comparación de la distribución de dosis en un corte calculada con Pinnacle sobre imagen corregida por IMAR (a) frente a la calculada por MonteCarlo sobre las mismas imágenes (b)

El cálculo MC se ha realizado con un modelo del acelerador de nuestra institución, en medio biológico, y con un número de historias de  $4.1410^8$ . Puesto que el código está paralelizado, el número de instancias ha sido de 180 y el tiempo total de simulación de 40 minutos.

Es interesante recalcar la zona indicada por las flechas y magnificada en la parte superior. Como se mencionó en la introducción, Montecarlo es capaz de modelar efectos microscópicos como la recarga de dosis debida a los electrones secundarios en las entradas del haz por la prótesis. Aunque el efecto es muy ligero, se aprecia en el leve halo más claro en torno a la cabeza femoral en la imagen de distribución de Montecarlo (b), que indica una dosis ligeramente superior a la dada por el sistema de planificación.

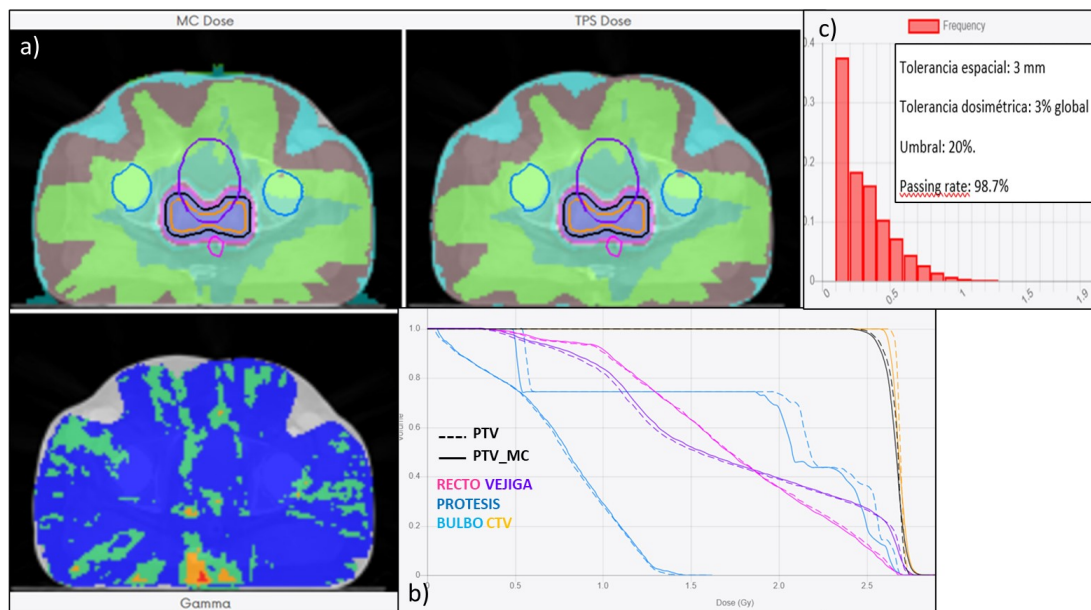


Figura 3.15: Comparación de distribuciones de dosis (a) e histogramas dosis-volumen (b) Pinnacle-MonteCarlo. Histograma de la función gamma (c)

Finalmente, en la imagen 3.15 se comparan distribuciones de dosis (a) así como histogramas dosis-volumen (b) para ambos métodos. Se muestra también el histograma de la función gamma resultante de la comparativa (c) en la que se evidencia que las diferencias son mínimas y por ello el cálculo en el sistema de planificación puede considerarse razonablemente preciso.

#### 3.3.3. Paciente de mama con expansor de válvula metálica

El último caso que nos ocupa corresponde al expansor mamario temporal de válvula metálica. Como se ha comentado en la introducción, suelen estar constituidos por elementos de muy alta Z debido a los imanes de tierras raras que se incorporan para su localización desde el exterior. Además, la forma anular repercute en un artefacto todavía más acusado. En la figura 2.5 se mostró el aspecto de uno de estos modelos [15].

#### Corrección IMARpa del artefacto metálico y asignación de material

En la figura 3.16 se observa el considerable artefacto correspondiente a la válvula metálica, en la ventana normal para mama. En este caso, ninguna de las opciones IMAR del TC corrige la imagen de forma óptima. Tras probar varias, se ha optado por la corrección de marcapasos, IMARpa. En la parte inferior de las imágenes se muestran los perfiles de números Hounsfield a lo largo de las líneas señaladas, que marcan la orientación principal de los campos tangenciales que se usarán para el diseño de la planificación. Se observa como el artefacto original oscurece la zona a los lados de la prótesis que se restaura de manera satisfactoria con la corrección IMARpa. Sin embargo, en la dirección perpendicular, el artefacto sigue sobreestimando el tamaño de la prótesis, lo que se aprecia al utilizar la ventana automática de contraste en la imagen (c).



## Resultados y conclusiones

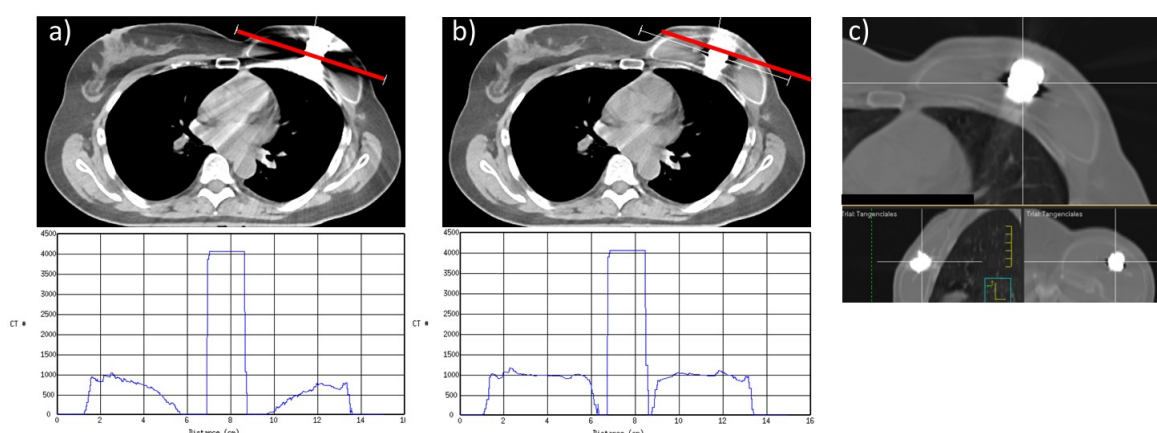


Figura 3.16: Artefacto metálico y perfiles de HU para imágenes sin corregir (a), y corregidas por IMARpa (b) en ventana estándar de mama. Imagen de la válvula en ventana automática (c)

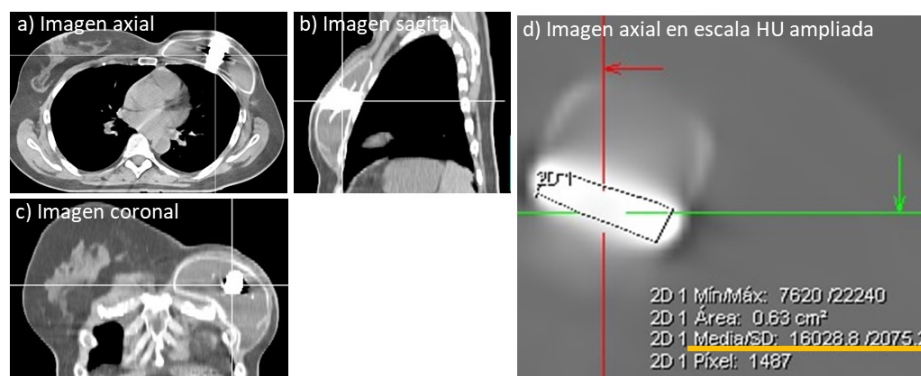


Figura 3.17: Artefacto producido por la válvula metálica en un expansor mamario. Imágenes axial (a), sagital (b) y coronal (c). Imagen de la válvula en escala de HU ampliada (d)

Se muestra en la figura 3.17 (d) dicho elemento en la escala ampliada de HU, con el valor correspondiente a la HU promedio en la ROI analizada. El valor que aparece está en un entorno de 16000 HU, por lo que se asimilará dicha válvula a acero inoxidable, de densidad 7.85g/cc. Recordemos que el valor obtenido en el apartado 3.1 para el acero era de 19000, que representa una cota máxima para ese rango de materiales.

### Influencias dosimétricas de las distintas correcciones posibles

En todos los casos que se muestran, la ventana de visualización usada para la imagen de TC es la misma, la estándar para mama, para así poder comparar los resultados dosimétricos de las distintas opciones. Así mismo, se ha seleccionado para el cálculo dosimétrico en Pinnacle la escala extendida que hace corresponder el último valor de 4095 con la densidad del acero: 7.85g/cc.

Se observa que en el caso de la imagen sin corrección (a) el implante produce una subdosificación debido al artefacto que oscurece las zonas laterales a éste. En cuento usamos la imagen IMARpa (b), este efecto disminuye con lo que la dosis en el PTV aumenta. Finalmente, al usar la sobreescritura de densidad (SE-c) en la zona

### 3.3. Efectos dosimétricos en pacientes

restringida a la válvula metálica, al ser de menor tamaño, disminuye algo la absorción y por ello la dosis vuelve a aumentar ligeramente.

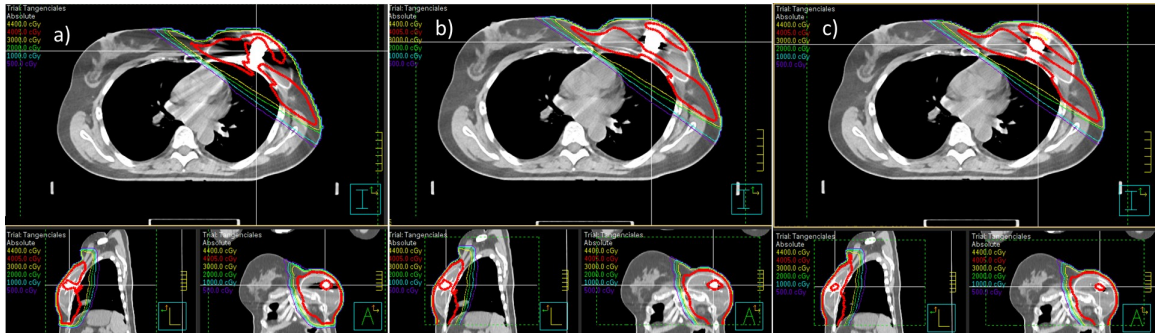


Figura 3.18: Distribuciones de dosis en imagen NoIMAR en escala extendida (a), en imagen IMARpa en escala (b) e imagen IMARpa con sobreescritura de densidad (c)

Se han representado en la imagen 3.19 los histogramas correspondientes a las situaciones descritas anteriormente para los volúmenes PTV, PTV-Prótesis y Válvula. Se ha querido representar expresamente el volumen PTV-Prótesis ya que las últimas guías europeas [19] establecen que el contorno del PTV excluya la prótesis. Se observa en la información resumida que proporciona el histograma cómo al final las diferencias para la imagen corregida IMARpa entre considerar densidades según la tabla HU-densidad o sobre-escribirlas no supone diferencias importantes.

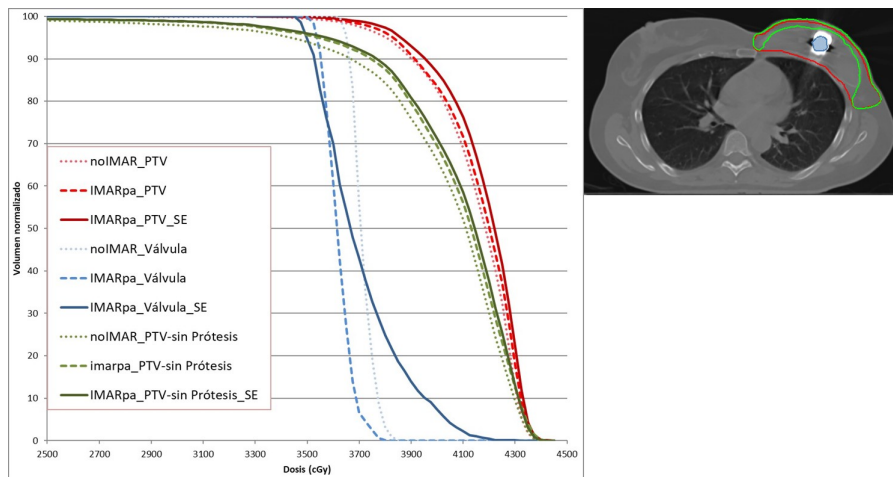


Figura 3.19: Histogramas dosis-volumen para PTV, válvula y PTV-Prótesis para los distintos casos

#### Comparación con método Montecarlo

Puesto que la válvula tiene densidad más parecida al acero, usamos escala ampliada para el cálculo comparativo con Montecarlo. El hecho de que esté compuesta de elementos distintos que pudieran tener distinta densidad vamos a obviarlo puesto que no podemos conocer con exactitud su composición.

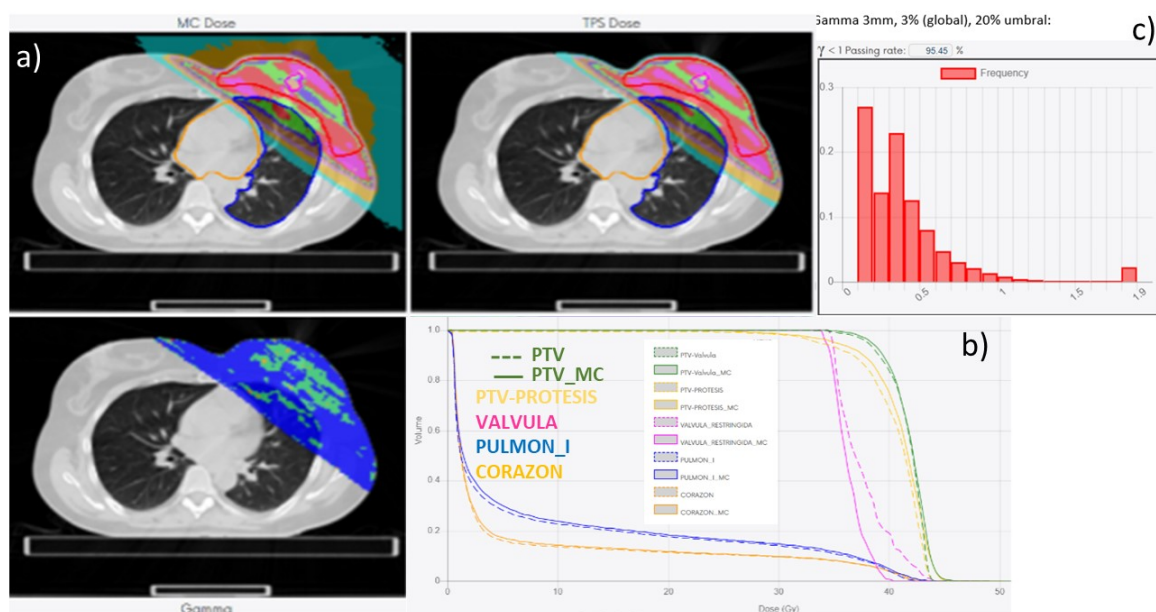


Figura 3.20: Comparación de distribuciones de dosis y gamma (a) e histogramas dosis-volumen (b) Pinnacle-Montecarlo. Histograma de la función gamma (c)

El tratamiento realizado es el convencional para mamas, consistente en campos tangenciales. Se observa en la comparación gamma de la figura 3.20 como las mayores diferencias se dan en las sombras de la prótesis. Sin embargo, tal y como se ha referido antes, esta zona corresponde al interior de la prótesis, con lo que la influencia clínica de estas diferencias es en realidad mucho menor.

### 3.4. Conclusiones

La adquisición hace dos años de un TC modelo Somatom Confidence de Siemens para su uso exclusivo en la simulación de pacientes de radioterapia en el Hospital Virgen Macarena de Sevilla, supuso un avance considerable tanto por las características del modelo, que lo hacían ideal para este uso, como por la posibilidad de disponer de él a tiempo completo. Ello nos permite trabajar en la adecuación y optimización de protocolos de imagen que al mejorar ésta permitan un contorneo más preciso por parte del oncólogo radioterápico.

Si bien las correcciones por artefacto metálico IMAR se empezaron a usar prácticamente desde la puesta en marcha del TC, hasta ahora no se había hecho un análisis completo a este respecto.

Primeramente, el estudio y caracterización de las imágenes en escala ampliada, va a permitir a partir de ahora identificar mucho mejor el rango de densidades correspondiente a las prótesis metálicas que puedan presentar los pacientes. Distinguiremos, como se ha hecho en el presente estudio, entre aquellas con densidad similar a Titanio y las que se asemejan más a acero. Ello resulta muy útil ya que la presencia de elementos metálicos es cada vez más frecuente en los pacientes que se someten a tratamiento radioterápico, y no suele ser fácil localizar la composición en la historia clínica.

Identificado el material, se seleccionará la tabla de números Hounsfield (HU) a densidad másica adecuada en Pinnacle, bien la que tiene como último punto el Titanio ( $\rho = 4.5 \text{ g/cc}$ ) o la que acaba en acero inoxidable ( $\rho = 7.85 \text{ g/cc}$ ).

Por otra parte, se ha hecho un estudio exhaustivo de las correcciones IMAR posibles en el sistema.

Se ha comprobado que en casos tipo como el de la prótesis de cadera, la corrección IMARhi corrige adecuadamente la imagen, restaurando de manera efectiva la información de números Hounsfield de los píxeles de la zona artefactada. A la hora del diseño de la planificación, se evitará la entrada de haces por la prótesis cuando ello sea posible. En caso contrario, se optará por técnicas de VMAT o IMRT Step&Shoot que al maximizar el número de incidencias, minimicen el efecto de atenuación de la prótesis. Se ha verificado que la correcta identificación y asignación de la tabla correcta en Pinnacle conduce a una dosimetría adecuada, validada por la comparativa con el método Montecarlo que permite introducir directamente el material de composición de la prótesis.

Por otra parte, en caso de mezcla de prótesis, como puede darse con frecuencia en la zona de cabeza y cuello, se ha comprobado la necesidad de estudiar de manera personalizada el tipo de corrección más apropiado, que puede ser en ocasiones la no corrección.

Para finalizar, ha sido interesante estudiar las válvulas de expansores mamarios. Su alta Z produce un artefacto muy notorio, y ello, unido al hecho de que no existe corrección en el TC específica para este tipo de elemento y que la usada, IMARpa para marcapasos, no acaba de dar una imagen clara, no permitía asegurar que la opción elegida fuera la óptima. Se ha comprobado que la asignación de la tabla en Pinnacle HU-densidad extendida, junto a la identificación lo más correcta posible de la zona de la válvula excluyendo el artefacto remanente y la sobreescritura de la densidad, hacen el cálculo más correcto.

Como se comentó en la introducción, el hospital está empezando a desarrollar y aplicar la técnica de SBRT (*Stereotactic Body Radiotherapy*). Este técnica permite administrar dosis por fracción muy altas al tumor en pocas sesiones, lo que redundará en un incremento de la eficacia biológica. Los requerimientos de precisión a todos los niveles de esta técnica aumentan exponencialmente. Para empezar necesitaremos asegurar una reproducibilidad en la posición de tratamiento mayor que en la convencional. Pero además, el contorno es crítico, ayudado a menudo por fusión multimodalidad, y la precisión del cálculo esencial. Si bien hasta ahora no se ha presentado ningún caso de paciente candidato a SBRT con algún tipo de prótesis metálica, no es descartable en absoluto que vaya a ocurrir en un futuro próximo.

En este sentido, el estudio realizado permite afrontar la problemática asociada con mayor confianza. Además, el hecho de contar en nuestro hospital con posibilidad de hacer verificación Montecarlo independiente, aporta mucha seguridad en estas situaciones.

# Bibliografía

- [1] T. Landberg, J. Chavaudra, J. Dobbs, G. Hanks, K.-A. Johansson, T. Möller, J. Purdy *Report 50* Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, Volume 26, Issue 1, 1 September 1993, Page NP, <https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1>.
- [2] Ahnesjö, A., Andreo, P., y Brahme, A. *Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams*(1987) . Acta Onco- logica, 1987, 26(1):49-56
- [3] *Página web de la casa CIRS* <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/electron-density-phantom/>
- [4] Ma C-M, Li J. *Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium?* Phys Med Biol. 21 de mayo de 2011;56(10):3073-89.
- [5] C. Reft et al. *Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63*, Med. Phys. 2003;30(6):1162-1182.
- [6] Kataoka ML, Hochman MG, Rodriguez EK, Lin P-JP, Kubo S, Raptopoulos VD. *A Review of Factors That Affect Artifact From Metallic Hardware on Multi-Row Detector Computed Tomography*. Current Problems in Diagnostic Radiology. 2010;39(4):125-36
- [7] Kalender *Reduction of CT Artifacts Caused by Metallic Implants* Radiology 1987;164:576-577.
- [8] Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. *Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography*. Medical Physics. 2010;37(10):13.
- [9] Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. *Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography: Frequency split metal artifact reduction*, Med Phys. 2012;39(4):1904-16.
- [10] Kachelrieß M. (German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany), Krauss A (Siemens Healthcare) White Paper, *Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy*,
- [11] Low D A, Harms W B, Mutic S and Purdy J A 1998 *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions* Med. Phys. 1998; 25 656–61
- [12] Rijken JD, Colyer CJ. *Dose uncertainties associated with a set density override of unknown hip prosthetic composition* J Appl Clin Med Phys. septiembre de 2017;18(5):301-6.
- [13] *Treatment planning dose accuracy improvement in the presence of dental implants* Parenica HM, Ford JR, Mavroidis P, Li Y, Papanikolaou N, Stathakis S. . Medical Dosimetry. 2019;44(2):159-66.

- 
- [14] Palleri F, Baruffaldi F, Angelini AL, Ferri A, Spezi E. *Monte Carlo characterization of materials for prosthetic implants and dosimetric validation of Pinnacle3 TPS* Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. diciembre de 2008;266(23):5001-6.
- [15] Dinc S. *Experimental and Monte Carlo evaluation of effects of temporary tissue expanders (TTE) on radiotherapy dose distribution*. Ann Med Res. 2020;27(6):1533.
- [16] Park JM, Kim K, Park JI, Shin KH, Jin US, Kim J. *Dosimetric effect of internal metallic ports in temporary tissue expanders on postmastectomy radiation therapy: a Monte Carlo study* Phys Med Biol. 21 de junio de 2017;62(12):4623-36.
- [17] Axente M, Paidi A, Von Eyben R, Zeng C, Bani-Hashemi A, Krauss A, et al. *Clinical evaluation of the iterative metal artifact reduction algorithm for CT simulation in radiotherapy*. Medical physics. 2015;42(3):1170–1183.
- [18] Miras H, Jiménez R, Perales Á, Terrón JA, Bertolet A, Ortiz A, et al. *Monte Carlo verification of radiotherapy treatments with CloudMC* Radiat Oncol. diciembre de 2018;13(1):99.
- [19] Kaidar-Person O, Vrou Offersen B, Hol S, Arenas M, Aristei C, Bourgier C, et al. *ESTRO ACROP consensus guideline for target volume delineation in the setting of postmastectomy radiation therapy after implant-based immediate reconstruction for early stage breast cancer* Radiotherapy and Oncology. agosto de 2019;137:159-66.