



UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE FÍSICA ATÓMICA,
MOLECULAR Y NUCLEAR
PROGRAMA DE DOCTORADO DE
BIOINGENIERÍA Y FÍSICA MÉDICA

Tesis de Doctorado

Cálculo Monte Carlo de
fracciones de absorción específicas
mediante el código PENELOPE

Gloria María Díaz Londoño

Julio 2015

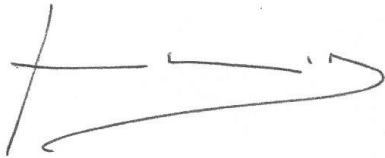
Editorial: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autora: Gloria María Díaz Londoño
ISBN: 978-84-9125-221-4
URI: <http://hdl.handle.net/10481/40697>

La doctoranda, GLORIA MARÍA DÍAZ LONDOÑO, y el director de la tesis, ANTONIO MIGUEL LALLENA ROJO, garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección del director de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Granada, 5 de junio de 2015

Director de la Tesis

Doctorando



Fdo.: Antonio Miguel Lallena Rojo

Fdo.: Gloria María Díaz Londoño

Índice general

Agradecimientos	5
Introducción	7
1. Aspectos generales del código PENELOPE	13
1.1. Descripción del código PENELOPE	13
1.2. Técnicas de reducción de varianza	15
1.2.1. <i>Interaction forcing</i>	15
1.2.2. <i>Splitting</i> y ruleta rusa	16
1.2.3. Algoritmo de colonia de hormigas	16
1.3. Evaluación de incertidumbres y eficiencia	17
2. Efecto de los electrones secundarios	19
2.1. Detalles de las simulaciones	19
2.2. Incertidumbres relativas en los resultados	20
2.3. Comparación de resultados	21
2.4. Comparación con cálculos previos	28
3. Efecto de las variaciones en la geometría del maniquí	31
3.1. Antecedentes	31
3.2. Maniqués usados en las simulaciones	32
3.3. Resultados	37

	4
4. Aplicación óptima de las técnicas de reducción de varianza	41
4.1. Calculos específicos	41
4.2. Resultados y discusión	42
4.2.1. <i>Interaction forcing</i> + ruleta rusa	43
4.2.2. <i>Interaction forcing</i> + ruleta rusa + <i>splitting</i>	47
5. Aplicación del algoritmo de colonia de hormigas	53
5.1. Algoritmo de colonia de hormigas	54
5.2. Calculos específicos	56
5.3. Resultados y discusión	58
5.3.1. Comparación con otros autores	61
5.4. Exactitud y estabilidad de las simulaciones	65
6. CONCLUSIONES	67
A. Maniqués matemáticos	71
A.1. Maniqués MIRD	71
A.2. Maniqué M14	103
BIBLIOGRAFÍA	109

Agradecimientos

Esta tesis es el resultado de muchos años de trabajo y durante el desarrollo de la misma he sentido alegrías, satisfacciones y, en algunos momentos, angustias; afortunadamente he contado con el soporte emocional de mi familia y el respaldo de mi tutor y mis colaboradores, los que me ayudaron a superar los obstáculos que se presentaron en el camino.

Doy infinitas gracias a mi tutor Antonio Lallena que en todo momento ha orientado mi trabajo y me ha brindado su conocimiento y apoyo incondicional; además ha tenido paciencia, dedicación y ha empleado parte de su tiempo en mi formación como investigador, inculcándome su sentido de seriedad, responsabilidad y rigor académico.

Agradezco a mis colaboradores Salvador García Pareja y Francesc Salvat, por sus recomendaciones, opiniones y orientaciones, que mejoraron mi trabajo y lo llevaron a un buen fin.

A mis padres y familia, por ser mi apoyo incondicional durante toda mi existencia y a mi gran amor por ser la persona que me ha cuidado y me ha traído alegría al corazón y a la vida, les estoy enteramente agradecida.

A todos los amigos que han estado con una palabra, con una sonrisa, con un trago, celebrando lo buenos momentos y minimizando los difíciles les doy mil gracias.

Introducción

La Medicina Nuclear es una especialidad médica que usa radionúclidos y trazadores moleculares con el fin de estudiar fisiología y morfología de diferentes enfermedades, así como los procesos bioquímicos y celulares involucrados en las mismas, para mejorar su diagnóstico y terapia [1]. En las exploraciones que se realizan en este ámbito, al paciente se le administra un radiofármaco por vía oral o intravenosa. Si se trata de un proceso de diagnóstico, la radiación emitida es detectada mediante detectores que permiten adquirir las imágenes diagnósticas correspondientes al órgano bajo estudio. En el caso de la terapia, el radiofármaco se encarga de regular el funcionamiento del órgano, si se trata de una enfermedad benigna [2], y si es cáncer, elimina el tejido remanente del carcinoma [3]. Las diferentes tecnologías de detección de la radiación que se pueden encontrar en estos estudios son: la gamma-cámara, la tomografía por emisión de fotones (SPECT), la tomografía por emisión de positrones (PET), y los más recientes sistemas de imágenes multimodales SPECT/TC y PET/TC que combinan la tomografía axial computarizada (TC) con el SPECT y con el PET, respectivamente.

En las exploraciones de Medicina Nuclear las fuentes radiactivas más usadas son emisores de radiación gamma y de positrones. Los radionúclidos emisores gamma más utilizados son: ^{57}Co , ^{67}Ga , ^{99}Mo , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In , ^{123}I , ^{127}Xe , ^{131}I , ^{133}Xe y ^{201}Tl . Las energías de los fotones emitidos por estas fuentes varían entre 100 keV y 800 keV. Los emisores de positrones más usados son: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{88}Ga y ^{82}Rb . Los positrones más energéticos emitidos por estas fuentes tienen energías que varían desde 0.6 MeV hasta 3.4 MeV [4]. Según el tipo de examen realizado los radionúclidos más utilizados son los siguientes: en pulmón, ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{127}Xe y ^{133}Xe ; en hueso, ^{67}Ga y $^{99\text{m}}\text{Tc}$; en riñón, ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{131}I ; en cerebro, ^{15}O , ^{18}F , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{123}I ; en corazón, ^{201}Tl , y en tiroides, $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{123}I y ^{131}I [4].

Al tratarse de fuentes no selladas, se puede producir una exposición externa y un potencial riesgo de contaminación interna en el personal que se encarga de administrar el radiofármaco y el público en general. Para garantizar la protección radiológica de los trabajadores expuestos, los centros de Medicina Nuclear deben implementar programas de protección y vigilancia radiológica ocupacional, mediante los cuales se verifica que la dosis efectiva total recibida por el personal se encuentre por debajo de los límites establecidos [5–9].

En el caso de los pacientes que son tratados con radionúclidos, una cuestión fundamental es la determinación de la cantidad de actividad óptima de radiofármaco que debe administrarse. Para ello existen dos metodologías: la primera es conocida como el método de dosis fijas y se basa en unos valores de actividades fijas que han sido establecidos

empíricamente y que se encuentran en protocolos clínicos [2, 3, 10]; la segunda consiste en realizar un cálculo dosimétrico específico [2, 3, 10, 11]. En la actualidad hay un debate sobre cuál de las dos metodologías debe ser aplicada, debido a que existen muchas variables que pueden afectar el éxito de la terapia [10, 12]. En algunos países de la Comunidad Europea el enfoque dosimétrico es obligatorio [10].

Cuando se realiza el cálculo dosimétrico existen dos criterios para determinar la actividad óptima que se suministra al paciente. El primero considera que la dosis en la médula ósea no debe ser mayor de 2 Gy [13–17], mientras que el segundo asume que la dosis máxima en el tejido remanente no debe superar los 300 Gy [10, 11, 17–19].

Cuando el radionúclido ingresa al organismo se deposita en un órgano o tejido, denominado órgano fuente (S), el cual irradia los demás tejidos y órganos del cuerpo, llamados órganos blanco (T); por tanto, los valores de las dosis absorbidas en cada órgano son diferentes. El comité de Medical Internal Radiation Dose (MIRD), de la Sociedad de Medicina Nuclear americana, y la International Commission on Radiological Protection (ICRP) han sido los grupos que han desarrollado la fundamentación de la dosimetría interna y la metodología de cálculo propia para la estimación de las dosis antes mencionadas. Usualmente, para el cálculo de dosis en pacientes se sigue el esquema tipo MIRD [18, 20], mientras que para el caso de personal ocupacionalmente expuesto se utiliza la prescripción del ICRP [6, 20, 21]. Las dos metodologías son idénticas pero se diferencian en la nomenclatura y los procedimientos de aplicación. En este trabajo hemos seguido el primero de ellos que establece que la dosis absorbida en un órgano blanco puede expresarse como

$$D_T = \sum_S D(T \leftarrow S), \quad (1)$$

donde la suma se extiende a todos los órganos fuente involucrados y $D(T \leftarrow S)$ es la dosis depositada en el órgano T por la radiación emitida desde el órgano S. Ésta viene dada por [18, 20, 22, 23]

$$D(T \leftarrow S) = \tilde{A}_S \cdot S(T \leftarrow S), \quad (2)$$

donde \tilde{A}_S es la actividad total acumulada en el órgano fuente y $S(T \leftarrow S)$ es la dosis absorbida en el órgano blanco por unidad de actividad acumulada.

La actividad acumulada en el órgano fuente es una magnitud que depende del tiempo transcurrido desde la administración del radiofármaco al paciente y se determina a partir de mediciones realizadas tras dicha administración. Esas medidas pueden llevarse a cabo mediante [18] cuantificación en base a imágenes obtenidas con una gamma-cámara planar, un SPECT o un PET, medidas directas *in vivo* de cuerpo entero o de órganos específicos, o determinaciones *in vitro* en muestras biológicas o en excretas. Sin embargo, la precisión de estas mediciones está limitada por múltiples fuentes de incertidumbre. Por ejemplo para el caso de las mediciones *in vivo* e *in vitro* pueden presentarse errores producidos por inexactitudes en la determinación de la contaminación del maniquí físico, incertidumbres en los parámetros geométricos definidos en la calibración detector-maniquí físico (con respecto a los reales entre el detector y el órgano específico), inestabilidades electrónicas del sistema de medición o una mala selección del tiempo de adquisición de datos [12]. Para el caso de la cuantificación de la actividad a partir de imágenes, el resultado puede verse

afectado por limitaciones en la resolución de energía, degradación de la resolución espacial o ruido estadístico asociado con bajas tasas de conteo; en todos los casos pueden aparecer también incertidumbres asociadas a una incorrecta determinación de la atenuación [18].

Por su parte, el valor de $S(T \leftarrow S)$ depende de las características físicas del radionúclido. Para el caso de un radionúclido que emite radiación monoenergética de un sólo tipo viene dado por [18, 20, 22, 23]

$$S(T \leftarrow S) = E_{\text{total}} \cdot \Phi(T \leftarrow S), \quad (3)$$

donde E_{total} es la energía total emitida por el radionúclido en cada desintegración y $\Phi(T \leftarrow S)$ es la denominada fracción de absorción específica (SAF) que se define como [12, 18, 22]:

$$\Phi(T \leftarrow S) = \frac{1}{m_T} \cdot \frac{E_T}{E_S}. \quad (4)$$

Aquí m_T representa la masa del órgano blanco, E_T la energía depositada en ese órgano y E_S la energía emitida por el órgano fuente. Cuando un radionúclido emite más de un tipo de radiación, o partículas del mismo tipo con diferentes energías, el valor de $S(T \leftarrow S)$ se obtiene sumando los valores obtenidos al aplicar la ecuación (3) a cada una de ellas.

Las SAF se calculan mediante simulación Monte Carlo (MC) usando como geometría maniqués antropomórficos matemáticos o voxelizados. En los primeros, los órganos están representados mediante formas geométricas simples, tales como planos, conos, cilindros, elipsoides, etc. [22, 24–29], mientras que los maniqués voxelizados son obtenidos a partir de imágenes de resonancia magnética o de tomografía computarizada [30–50].

Los cálculos a los que se hace referencia han sido realizados con códigos de simulación MC propios [22, 25, 31, 32, 39–41] o bien con distintas versiones de MCNP [27, 28, 42, 43], EGS4 [37, 38, 44, 45], GATE/Geant4 [48] y PENELOPE [29]. Los radionúclido más estudiados son emisores de fotones y en muchas de estas simulaciones solo se ha considerado el transporte de los mismos [22, 25, 27–29, 31, 39–41, 48]; algunos trabajos más recientes han incluido también el seguimiento de los electrones secundarios [27, 29, 44, 49, 50].

Al comparar los resultados de las SAFs obtenidos por diferentes autores, se han encontrado diferencias significativas en las siguientes situaciones:

- (I) cuando existen diferencias en la geometría de los maniqués debidas a variaciones en las masas de los órganos, formas de los mismos y/o distancias entre ellos [27–29, 31, 39–41, 43–45, 48];
- (II) cuando las secciones eficaces para los diferentes procesos de interacción o los algoritmos de transporte de electrones usados por los códigos MC con los que se realizan los cálculos son diferentes [29, 32, 44, 51], y/o
- (III) cuando se considera o no el transporte de electrones secundarios, los cuales juegan un rol importante en el caso de que el órgano fuente y el blanco coincidan [29, 44, 49–51].

En general las diferencias más grandes se presentan en los cálculos para donde las energías de los fotones involucrados son inferiores a 100 keV y los órganos blanco son pequeños y están distantes de la fuente [27–29, 31, 39, 41, 48, 49, 51, 52]. Esas diferencias pueden llegar a ser de más de un orden de magnitud para energías inferiores a 50 keV. En estas circunstancias la energía depositada en el órgano blanco presenta incertidumbres relativas muy grandes, por encima del 30 %, debido a la baja estadística. Esto es inherente a la propia simulación y puede resolverse o bien incrementado adecuadamente el tiempo de cálculo o bien usando técnicas de reducción de varianza (TRV) que son procedimientos que permiten reducir la incertidumbre de los resultados MC sin incrementar el tiempo de simulación.

De acuerdo con la información disponible, solo en los trabajos de Qiu *et al.* [28], Xu y Chao [45] y Wayson *et al.* [51] se han utilizado TRV en el cálculo de SAF. Qiu *et al.* [28] utilizan una TRV que denominan *pointing probability with force collision* en una versión modificada del código MCNP. Sin embargo, las incertidumbres relativas obtenidas en algunos órganos blanco continúan siendo grandes para energías inferiores a 30 keV. Xu y Chao [45] mencionan que hacen uso de algunas TRV pero no dan detalles de las mismas. Wayson *et al.* [51], por su parte, utilizan el método de MC de fotón invertido (o adjunto). Este método se basa en el teorema de reciprocidad que establece que la SAF obtenida para una combinación dada de órganos fuente-blanco es equivalente a la SAF calculada intercambiando la fuente con el blanco [25, 51, 53]. Wayson *et al.* concluyen que esta metodología permite reducir las incertidumbres en muchos de los casos, salvo en aquellas situaciones en las que los órganos blanco y fuente son pequeños y la energía de los fotones es baja, quedando por tanto el problema por resolver [51].

Como ya se ha expuesto en los párrafos anteriores la precisión en el cálculo dosimétrico para este tipo de problemas está limitada por las incertidumbres asociadas a la medición de las actividades acumuladas y de las incorporaciones, así como a las dificultades y aproximaciones propias del cálculo MC de las SAF por lo que disminuir las incertidumbres de éstas es fundamental.

En ésta tesis estudiamos el caso en el que la tiroides es el órgano fuente, que emite fotones isotrópicamente con energías entre 10 keV y 4 MeV, un rango similar al estudiado en trabajos previos [22, 24–27]. La simulación se ha llevado a cabo con el código PENELOPE [54], usando maniqués matemáticos. En primer lugar analizamos el efecto de la consideración o no del transporte de electrones secundarios.

Seguidamente estudiamos la variación de las SAF según la geometría del maniquí considerado. Además del que se incluye en la distribución del código PENELOPE, hemos construido un maniquí similar al propuesto por Cristy y Eckerman [25–27], conocido como maniquí tipo MIRD y considerado por la ICRP como el modelo de hombre de referencia [24–26] hasta 2007.

Por último analizamos situaciones en las cuales se han reportado grandes diferencias entre las SAF debido a sus altas incertidumbres [27, 29, 51] y que requieren aplicar TVR para obtener resultados fiables [28, 45, 51]. Los órganos blanco seleccionados son vejiga, testículos y ovarios, órganos todos ellos pequeños y distantes del órgano fuente. Adicionalmente se ha escogido útero como órgano referente ya que, no presenta una baja estadística.

Inicialmente se aplican las TRV de *interaction forzing*, *splitting* y ruleta rusa en forma combinada y determinándose los parámetros óptimos para el cálculo de las SAF. Como en algunos casos los resultados no mejoran significativamente, se ha implementado una técnica más elaborada, el algoritmo de colonia de hormigas, que permite la aplicación controlada del *splitting* y la ruleta Rusa en toda la geometría del maniquí. Para comparar y validar los resultados se han realizado simulaciones análogas (esto es, sin aplicar TRV) de referencia con un gran número de historias.

Antes de discutir los resultados se incluye un capítulo en el que se describen los aspectos generales del código PENELOPE más relevantes para este trabajo. En el apéndice se expone una descripción completa de las modificaciones hechas al maniquí original distribuido con el código PENELOPE para construir toda la familia de maniqués tipo MIRD.

Capítulo 1

Aspectos generales del código PENELOPE

En este capítulo se presentan algunas cuestiones básicas del código PENELOPE que es el que hemos utilizado en este trabajo para el cálculo de las SAF. Toda la información sobre el código puede encontrarse en el manual de usuario [54].

1.1. Descripción del código PENELOPE

PENELOPE es el acrónimo de *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons in matter*. El código es un conjunto de subrutinas que permite la simulación MC de las interacciones de fotones, electrones y positrones con medios materiales en un rango de energía entre 100 eV y 1 GeV [54]. En PENELOPE las secciones eficaces diferenciales correspondientes a las distintas interacciones se obtienen bien a partir de modelos semi-analíticos o bien de bases de datos.

Las interacciones de fotones que el código simula son la dispersión Rayleigh, el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton y la producción de pares. La simulación de fotones es detallada y se lleva a cabo evento por evento de manera cronológica.

Las interacciones de electrones y positrones que se consideran son las colisiones elásticas, las colisiones inelásticas, la emisión de bremsstrahlung y la aniquilación de positrones. Cuando los electrones poseen altas energías sufren una gran cantidad de interacciones antes de ser absorbidos en el material por lo que su simulación detallada requiere un tiempo de cálculo elevado. Con el fin de reducir este tiempo, PENELOPE lleva a cabo un proceso de simulación mixta que combina la simulación detallada de las denominadas “colisiones duras” con la simulación condensada de las “colisiones blandas”. Para ello se definen un ángulo de deflexión θ_c y una pérdida de energía W_c , como valores de corte: cuando $\theta \geq \theta_c$ o $W \geq W_c$, la colisión es dura; en caso contrario la colisión es blanda y el efecto global de un determinado número de ellas es simulado mediante una teoría de dispersión múltiple [54].

Por tanto, la simulación de las historias de electrones y positrones está controlada por los siguientes parámetros [54]:

- C_1 , que define la deflexión angular promedio producida por las dispersiones múltiples elásticas ocurridas entre eventos duros elásticos consecutivos. Este valor puede variar entre 0 y 0.2.
- C_2 , que define la máxima fracción de energía perdida (en promedio) entre eventos duros elásticos consecutivos. Este valor puede variar entre 0 y 0.2.
- W_{cc} y W_{cr} , que definen los valores de energía de corte para interacciones inelásticas y de emisión de bremsstrahlung duras.

Los parámetros C_1 y C_2 son definidos para cada material y de acuerdo a las características de los resultados que se pretenden obtener en la simulación. Por ejemplo, si C_1 y C_2 tienen valores grandes se logra rapidez en la simulación, pero se pierde precisión en los resultados; si son pequeños ocurre lo contrario. El manual de PENELOPE recomienda que un valor óptimo para C_1 y C_2 es 0.05. Los parámetros W_{cc} y W_{cr} afectan principalmente a las distribuciones de energía simuladas. Si estos parámetros tienen valores grandes se aumenta la velocidad de simulación, pero pueden distorsionarse las distribuciones energéticas [54].

En el caso de electrones y positrones, la fiabilidad de la simulación requiere que el número de pasos de la partícula en una región dada ha de ser “estadísticamente suficiente”, es decir, del orden de 10 o más. Para garantizar esta condición se debe fijar otro parámetro, S_{max} , que representa la longitud máxima permitida para los pasos de electrones y positrones. En el caso de cuerpos con espesores pequeños, este parámetro se debe fijar a 1/10 del espesor característico.

Además es necesario definir la energía mínima por debajo de la cual la simulación de la historia de la partícula se abandona. Esta energía, conocida como energía de absorción, E_{abs} , se debe fijar por el usuario para cada material utilizado en la geometría y para cada una de los tipos de partícula (fotón, electrón y positrón).

Para realizar la simulación del transporte de partículas en medios finitos es necesario construir la geometría del problema. Todos los procedimientos relacionados con la misma, incluyendo su descripción material, son gestionados por el paquete de subrutinas `pengeom`. Los distintos cuerpos de la geometría se conforman como distribuciones homogéneas de materiales dados que se limitan mediante superficies cuádricas.

Cuando se inicia la simulación de una historia se debe identificar el medio del cual parte la partícula y su estado inicial (energía, posición y dirección de movimiento). Si en su camino aleatorio la partícula cruza una superficie que separa dos medios materiales diferentes, se detiene justo después de atravesar la interfase y se restablece el movimiento en el otro medio [54].

Cabe señalar para finalizar que la complejidad de la geometría incide directamente sobre el tiempo que se requiere para completar la simulación de cada historia.

1.2. Técnicas de reducción de varianza

Las TRV que hemos utilizado en nuestros cálculos con el código PENELOPE son: *interaction forcing*, *splitting* y ruleta rusa. Además hemos hecho uso del algoritmo de colonia de hormigas [23] que permite negociar la aplicación del *splitting* y la ruleta rusa de manera automatizada.

1.2.1. *Interaction forcing*

Esta es una TRV que se basa en incrementar la probabilidad de interacción correspondiente a un proceso dado en una región de interés (RoI). El ejemplo más claro que podemos mencionar donde es efectivo aplicar esta técnica es la producción de rayos X. En este caso la probabilidad de producción de radiación de frenado y de radiación característica es varios órdenes de magnitud menor que la de dispersión elástica y de excitación de las capas más externas.

Otro ejemplo es uno de los que nosotros hemos considerado aquí: el cálculo de las SAF para el caso en el que los órganos blanco son pequeños y se encuentran distantes de la fuente. Debido a que en tal situación solo un número pequeño de fotones alcanza el órgano blanco y la mayoría de ellos pasa sin interactuar dadas su dimensiones, se hace necesario garantizar que las partículas que llegan al blanco interactúen.

En la práctica, cuando se aplica esta técnica el camino libre medio asociado con el proceso real, λ , es reemplazado por uno más corto, $\lambda_F = \lambda/F$, logrando así un mayor número de interacciones en la RoI ya que de esta forma la probabilidad de interacción por unidad de camino libre medio se ve aumentada en $F = \lambda/\lambda_F$. En esta técnica se considera que las funciones de distribución de probabilidad para la pérdida de energía, la deflexión angular y las direcciones de emisión de las partículas secundarias, si las hay, son las mismas que las del proceso original real. Para mantener la simulación sin sesgo, se deben corregir la distorsiones producidas de la siguiente forma [54]:

- (I) A las partículas secundarias producidas en interacciones forzadas de una partícula con peso w , se les asigna un peso $w_F = w/F$. Las partículas secundarias producidas en una interacción no forzada tiene un peso igual al de la partícula que las generó.
- (II) En el caso de las interacciones forzadas, el estado de las partículas que interactúan con el medio sólo es alterado con probabilidad $1/F$; esto significa que la energía y la dirección de movimiento del proyectil se modifican únicamente si un número aleatorio uniforme, ξ es inferior a $1/F$. Si no ocurre eso el estado de la partícula se mantiene sin alterar.
- (III) La energía depositada (o cualquier otra alteración del medio, como la carga depositada, por ejemplo) debida a una interacción forzada tiene asociado un peso $w_E = w/F$. Si es el resultado de una una interacción no forzada el peso es $w_E = w$.

En nuestros cálculos, los resultados de las simulaciones en las que esta TRV sea utilizada se etiquetan como FOR.

1.2.2. *Splitting* y ruleta rusa

El *splitting* y la ruleta rusa son dos TRV que generalmente se aplican juntas y que requieren definir una RoI en la cual una cantidad de interés, Q , es evaluada. La ruleta rusa se aplica cuando una partícula tiene una baja probabilidad de contribuir a Q y, por tanto, el transporte de esa partícula consume tiempo de CPU inútil. Por tal motivo la historia de la partícula se detiene con una cierta probabilidad r , pero si la partícula sobrevive, su peso w es multiplicado por el factor $(1 - r)^{-1}$ y su simulación continua [54].

El *splitting* se aplica cuando una partícula se acerca a la RoI. En esta situación se generan s partículas idénticas y su peso w es multiplicado por un factor igual a s^{-1} . Esto tiene el efecto de incrementar la probabilidad de que las partículas alcancen la RoI y contribuyan a Q . Cabe señalar que las contribuciones a Q de las s partículas están correlacionadas y para garantizar una apropiada evaluación de la incertidumbre estadística las nuevas $s - 1$ partículas son consideradas como partículas secundarias de la misma historia [54].

Los resultados de las simulaciones que se llevan a cabo aplicando estas TRV se han etiquetado como Sp y Rr.

1.2.3. Algoritmo de colonia de hormigas

La aplicación de la ruleta rusa y del *splitting* requiere identificar la circunstancia en la cual la partícula tiene una alta o baja probabilidad de alcanzar la RoI. Esto implica tener en consideración las variables de estado tales como posición, dirección de movimiento y energía de la partícula, lo que dificulta el diseño efectivo de estrategias para la aplicación de estas dos TRV. El algoritmo de colonia de hormigas [23] es un algoritmo de optimización que usa la información acerca del estado de las partículas que alcanzan una cierta posición en la geometría de simulación, información adquirida durante la propia simulación, para aplicar de manera eficiente las TRV [23, 55–59].

Este algoritmo fue propuesto por Dorigo *et al.* [55] e implementado en el código PENELOPE por García-Pareja *et al.* [23, 56–59]. Su filosofía se fundamenta en el comportamiento que muestran las hormigas para establecer las rutas más adecuadas desde su hormiguero hasta las fuentes de alimentación. Cuando las hormigas salen de su nido en busca de comida se mueven de forma aleatoria, dejando a su paso rastros de una sustancia denominada feromona. Cuando una de ellas alcanza su objetivo regresa por el mismo camino, lo cual incrementa el nivel de feromona de dicha ruta. El nivel de feromona es detectado por otras hormigas que siguen el mismo trayecto incrementándose así aún más la feromona. Aquellas rutas que son ensayadas y no dan los resultados deseados dejan de ser visitadas por las hormigas y el nivel de feromona se reduce paulatinamente [23, 55–59].

En la implementación realizada en el código PENELOPE se asume que las partículas juegan el papel de las hormigas y la RoI es la región en la cual se encuentra la comida. Para implementar el algoritmo es necesario dividir la geometría de simulación en celdas virtuales

que tienen asociado un parámetro denominado importancia I , que hace el papel de la feromona. Con este parámetro se decide en qué situación se aplican las TRV [23, 56–59].

Cabe señalar que para obtener la información que hace útil el mapa de importancias se requiere un tiempo de CPU más o menos largo. Por otro lado esa información inicial se va actualizando a lo largo de la simulación.

Los resultados obtenidos en nuestras simulaciones aplicando este algoritmo se han etiquetado como ACH.

1.3. Evaluación de incertidumbres y eficiencia

Cuando se lleva a cabo la estimación MC de una cantidad de interés, Q , como por ejemplo la energía depositada en un órgano blanco, se simula un cierto número de historias, N , y para cada una de ellas se determina el valor de su contribución a la cantidad de interés q_i . La estimación MC de Q está dada por el promedio de las q_i para todas la historias simuladas [23, 54]:

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i. \quad (1.1)$$

La incertidumbre estadística de esta estimación MC viene dada por:

$$\sigma_{\bar{Q}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right]} \quad (1.2)$$

Según el teorema del límite central, si $N \rightarrow \infty$ se puede considerar que la distribución de las cantidades q_i es gaussiana y por tanto la estimación MC de Q se puede expresar como $\bar{Q} \pm k\sigma_{\bar{Q}}$, donde k recibe el nombre de factor de recubrimiento y suele tomar los valores de 1, 2 ó 3.

La incertidumbre estadística disminuye a medida que el número de historias simuladas aumenta. Por tanto el valor de la incertidumbre que se desea alcanzar va a determinar el número de historias a simular y el tiempo de cálculo, τ . Para evaluar la efectividad de un cálculo MC se define la eficiencia de simulación [23, 54]:

$$\epsilon \equiv (\Sigma_{\text{rel}}^2 \tau)^{-1}, \quad (1.3)$$

donde

$$\Sigma_{\text{rel}} = \frac{\sigma_{\bar{Q}}}{\bar{Q}} \quad (1.4)$$

es la incertidumbre relativa del estimador \bar{Q} .

Como hemos descrito anteriormente, el peso de las partículas, cuando se aplica alguna de las TRV, resulta modificado y la estimación de la cantidad Q debe considerar ese

peso estadístico. Por tanto el valor promedio de la cantidad de interés se determina como [23, 54]:

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sum_j w_{ij} q_{ij} \quad (1.5)$$

y su incertidumbre estadística es:

$$\sigma_{\bar{Q}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\sum_j w_{ij} q_{ij} \right)^2 - \bar{Q}^2 \right]}. \quad (1.6)$$

Aquí j se extiende a todas las contribuciones de la historia i , siendo $j = 1$ la etiqueta de la partícula primaria y $j \geq 2$ las de las partículas secundarias que puedan generarse a lo largo de la trayectoria de aquella.

Capítulo 2

Efecto de los electrones secundarios

Como se mencionó en la introducción las fracciones de absorción específicas han sido calculadas mediante simulación MC y con diferentes códigos [22,25,27–29,31,32,37–45,48], aunque en la mayoría de los casos se ha considerado únicamente el transporte de fotones [22,25,27–29,31,39–41]. Algunos trabajos más recientes han incluido en las simulación el seguimiento de los electrones secundarios [27,29,44,50], encontrando diferencias importantes en las situación donde el órgano fuente es, a la vez, blanco y para energías superiores a 1 MeV [29,44].

En este capítulo se estudia cómo la consideración de los electrones secundarios afecta a las SAF calculadas. Se ha considerado que el órgano fuente es la tiroides y los órganos blanco y las energías de los fotones iniciales son los mismos que los estudiados en los trabajos previos de Cristy y Eckerman [25] y Hakimabad y Motavalli [27].

2.1. Detalles de las simulaciones

Los fotones iniciales fueron emitidos desde el órgano fuente en forma isotrópica. Se han llevado a cabo tres tipos de simulación. En el primero solo se considera el transporte de fotones y los resultados se han etiquetado como PENf. En el segundo (PENm) se incluyen en la simulación los electrones secundarios. Por último se ha realizado una simulación detallada, indicando los resultados de la misma como PEnd.

Los valores de los parámetros de transporte empleados en estas simulaciones se indican en la tabla 2.1. Para realizar la simulación PENf se absorben localmente los electrones secundarios generados y por eso la E_{abs} para electrones y positrones se elige igual a la energía de los los fotones iniciales, E_{γ} . Para el caso de las simulaciones PENm y PEnd se usaron los parámetros recomendados por el manual de PENELOPE [54]. El número de historias simuladas fue de 10^7 para el caso de las simulaciones PENm y PEnd y 10^8 para la simulación PENf.

La geometría usada en la simulación MC ha sido un maniquí matemático que representa un hombre adulto y está incluido en la distribución del código PENELOPE. El

Tabla 2.1: Parámetros de transporte usados en las simulaciones para todos los materiales considerados en la geometría. E_γ es la energía de los fotones iniciales

	E_{abs} [eV]			C_1	C_2	W_{cc} [eV]	W_{cr} [eV]
	electrones	fotones	positrones				
PENf	E_γ	1000	E_γ	0.05	0.05	100	100
PENm	100	1000	100	0.05	0.05	100	100
PENd	100	1000	100	0	0	0	-1000

maniquí esta conformado por 110 cuerpos que representan los diferentes órganos y la estructura ósea, incluyendo además el sistema muscular y la piel. Está dividido en tres módulos que representan la cabeza, el tronco y las piernas, respectivamente. El último incluye además la región genital.

Los órganos contienen distribuciones homogéneas de materiales que corresponden a los diferentes tejidos del cuerpo humano (cerebro, pulmón, hueso, músculo, tejido blando, piel y agua); la composición de cada uno de ellos se ha obtenido de ICRP [60] o ICRU [61,62].

2.2. Incertidumbres relativas en los resultados

Las incertidumbres relativas de las SAF para las diferentes simulaciones fueron determinadas, de acuerdo a la ecuación (1.4), como:

$$\Sigma_{\text{rel}} = \frac{\sigma_\Phi}{\Phi(\text{T} \leftarrow \text{S})}. \quad (2.1)$$

Para la mayoría de energías y órganos blanco considerados, Σ_{rel} resultaron inferiores al 9% en las simulaciones PENm y PENd y menores del 3% en las PENf. En todas las simulaciones y para las energías hasta 30 keV, las Σ_{rel} alcanzaron el 30%. En los órganos blanco pequeños (con espesores menores que 1 cm) y distantes de la fuente (situados a más de 50 cm de ella) las incertidumbres relativas fueron superiores al 30%. Los testículos resultan ser un caso especial debido a que presentan Σ_{rel} superiores al 30% para energías inferiores a 500 keV, mientras que para $E_\gamma \geq 500$ keV esas incertidumbres están entre el 10% y el 25%. Estos resultados confirman la dificultad existente en el cálculo MC de las SAF para bajas energías y órganos blanco pequeños y distantes de la fuente que ha sido planteada en trabajos previos [27–29,31,39,41,48,49,51]. Es interesante señalar que Cristy y Eckerman [25] determinaron las SAF en estas situaciones integrando directamente la contribución punto a punto de la dosis sobre el órganos fuente y blanco, asumiendo un medio homogéneo.

2.3. Comparación de resultados

Con el propósito de cuantificar las diferencias entre las SAF obtenidas con cada una de las simulaciones, se determinaron las diferencias relativas entre los resultados, tomando como referencia los valores estimados en la simulación PENd, de la siguiente forma:

$$\Delta_{\alpha}(E_{\gamma}) = \frac{\Phi_{\alpha}(\text{T} \leftarrow \text{S}) - \Phi_{\text{PENd}}(\text{T} \leftarrow \text{S})}{\Phi_{\text{PENd}}(\text{T} \leftarrow \text{S})}, \quad (2.2)$$

donde α es PENf o PENm.

En la figura 2.1 se muestran los resultados obtenidos para las SAF cuando los órganos fuente y blanco son el mismo, en nuestro caso la tiroides. En el panel superior se grafican las SAF correspondientes a las simulaciones PENf (cuadrados blancos) y PENm (círculos negros). Los resultados de la simulación PENd son indistinguibles de la simulación PENm a la escala de esta figura. En el panel inferior se muestran las diferencias relativas para ambas simulaciones, calculadas con la ecuación (2.2). Para energías inferiores a 1 MeV se observa que los valores de las SAF son similares en las tres simulaciones y las diferencias relativas son inferiores al 5 %.

Para energías por encima de 1 MeV, los valores de la SAF estimados en la simulación PENf son mayores que los obtenidos en PENm (y también en PENd). Esto es debido a que en la simulación PENf los electrones secundarios generados son absorbidos en el mismo punto donde son creados, mientras que en los otros dos tipos de simulación, en los que las trayectorias de esos electrones secundarios son simuladas, una fracción de la energía que transportan escapa del blanco. Como vemos el efecto se acentúa al aumentar E_{γ} , ya que la energía promedio de los electrones secundarios y, por tanto, la cantidad de energía que no llega a depositarse en el blanco también se incrementan. En consecuencia, no considerar este efecto lleva a sobreestimar significativamente la dosis que se deposita en el propio órgano fuente. Este problema puede verse agravado cuando el radiofármaco que se administra al paciente incluye una fuente β . En tal caso, cuando se calcula la dosis depositada en el órgano fuente es necesario tener en cuenta los electrones emitidos por el correspondiente radionúclido y que pueden ser absorbidos por el propio órgano. Para ello es necesario realizar un cálculo específico para las β emitidas por el radionúclido y determinar la dosis debida a ellas.

Los resultados obtenidos para los otros órganos blanco los hemos organizado en tres grupos, de acuerdo a la distancia existente entre ellos y el órgano fuente. El primer grupo corresponde a los órganos situados a una distancia menor de 30 cm de la fuente. En esa región se encuentran cerebro, corazón, pulmón y timo. En este grupo se ha incluido también el esqueleto óseo ya que, dado su tamaño, los resultados obtenidos son semejantes a los encontrados en los otros órganos de este grupo. En la figura 2.2 se muestran las diferencias relativas Δ_{α} obtenidas para cerebro, timo y esqueleto óseo. Para estos órganos blanco se observa que esas diferencias relativas son inferiores al 10 % para $E_{\gamma} > 30$ keV, siendo timo el que presenta valores más grandes, lo cual se debe a que este órgano es el más pequeño de los de este grupo. En los otros órganos las Δ_{α} fueron inferiores al 3 %.

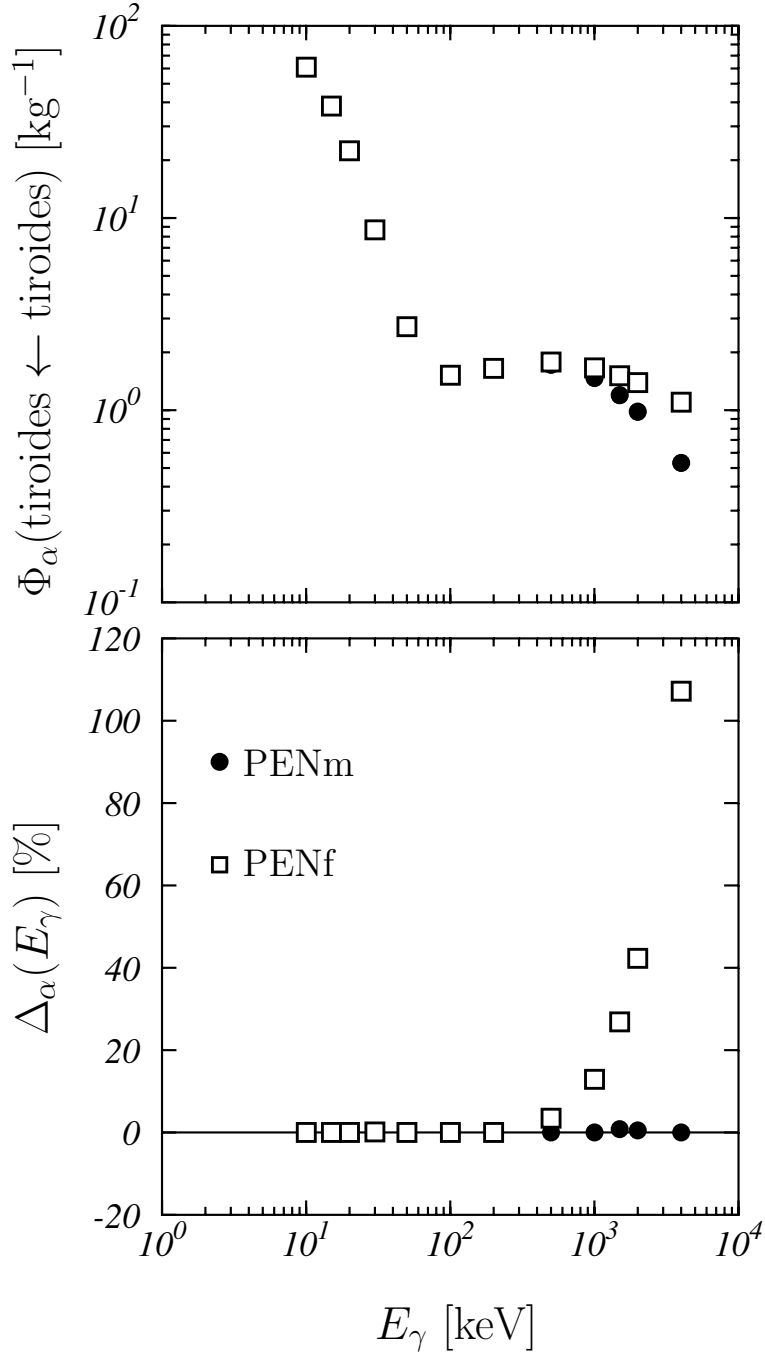


Figura 2.1: Panel superior: Fracciones de absorción específicas calculadas en las simulaciones PENf (cuadrados) y PENm (círculos), cuando la glándula tiroides es simultáneamente fuente y blanco. Panel inferior: Diferencias relativas Δ_α , calculadas con la ecuación (2.2), para las simulaciones PENf (cuadrados) y PENm (círculos). Las incertidumbres (con $k = 1$) son menores que el tamaño del símbolo usado para representar los resultados.

Estos resultados indican que los cálculos de las SAF con las tres simulaciones, PENf, PENm y PENd, son muy similares para este grupo de órganos blanco. La razón de ello estriba, sin duda, en su cercanía a la fuente y en que su volumen es relativamente grande. Esto último es crucial en el caso del esqueleto, que es el órgano que tiene el mayor volumen en el maniquí.

Para $E_\gamma < 30$ keV, las diferencias relativas obtenidas superan el 10 %, lo que se debe a que para estas energías las incertidumbres aumentan considerablemente por la drástica reducción en la estadística de deposición de energía en el órgano blanco.

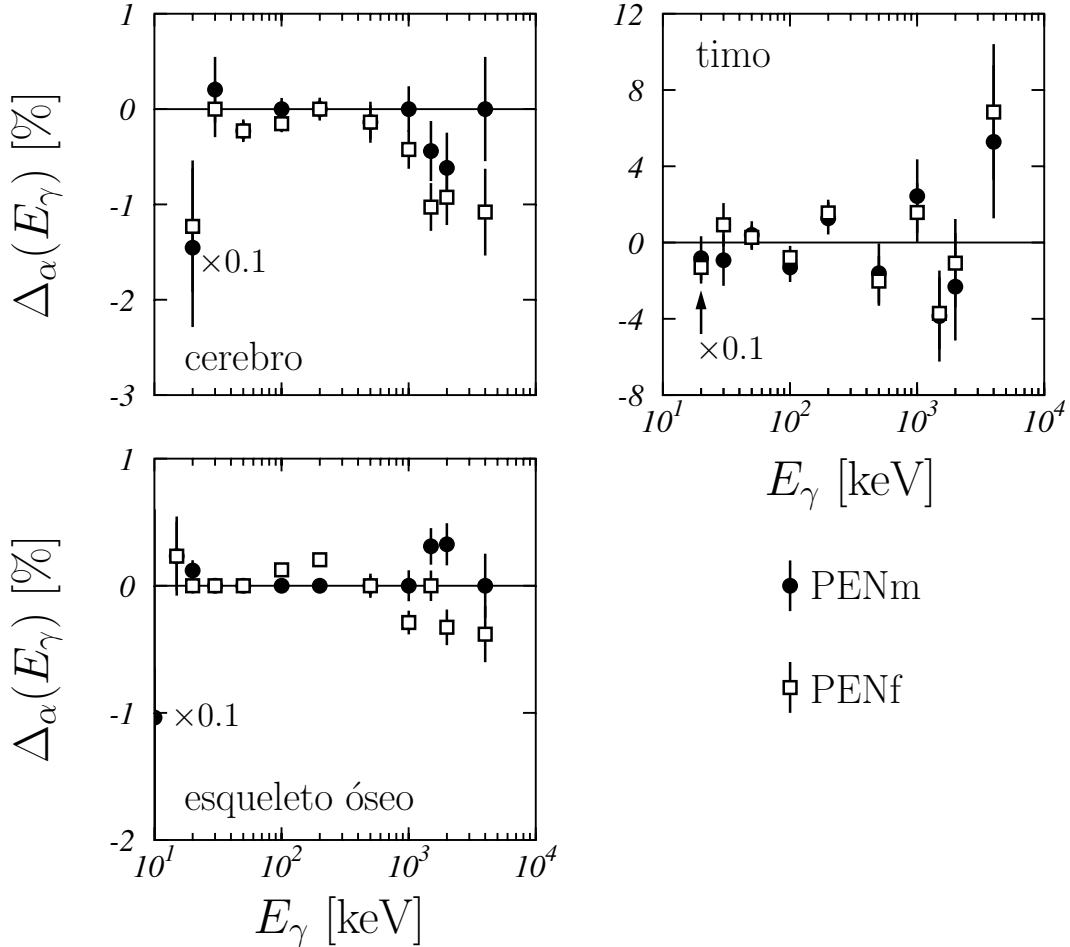


Figura 2.2: Diferencias relativas Δ_α , de acuerdo a la ecuación (2.2), entre PENf and PENd (cuadrados blancos) y entre PENm y PENd (círculos negros), para cerebro, timo y esqueleto óseo, en función de la energía de fuente de fotones, E_γ . Las incertidumbres están dadas con $k = 1$).

En el segundo grupo se analizaron aquellos órganos situados a una distancia entre 30 y 50 cm del órgano fuente; a saber: hígado, vesícula, estómago, bazo, páncreas, riñones y glándulas suprarrenales. La figura 2.3 muestra los resultados encontrados para hígado, riñones y páncreas. En este conjunto de órganos, las diferencias relativas Δ_α resultan ser menores que el 10 %, excepto en páncreas, riñones y glándulas suprarrenales para algunas energías. Así, para los riñones y el páncreas, y para $E_\gamma < 30$ keV, las diferencias relativas

son superiores al 10% mientras que en el caso de la vesícula varían entre el 10 y el 20% para 50 keV, 100 keV y 2 MeV. Estos órganos tienen un volumen relativamente pequeño en comparación con los demás del grupo y son los más distantes de la fuente, lo que hace que las incertidumbres estadísticas en el cálculo de las SAF sean altas. En general y al igual que en el grupo anterior, encontramos similitud entre los resultados de las simulaciones PENf, PENm y PENd para la mayoría de energías consideradas.

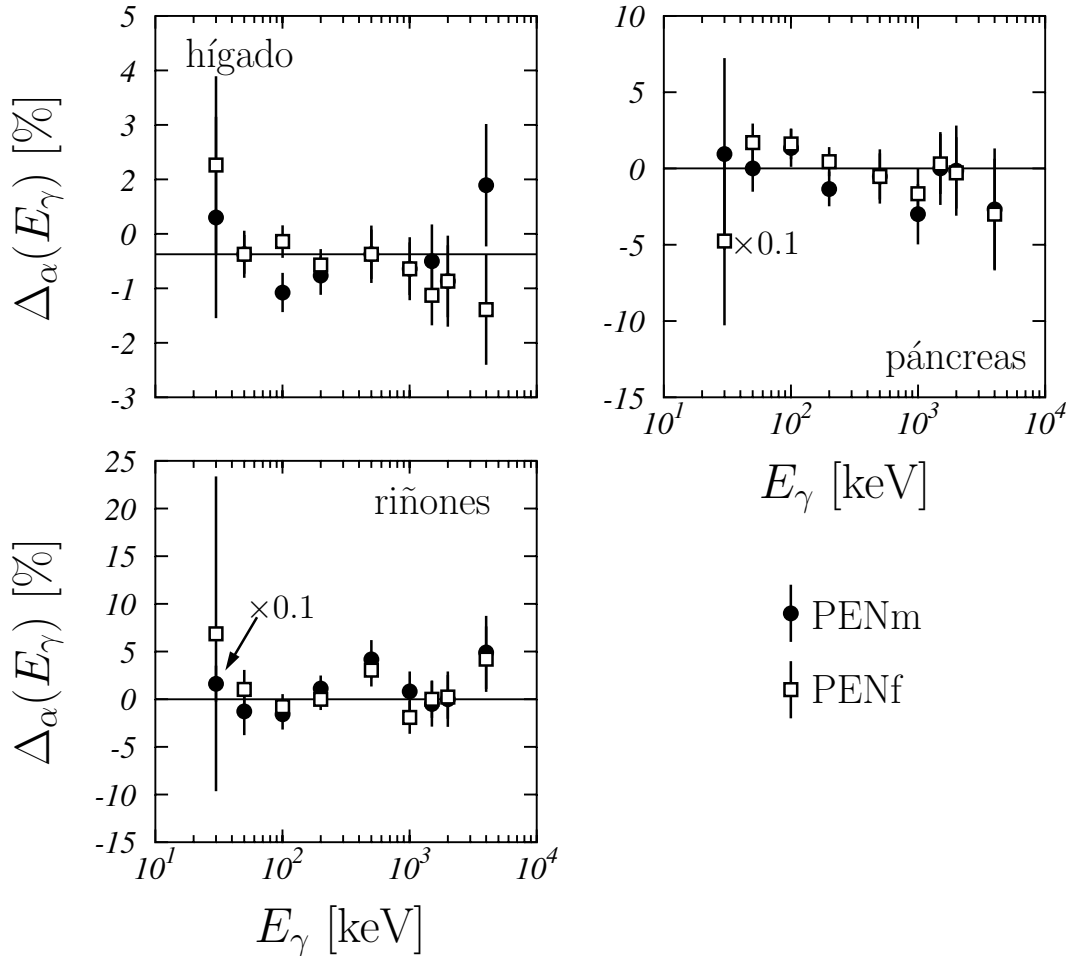


Figura 2.3: Diferencias relativas Δ_α , de acuerdo a la ecuación (2.2), entre PENf and PENd (cuadrados blancos) y entre PENm y PENd (círculos negros), hígado, riñones y páncreas, en función de la energía de fuente de fotones, E_γ . Las incertidumbres están dadas con $k = 1$).

Los órganos del tercer grupo se encuentran situados a más de 50 cm de la fuente; específicamente son: vejiga, testículos, intestino delgado e intestino grueso (superior e inferior). En el caso del intestino grueso superior y del intestino delgado las diferencias relativas son menores del 10%, siguiendo la tendencia de los casos anteriores. Sin embargo en vejiga, intestino grueso inferior y testículos (cuyos resultados se presentan en la figura 2.4) se observan las mayores discrepancias porcentuales entre las tres tipos de simulación

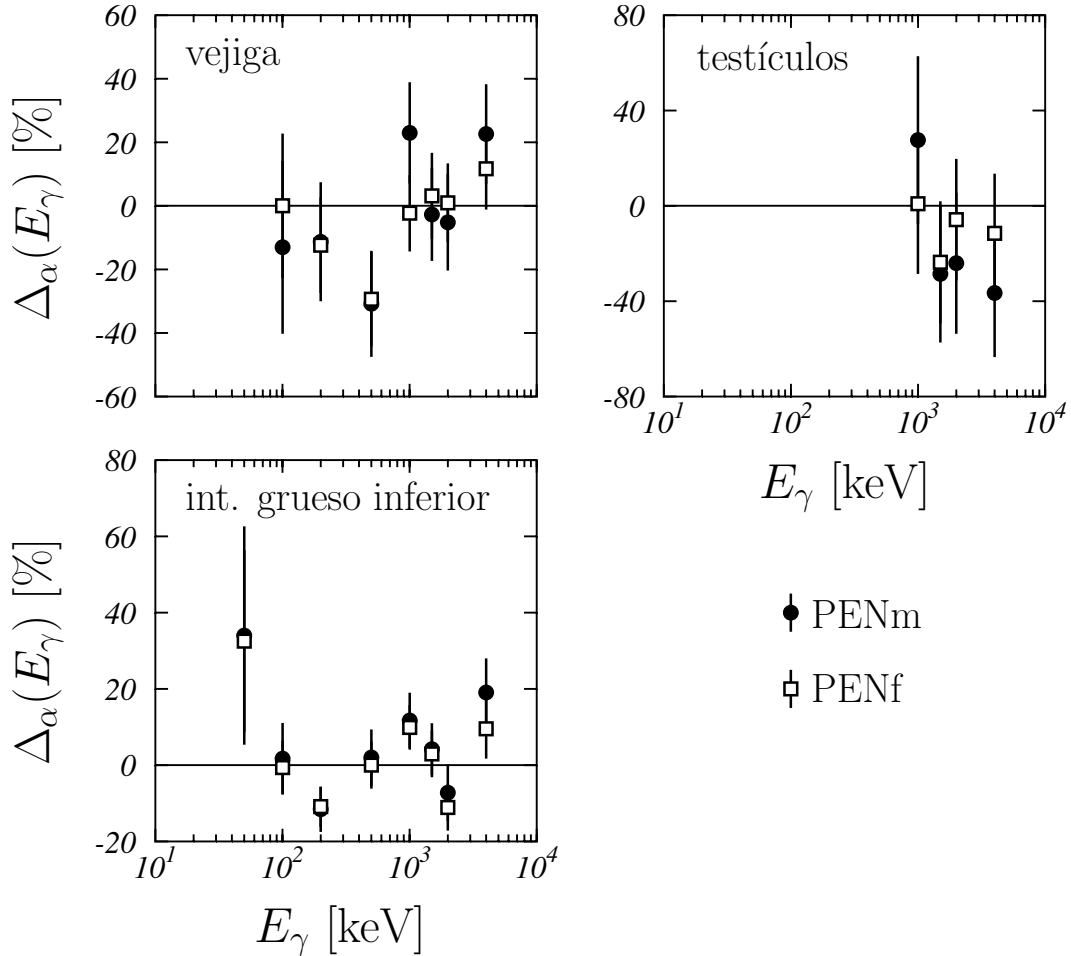


Figura 2.4: Diferencias relativas Δ_α , de acuerdo a la ecuación (2.2), entre PENf and PENd (cuadrados blancos) y entre PENm y PENd (círculos negros), para vejiga, testículos y intestino grueso inferior, en función de la energía de fuente de fotones, E_γ . Las incertidumbres están dadas con $k = 1$).

que hemos realizado, alcanzando valores de hasta un 40 %. Estos órganos se encuentran a mas de 60 cm de la fuente y/o son órganos pequeños o tienen un espesor inferior a 1 cm, lo cual genera un notable incremento en la incertidumbre estadística.

Los resultados observados al comparar las tres simulaciones realizadas demuestran que los electrones secundarios no tienen porqué ser considerados en el cálculo de las SAF cuando los órganos fuente y blanco son distintos. La simulación PENf proporciona resultados fiables y con buena precisión, dentro de las incertidumbres estadística. Las simulaciones de ese tipo suponen, además, un considerable ahorro en el tiempo de cálculo necesario para obtener un nivel de precisión dado.

En las tablas 2.2 y 2.3 se encuentran los resultados de las SAF para las simulaciones PENfy PENd cuando la tiroides actúa como blanco y fuente a la vez.

Tabla 2.2: Fracciones de absorción específicas, en kg^{-1} , cuando el órgano fuente es la tiroides, para los distintos órganos blanco estudiados. Las energías de los fotones iniciales varía entre 10 y 100 keV. En todos los casos los valores mostrados corresponden a la simulación PENf. En el caso en que la tiroides actúa como fuente y blanco a la vez, se muestra además el resultado obtenido en la simulación PENd. Las incertidumbres están dadas con $k = 1$ y se muestran entre paréntesis de la siguiente forma: $1.880(6) \cdot 10^{-4}$ significa $(1.880 \pm 0.006) \cdot 10^{-4}$.

Órgano blanco	E_γ [keV]						
	10	15	20	30	50	100	
Glándulas suprarrenales	-	-	-	$5.470(8) \cdot 10^{-6}$	$1.550(2) \cdot 10^{-4}$	$3.790(6) \cdot 10^{-4}$	
Vejiga	-	-	-	-	$9(4) \cdot 10^{-8}$	$2.1(1) \cdot 10^{-6}$	
Hueso	-	$4.290(6) \cdot 10^{-5}$	$8.300(2) \cdot 10^{-4}$	$6.440(1) \cdot 10^{-3}$	$1.220(1) \cdot 10^{-2}$	$8.010(1) \cdot 10^{-3}$	
Cerebro	-	-	$5.9(2) \cdot 10^{-7}$	$4.910(7) \cdot 10^{-4}$	$4.380(2) \cdot 10^{-3}$	$6.540(2) \cdot 10^{-3}$	
Vesícula	-	-	-	$6(3) \cdot 10^{-7}$	$3.1(2) \cdot 10^{-5}$	$1.29(2) \cdot 10^{-4}$	
Corazón	-	-	$1.9(2) \cdot 10^{-7}$	$1.880(6) \cdot 10^{-4}$	$1.760(2) \cdot 10^{-3}$	$2.540(1) \cdot 10^{-3}$	
Intestino delgado	-	-	-	$1.1(4) \cdot 10^{-8}$	$3.72(6) \cdot 10^{-6}$	$2.430(9) \cdot 10^{-5}$	
Intestino grueso superior	-	-	-	-	$8.1(7) \cdot 10^{-7}$	$6.4(1) \cdot 10^{-6}$	
Intestino grueso inferior	-	-	-	$2(1) \cdot 10^{-8}$	$4.8(2) \cdot 10^{-6}$	$3.01(2) \cdot 10^{-5}$	
Riñones	-	-	-	$8.1(6) \cdot 10^{-7}$	$3.97(4) \cdot 10^{-5}$	$1.260(4) \cdot 10^{-4}$	
Hígado	-	-	$4(1) \cdot 10^{-9}$	$9.24(8) \cdot 10^{-6}$	$1.700(3) \cdot 10^{-4}$	$3.750(3) \cdot 10^{-4}$	
Pulmones	-	$3.5(6) \cdot 10^{-8}$	$3.97(2) \cdot 10^{-5}$	$1.680(2) \cdot 10^{-3}$	$4.770(3) \cdot 10^{-3}$	$4.560(1) \cdot 10^{-3}$	
Páncrea	-	-	-	$4.0(2) \cdot 10^{-6}$	$1.34(1) \cdot 10^{-4}$	$3.59(1) \cdot 10^{-4}$	
Bazo	-	-	$1.0(7) \cdot 10^{-8}$	$1.00(3) \cdot 10^{-5}$	$1.80(1) \cdot 10^{-4}$	$3.780(8) \cdot 10^{-4}$	
Estómago	-	-	-	$5.3(2) \cdot 10^{-6}$	$1.160(9) \cdot 10^{-4}$	$2.740(7) \cdot 10^{-4}$	
Testículos	-	-	-	-	-	$2.4(4) \cdot 10^{-7}$	
Timo	-	-	$2.3(1) \cdot 10^{-5}$	$2.18(1) \cdot 10^{-3}$	$7.51(3) \cdot 10^{-3}$	$7.61(2) \cdot 10^{-3}$	
Tiroides (PENf)	61.0(1)	38.20(8)	22.40(4)	8.68(2)	2.720(5)	1.520(3)	
Tiroides (PENd)	61.0(1)	38.20(8)	22.40(4)	8.67(2)	2.720(6)	1.520(3)	

Tabla 2.3: Igual que la tabla 2.2 pero para E_γ en el rango 200-4000 keV.

Órgano blanco	E_γ [keV]					
	200	500	1000	1500	2000	4000
Glándulas suprarrenales	$4.620(7) \cdot 10^{-4}$	$5.800(8) \cdot 10^{-4}$	$6.75(1) \cdot 10^{-4}$	$7.30(1) \cdot 10^{-4}$	$7.42(1) \cdot 10^{-4}$	$7.42(1) \cdot 10^{-4}$
Vejiga	$5.7(1) \cdot 10^{-6}$	$1.49(3) \cdot 10^{-5}$	$3.36(4) \cdot 10^{-5}$	$4.93(6) \cdot 10^{-5}$	$6.22(6) \cdot 10^{-5}$	$8.7(1) \cdot 10^{-5}$
Hueso	$4.880(6) \cdot 10^{-3}$	$3.790(5) \cdot 10^{-3}$	$3.450(5) \cdot 10^{-3}$	$3.230(5) \cdot 10^{-3}$	$3.050(4) \cdot 10^{-3}$	$2.620(5) \cdot 10^{-3}$
Cerebro	$6.910(2) \cdot 10^{-3}$	$7.230(2) \cdot 10^{-3}$	$7.060(2) \cdot 10^{-3}$	$6.740(2) \cdot 10^{-3}$	$6.420(2) \cdot 10^{-3}$	$5.490(2) \cdot 10^{-3}$
Vésicula	$1.79(2) \cdot 10^{-4}$	$2.51(2) \cdot 10^{-4}$	$3.23(3) \cdot 10^{-4}$	$3.69(3) \cdot 10^{-4}$	$3.94(4) \cdot 10^{-4}$	$4.27(6) \cdot 10^{-4}$
Corazón	$2.500(1) \cdot 10^{-3}$	$2.620(1) \cdot 10^{-3}$	$2.680(2) \cdot 10^{-3}$	$2.630(2) \cdot 10^{-3}$	$2.560(2) \cdot 10^{-3}$	$2.290(2) \cdot 10^{-3}$
Intestino delgado	$4.330(9) \cdot 10^{-5}$	$8.01(1) \cdot 10^{-5}$	$1.250(2) \cdot 10^{-4}$	$1.560(2) \cdot 10^{-4}$	$1.770(2) \cdot 10^{-4}$	$2.100(4) \cdot 10^{-4}$
Intestino grueso inferior	$1.31(1) \cdot 10^{-5}$	$2.98(2) \cdot 10^{-5}$	$5.43(3) \cdot 10^{-5}$	$7.34(4) \cdot 10^{-5}$	$8.75(4) \cdot 10^{-5}$	$1.150(7) \cdot 10^{-4}$
Intestino delgado superior	$5.15(2) \cdot 10^{-5}$	$9.14(3) \cdot 10^{-5}$	$1.390(4) \cdot 10^{-4}$	$1.710(5) \cdot 10^{-4}$	$1.930(5) \cdot 10^{-4}$	$2.270(9) \cdot 10^{-4}$
Riñones	$1.790(4) \cdot 10^{-4}$	$2.710(5) \cdot 10^{-4}$	$3.580(6) \cdot 10^{-4}$	$4.040(7) \cdot 10^{-4}$	$4.270(8) \cdot 10^{-4}$	$4.46(1) \cdot 10^{-4}$
Hígado	$4.460(3) \cdot 10^{-4}$	$5.640(3) \cdot 10^{-4}$	$6.570(4) \cdot 10^{-4}$	$6.930(4) \cdot 10^{-4}$	$7.050(4) \cdot 10^{-4}$	$6.820(6) \cdot 10^{-4}$
Pulmones	$4.210(1) \cdot 10^{-3}$	$4.200(1) \cdot 10^{-3}$	$4.050(1) \cdot 10^{-3}$	$3.840(1) \cdot 10^{-3}$	$3.650(1) \cdot 10^{-3}$	$3.100(2) \cdot 10^{-3}$
Páncreas	$4.30(1) \cdot 10^{-4}$	$5.27(1) \cdot 10^{-4}$	$6.13(1) \cdot 10^{-4}$	$6.52(2) \cdot 10^{-4}$	$6.67(2) \cdot 10^{-4}$	$6.64(3) \cdot 10^{-4}$
Bazo	$4.500(8) \cdot 10^{-4}$	$5.70(1) \cdot 10^{-4}$	$6.56(1) \cdot 10^{-4}$	$6.81(1) \cdot 10^{-4}$	$6.87(1) \cdot 10^{-4}$	$6.50(2) \cdot 10^{-4}$
Estómago	$3.310(6) \cdot 10^{-4}$	$4.310(9) \cdot 10^{-4}$	$5.21(1) \cdot 10^{-4}$	$5.62(1) \cdot 10^{-4}$	$5.82(1) \cdot 10^{-4}$	$5.85(2) \cdot 10^{-4}$
Testículos	$8.3(6) \cdot 10^{-7}$	$3.9(2) \cdot 10^{-6}$	$1.17(3) \cdot 10^{-5}$	$2.03(4) \cdot 10^{-5}$	$2.78(5) \cdot 10^{-5}$	$4.7(1) \cdot 10^{-5}$
Timo	$7.19(2) \cdot 10^{-3}$	$7.29(2) \cdot 10^{-3}$	$7.08(2) \cdot 10^{-3}$	$6.74(2) \cdot 10^{-3}$	$6.40(2) \cdot 10^{-3}$	$5.46(2) \cdot 10^{-3}$
Tiroides (PENf)	$1.650(3)$	$1.780(4)$	$1.660(3)$	$1.510(3)$	$1.390(3)$	$1.100(2)$
Tiroides (PENd)	$1.650(3)$	$1.720(4)$	$1.470(4)$	$1.190(3)$	$9.77(3) \cdot 10^{-1}$	$5.31(2) \cdot 10^{-1}$

2.4. Comparación con cálculos previos

Los resultados de la simulación PENf se han comparado con los reportados por Cristy y Eckerman [25] y Hakimabad y Motavalli [27] mediante diferencias relativas dadas por:

$$\Delta_{\beta}(E_{\gamma}) = \frac{\Phi_{\text{PENf}}(\text{T} \leftarrow \text{S}) - \Phi_{\beta}(\text{T} \leftarrow \text{S})}{\Phi_{\beta}(\text{T} \leftarrow \text{S})}, \quad (2.3)$$

donde β (CE o HM) hace referencia a los resultados obtenidos por dichos autores, en cuyos cálculos, las SAF se obtuvieron siguiendo solo la trayectoria de los fotones. Las incertidumbres relativas de las SAF fueron inferiores al 30%, en el caso de Cristy y Eckerman y al 3%, en el de Hakimabad y Motavalli. Estos últimos autores encontraron, en la mayoría de los casos, diferencias inferiores al 25% cuando compararon sus resultados con los publicados por Cristy y Eckerman, pero esas diferencias se incrementaron en aquellas situaciones donde los órganos blanco eran pequeños como en el caso de la tiroides. Hakimabad y Motavalli arguyen que ello se debe a la baja estadística y a diferencias en las geometrías del maniquí considerado en las simulaciones.

La figura 2.5 muestra los resultados correspondientes a las diferencias relativas Δ_{β} para vejiga, intestino delgado, testículos, hígado, vesícula e intestino grueso superior, órganos que permiten ilustrar la discusión.

En general, se observa que para las energías superiores a 100 keV las diferencias relativas Δ_{CE} son menores del 30% para todos los órganos excepto vejiga y testículos, órganos para los que se encuentran valores mayores del 30% en varias energías, e intestino delgado, donde Δ_{CE} varía entre un 25% y un 40%. Para 4 MeV nuestros resultados coinciden con los de Cristy y Eckerman [25]. El porqué del aumento de Δ_{CE} en esos tres órganos puede achacarse, de nuevo, a la baja estadística que afecta tanto a nuestros cálculos como a los de esos autores para estos órganos y energías.

Para $E_{\gamma} < 100 \text{ keV}$, Δ_{CE} es superior al 30%, lo cual es debido, además de a la baja estadística anteriormente mencionada, al hecho de que en estos casos Cristy y Eckerman [25] estimaron las SAF mediante la integración directa de la contribución punto a punto sobre los órganos fuente y blanco.

Para energías mayores que 50 keV, los valores de Δ_{HM} son inferiores al 20% para todos los órganos analizados. Para 50 keV, estas diferencias varían entre el 20% y el 50% para vejiga, hígado, glándulas suprarrenales, intestino delgado e intestino grueso inferior. Para $E_{\gamma} < 50 \text{ keV}$, $\Delta_{\text{HM}} > 20\%$ para la mayoría de los órganos estudiados. En este caso en particular, y además de las diferencias debidas a la baja estadística asociada con algunos de estos órganos, existen diferencias importantes entre las bases de datos de secciones eficaces empleadas en los códigos PENELOPE y MCNP4C, este último usado por Hakimabad y Motavalli [27].

No debe dejarse de lado tampoco el hecho de que la geometría de la tiroides incluida en nuestro maniquí es ligeramente diferente de la de los maniqués utilizados por estos autores lo que puede contribuir, al menos en parte, a las diferencias observadas.

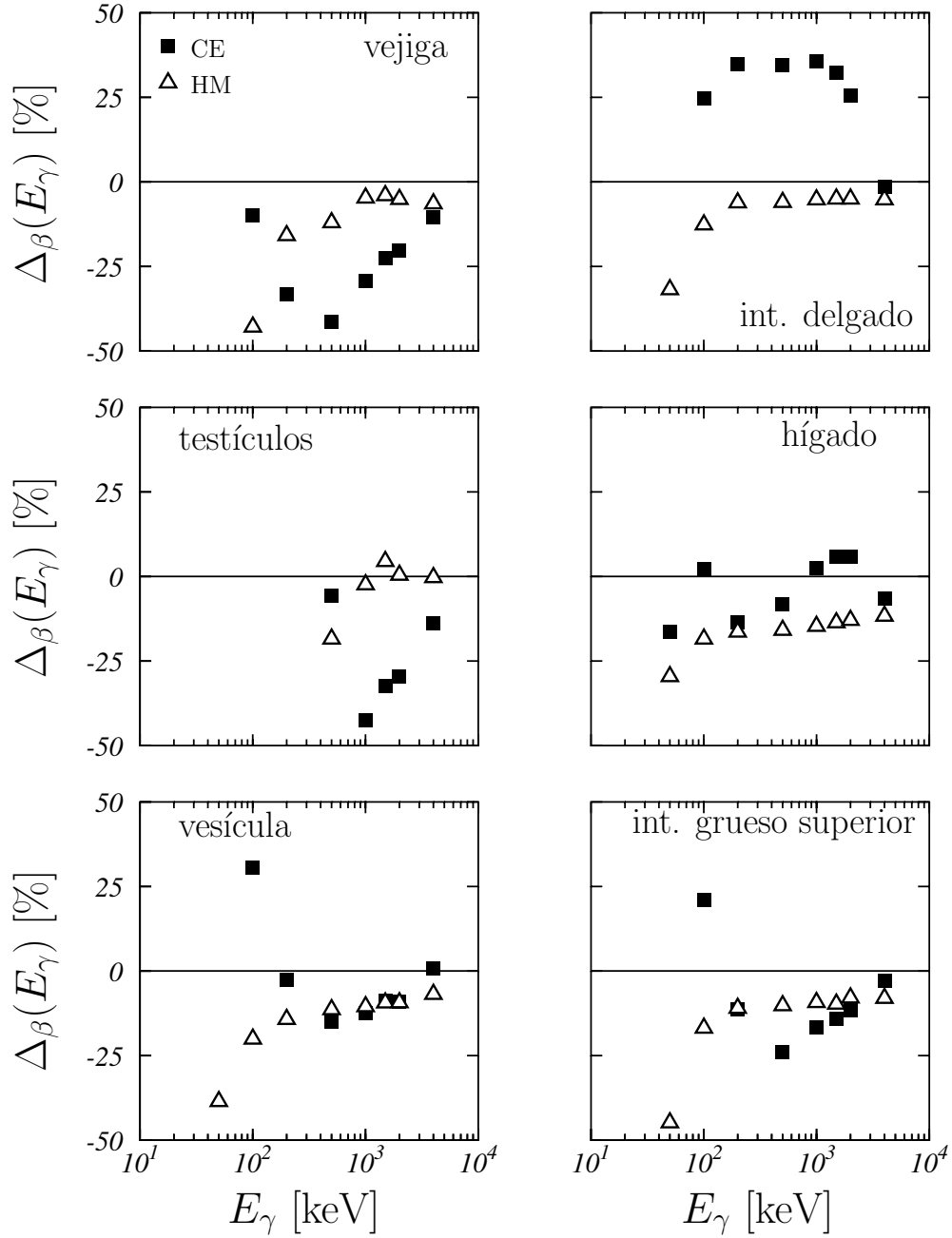


Figura 2.5: Diferencias relativas Δ_β , de acuerdo a la ecuación (2.3), entre los resultados PENf y los reportados por of Cristy and Eckerman [25] (cuadrados) y Hakimabad y Motavalli [27] (triángulos), para vejiga, intestino delgado, testículos, hígado, vesícula e intestino grueso superior. Las incertidumbres estan dadas con $k = 1$.

Capítulo 3

Efecto de las variaciones en la geometría del maniquí

En este capítulo se estudia cómo varían las SAF cuando se producen cambios en la geometría del maniquí de simulación. Para ello se comparan las simulaciones realizadas con tres maniqués matemáticos diferentes que se han programado mediante `pengeom`. Éste es un paquete de subrutinas, incluido en PENELOPE, que permite describir los diferentes elementos que conforman la geometría de simulación en términos de regiones homogéneas de determinados materiales que están limitadas por superficies cuádricas.

3.1. Antecedentes

Los maniqués matemáticos humanos son aquéllos que se caracterizan porque los distintos órganos que los componen se describen mediante superficies geométricas tales como planos, círculos, cilindros, esferas, conos, o formas más complejas [22, 24–29].

El primer maniquí matemático humano para simulación MC fue desarrollado por Snyder *et al* [22] en 1969. Correspondía a un hombre adulto caucásico y estaba dividido en tres regiones: un cilindro elipsoidal que describía el tronco y los brazos, dos conos truncados que describían las piernas y la región genital, y un cilindro elipsoidal cubierto con medio elipsoide que describía la cabeza y el cuello. Los tejidos que lo conformaban eran pulmón, hueso y tejido blando. A pesar de su simplicidad, este maniquí fue usado como hombre de referencia para el cálculo de SAF hasta 1985 [24].

En 1980 Cristy [25] propuso una modificación del maniquí de Snyder en la que incorporó los órganos femeninos y los modelos del corazón desarrollado por Coffey [63, 64] y de la vesícula de Hwang *et al* [65]. Además introdujo una reforma de los pulmones para lograr un mejor acoplamiento del corazón y, en general, reestructuró la posición y el tamaño del resto de órganos. A partir de este modelo hermafrodita generó una familia de maniqués para diferentes edades desde el feto hasta el adulto, pasando por 1, 5, 10 y 15

años. La composición química y la densidad de los materiales utilizados se tomaron del ICRP 23 [60].

Posteriormente, Cristy y Eckerman [25] modificaron los ovarios, el útero y los senos en los diferentes maniqués de la familia, dando lugar a los conocidos como los maniqués ORNL o tipo MIRD, que han sido usados como referencia hasta el año 2007 [25, 26]. Más adelante Eckerman *et al.* incorporaron el cuello y el esófago, modificando la posición de la cabeza [66], mientras que Ulanovsky y Eckerman propusieron nuevos modelos para la tiroides, las clavículas y las costillas en los maniqués de hasta 5 años, en los cuales cambiaron las ecuaciones de tercer y cuarto orden, usadas para describir las superficies delimitadores de esos órganos, por ecuaciones cuadráticas [67–69]. Finalmente, Bouchet *et al.* desarrollaron un modelo detallado del cerebro y otras estructuras de la cabeza [70].

3.2. Maniqués usados en las simulaciones

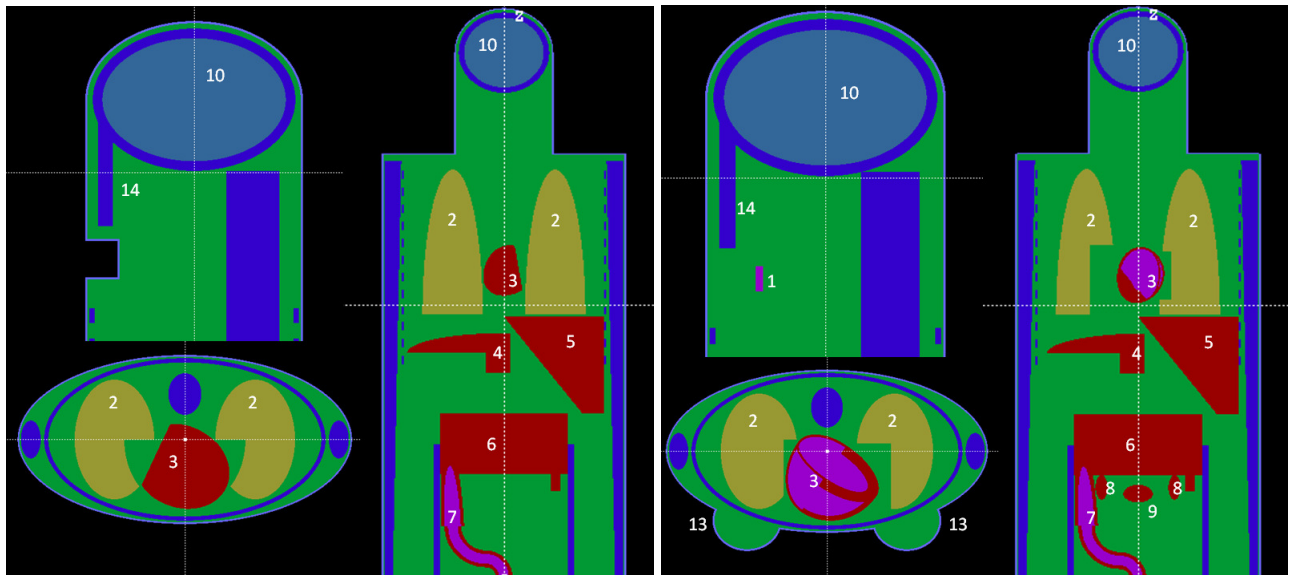
Como se ha indicado anteriormente, en las simulaciones que se presentan en este capítulo hemos utilizado tres maniqués de los cuáles se muestran diferentes cortes en la figura 3.1.

El primer maniqué considerado es el que se incluye en la distribución de la versión 2006 del código PENELOPE, que representa un hombre adulto. En el panel (a) de la figura 3.1 se pueden ver algunas de sus características. Para la discusión de resultados, este maniqué se ha denotado como M06.

El segundo es un maniqué hermafrodita que se ha construido a partir de la información correspondiente al propuesto por Cristy y Eckerman [25–27]. La mayoría de sus órganos está descrita en términos de cuadráticas por lo que su transcripción al entorno de *pengeom* es directa. Sin embargo, algunos órganos concretos, como la tiroides, el colon sigmoideo y la clavícula, están definidos mediante polinomios de orden tres y cuatro, por lo que ha sido necesario realizar las correspondientes adaptaciones para poder describirlos en términos de superficies cuadráticas. Se ha verificado que el volumen de estos órganos difiere en menos del 5% de los valores indicados por Cristy y Eckerman [25]. Hemos identificado como MIRD a este maniqué en el análisis de las distintas simulaciones realizadas.

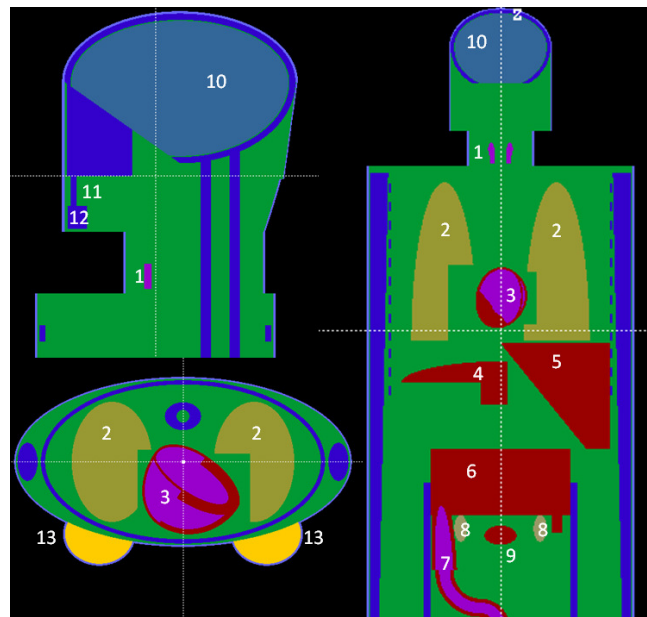
Hay que señalar que, en realidad, se ha construido la familia completa de 6 geometrías correspondientes a las distintas edades mencionadas antes y que ya habían propuesto Cristy y Eckerman [25]. Las características de los tres maniqués más pequeños se tomaron de Ulanovsky y Eckerman [68]. En el Apéndice A se encuentran los detalles específicos de todos los órganos de estos maniqués MIRD, incluidos aquéllos que han sido modificados respecto de las especificaciones de Cristy y Eckerman [25].

El tercer maniqué utilizado, que hemos denominado M14, es una modificación del maniqué MIRD adulto en el que se ha incluido la cabeza propuesta por Bouchet *et al.* [70]. Ésta contiene una representación detallada del cerebro y modela además el cuello, la mandíbula, los dientes y los ojos. La parte posterior de la cabeza de Bouchet *et al.* fue adaptada a polinomios de segundo grado (ver Apéndice A). Casi todos los órganos



(a) Maniqué M06.

(b) Maniqué tipo MIRD.



(c) Maniqué M14.

Figura 3.1: Vistas de los maniqués matemáticos (todas corresponden a los mismos planos de corte). a) Maniqué incluido en la versión 2006 del código PENELOPE. b) Maniqué tipo MIRD con adaptaciones al código PENELOPE. c) Maniqué tipo MIRD con la cabeza propuesta por Bouchet *et al.* [70]. Los números en las figuras corresponden a los siguientes órganos: (1) tiroides, (2) pulmones, (3) corazón, (4) páncreas, (5) hígado, (6) intestino grueso superior, (7) colon sigmoideo, (8) ovarios, (9) útero, (10) cerebro, (11) dientes, (12) mandíbula, (13) senos, (14) esqueleto facial.

restantes son geoméricamente iguales a los del maniquí MIRD con alguna excepción que se comentará más adelante.

Los órganos de los maniqués anteriores contienen distribuciones homogéneas de materiales que corresponden a los diferentes tejidos del cuerpo humano; para los maniqués M06 y MIRD los materiales considerados son cerebro, pulmón, hueso, músculo estriado, tejido blando, piel y agua. En el maniquí M14 se incluyen además cristalino, testículos, ovarios, tejido de la mama y médula ósea. Sus composiciones (en términos de las correspondientes fórmulas estequiométricas) y densidades se han obtenido de ICRP [60] o ICRU [61,62].

Los archivos de geometría correspondientes a la familia de maniqués hermafroditas MIRD se han incorporado como ejemplo en la nueva versión de `pengeom` [71].

Los tres maniqués están divididos en tres módulos que representan la cabeza, el tronco y las piernas; este último módulo incluye la región genital. Dadas las características generales descritas, la comparación entre M06 y MIRD adulto nos permite estudiar el efecto de los cambios geoméricos en los distintos órganos, mientras que la comparación entre M14 y MIRD adulto nos da información acerca del papel que juegan los materiales, salvo en el caso de que los órganos involucrados estén en la cabeza ya que, como se ha indicado, esta estructura es completamente diferente en ambos maniqués.

En la tabla 3.1 se comparan los volúmenes de los distintos órganos del maniquí MIRD adulto reportados por Cristy y Eckerman [25], que se muestran en la última columna, con los que nosotros hemos obtenido para los maniqués M06, MIRD y M14. Los valores correspondientes a los órganos de estos últimos se ha determinado vía Monte Carlo.

La mayoría de órganos presentan volúmenes muy similares en los tres maniqués con diferencias inferiores al 10%. Las excepciones son el cerebro, el corazón y la tiroides. En el caso del cerebro, la diferencia notable aparece entre el maniquí M14 y los otros dos. Ello es debido a que, como ya se mencionó, la cabeza del M14 es totalmente diferente.

El modelo del corazón incluido en los maniqués MIRD y M14 incluye la representación de los ventrículos y las aurículas, que se consideran compuestas de agua, mientras que en el M06 todo el órgano es de tejido muscular (ver figura 3.1). Esto supone una diferencia del 100% en el volumen.

En el caso de la tiroides, el volumen en el maniquí M06 es un 35% más pequeño que en los maniqués MIRD y M14. Ello se debe al cambio en el modelo geomérico que se utiliza para este órgano. Es relevante señalar que, además, la ubicación de la tiroides en los tres maniqués es diferente.

Con el fin de completar la comparación geomérica entre los tres maniqués usados en las simulaciones, y dado que en las mismas se ha considerado la tiroides como órgano fuente, se han determinado las distancias medias con los otros órganos, también con una técnica Monte Carlo. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3.2.

Como podemos ver las diferencias en las distancias promedio entre los tres maniqués son menores al 3% en todos los órganos, excepto en corazón y timo. Para el corazón la distancia fuente-blanco en el maniquí M06 es significativamente diferente a la de los maniqués MIRD y M14, por las razones explicadas anteriormente. En timo esa distancia es aproximadamente un 8% mayor en el maniquí M14 que en los otros dos.

Tabla 3.1: Volúmenes de los órganos de los maniqués M06, MIRD, M14. En la última columna (CE) se presentan los volúmenes reportados para el maniquí MIRD adulto por Cristy y Eckerman [25]. Los valores entre paréntesis indican las incertidumbres con un factor de recubrimiento $k = 1$: 45.80(9) significa 45.80 ± 0.09 . Cristy y Eckerman no indican la incertidumbre de sus valores.

órgano	volúmenes [cm ³]			
	M06	MIRD	M14	CE
bazo	175.97(7)	176.0(2)		176
cerebro	1366.7(3)	1368.0(3)	1556.0(3)	1370
corazón	602.7(2)	303.0(2)		303
estómago	151.96(7)	152.0(2)		152
glánd. suprarrenales	15.64(2)	15.64(5)		15.7
hígado	1833.1(2)	1830.0(5)		1830
int. delgado	1060.6(2)	1060.0(4)		1060
int. grueso superior	210.98(9)	212.3(2)		212.2
int. grueso inferior	159.82(7)	159.5(2)		160.3
ovarios	-	8.39(1)		8.38
páncreas	97.20(8)	90.6(1)		90.7
pulmones	3377.5(2)	3377.0(7)		3380
riñones	288.0(1)	288.0(2)		288
testículos	37.58(2)	37.40(9)		37.6
timo	20.09(3)	20.10(6)		20.1
tiroides	12.91(2)	20.03(3)		19.9
útero	-	76.1(1)		76
vejiga	45.69(3)	45.80(9)		45.7
vesícula	10.48(2)	10.06(4)		10.1

Tabla 3.2: Distancias medias, en cm, entre la tiroides y el resto de órganos en los maniqués M06, MIRD, M14. Los valores entre paréntesis indican las incertidumbres con un factor de recubrimiento $k = 1$: 38.20(1) significa 38.20 ± 0.01 .

órgano	distancias [cm]		
	M06	MIRD	M14
bazo	37.900(9)	37.800(9)	37.000(9)
cerebro	16.050(3)	16.050(3)	15.62(7)
corazón	21.950(8)	28.36(5)	28.43(4)
estómago	38.20(1)	38.30(1)	38.40(1)
glánd. suprarrenales	34.10(3)	33.90(3)	32.85(3)
hígado	37.000(4)	36.800(4)	36.700(4)
int. delgado	51.300(4)	51.300(4)	51.000(4)
int. grueso superior	50.80(1)	50.55(1)	50.40(1)
int. grueso inferior	65.17(3)	64.97(3)	64.73(3)
ovarios	-	57.80(4)	57.40(4)
páncreas	35.60(1)	35.45(1)	35.05(2)
pulmones	22.550(8)	22.70(5)	22.23(2)
riñones	41.85(1)	41.70(1)	40.60(1)
testículos	74.80(3)	74.70(2)	74.90(2)
timo	15.80(2)	15.70(2)	17.00(2)
útero	-	58.400(6)	58.200(6)
vejiga	64.25(2)	64.00(2)	64.05(1)
vesícula	41.80(3)	41.70(5)	41.65(5)

3.3. Resultados

Con los maniqués descritos anteriormente, se han llevado a cabo simulaciones para calcular las SAF en el caso en el que la tiroides es el órgano fuente. Se han emitido fotones en forma isotrópica, con energías entre 50 keV y 2 MeV. No se han seguido los electrones secundarios, es decir, que se han llevado a cabo en el esquema PENf descrito en el capítulo 2 (ver tabla 2.1).

Par analizar el efecto de las variaciones geométricas y de materiales entre maniqués, hemos determinado las diferencias relativas entre los resultados, tomando como referencia los valores obtenidos en el maniquí tipo MIRD:

$$\Delta_{\alpha}(E_{\gamma}) = \frac{\Phi_{\alpha}(\text{T} \leftarrow \text{S}) - \Phi_{\text{MIRD}}(\text{T} \leftarrow \text{S})}{\Phi_{\text{MIRD}}(\text{T} \leftarrow \text{S})}, \quad (3.1)$$

donde α hace referencia a M06 o M14.

En la figura 3.2 se muestran las diferencias relativas Δ_{M06} (cuadrados negros) y Δ_{M14} (triángulos blancos) para timo, corazón, cerebro, riñones e hígado. Estos órganos permiten ilustrar la discusión.

En el caso del corazón vemos cómo el comportamiento de ambas diferencias relativas es similar: a medida que disminuye la energía ambas aumentan, alcanzando valores superiores al 50 %, en el caso de M06, y al 25 %, en el caso M14, para las energías más bajas. En el primer caso la diferencia está causada por las variaciones en la geometría y composición del corazón y por las diferencias en la posición y volumen de la tiroides. Las diferencias Δ_{M14} son inferiores ya que el corazón en el maniquí M14 tiene la misma estructura geométrica que en el MIRD. La diferencia fundamental estriba en la inclusión de distintos tejidos adicionales, lo que provoca un cambio en la distribución dosimétrica en todo el maniquí.

En los casos del cerebro y de los riñones, los valores de Δ_{M06} se encuentran dentro de la franja de $\pm 5\%$, lo que pone de manifiesto la similitud de los maniqués M06 y MIRD para los órganos involucrados. Sin embargo, en el caso del hígado esta diferencia es negativa para todas las energías analizadas, lo que indica que las SAF en el maniquí MIRD son mayores que las del M06. En valor absoluto, se encuentran entre el 5 % y el 20 % lo que se debe, fundamentalmente, a las diferencias estructurales del corazón en ambos maniqués que afectan significativamente la dosimetría en el hígado: éste se encuentra, en las simulaciones que se han llevado a cabo, detrás de aquél en la trayectoria del haz de fotones (ver figura 3.1).

En estos tres órganos blanco, las Δ_{M14} alcanzan valores importantes para algunas energías. En el caso del cerebro, las diferencias ya comentadas en la cabeza diseñada para el maniquí M14, con respecto a la del MIRD, producen SAF menores y diferencias relativas entre el 15 % y el 25 %, en valor absoluto. En el caso de los riñones y del hígado, son las diferencias en la composición de los tejidos las responsables de los valores observados que, como vemos, cambian de signo al aumentar la energía. En el caso del hígado las Δ_{M14} están en un rango de $\pm 10\%$, pero para los riñones se alcanzan valores de casi 60 %, para las energía más baja, y de -25 %, para la más alta. En este caso se tiene además el efecto

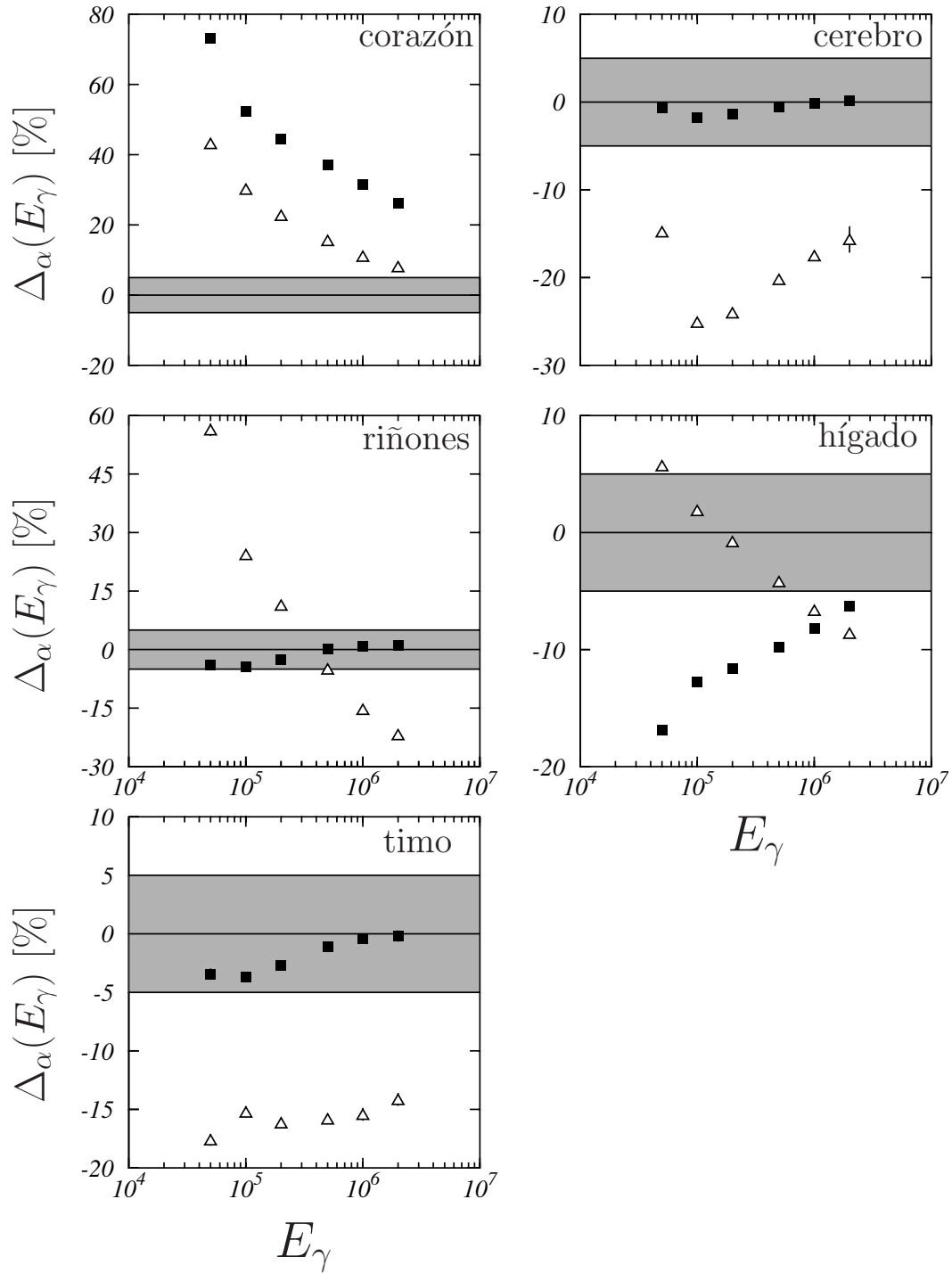


Figura 3.2: Diferencias relativas Δ_α , de acuerdo a la ecuación (3.1), para los maniqués M06 (cuadrados negros) y M14 (triángulos blancos) para timo, corazón, cerebro, riñones e hígado. Las incertidumbres, con $k = 1$, son en casi todos los casos menores que el símbolo usado para representar los datos. La franja gris indica una diferencia relativa de $\pm 5\%$.

añadido de una menor distancia fuente-blanco y un mayor número de modificaciones en los tejidos de los órganos interpuestos, principalmente, la inclusión de médula ósea en la columna.

En timo los valores de Δ_{M06} se encuentran dentro de la franja de $\pm 5\%$, lo que es de esperar, ya que este órgano es muy similar en los maniqués M06 y MIRD. Para el caso de M14, las Δ_{M14} se encuentran alrededor de -15% en la mayoría de energías, lo que se debe fundamentalmente, a que la distancia fuente-blanco es mayor.

Los resultados que hemos mostrado aquí ponen de manifiesto que cuando se comparan resultados de las SAF calculadas sobre maniqués con diferentes geometría y/o composición de tejidos, pueden llegar a obtenerse diferencias que en algunos casos pueden ser muy significativas. Ello depende de manera importante de las variaciones geométricas (forma y tamaño) y de composición de los órganos fuente y blanco y de los órganos interpuestos, existentes entre los maniqués. Con ello confirmamos efectivamente las conclusiones de trabajos previos [27–29, 31, 39–41, 43–45, 48].

Capítulo 4

Aplicación óptima de las técnicas de reducción de varianza

Como se ha señalado en la Introducción y hemos concluido en el Capítulo 2, las mayores diferencias entre las SAF se presentan cuando la energía de los fotones es inferior a 100 keV y el órgano blanco es pequeño y distante del órgano fuente, debido a la baja estadística que se presenta en esas situaciones en el cálculo de la energía depositada en el órgano blanco. Para solucionar este problema se puede bien aumentar el número de historias a simular, con el consiguiente incremento en el tiempo de CPU empleado, o bien usar TRV, las cuales pueden proporcionar incertidumbres relativas bajas en tiempos razonables de simulación.

En este capítulo estudiamos las posibilidades de una implementación sencilla de las TRV, *interaction forcing*, ruleta rusa y *splitting*, que fueron aplicadas en forma combinada. Específicamente hemos buscado cuáles son los parámetros óptimos para cada una de ellas en el cálculo de las SAFs.

La situación analizada fue aquella en que la tiroides es el órgano fuente y los testículos, los ovarios y la vejiga (órganos pequeños y distantes de la fuente) son los órganos blanco. Adicionalmente se calcularon los valores en el útero con el propósito de tener un órgano de referencia para la verificación general de los resultados.

4.1. Calculos específicos

El cálculo de las SAF se llevó a cabo para el maniquí antropomórfico MIRD descrito en el capítulo 3. Se consideraron fotones emitidos isotrópicamente desde la tiroides con energías iniciales $E_\gamma = 50, 100$ y 500 keV.

La aplicación del *interaction forcing* se ha lleva a cabo sólo en el órgano blanco. Por su parte, tanto la ruleta rusa como el *splitting* se consideran exclusivamente en el órgano fuente, justo en el momento de ser emitidos los fotones. Para ello se comprueba si la

dirección y sentido del movimiento inicial del fotón y la RoI, fijada previamente en cada caso, se intersecan. Si es así se activa el segundo mientras que en caso contrario se aplica la primera.

Con el fin de determinar los parámetros óptimos para la aplicación de las TRV, los resultados obtenidos en las distintas simulaciones realizadas se han comparado con los que proporcionan simulaciones análogas con un gran número de historias. Estas simulaciones de referencia se han llevado a cabo con cálculo en paralelo, usando 20 cores, y las SAF correspondientes se ha denotado como Φ_{ref} .

Se han realizado tres tipos de cálculos combinando las TRV, obteniéndose las SAF Φ_{α} , donde $\alpha \equiv \text{FOR}$, $\text{FOR}+\text{Rr}$ o $\text{FOR}+\text{Rr}+\text{Sp}$. Para analizar los resultados hemos determinado las correspondientes incertidumbres relativas, dadas por:

$$\Sigma_{\alpha} = \frac{\sigma_{\Phi_{\alpha}}}{\Phi_{\alpha}}, \quad (4.1)$$

donde $\sigma_{\Phi_{\alpha}}$ es la incertidumbre estándar tipo A de la SAF Φ_{α} [72]. Recordamos que la incertidumbre relativa está relacionada con la eficiencia de las simulaciones MC, que fue definida en la ecuación (1.3). En todas las simulaciones realizadas aplicando las TRV se utilizó un procesador Intel Hapertown E5405 2.0 GHz, con un tiempo de CPU $1.5 \cdot 10^5$ segundos.

Para la comparación entre los resultados obtenidos en las distintas simulaciones con las de referencia hemos usado un estadístico tipo χ^2 propuesto en [73]:

$$\chi_{\alpha,\text{ref}}^2 = \sum_{j=1}^M \frac{(\Phi_{\alpha}^j - \Phi_{\text{ref}}^j)^2}{(\sigma_{\Phi_{\alpha}}^j)^2 + (\sigma_{\Phi_{\text{ref}}}^j)^2}. \quad (4.2)$$

En nuestro caso $M = 12$ y corresponde al número de cálculos que han sido comparados, que corresponden a los cuatro órganos blanco y tres energías en cada caso. Hemos analizado la dependencia de este estadístico con los parámetros r y s de las TRV.

4.2. Resultados y discusión

En nuestros cálculos hemos encontrado que las simulaciones que sólo incluyen *splitting* y/o ruleta rusa, sin *interaction forcing*, producen valores de las SAF con incertidumbres extremadamente grandes. Por ello, en todas las simulaciones cuyos resultados se presentan a continuación se ha incluido *interaction forcing* que, recordemos, se aplica en los órganos blanco.

En primer lugar se ha determinado cuál es el factor de forzado F óptimo. Para ello hemos variado dicho factor entre 5 y 100 y los resultados obtenidos para las incertidumbres relativas correspondientes se muestran en la tabla 4.1. Se indican también los valores de las SAF para $F = 1$, que corresponde a una simulación análoga.

Tabla 4.1: Incertidumbres relativas de las SAF Σ_{rel} , dadas por la ecuación (4.1), en %, calculadas con las simulaciones FOR, para varios valores del factor de forzado F , para las energías de los fotones iniciales analizadas y para los cuatro órganos estudiados.

F	energía	vejiga	testículos	ovarios	útero
1	50 keV	27.28	65.32	24.67	11.45
5	50 keV	15.34	43.09	14.63	8.08
10	50 keV	12.06	34.07	12.74	7.76
25	50 keV	9.81	36.48	11.03	7.35
50	50 keV	9.16	37.00	11.02	7.12
75	50 keV	9.23	35.86	11.35	6.83
100	50 keV	9.73	34.56	11.90	7.78
1	100 keV	5.19	16.68	6.43	2.49
5	100 keV	2.86	10.47	3.96	1.77
10	100 keV	2.19	8.25	3.12	1.53
25	100 keV	2.05	8.69	3.08	1.57
50	100 keV	1.95	8.57	2.92	1.56
75	100 keV	1.71	8.09	2.59	1.40
100	100 keV	1.67	7.02	2.59	1.40
1	500 keV	1.64	3.89	2.57	0.92
5	500 keV	0.92	2.56	1.66	0.63
10	500 keV	0.69	2.14	1.32	0.53
25	500 keV	0.55	1.94	1.21	0.48
50	500 keV	0.55	2.04	1.25	0.51
75	500 keV	0.50	1.86	1.16	0.46
100	500 keV	0.49	1.85	1.16	0.46

Como vemos, la aplicación del *interaction forcing* da lugar a una reducción de la incertidumbre relativa en todos los casos. Las mayores reducciones se encuentran para la energía más alta, obteniéndose para 500 keV valores de Σ_{rel} por debajo del 1% en vejiga y útero. Cuando $F = 5$ se produce una reducción de un $\sim 30\%$ en Σ_{rel} , respecto del valor obtenido para $F = 1$, con un incremento en esa disminución a medida que el factor de forzado aumenta. Sin embargo, a partir de un valor de F se presenta una estabilización de la incertidumbre relativa por lo que en las simulaciones que se discuten a continuación se ha seleccionado $F = 50$ como valor apropiado para obtener una buena eficiencia.

4.2.1. *Interaction forcing* + ruleta rusa

Los resultados de las simulaciones FOR+Rr se presentan en las Figuras 4.1 y 4.2. Para el caso de Rr se han considerado los valores $r = 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.8, 0.9$ y 1.0 .

La figura 4.1 muestra las razones $\Phi_{\text{FOR+Rr}}/\Phi_{\text{ref}}$ entre las SAF obtenidas con FOR+Rr y las de referencia (sin TRV). Se muestran los resultados obtenidos para las tres energías

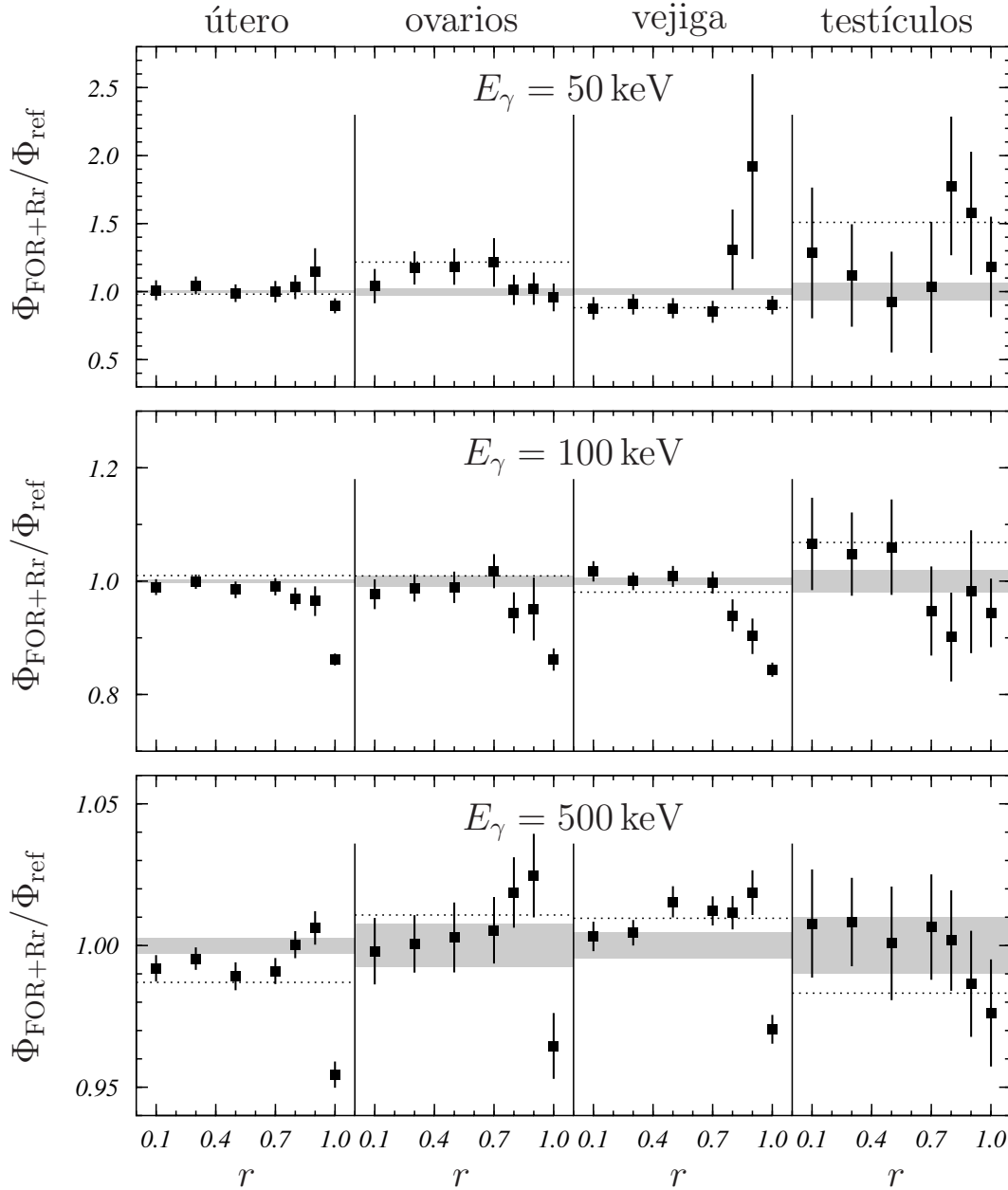


Figura 4.1: Resultados de las simulaciones FOR+Rr con $r = 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.8, 0.9$ y 1.0 , para las energías de 50 keV (panel superior), 100 keV (panel medio) y 500 keV (panel inferior) y para los cuatro órganos estudiados. Se muestran las razones $\Phi_{\text{FOR+Rr}}/\Phi_{\text{ref}}$. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k = 1$. La banda gris representa la incertidumbre de los valores de referencia. Las líneas punteadas corresponden a los cálculos FOR sin aplicar Rr.

analizadas y los cuatro órganos blancos en función del factor r que caracteriza la aplicación de la ruleta rusa. Las bandas grises corresponden a la incertidumbre de los cálculos de referencia (con $k = 1$). En la figura 4.2, se muestra la dependencia de las razones de la incertidumbres relativas $\Sigma_{\text{FOR+Rr}}/\Sigma_{\text{ref}}$ con r , para los mismos casos analizados. En ambas figuras las líneas punteadas corresponden a los resultados obtenidos con la simulación FOR para $F = 50$.

Como se observa en la figura 4.1, todos los valores encontrados en testículos, independientemente de la energía de los fotones iniciales, son estadísticamente compatibles con los valores de referencia de las SAF, pero las incertidumbres que presentan los resultados son demasiado grandes para dilucidar el valor óptimo de r en esta situación.

Para las energías de 100 y 500 keV, las simulaciones en ovarios, vejiga y útero, con $r = 1.0$ subestiman los valores de las Φ_{ref} . Ello se debe a que cuando $r = 1$ no se sigue ninguna de las trayectorias de los fotones emitidos desde la fuente y que no van en la dirección del órgano blanco. Por consiguiente esas trayectorias no contribuyen en absoluto a la dosis en el órgano blanco y las SAF se subestiman. Las diferencias relativas con respecto a los valores de referencia son $\sim 15\%$ para 100 keV y $\sim 4\%$ para 500 keV, lo que señala la importancia de esas trayectorias despreciadas.

Los resultados encontrados para los otros valores de r muestran diferencias entre $\Phi_{\text{FOR+Rr}}$ y Φ_{Ref} menores de 5%, aproximadamente, y cabe indicar que, excepto en algunos casos, en las simulaciones FOR+Rr se observa una exactitud mayor que cuando sólo se incluye el *interaction forcing* (ver líneas punteadas en la figura 4.1).

Para el caso de la energía de 50 keV, la tendencia encontrada para útero es similar a las encontradas por las otras energías sin embargo, para ovarios y vejiga, la mayoría de los valores de $\Phi_{\text{FOR+Rr}}$ no son estadísticamente compatibles con el valor de referencia de las SAF (dentro del intervalo de confianza mostrado en la figura 4.1). Los resultados para los ovarios sobrestiman la Φ_{ref} en un $\sim 20\%$ y en el caso de la vejiga la subestiman en un $\sim 15\%$. De todas formas, las simulaciones FOR+Rr mejoran la exactitud de los resultados obtenidos con las simulaciones FOR también en estos casos.

Para determinar el valor óptimo de r usamos los resultados mostrados en la figura 4.2. Como se puede ver, la dependencia de la razón $\Sigma_{\text{FOR+Rr}}/\Sigma_{\text{ref}}$ con respecto a r es similar en todos los casos, mostrando un mínimo en $r = 0.3$. En algunos casos, para $r = 1.0$ estas razones son aun más pequeñas que las encontradas con $r = 0.3$ pero, como se discutió anteriormente, estos valores no se toman en cuenta debido a la subestimación de las Φ_{Ref} . También se observa que en algunas simulaciones FOR+Rr se producen resultados peores que los encontrados en las simulaciones FOR mientras que para $r = 0.3$ los cálculos mejoran en todos los casos.

Hemos completado el análisis calculando los valores de χ^2/M , dado en la ecuación (4.2), para las simulaciones FOR+Rr. Los resultados se muestran en el panel izquierdo de la figura 4.3 donde se observa que el resultado mínimo de χ^2/M se obtiene para el caso de $r = 0.3$, ratificando que este valor es el óptimo para las simulaciones FOR+Rr.

En la tabla 4.2, los valores de $\Phi_{\text{FOR+Rr}}$ para el r óptimo se comparan con los valores de referencia Φ_{Ref} y con las SAF de las simulaciones FOR, Φ_{FOR} . En general, la ruleta

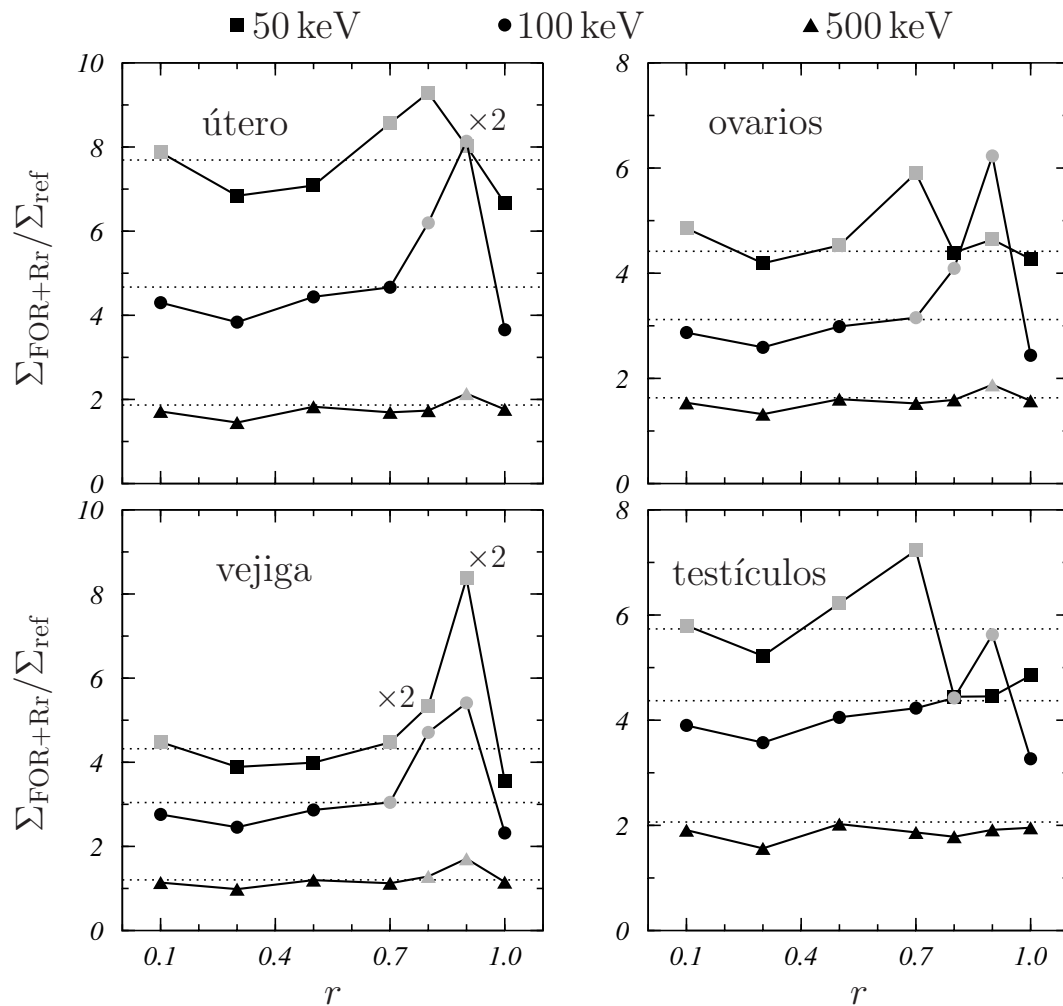


Figura 4.2: Razón entre las incertidumbres relativas $\Sigma_{\text{FOR}+\text{Rr}}/\Sigma_{\text{ref}}$ para los cuatro órganos analizados. Se muestran los valores para las energías $E_\gamma = 50$ keV (cuadrados), 100 keV (círculos) y 500 keV (triángulos). Las líneas punteadas corresponden a los cálculos de las simulaciones FOR sin Rr. Los símbolos en gris indican los valores que están por encima de los resultados FOR. Los valores para útero ($r = 0.9$) y vejiga ($r = 0.8$ y 0.9) a 50 keV se han dividido por 2 para que se ajusten a la escala de la figura.

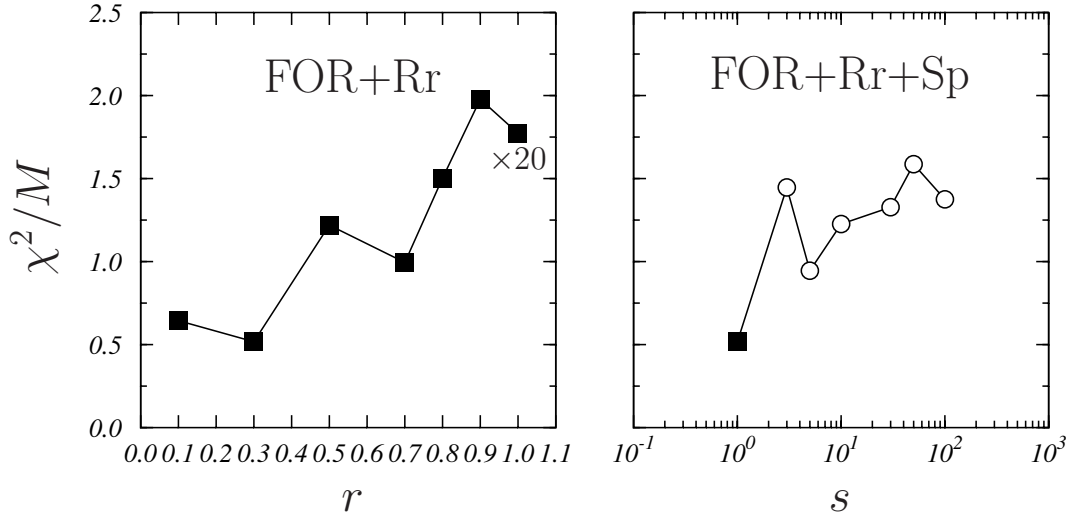


Figura 4.3: Valores de χ^2/M , dado por la ecuación (4.2), obtenidos en las simulaciones FOR+Rr, en función de r (panel izquierdo) y en las simulaciones FOR+Rr+Sp, en función de s (panel derecho). El valor de $r = 1.0$ (panel izquierdo) ha sido dividido por un factor de 20 para representarlo. El valor correspondiente a $s = 1$ (panel derecho) coincide con el encontrado para $r = 0.3$ en las simulaciones FOR+Rr (panel izquierdo).

rusa mejora los resultados de las SAF encontradas con las simulaciones FOR. La máxima diferencia relativa entre las SAF de las simulaciones FOR+Rr, con $r = 0.3$, con respecto a los cálculos de referencia es de un 17% (que corresponde a los ovarios para 50 keV), mientras que, para los cálculos FOR se alcanzan valores de hasta $\sim 50\%$ (para el caso de testículos y 50 keV). Para las otras energías la ruleta rusa reduce las diferencias relativas a menos de un 5% y 1% para 100 y 500 keV, respectivamente.

4.2.2. Interaction forcing + ruleta rusa + splitting

Usando $F = 50$ y $r = 0.3$, se ha implementado el *splitting* en simulaciones FOR+Rr+Sp que fueron llevadas a cabo para los valores $s = 3, 5, 10, 30, 50$ y 100. Al contrario de lo sucedido con r , no es posible determinar un parámetro global óptimo de s . Como se puede observar en el panel derecho de la figura 4.3, los valores de χ^2/M obtenidos para las simulaciones FOR+Rr+Sp son mayores que los obtenidos para los cálculos de FOR+Rr realizados con $r = 0.3$ (que corresponde a un valor $s = 1$ representado con un cuadrado). Esto significa que en forma general, cuando añadimos el *splitting* a las simulaciones no se logra una mejoría con respecto al valor de referencia de las SAFs, al menos en lo que se refiere al estadístico χ^2 .

Sin embargo, la figura 4.4 muestra que el *splitting* puede cooperar con las otras dos TRV para aproximar el cálculo al valor de referencia. En esa figura se han graficado las razones $\Phi_{\text{FOR+Rr+Sp}}/\Phi_{\text{ref}}$ en función del parámetro s , para todas las situaciones estudiadas. A

Tabla 4.2: Comparación de las SAFs, en kg^{-1} , obtenidas en las simulaciones de referencia (sin TRV) con las encontradas cuando se incluyen las TRV con los parámetros óptimos: FOR con $F = 50$, Rr con $r=0.3$ y Sp con $s = 10$. Se muestran los resultados para los cuatro órganos blanco estudiados y las energías de 50, 100 y 500 keV . Las incertidumbres estadísticas (con un factor de cobertura $k = 1$) se dan entre paréntesis: $6.7(2)$ significa 6.7 ± 0.2 .

E_γ	simulación	útero	ovarios	vejiga	testículos
50 keV	referencia (sin TRV)	$5.42(5) \cdot 10^{-7}$	$6.7(2) \cdot 10^{-7}$	$1.60(3) \cdot 10^{-7}$	$2.3(1) \cdot 10^{-8}$
	FOR ($F = 50$)	$5.3(4) \cdot 10^{-7}$	$8.2(9) \cdot 10^{-7}$	$1.4(1) \cdot 10^{-7}$	$3(1) \cdot 10^{-8}$
	FOR+Rr ($r = 0.3$)	$5.7(4) \cdot 10^{-7}$	$7.9(8) \cdot 10^{-7}$	$1.5(1) \cdot 10^{-7}$	$2.5(8) \cdot 10^{-8}$
	FOR+Rr+Sp ($s = 10$)	$5.2(2) \cdot 10^{-7}$	$6.4(4) \cdot 10^{-7}$	$1.42(8) \cdot 10^{-7}$	$2.5(5) \cdot 10^{-8}$
100 keV	referencia (sin TRV)	$6.27(2) \cdot 10^{-6}$	$7.19(7) \cdot 10^{-6}$	$2.15(1) \cdot 10^{-6}$	$2.79(5) \cdot 10^{-7}$
	FOR ($F = 50$)	$6.3(1) \cdot 10^{-6}$	$7.3(2) \cdot 10^{-6}$	$2.11(4) \cdot 10^{-6}$	$3.0(3) \cdot 10^{-7}$
	FOR+Rr ($r = 0.3$)	$6.27(8) \cdot 10^{-6}$	$7.1(2) \cdot 10^{-6}$	$2.15(3) \cdot 10^{-6}$	$2.9(2) \cdot 10^{-7}$
	FOR+Rr+Sp ($s = 3$)	$6.27(7) \cdot 10^{-6}$	$7.3(2) \cdot 10^{-6}$	$2.13(3) \cdot 10^{-6}$	$2.6(1) \cdot 10^{-7}$
500 keV	referencia (sin TRV)	$3.226(9) \cdot 10^{-5}$	$3.53(3) \cdot 10^{-5}$	$1.556(7) \cdot 10^{-5}$	$3.99(4) \cdot 10^{-6}$
	FOR ($F = 50$)	$3.18(2) \cdot 10^{-5}$	$3.56(4) \cdot 10^{-5}$	$1.571(9) \cdot 10^{-5}$	$3.92(8) \cdot 10^{-6}$
	FOR+Rr ($r = 0.3$)	$3.21(1) \cdot 10^{-5}$	$3.53(4) \cdot 10^{-5}$	$1.563(7) \cdot 10^{-5}$	$4.02(6) \cdot 10^{-6}$
	FOR+Rr+Sp ($s = 10$)	$3.21(1) \cdot 10^{-5}$	$3.58(3) \cdot 10^{-5}$	$1.561(5) \cdot 10^{-5}$	$3.99(4) \cdot 10^{-6}$
	FOR+Rr+Sp ($s = 100$)	$3.21(1) \cdot 10^{-5}$	$3.55(3) \cdot 10^{-5}$	$1.556(7) \cdot 10^{-5}$	$3.97(4) \cdot 10^{-6}$

excepción de algunos casos, las SAF obtenidas en las simulaciones FOR+Rr+Sp están más cercanas al valor Φ_{ref} que las proporcionadas por los cálculos FOR y además se encuentran dentro del intervalo de confianza de los valores de referencia. Sin embargo añadir el *splitting* no se produce siempre mejores resultados que los encontrados en las simulaciones FOR+Rr con $r = 0.3$. Por tanto, no se puede establecer una tendencia general.

Para obtener más información acerca del papel que juega el *splitting* en este tipo de simulaciones, hemos calculado las razones $\Sigma_{\text{FOR+Rr+Sp}}/\Sigma_{\text{ref}}$ y los valores de χ^2/M para cada energía individual (considerando los cuatro órganos blanco) y para cada órgano blanco (considerando las tres energías). Los resultados obtenidos se muestran en la figura 4.5 y en la tabla 4.3, respectivamente, para los diferentes valores de s .

En la figura 4.5 se puede observar que, en todos los casos analizados, las incertidumbres relativas encontradas para la simulación FOR+Rr+Sp son menores que las $\Sigma_{\text{FOR+Rr}}$ óptimas (ver los valores $s = 1$ representados con símbolos negros en la figura) siempre y cuando $s \leq 10$; para valores mayores de s las razones de las incertidumbres relativas aumentan o muestran una reducción adicional, dependiendo del órgano blanco y de la energía. En algunos casos las $\Sigma_{\text{FOR+Rr+Sp}}$ son aún mayores que las Σ_{FOR} (valores graficados con símbolo gris). En la tabla 4.3 hemos marcado en gris los valores de χ^2/M en cuyo cálculos se han considerado esos datos. Como en la mayoría de esos casos la incertidumbre relativa no se reduce, no los hemos considerado en la discusión acerca del valor óptimo s que sigue.

Los valores mínimos de las razones de las incertidumbres relativas se obtienen para (ver figura 4.5): $s = 10$ en el caso de 500 keV, para todos los órganos, 100 keV, para testículos y 50 keV, para todos los órganos excepto testículos; $s = 3$ en el caso de 100 keV, para todos los órganos excepto testículos, y $s = 30$ en el caso de 50 keV, para testículos. Como los valores de χ^2/M para testículos correspondiente a $s = 3$ y $s = 10$ son relativamente

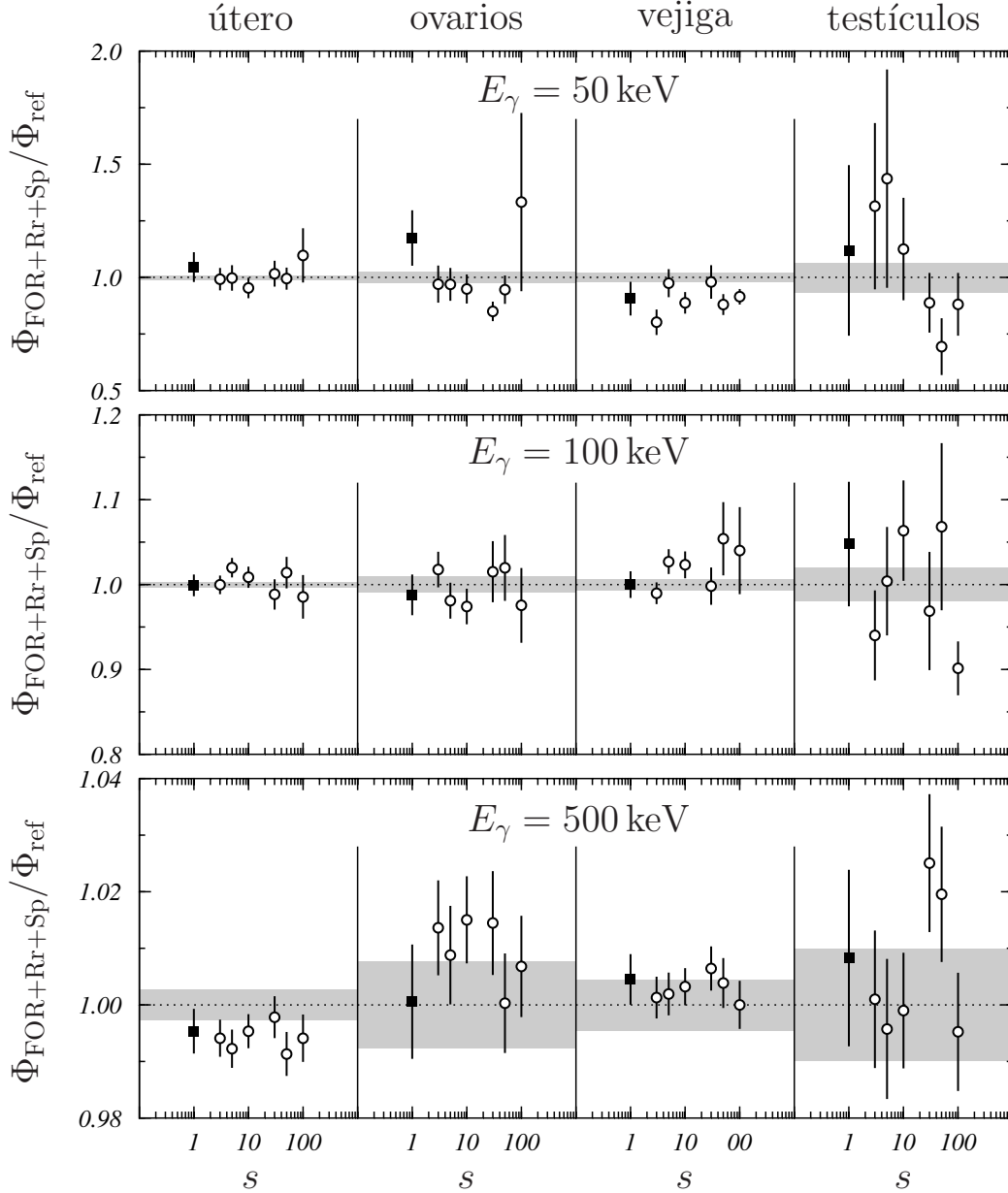


Figura 4.4: Resultados de las simulaciones FOR+Rr+Sp con $s = 1, 3, 5, 10, 30, 50$ y 100 , para las energías de 50 keV (panel superior), 100 keV (panel medio) and 500 keV (panel inferior) y los cuatro órganos estudiados. Las razones $\Phi_{\text{FOR+Rr}}/\Phi_{\text{ref}}$ son mostradas. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k = 1$. La banda gris representa los valores de referencia con su respectiva incertidumbre. Las líneas punteadas corresponden a los cálculos FOR son aplicar Rr. Los valores para $s = 1$ corresponde a aquellos de las simulaciones FOR+Rr con $r = 0.3$ (ver figura 4.1).

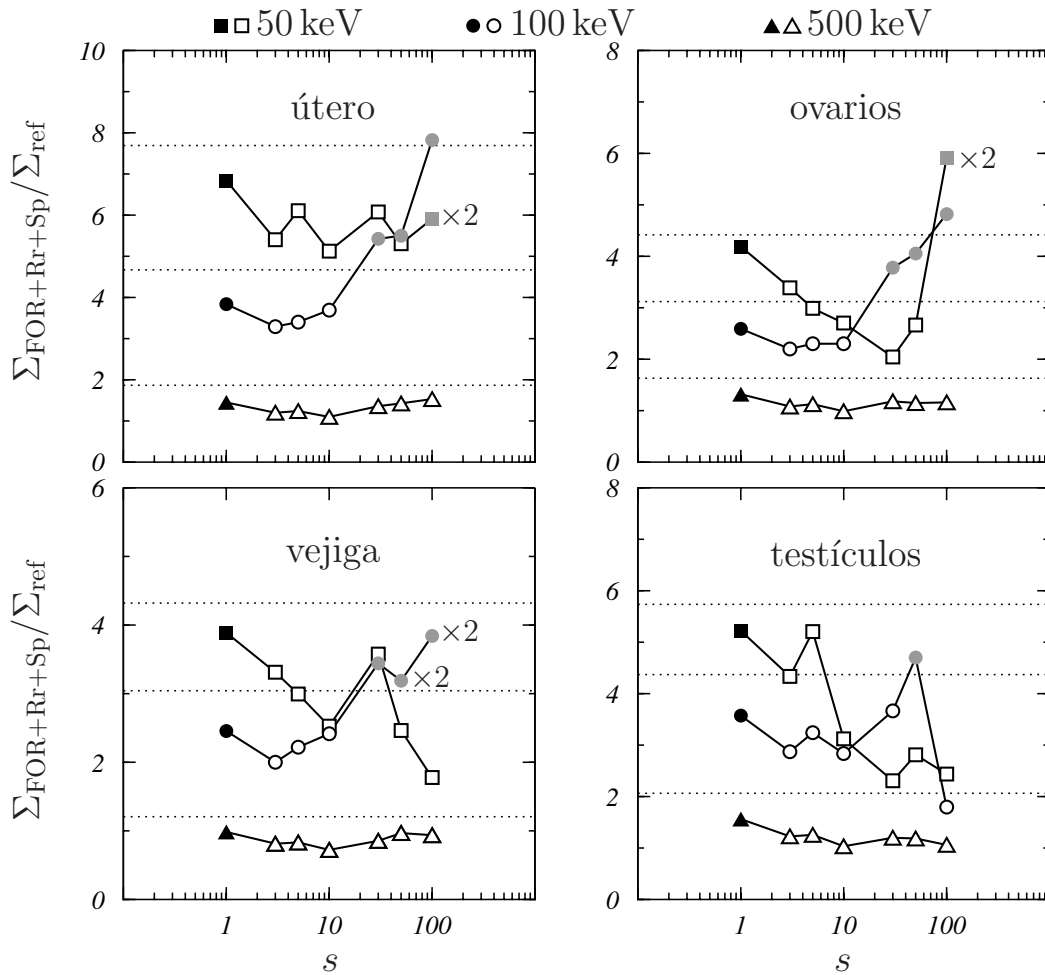


Figura 4.5: Razón de las incertidumbres relativas $\Sigma_{\text{FOR+Rr+Sp}}/\Sigma_{\text{ref}}$ para los cuatro órganos analizados. Se muestran los valores para $E_\gamma = 50$ keV (cuadrados), 100 keV (círculos) and 500 keV (triángulos). Las líneas punteadas representan los resultados de los cálculos FOR y coinciden con las de la figura 4.2. Los símbolos en gris indican los valores que están por encima de los resultados FOR. Los valores indicados para útero ($s = 100$, $E_\gamma = 50$ keV) y para vejiga ($s = 50$ y 100, $E_\gamma = 100$ keV) se han dividido por dos para que se ajusten a la escala de la figura.

Tabla 4.3: Valores de χ^2/M , dado en la ecuación (4.2), obtenidos en las simulaciones FOR+Rr+Sp, en función de s , para cada una de las energías estudiadas (considerando los cuatro órganos blanco) y cada órgano blanco (considerando las tres energías). Los valores marcados en gris corresponden a los valores de s para los cuales $\Sigma_{\text{FOR+Rr+Sp}} > \Sigma_{\text{FOR}}$ en alguno de los datos usados para calcular χ^2/M .

	$s = 1$	$s = 3$	$s = 5$	$s = 10$	$s = 30$	$s = 50$	$s = 100$
útero	0.47	0.64	1.97	0.93	0.24	1.30	0.79
ovarios	0.72	0.72	0.47	1.25	3.56	0.29	0.45
vejiga	0.65	3.81	1.04	2.29	0.41	2.51	1.70
testículos	0.23	0.61	0.29	0.44	1.11	2.24	2.57
50 keV	0.99	2.93	0.28	1.64	2.44	2.74	1.62
100 keV	0.16	0.56	1.57	1.15	0.19	0.70	2.05
500 keV	0.41	0.85	0.98	0.89	1.35	1.32	0.46

pequeños (ver tabla 4.3), podemos resumir estos resultados, afirmando que $s = 3$ es el valor óptimo para 100 keV y $s = 10$ para las otras dos energías.

Para comparar con los resultados de las otras simulaciones llevadas a cabo, los valores de $\Phi_{\text{FOR+Rr+Sp}}$ se muestran en la tabla 4.2. Para 50 keV, con $s = 10$, la máxima diferencia relativa con respecto al valor de referencia aparece para los testículos ($\sim 12\%$), para 100 keV, con $s = 3$, para los ovarios ($\sim 1.8\%$) y para 500 keV, de nuevo con $s = 10$, también para los ovarios ($\sim 1.5\%$).

Como se puede ver en la tabla 4.3, el valor de χ^2/M obtenido para 500 keV y $s = 100$ es muy similar al encontrado en los cálculos óptimos de las simulaciones FOR+Rr. Esto es la mejor situación en la cual un valor grande del parámetro de *splitting* muestra un buen acuerdo con el valor de referencia. Para tener una idea cuantitativa acerca de las SAF obtenidas en esta situación, hemos incluido los valores correspondientes también en la tabla 4.2 y observamos que la máxima diferencia relativa con respecto al valor de referencia se presenta para los ovarios siendo $\sim 0.7\%$.

Capítulo 5

Aplicación del algoritmo de colonia de hormigas

En el capítulo anterior se ha estudiado el resultado de aplicar de manera conjunta las TRV *interaction forcing*, ruleta rusa y *splitting*, la primera en el órgano blanco y las otras dos en el momento de ser emitidos los fotones primarios desde el órgano fuente. La aplicación de la ruleta rusa o el *splitting* se ha basado en un criterio establecido sobre la dirección de la emisión de esos fotones: si se dirigen hacia la RoI entonces se activa el *splitting* y, en caso contrario, la ruleta rusa. Con esta estrategia se han logrado resultados fiables para las SAFs en la mayoría de los casos analizados. Además se han encontrado valores óptimos para el factor de forzado, F , y la probabilidad característica de la ruleta rusa, r . Sin embargo, para la probabilidad s del *splitting* se ha observado una importante dependencia de la energía inicial de los fotones emitidos y del órgano blanco, lo cual no permite obtener un resultado general.

Para una implementación óptima del *splitting* y la ruleta rusa sería más eficiente discriminar, en cada paso de la simulación, cuáles son las probabilidades de que la partícula alcance o no la RoI, lo que depende del estado de la partícula (posición, dirección de movimiento y energía) en cada instante [23, 52]. Evidentemente, llevar a cabo ese tipo de análisis, para todas las partículas simuladas y en cada paso de la historia correspondiente, es una tarea compleja y que requeriría tiempos de cálculo importantes. Como alternativa, en este capítulo nosotros describimos y usamos una metodología basada en un algoritmo de colonia de hormigas cuyas características generales se han descrito en el capítulo 1 y que permite controlar la aplicación del *splitting* y de la ruleta rusa de manera automática a lo largo de las trayectorias de las partículas [23, 52]. Con este nuevo procedimiento se han calculado las SAF para los mismos órganos blanco analizados en el capítulo anterior que, como hemos visto, presentan dificultades debido a las bajas estadísticas. Para energías menores o iguales a 100 keV, se ha considerado además un algoritmo modificado que ha permitido una mejora en los resultados. Estos dos algoritmos fueron aplicados también conjuntamente con *interaction forcing*.

5.1. Algoritmo de colonia de hormigas

Como se ha indicado, el algoritmo de colonia de hormigas se usa para controlar la aplicación efectiva del *splitting* y de la ruleta rusa. Aquí se ha utilizado el procedimiento desarrollado en trabajos previos [56–59] con las adaptaciones específicas al problema del cálculo de las SAF.

La implementación del algoritmo requiere, en primer lugar, encapsular todo el volumen del maniquí antropomórfico en el que se lleva a cabo la simulación, en un prisma rectangular que se divide en celdas (en nuestro caso de $2\text{ cm} \times 2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$), con caras perpendiculares a los ejes coordenados y que están debidamente identificadas mediante tres índices: $k_x = 1, \dots, 30$; $k_y = 1, \dots, 30$; $k_z = 1, \dots, 100$. Los intervalos de variación de la energía del fotón, E_γ , y los del coseno del ángulo polar, $w = \cos\theta$, y del ángulo azimutal, ϕ , que definen la dirección del fotón, fueron divididos en un pequeño número de intervalos con igual longitud, que cubren el rango de cada variable y se identifican con los respectivos índices: $k_E = 1, \dots, 5$; $k_w = 1, \dots, 5$; $k_\phi = 1, \dots, 4$. Además se ha considerado un índice adicional, m , que diferencia entre aire ($m = 1$) y cualquier otro material ($m = 2$).

Por tanto la importancia I de cada una de esas celdas (el parámetro que va a permitir discernir la aplicación del *splitting* o de la ruleta rusa), es un elemento de una matriz de datos $I(k_x, k_y, k_z, k_E, k_w, k_\phi, m)$. En lo que sigue, y para simplificar la notación, cada celda se ha identificado con un único índice i , que representa el conjunto de los siete índices descritos, y su importancia es I_i .

En nuestras simulaciones el mapa de importancias utilizado contiene unos 18 millones de celdas. Evidentemente, cuantas más celdas formen el mapa de importancias, más tiempo de CPU será necesario para manejar la información contenida en él. Por otra parte, si el número de celdas es pequeño las importancias de las celdas adyacentes podrían ser muy diferentes, lo que perjudica el desempeño del método.

Para llenar el mapa de importancias se utiliza información proveniente de simulaciones preliminares y/o acumulada durante la propia simulación. En general, y salvo que se indique lo contrario, inicialmente se asigna $I = 1$ a todas las celdas del mapa. Diremos que una partícula pasa por la celda i -ésima cuando en ella la partícula inicia un paso de su trayectoria, es decir, sufre una interacción o entra en un nuevo material. Definimos N_i^P como el peso total de partículas que pasan por la celda i , y N_i^C como el peso total de partículas que pasan por la celda i y, seguidamente, llegan a la RoI, u originan una partícula secundaria que llega a la RoI. La cantidad básica que caracteriza cada celda es la fracción entre estas dos cantidades:

$$P_i \equiv \frac{N_i^C}{N_i^P}. \quad (5.1)$$

La razón P_i varía entre 0, cuando ninguna de las partículas que pasan por la celda i , ni ninguno de sus descendientes, alcanzan la RoI, y 1, si todas las partículas que pasan por

la celda i llegan (ellas o sus descendientes) a la RoI. En nuestro método, la importancia de la celda i se define como [23, 55]:

$$I_i = 2^{[\kappa_i]}, \quad (5.2)$$

donde $[\kappa_i]$ denota la parte entera de κ_i , que está dado por:

$$\kappa_i \equiv \begin{cases} 5 \frac{P_i - P_0}{P_0}, & \text{if } P_i \leq P_0, \\ 12 \frac{P_i - P_0}{1 - P_0}, & \text{if } P_i > P_0. \end{cases} \quad (5.3)$$

Aquí P_0 es la probabilidad que una partícula primaria, o una de sus descendientes, llegue a la RoI. Los coeficientes numéricos de la definición (5.3) dan lugar a valores del exponente $[\kappa_i]$ que varían entre -5 y 12 . En trabajos previos [56–59] se ha comprobado que pequeñas variaciones en estos coeficientes no producen una mejora significativa en la eficiencia del cálculo.

La importancia se ha usado en otros códigos para representar magnitudes diferentes. Por ejemplo, en una de las TVR disponibles en MCNP, que se denomina “ventana de pasos” se utiliza una magnitud también llamada importancia pero que se define como el *expected score* que se fija antes de la simulación, que no cambia a lo largo de la misma y que permite controlar los pasos de las partículas a los que se aplica bien *splitting* o bien ruleta rusa [74].

En nuestras simulaciones, una vez adquirido un mapa de importancia preliminar, se activa la aplicación del *splitting* y de la ruleta rusa usando la siguiente estrategia: cuando una partícula transportada que tiene un peso W se mueve de una celda i a una celda f ,

- si $W I_f > 1$, se aplica *splitting*, la partícula es dividida en $s = W I_f$ partículas, cada una de ellas con peso $W' = W s^{-1} = I_f^{-1}$;
- si $W I_f < 1$, se aplica ruleta rusa con probabilidad $r = 1 - W I_f$ y cuando la partícula sobrevive, se le asigna un peso $W' = W (1 - r)^{-1} = I_f^{-1}$, y
- si $W I_f = 1$, se continúa la simulación de la partícula sin ninguna modificación.

La definición de I_i , en la ecuación (5.2), como potencia de 2, combinada con esta estrategia, hace que las partículas que pasan por una celda tiendan a tener pesos similares, independientemente de su evolución previa. Normalmente, cuando los pesos de las partículas son uniformes se tiene una alta eficiencia de simulación.

En las simulaciones en las que el algoritmo de colonia de hormigas se utiliza en combinación con el *interaction forcing*, no es posible garantizar que las partículas que pasan por una celda tengan pesos similares si ambas TRV actúan simultáneamente. Por eso, en tal caso, el algoritmo de colonia de hormigas no actúa en el órgano blanco que es donde se aplica el *interaction forcing*.

Cuando el algoritmo de colonia de hormigas está trabajando, el código mantiene la información de todas las celdas visitadas por cualquiera de las partículas de una historia y tanto P_i como I_i son modificados después de finalizar la simulación de la historia. Esto conduce a un mejoramiento gradual de la eficiencia en la simulación, que tiende hacia su valor óptimo. Como se indicó anteriormente, antes de iniciar el algoritmo de colonia de hormigas se obtiene un mapa de importancia preliminar que se prepara durante la primera parte de la simulación. En esta etapa inicial, únicamente aplicamos la ruleta rusa a los fotones primarios en la fuente, para reducir el número de fotones emitidos en direcciones que no apuntan al órgano blanco. Un adecuado número de historias, del orden de 10^7 , es generado mediante el esquema convencional de simulación, con el propósito de llenar el mapa de importancias preliminar. El cálculo de cada SAF precisa del seguimiento de 10^9 historias.

Para fotones primarios con energías inferiores a 100 keV, esta inicialización no produce mapas de importancias útiles, porque el número de partículas que alcanzan la RoI (órgano blanco) es muy pequeño y las fracciones P_i resultantes son prácticamente nulas. Para evitar este problema se parte de un mapa de importancias predefinido en el cual la importancia I_i se incrementa con la distancia a la fuente. Como el órgano fuente (en este caso, la tiroides) está centrado en $z = 0$, se estableció $I_i = 1$ (es decir $\kappa_i = 0$) para las celdas cuya coordenada z_i esta centrada entre -5 cm y 5 cm, y $[\kappa_i] = \min\{|z_i|/5 + 1, 12\}$ para celdas con $|z_i| > 5$ cm. Esta estrategia produce un mapa de importancias adecuado para arrancar el algoritmo de colonia de hormigas de manera efectiva.

Los resultados obtenidos cuando se aplica el algoritmo de colonia de hormigas se han etiquetado como ACH y como ACHm cuando se considera la modificación descrita para el mapa de importancias preliminar. Es importante señalar de nuevo que el algoritmo de colonia de hormigas se usa para controlar la aplicación del *splitting* y de la ruleta rusa. El procedimiento adaptativo adyacente establece cuando y cómo aplicar esas TRV sin que la acumulación de las variables de interés se vea afectadas.

5.2. Cálculos específicos

Los cálculos de las SAF que se discuten aquí se han llevado a cabo con el maniquí antropomórfico MIRD descrito en el capítulo 3. En primer lugar hemos verificado los resultados obtenidos en el capítulo anterior para las simulaciones FOR, extendiendo los que figuran en la tabla 4.1 a todos las energías que hemos considerado en estos cálculos. Los resultados se muestran en la tabla 5.1 y se confirma que el factor de forzado $F = 50$ es adecuado para todo el rango de energías analizado. En todas las simulaciones que incluyen el *interaction forcing* y que se discuten más adelante se han llevado a cabo con ese valor de F .

Tabla 5.1: Incertidumbres relativas de las SAF Σ_{rel} , dadas por la ecuación (2.1), en %, calculadas con la simulaciones FOR, para varios valores del factor de forzado \bar{F} , para las energías de los fotones iniciales analizadas y para los cuatro órganos estudiados.

\bar{F}	energía	vejiga	testículos	ovarios	útero	energía	vejiga	testículos	ovarios	útero
1	50 keV	27.28	65.32	24.67	11.45	100 keV	5.19	16.68	6.43	2.49
5	50 keV	15.34	43.09	14.63	8.08	100 keV	2.86	10.47	3.96	1.77
10	50 keV	12.06	34.07	12.74	7.76	100 keV	2.19	8.25	3.12	1.53
25	50 keV	9.81	36.48	11.03	7.35	100 keV	2.05	8.69	3.08	1.57
50	50 keV	9.16	37.00	11.02	7.12	100 keV	1.95	8.57	2.92	1.56
75	50 keV	9.23	35.86	11.35	6.83	100 keV	1.71	8.09	2.59	1.40
100	50 keV	9.73	34.56	11.90	7.78	100 keV	1.67	7.02	2.59	1.40
1	200 keV	2.73	7.42	3.75	1.41	500 keV	1.64	3.89	2.57	0.92
5	200 keV	1.32	4.43	2.06	0.87	500 keV	0.92	2.56	1.66	0.63
10	200 keV	1.15	4.25	1.93	0.87	500 keV	0.69	2.14	1.32	0.53
25	200 keV	0.92	3.62	1.60	0.76	500 keV	0.55	1.94	1.21	0.48
50	200 keV	0.91	3.87	1.65	0.80	500 keV	0.55	2.04	1.25	0.51
75	200 keV	0.82	3.50	1.49	0.73	500 keV	0.50	1.86	1.16	0.46
100	200 keV	0.87	3.68	1.59	0.78	500 keV	0.49	1.85	1.16	0.46
1	1 MeV	1.36	2.68	2.28	0.82	2 MeV	1.43	2.45	2.61	0.91
5	1 MeV	0.69	1.57	1.33	0.48	2 MeV	0.77	1.51	1.57	0.55
10	1 MeV	0.57	1.49	1.24	0.45	2 MeV	0.55	1.21	1.24	0.43
25	1 MeV	0.44	1.28	1.07	0.39	2 MeV	0.46	1.15	1.17	0.40
50	1 MeV	0.40	1.23	1.02	0.37	2 MeV	0.38	1.02	1.05	0.36
75	1 MeV	0.39	1.21	1.00	0.37	2 MeV	0.36	1.00	1.03	0.35
100	1 MeV	0.38	1.20	1.00	0.37	2 MeV	0.37	1.06	1.09	0.37

Para estudiar la efectividad de la aplicación del algoritmo de colonia de hormigas, nos centramos en el cálculo de las SAF cuando la tiroides es el órgano fuente y los ovarios, el útero, los testículos y la vejiga son los órganos blanco, tal y como hizo en el capítulo anterior. Las energías de los fotones iniciales variaron entre 30 keV y 2 MeV. Para completar el análisis, el algoritmo de colonia de hormigas se aplica en conjunto con *interaction forcing* y los resultados obtenidos en estas simulaciones se denotan como FOR+ACH y FOR+ACHm.

Con el fin de evaluar la eficiencia de estas TRV y verificar su correcta aplicación, los resultados se compararon con simulaciones análogas cuyos resultados se etiquetan como PEN. Todas las simulaciones fueron realizadas en un procesador Intel Hapertown E5405 2.0 GHz, con un tiempo de CPU de $1.5 \cdot 10^5$ segundos.

5.3. Resultados y discusión

En las tablas 5.2 y 5.3 se muestran las incertidumbres relativas de las SAF, calculadas de acuerdo a la ecuación (2.1), para las energías y órganos blanco estudiados. Se muestran los resultados PEN, FOR, ACH y FOR+ACH y, para energías por debajo de 200 keV, también los correspondientes a ACHm y FOR+ACHm.

Para las energías superiores a 100 keV (ver tabla 5.2), las Σ_{rel} calculadas en las simulaciones FOR y ACH son inferiores al 4% en todos los casos, menores, por tanto, que las obtenidas en las simulaciones PEN. Con estas TRV se obtiene una reducción en un factor de 3 o más, lo que significa que la eficiencia de estas simulaciones es 9 veces mayor que las de las simulaciones análogas. En general, las incertidumbres relativas resultantes de la aplicación de estas dos TRV son similares, aunque ACH proporciona mejores resultados en casi todos los casos. El cálculo en testículos para la energía de 200 keV presenta la mayor incertidumbre relativa que es, aproximadamente, del 4%. Como ya se ha indicado en los capítulos anteriores, las incertidumbres relativas para este órgano son mayores que las encontradas para los otros órganos blanco, independientemente del tipo de simulación realizada.

Cuando se aplican en conjunto FOR y ACH se logra una reducción adicional, en las incertidumbres relativas de todas las SAF. La mayor reducción ocurre en testículos y para las energías más bajas.

La situación es similar para fotones de 100 keV (ver tabla 5.3), aunque tanto para FOR como para ACH, los valores de Σ_{rel} para testículos están por encima del 7%. Combinando las dos TRV se obtiene una reducción adicional de un 50%. Con el fin de mejorar la eficiencia de los cálculos, para esta energía se han hecho simulaciones con el método ACHm (el algoritmo de colonia de hormigas con el mapa de importancias inicial dependiente de la variable z). Los resultados obtenidos se presentan también en la tabla 5.3 y puede verse cómo ACHm es tan eficiente como la combinación de FOR+ACH o incluso mejor.

Para fotones de 50 keV, los valores de Σ_{rel} obtenidos con algunos de los esquemas de simulación presentan valores inaceptablemente altos, muy por encima del 10%. A

Tabla 5.2: Incertidumbres relativas Σ_{rel} de las SAFs, dadas por la ecuación (2.1), en %, obtenidas con las simulaciones sin TRV (PEN) y las calculadas con las diferentes TRV, para los cuatro órganos estudiados y energías superiores a 100 keV.

energía	simulación	vejiga	testículos	ovarios	útero
200 keV	PEN	2.73	7.42	3.75	1.41
200 keV	FOR	0.91	3.87	1.65	0.80
200 keV	ACH	0.65	3.83	0.87	0.38
200 keV	FOR+ACH	0.39	1.96	0.64	0.28
300 keV	PEN	2.01	5.38	2.98	1.09
300 keV	FOR	0.66	2.61	1.31	0.59
300 keV	ACH	0.52	2.65	0.81	0.32
300 keV	FOR+ACH	0.32	1.31	0.63	0.31
500 keV	PEN	1.64	3.89	2.57	0.92
500 keV	FOR	0.55	2.04	1.25	0.51
500 keV	ACH	0.42	1.33	0.76	0.29
500 keV	FOR+ACH	0.28	1.00	0.63	0.22
1 MeV	PEN	1.36	2.68	2.28	0.82
1 MeV	FOR	0.40	1.23	1.02	0.37
1 MeV	ACH	0.39	0.95	0.76	0.25
1 MeV	FOR+ACH	0.25	0.67	0.58	0.21
2 MeV	PEN	1.43	2.45	2.61	0.91
2 MeV	FOR	0.38	1.02	1.05	0.36
2 MeV	ACH	0.44	0.73	1.00	0.30
2 MeV	FOR+ACH	0.26	0.55	0.67	0.23

Tabla 5.3: Igual que la tabla 5.2 para energías menores o iguales a 100 keV. Se incluyen también los resultados ACHm y FOR+ACHm obtenidos con el algoritmo de colonia de hormigas modificado.

energía	simulación	vejiga	testiculos	ovarios	útero
30 keV	PEN	-	-	-	-
30 keV	FOR	-	-	-	-
30 keV	ACH	-	-	-	-
30 keV	FOR+ACH	-	-	-	-
30 keV	ACHm	43.08	55.52	-	38.31
30 keV	FOR+ACHm	43.08	51.88	-	38.23
50 keV	PEN	27.28	65.32	24.67	11.45
50 keV	FOR	9.16	37.00	11.02	7.12
50 keV	ACH	13.10	65.32	13.75	4.70
50 keV	FOR+ACH	6.37	37.00	6.04	2.99
50 keV	ACHm	8.80	13.79	6.92	2.91
50 keV	FOR+ACHm	4.18	15.71	4.37	2.59
100 keV	PEN	5.19	16.68	6.43	2.49
100 keV	FOR	1.95	8.57	2.92	1.56
100 keV	ACH	1.48	7.61	1.49	0.69
100 keV	FOR+ACH	0.71	3.83	1.08	0.51
100 keV	ACHm	1.07	3.59	1.00	0.46
100 keV	FOR+ACHm	0.77	3.05	0.81	0.40

esta energía, FOR presenta resultados razonables, causando una reducción de Σ_{rel} en un factor de ~ 1.5 , para útero, y ~ 3 , para vejiga. Para el caso de testículos, ACH no es efectivo, porque la probabilidad de que un fotón contribuya a la dosis en este órgano es muy baja, y ello impide construir un mapa de importancias apropiado. Para los otros órganos, ACH reduce la incertidumbre relativa de la simulación PEN en un factor ~ 2 , una mejora similar a la que se obtiene con FOR. ACHm es mucho más eficiente que ACH, reduciendo la incertidumbre relativa (con respecto a las de las simulaciones análogas) en un factor ~ 4 . Con la excepción de los testículos, la combinación de ACHm con FOR produce mejores resultados, obteniéndose valores de Σ_{rel} de $\sim 4\%$, para vejiga y ovarios, y de $\sim 2.5\%$, para útero. Por consiguiente FOR+ACHm puede ser usada para calcular las SAF con incertidumbres relativas del orden de 1% en tiempos de aproximadamente $\sim 10^3$ horas (en el caso de los procesadores que hemos utilizado en nuestras simulaciones).

En el caso de fotones de 30 keV, los resultados son menos satisfactorios. PEN, FOR y ACH no proporcionan ningún valor, debido a que la energía depositada en los cuatro órganos analizados fue cero. Aunque se incrementara el tiempo de CPU considerablemente, para obtener alguna contribución a la dosis, el resultado tendría enormes incertidumbres. ACHm, que arranca con un mapa de importancias predefinido, proporciona SAF con incertidumbres superiores al 30% para vejiga, testículos y útero, pero en el caso de ovarios no se obtiene valor alguno.

Los resultados obtenidos para 30 keV y algunos de los encontrados para 50 keV deben tomarse con precaución, debido a que como solo unos pocos fotones contribuyen a la dosis, el teorema del límite central podría no tener validez completa y la evaluación de las incertidumbres podría ser no realista.

Los cálculos ACH y ACHm solo permiten obtener valores de las SAF para el órgano blanco concreto que se está analizando (ya que requieren la definición de la RoI), lo cual puede considerarse como una limitación de este tipo de simulaciones. Por tal motivo es recomendable aplicar esta técnica en situaciones de muy baja estadística. Si se quiere disminuir el tiempo de simulación, sacrificando un poco la incertidumbre, es recomendable utilizar la combinación de *interaction forcing*, ruleta Rusa y *splitting* descrita en el capítulo anterior ya que permite la obtención de las SAF de todos los órganos blanco a la vez, con gran eficiencia de simulación.

5.3.1. Comparación con otros autores

Las tablas 5.4 y 5.5 muestran los resultados de las SAF con su incertidumbre estadística, obtenida con los diferentes esquemas de simulación. En general, las diferencias entre las estimaciones MC obtenidas con los diferentes esquemas de simulación se encuentran dentro del intervalo de confianza, si se considera un factor de recubrimiento $k = 2$.

Para comparación, las tablas 5.4 y 5.5 también incluyen los valores de las SAF obtenidas por Cristy y Eckerman [25] y por Hakimabad y Motavalli [27]. Las SAF de Cristy y Eckerman fueron calculadas usando un código MC cuyos detalles se pueden encontrar

Tabla 5.4: Comparación de las SAFs, en kg^{-1} , obtenidas en las simulaciones sin TRV (PEN), y las simulaciones con las TRV indicadas, para los cuatro órganos blancos estudiados y para los fotones con energías superiores a 100 keV, con los resultados reportados en las Refs. [25,27]. Las incertidumbres de los resultados de Cristy y Eckerman [25] son inferiores al 30%; y aquellas de Hakimabab y Motavalli [27] son menores que el 3%. Los valores PEN_{ref} para 500 keV corresponden a los resultados de las simulaciones de referencia realizadas con $2 \cdot 10^{10}$ historias.

energía	simulación	vejiga	testículos	ovarios	útero
200 keV	PEN	$(5.4 \pm 0.1) \cdot 10^{-6}$	$(1.02 \pm 0.08) \cdot 10^{-6}$	$(1.65 \pm 0.06) \cdot 10^{-5}$	$(1.43 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$
200 keV	FOR	$(5.55 \pm 0.05) \cdot 10^{-6}$	$(0.90 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$	$(1.56 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(1.40 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$
200 keV	ACH	$(5.58 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(0.96 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(1.57 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(1.389 \pm 0.005) \cdot 10^{-5}$
200 keV	FOR+ACH	$(5.51 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(0.94 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(1.56 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(1.398 \pm 0.004) \cdot 10^{-5}$
200 keV	C&E (1987)	$8.49 \cdot 10^{-6}$	$2.19 \cdot 10^{-6}$	$1.94 \cdot 10^{-5}$	$1.78 \cdot 10^{-5}$
200 keV	H&M (2008)	$6.67 \cdot 10^{-6}$	$1.62 \cdot 10^{-6}$	$1.79 \cdot 10^{-5}$	$1.48 \cdot 10^{-5}$
300 keV	PEN	$(8.3 \pm 0.2) \cdot 10^{-6}$	$(1.65 \pm 0.09) \cdot 10^{-6}$	$(2.19 \pm 0.07) \cdot 10^{-5}$	$(2.07 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$
300 keV	FOR	$(8.73 \pm 0.06) \cdot 10^{-6}$	$(1.80 \pm 0.05) \cdot 10^{-6}$	$(2.23 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(2.02 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$
300 keV	ACH	$(8.69 \pm 0.05) \cdot 10^{-6}$	$(1.73 \pm 0.05) \cdot 10^{-6}$	$(2.26 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(2.012 \pm 0.006) \cdot 10^{-5}$
300 keV	FOR+ACH	$(8.66 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$	$(1.76 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(2.25 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(2.015 \pm 0.006) \cdot 10^{-5}$
500 keV	PEN_{ref}	$(1.556 \pm 0.007) \cdot 10^{-5}$	$(3.99 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(3.53 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(3.226 \pm 0.009) \cdot 10^{-5}$
500 keV	PEN	$(1.56 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(3.8 \pm 0.1) \cdot 10^{-6}$	$(3.58 \pm 0.09) \cdot 10^{-5}$	$(3.21 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$
500 keV	FOR	$(1.571 \pm 0.009) \cdot 10^{-5}$	$(3.92 \pm 0.08) \cdot 10^{-6}$	$(3.56 \pm 0.04) \cdot 10^{-5}$	$(3.18 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$
500 keV	ACH	$(1.564 \pm 0.007) \cdot 10^{-5}$	$(4.01 \pm 0.05) \cdot 10^{-6}$	$(3.57 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(3.204 \pm 0.009) \cdot 10^{-5}$
500 keV	FOR+ACH	$(1.560 \pm 0.005) \cdot 10^{-5}$	$(4.01 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(3.58 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(3.204 \pm 0.007) \cdot 10^{-5}$
500 keV	C&E (1987)	$2.54 \cdot 10^{-5}$	$8.91 \cdot 10^{-6}$	$4.87 \cdot 10^{-5}$	$4.56 \cdot 10^{-5}$
500 keV	H&M (2008)	$1.68 \cdot 10^{-5}$	$4.78 \cdot 10^{-6}$	$3.79 \cdot 10^{-5}$	$3.52 \cdot 10^{-5}$
1 MeV	PEN	$(3.37 \pm 0.05) \cdot 10^{-5}$	$(1.20 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(6.6 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(5.91 \pm 0.05) \cdot 10^{-5}$
1 MeV	FOR	$(3.35 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(1.17 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(6.45 \pm 0.07) \cdot 10^{-5}$	$(5.90 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$
1 MeV	ACH	$(3.35 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(1.16 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$	$(6.39 \pm 0.05) \cdot 10^{-5}$	$(5.93 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$
1 MeV	FOR+ACH	$(3.341 \pm 0.008) \cdot 10^{-5}$	$(1.173 \pm 0.008) \cdot 10^{-5}$	$(6.48 \pm 0.04) \cdot 10^{-5}$	$(5.90 \pm 0.01) \cdot 10^{-5}$
1 MeV	C&E (1987)	$4.75 \cdot 10^{-5}$	$2.04 \cdot 10^{-5}$	$8.13 \cdot 10^{-5}$	$7.71 \cdot 10^{-5}$
1 MeV	H&M (2008)	$3.50 \cdot 10^{-5}$	$1.19 \cdot 10^{-5}$	$7.10 \cdot 10^{-5}$	$6.45 \cdot 10^{-5}$
2 MeV	PEN	$(6.33 \pm 0.09) \cdot 10^{-5}$	$(2.82 \pm 0.07) \cdot 10^{-5}$	$(1.02 \pm 0.03) \cdot 10^{-4}$	$(9.57 \pm 0.09) \cdot 10^{-5}$
2 MeV	FOR	$(6.17 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(2.77 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(1.02 \pm 0.01) \cdot 10^{-4}$	$(9.60 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$
2 MeV	ACH	$(6.15 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(2.78 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(1.03 \pm 0.01) \cdot 10^{-4}$	$(9.68 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$
2 MeV	FOR+ACH	$(6.18 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(2.76 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$	$(1.018 \pm 0.007) \cdot 10^{-4}$	$(9.62 \pm 0.02) \cdot 10^{-5}$
2 MeV	C&E (1987)	$7.81 \cdot 10^{-5}$	$3.95 \cdot 10^{-5}$	$1.21 \cdot 10^{-4}$	$1.16 \cdot 10^{-4}$
2 MeV	H&M (2008)	$6.51 \cdot 10^{-5}$	$2.75 \cdot 10^{-5}$	$1.05 \cdot 10^{-4}$	$1.02 \cdot 10^{-4}$

Tabla 5.5: Igual que la tabla 5.4 pero para energías menores o iguales a 100 keV. Se indican además los resultados de ACAM y FOR+ACAM. Los valores de PEN_{ref} para 50 y 100 keV corresponden a los resultados de las simulaciones de referencia realizadas con $2 \cdot 10^{11}$ y $8 \cdot 10^{10}$, respectivamente.

energía	simulación	vejiga	testículos	ovarios	útero
30 keV	PEN	-	-	-	-
30 keV	FOR	-	-	-	-
30 keV	ACH	-	-	-	-
30 keV	FOR+ACH	-	-	-	-
30 keV	ACHm	$(5 \pm 2) \cdot 10^{-10}$	$(9 \pm 5) \cdot 10^{-10}$	-	$(8 \pm 3) \cdot 10^{-10}$
30 keV	FOR+ACHm	$(5 \pm 2) \cdot 10^{-10}$	$(9 \pm 5) \cdot 10^{-10}$	-	$(6 \pm 2) \cdot 10^{-10}$
30 keV	C&E (1987)	-	-	$2.32 \cdot 10^{-10}$	$1.83 \cdot 10^{-10}$
30 keV	H&M (2008)	$6.46 \cdot 10^{-7}$	$4.77 \cdot 10^{-7}$	$2.14 \cdot 10^{-9}$	$7.97 \cdot 10^{-8}$
50 keV	PEN_{ref}	$(1.60 \pm 0.03) \cdot 10^{-7}$	$(2.3 \pm 0.1) \cdot 10^{-8}$	$(6.7 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(5.42 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$
50 keV	PEN	$(1.2 \pm 0.3) \cdot 10^{-7}$	$(3 \pm 2) \cdot 10^{-8}$	$(9 \pm 2) \cdot 10^{-7}$	$(5.0 \pm 0.6) \cdot 10^{-7}$
50 keV	FOR	$(1.4 \pm 0.1) \cdot 10^{-7}$	$(3 \pm 1) \cdot 10^{-8}$	$(8.2 \pm 0.9) \cdot 10^{-7}$	$(5.3 \pm 0.4) \cdot 10^{-7}$
50 keV	ACH	$(1.4 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(3 \pm 2) \cdot 10^{-8}$	$(6.4 \pm 0.9) \cdot 10^{-7}$	$(5.1 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$
50 keV	FOR+ACH	$(1.47 \pm 0.09) \cdot 10^{-7}$	$(4 \pm 2) \cdot 10^{-8}$	$(7.6 \pm 0.5) \cdot 10^{-7}$	$(5.27 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$
50 keV	ACHm	$(1.6 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(1.7 \pm 0.2) \cdot 10^{-8}$	$(7.4 \pm 0.5) \cdot 10^{-7}$	$(5.5 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$
50 keV	FOR+ACHm	$(1.60 \pm 0.07) \cdot 10^{-7}$	$(2.0 \pm 0.3) \cdot 10^{-8}$	$(7.0 \pm 0.3) \cdot 10^{-7}$	$(5.5 \pm 0.1) \cdot 10^{-7}$
50 keV	C&E (1987)	$1.09 \cdot 10^{-7}$	$1.12 \cdot 10^{-8}$	$4.18 \cdot 10^{-7}$	$3.63 \cdot 10^{-7}$
50 keV	H&M (2008)	$1.18 \cdot 10^{-6}$	$1.04 \cdot 10^{-6}$	$1.56 \cdot 10^{-6}$	$1.85 \cdot 10^{-6}$
100 keV	PEN_{ref}	$(2.15 \pm 0.01) \cdot 10^{-6}$	$(2.79 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$	$(7.19 \pm 0.07) \cdot 10^{-6}$	$(6.27 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$
100 keV	PEN	$(2.3 \pm 0.1) \cdot 10^{-6}$	$(3.2 \pm 0.5) \cdot 10^{-7}$	$(7.5 \pm 0.5) \cdot 10^{-6}$	$(6.3 \pm 0.2) \cdot 10^{-6}$
100 keV	FOR	$(2.11 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(3.0 \pm 0.3) \cdot 10^{-7}$	$(7.3 \pm 0.2) \cdot 10^{-6}$	$(6.3 \pm 0.1) \cdot 10^{-6}$
100 keV	ACH	$(2.22 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$	$(2.8 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(7.0 \pm 0.1) \cdot 10^{-6}$	$(6.25 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$
100 keV	FOR+ACH	$(2.16 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(2.75 \pm 0.01) \cdot 10^{-7}$	$(7.18 \pm 0.08) \cdot 10^{-6}$	$(6.31 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$
100 keV	ACHm	$(2.16 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(2.7 \pm 0.1) \cdot 10^{-7}$	$(7.14 \pm 0.07) \cdot 10^{-6}$	$(6.30 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$
100 keV	FOR+ACHm	$(2.18 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(2.58 \pm 0.08) \cdot 10^{-7}$	$(7.17 \pm 0.06) \cdot 10^{-6}$	$(6.30 \pm 0.03) \cdot 10^{-6}$
100 keV	C&E (1987)	$2.30 \cdot 10^{-6}$	$4.37 \cdot 10^{-7}$	$6.28 \cdot 10^{-6}$	$5.66 \cdot 10^{-6}$
100 keV	H&M (2008)	$3.58 \cdot 10^{-6}$	$1.76 \cdot 10^{-6}$	$8.77 \cdot 10^{-6}$	$8.47 \cdot 10^{-6}$

en la referencia [75]. Las SAF con incertidumbres relativas superiores al 50 % fueron recalculados mediante el método *point-source kernel* (ver referencia [76]). Estos cálculos se realizaron en maniqués de agua que representan los órganos de interés y que están rodeados por un medio infinito de agua y requieren factores empíricos de corrección para reducir los errores sistemáticos introducidos mediante esta simplificación.

Las SAF de Hakimabad y Motavalli fueron calculadas con el código MCNP4C. Aunque contrastaron los resultados obtenidos con tres *tallies* diferentes del código, únicamente los obtenidos con F6 (un *tally* de deposición de energía) fueron seleccionados para obtener una estimación fiable de las SAF. Por otra parte, estos autores afirman que sus resultados tienen incertidumbres inferiores al 3 % aunque no dan detalles de las TRV usadas.

Para energías superiores a 100 keV (ver tabla 5.4), nuestros resultados están en mejor acuerdo con los obtenidos por Hakimabad y Motavalli [27], que con los de Cristy and Eckerman [25]. Las mayores diferencias entre nuestra simulación FOR+ACH y la de Hakimabad y Motavalli aparecen en testículos para 200 keV (72.3 %) y 500 keV (19.2 %) y en vejiga para 200 keV (21.0 %). Las diferencias en los otros órganos y energías son inferiores al 10 %. Las SAF de Cristy y Eckerman [25] para estas energías, son al menos un 20 % mayores que las nuestras en todos los casos, alcanzándose valores que exceden los que nosotros hemos obtenido en más de un 100 %, por ejemplo en el caso de testículos (para 200 y 500 keV).

En el caso de las energías de hasta 100 keV (ver tabla 5.5), las SAF obtenidas en nuestros cálculos están relativamente cercanas a los valores reportados por Cristy y Eckerman [25]. Excepto para testículos, las diferencias entre nuestros resultados FOR+ACHm y los de estos autores, para 100 keV, son del orden del 10 %, mientras que esas diferencias son superiores al 20 % con respecto a los valores reportados por Hakimabad y Motavalli [27]. En las energías más pequeñas, nuestros resultados difieren sustancialmente de los de estos autores; en algunos casos, por ejemplo, para testículos en 30 y 50 keV, encontramos diferencias relativas por encima de un orden de magnitud.

Desde el punto de vista clínico, es interesante señalar que con algunas excepciones, nuestras SAF son menores que las obtenidas por Cristy y Eckerman [25] y Hakimabad y Motavalli [27]. Estos últimos usaron un maniquí ligeramente diferente al nuestro, lo que impide establecer conclusiones generales al respecto. En nuestras simulaciones, el maniquí usado es similar al de Cristy y Eckerman [25], y aún así nuestras SAF son un 20 % mas pequeñas para energías superiores a 100 keV. Como los radioisótopos usados en la práctica común se encuentran en este rango de energía, podemos esperar una reducción de un 20 % en la estimación de las dosis para órganos blanco situados lejos de la fuente.

Cabe recordar que la dosis media absorbida en los órganos blanco viene dada por el producto entre la actividad acumulada en el órgano fuente y la dosis promedio absorbida por unidad de actividad acumulada; este último factor está relacionado con la SAF [18]. De acuerdo a las referencias [11, 18], y como ya se comentó en la Introducción, se pueden usar diferentes técnicas para estimar la actividad acumulada. La exactitud de estos procesos de medida está limitada por múltiples fuentes de incertidumbre que pueden incrementarse con las que resultan de la determinación del volumen del órgano blanco. Considerando

estas circunstancias, cualquier efecto en el cálculo preciso de las SAF, como lo alcanzado en nuestras simulaciones FOR+ACH y FOR+ACHm, es un aporte importante a la precisión de este cálculo.

5.4. Exactitud y estabilidad de las simulaciones

Para verificar la exactitud de los resultados, los valores obtenidos aplicando las TRV se han comparado con los de las simulaciones de referencia calculadas en el capítulo anterior. Recordemos que las energías estudiadas fueron 50, 100 y 500 keV y que el número total de historias en estas simulaciones de referencia fue de $2 \cdot 10^{11}$ para el caso de 50 keV, $8 \cdot 10^{10}$ para 100 keV y $2 \cdot 10^{10}$ para 500 keV. Los resultados de estas simulaciones se denotan como PEN_{ref} y están incluidos en las tablas 5.4 y 5.5.

Como vemos en las tablas 5.4 y 5.5, los valores calculados en casi todas las simulaciones están en acuerdo con los resultados PEN_{ref} si se asume un intervalo de confianza con $k = 2$. En todos los casos para la energía de 500 keV, las diferencias relativas entre los cálculos con y sin TRV y los encontrados en las simulaciones referencia son inferiores al 1.7 %, excepto en el cálculo PEN para testículos para el que la diferencia alcanza un 4.5 %. Para la energía de 100 keV se observan mayores diferencias relativas. Las más grandes se encuentran para el caso de las simulaciones PEN. Excluyendo los testículos, éstas diferencias están por debajo del 4 % en la mayoría de las simulaciones con TRV; en particular, los resultados de las simulaciones FOR+ACH, ACHm y FOR+ACHm difieren de los valores de referencia PEN_{ref} en menos de un 2 %. En el caso de 50 keV los resultados obtenidos con ACHm y FOR+ACHm están en buen acuerdo con los valores de referencia.

Para analizar la estabilidad de las simulaciones se han realizado 20 simulaciones idénticas con diferentes semillas en el generador de números aleatorios y todas con el mismo tiempo de cálculo, $1.5 \cdot 10^5$ segundos. Específicamente, se han obtenido resultados con FOR y ACH que se resumen en la tabla 5.6, donde se comparan con los de referencia PEN_{ref} . Para cada cálculo damos además el intervalo de valores de las SAF obtenidas en las 20 simulaciones así como los valores de las SAF obtenidas combinando las 20 simulaciones individuales de cada caso. Como se ve los resultados son consistentes con los de referencia. En estos casos las diferencia son ~ 2.5 % en testículos para 100 keV, ~ 1.5 % en ovarios para 500 keV y menores que el 0.7 % en los demás órganos y para las dos energías.

Después de estos resultados podemos asegurar que los resultados de las SAF calculadas en este capítulo son fiables y las TRV garantizan simulaciones sin sesgo. Por tal motivo las técnicas descritas aquí pueden ser usadas para reducir los tiempos de simulación y obtener resultados estadísticamente válidos.

Tabla 5.6: Comparación de las SAFs, in kg^{-1} , obtenidas de las simulaciones de referencia PEN_{ref} con aquellas calculadas en las simulaciones FOR y ACH, para los cuatro órganos estudiados y para los fotones con las energías de 50, 100 y 500 keV. Para cada energía y método nosotros mostramos los extremos del rango de valores promedios en las 20 simulaciones así como, los resultados de resumen de las distribuciones correspondientes.

energía	simulación	vejiga	testículos	ovarios	útero
50 keV	PEN_{ref}	$(1.60 \pm 0.03) \cdot 10^{-7}$	$(2.3 \pm 0.1) \cdot 10^{-8}$	$(6.7 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(5.42 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$
50 keV	FOR	$[1.3 - 1.8] \cdot 10^{-7}$	$[0.6 - 4.0] \cdot 10^{-8}$	$[5.4 - 8.1] \cdot 10^{-7}$	$[4.9 - 6.1] \cdot 10^{-7}$
50 keV	ACH	$(1.59 \pm 0.03) \cdot 10^{-7}$	$(2.3 \pm 0.2) \cdot 10^{-8}$	$(6.9 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(5.49 \pm 0.08) \cdot 10^{-7}$
		$[1.0 - 2.1] \cdot 10^{-7}$	$[1.0 - 4.0] \cdot 10^{-7}$	$[5.8 - 8.0] \cdot 10^{-7}$	$[5.1 - 6.1] \cdot 10^{-7}$
		$(1.47 \pm 0.06) \cdot 10^{-7}$	$(2.4 \pm 0.05) \cdot 10^{-8}$	$(6.9 \pm 0.2) \cdot 10^{-7}$	$(5.47 \pm 0.06) \cdot 10^{-7}$
100 keV	PEN_{ref}	$(2.15 \pm 0.01) \cdot 10^{-6}$	$(2.79 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$	$(7.19 \pm 0.07) \cdot 10^{-6}$	$(6.27 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$
100 keV	FOR	$[2.10 - 2.25] \cdot 10^{-6}$	$[2.2 - 3.2] \cdot 10^{-7}$	$[6.9 - 7.5] \cdot 10^{-6}$	$[6.05 - 6.45] \cdot 10^{-6}$
100 keV	ACH	$(2.158 \pm 0.008) \cdot 10^{-6}$	$(2.71 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$	$(7.14 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(6.26 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$
		$[2.03 - 2.22] \cdot 10^{-6}$	$[2.3 - 3.2] \cdot 10^{-7}$	$[6.90 - 7.46] \cdot 10^{-6}$	$[6.22 - 6.42] \cdot 10^{-6}$
		$(2.146 \pm 0.007) \cdot 10^{-6}$	$(2.73 \pm 0.05) \cdot 10^{-7}$	$(7.13 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(6.285 \pm 0.009) \cdot 10^{-6}$
500 keV	PEN_{ref}	$(1.556 \pm 0.007) \cdot 10^{-5}$	$(3.99 \pm 0.04) \cdot 10^{-6}$	$(3.53 \pm 0.03) \cdot 10^{-5}$	$(3.226 \pm 0.009) \cdot 10^{-5}$
500 keV	FOR	$[1.544 - 1.571] \cdot 10^{-5}$	$[3.90 - 4.21] \cdot 10^{-6}$	$[3.53 - 3.65] \cdot 10^{-5}$	$[3.18 - 3.24] \cdot 10^{-5}$
500 keV	ACH	$(1.560 \pm 0.002) \cdot 10^{-5}$	$(4.02 \pm 0.02) \cdot 10^{-6}$	$(3.583 \pm 0.009) \cdot 10^{-5}$	$(3.209 \pm 0.003) \cdot 10^{-5}$
		$[1.552 - 1.570] \cdot 10^{-5}$	$[3.89 - 4.09] \cdot 10^{-6}$	$[3.54 - 3.62] \cdot 10^{-5}$	$[3.195 - 3.229] \cdot 10^{-5}$
		$(1.560 \pm 0.002) \cdot 10^{-5}$	$(4.02 \pm 0.01) \cdot 10^{-6}$	$(3.588 \pm 0.006) \cdot 10^{-5}$	$(3.210 \pm 0.002) \cdot 10^{-5}$

Capítulo 6

CONCLUSIONES

La estimación de la dosis en Medicina Nuclear debida a la incorporación interna de radionúclidos tiene una metodología de cálculo propia ya que, cuando ingresan en el organismo se depositan en un órgano o tejido, denominado órgano fuente, el cual irradia los demás tejidos y órganos del cuerpo, llamados órganos blanco, siendo por tanto los valores de las dosis absorbidas en cada órgano diferentes. La dosis absorbida promedio en un órgano blanco depende de la actividad acumulada en el órgano fuente y de la dosis absorbida en el órgano blanco por unidad de actividad acumulada, que a su vez depende de las características físicas del radionúclido y de la denominada SAF. Las SAF han sido calculadas mediante simulación Monte Carlo usando como geometría maniqués matemáticos o voxelizados. Como consecuencia, la precisión en el cálculo dosimétrico en Medicina Nuclear está limitada por las incertidumbres asociadas a la medición de las actividades acumuladas y de las incorporaciones de radionúclido, así como a las dificultades y aproximaciones propias del cálculo MC de la SAF.

En esta tesis se han estudiado diferentes variables que afectan la estimación MC de la SAF tales como (i) la consideración o no de el transporte de electrones secundarios; (ii) las diferencias en la geometría de los maniqués, debidas a variaciones en las masas de los órganos, formas y composición de los mismos y distancias entre ellos, y (iii) las incertidumbres estadísticas asociadas al propio cálculo MC. El análisis se ha llevado a cabo en el caso concreto en que la tiroides es el órgano fuente y se emiten fotones isotrópicamente desde dicho órgano con energías entre 10 keV y 4 MeV. La simulación se ha llevado a cabo con el código PENELOPE, usando maniqués matemáticos construidos específicamente para este trabajo. A continuación se resumen las conclusiones de los diferentes aspectos estudiados.

- (i) Cuando los órganos fuente y blanco coinciden, no considerar el transporte de electrones secundarios en el cálculo de las SAF produce diferencias significativas para energías superiores a 1 MeV. Si sólo se considera el transporte de fotones se obtienen valores que sobreestiman las SAF obtenidas en simulaciones detalladas o mixtas en las que los electrones secundarios son simulados. Para el resto de órganos blanco, las diferencias relativas entre las SAF calculadas, incluyendo o no el transporte de

electrones secundarios, son inferiores al 10 %, salvo para energías menores o iguales a 30 keV o en órganos pequeños o de poco espesor. Cabe señalar no obstante que en estos casos las incertidumbres estadísticas son muy elevadas, lo que reduce la fiabilidad de los valores obtenidos.

- (II) Las características geométricas (forma y volumen) y de composición de los órganos que constituyen un maniquí de simulación, así como la distancia entre ellos, producen diferencias significativas en las SAF estimadas con MC, tal y como lo muestran los cálculos realizados con los tres maniqués diferentes utilizados en este trabajo. Considerar, por tanto, una geometría estándar y valores de referencia de las SAF no parece recomendable, ya que pueden subestimarse o sobreestimarse las dosis calculadas en pacientes o en trabajadores concretos. De otra forma, pensar en realizar un cálculo específico para cada paciente o trabajador implicaría un tiempo de simulación inabordable a menos que se utilicen TRV y cálculo en paralelo. Otra posible solución sería implementar parámetros que ajusten los valores de las SAF a las características propias de cada individuo, aunque éste es un problema que queda aún por estudiar y resolver.
- (III) La utilización de TRV en la estimación MC de las SAF es crucial en aquellos casos en los que la estadística de depósito de energía en los órganos blanco es reducida, lo cuál ocurre cuando la energía de los fotones iniciales es baja y/o cuando el órgano blanco es pequeño y/o está alejado de la fuente. Es posible obtener resultados destacables, en lo que a la reducción de la varianza se refiere y sin perder exactitud en las SAF obtenidas, implementando las técnicas de *interaction forcing* (en el órgano blanco) y ruleta rusa y *splitting* (en la fuente, justo en la emisión de los fotones). Con la primera se obtienen reducciones de la incertidumbre relativa del 30 % y del 75 %, para bajas y altas energías, respectivamente, habiéndose encontrado que, en los casos analizados, el factor de forzado óptimo es $F = 50$. La consideración conjunta del *interaction forcing* y de la ruleta rusa provoca reducciones adicionales de las incertidumbres relativas y una mejora en la exactitud de las SAF calculadas. La probabilidad óptima de aplicación de la ruleta rusa en nuestros cálculos es la correspondiente al factor $r = 3$. Si se incluye también en la simulación el *splitting*, no es posible establecer conclusiones generales ya que no se puede determinar un factor s para el cuál se obtengan mejores incertidumbres en comparación con el cálculo *interaction forcing*+ruleta rusa para todos los casos analizados. No obstante hemos encontrado que, dependiendo de la energía y del órgano blanco, para los valores $s = 3$ o $s = 10$ se pueden obtener SAF más precisas. En cualquier caso, las estimaciones obtenidas en estas simulaciones coinciden en todos los casos (dentro de las incertidumbres, con $k = 2$) con los resultados de simulaciones de referencia, lo que muestra que la implementación conjunta de las TRV analizadas constituye una solución al problema de cálculo de las SAF para órganos pequeños y distantes del órgano fuente.
- (IV) La metodología basada en un algoritmo de colonia de hormigas que hemos desarrollado con el fin de poder aplicar la ruleta rusa y el *splitting* de manera automática y controlada en toda la geometría del maniquí, produce resultados excelentes. Para

fotones con energías superiores a 100 keV, su aplicación conjunta con *interaction forcing* (este último en el órgano blanco) da lugar a incertidumbres relativas inferiores al 2% en todos los casos. Para energías inferiores a 100 keV es necesario hacer uso de un mapa de importancias inicial, obteniéndose SAF con incertidumbres relativas menores que el 5%. Esta metodología proporciona por tanto resultados con incertidumbres relativas pequeñas en tiempos razonables de simulación, de aproximadamente dos días, para fotones con energías superiores a 100 keV. Para bajas energías se requieren tiempos mayores de CPU, pero los resultados para las SAF son fiables y precisos. Los valores calculados están en acuerdo con los de referencia (dentro de las incertidumbres, con $k = 2$) lo que valida estadísticamente la implementación de esta metodología en el cálculo MC de las SAF.

- (v) Las TRV implementadas en esta tesis proporcionan una solución a las dificultades planteadas en el cálculo de las SAF, disminuyendo así las fuentes de incertidumbres del cálculo de la dosis absorbida en órganos blanco en Medicina Nuclear.

Apéndice A

Maniqués matemáticos

Como se ha indicado anteriormente, en nuestras simulaciones se han utilizado tres maniqués matemáticos diferentes. Para este trabajo se han programado específicamente, de acuerdo a `pengeom` la familia de maniqués MIRD y el M14. En este apéndice se describen las características específicas de los mismos.

La tiroides, el colon sigmoideo y la clavícula fueron definidos por Cristy y Eckerman [25] mediante polinomios de orden tres y cuatro, por lo que ha sido necesario realizar las correspondientes adaptaciones para poder describirlos en términos de superficies cuádricas, para lo que se siguieron algunas de las especificaciones del modelo propuesto por Ulanovsky y Eckerman [67–69]. Los parámetros que intervienen en las correspondientes ecuaciones para las diferentes edades se han escalonado de manera similar a los restantes órganos. También se describen los cambios efectuados en la cabeza para reproducir el modelo de Bouchet *et al.* [70].

A.1. Maniqués MIRD

El maniqué MIRD está dividido en tres módulos que representan la cabeza, el tronco y las piernas, respectivamente. La cabeza incluye esqueleto facial, cerebro y tiroides, el tronco contiene la mayoría de órganos fundamentales del cuerpo humano y las piernas comprenden además la región genital. En lo que sigue se dan las ecuaciones que definen los distintos órganos ordenados alfabéticamente. Los valores de los parámetros involucrados se muestran en las tablas en las que se dan los valores (en cm) de los parámetros que definen los distintos órganos de los maniqués; en ellas, se comparan además los volúmenes (en cm^3) que indican Cristy y Eckerman [25] para cada órgano con los obtenidos en este trabajo mediante Monte Carlo. En la última columna se muestra la diferencia relativa entre ambos valores. Hemos aprovechado para corregir algunas de las erratas observadas en el trabajo de Cristy y Eckerman.

Bazo

El bazo está definidos por un elipsoide, dado por:

$$\left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1. \quad (\text{A.1})$$

Los valores de los parámetros pueden verse en la tabla A.1.

Tabla A.1: Bazo.

Edad	a	b	c	x_0	y_0	z_0	Volumen		
							CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	1.13	1.00	1.85	3.54	1.42	11.42	8.76	8.73(2)	-0.34
1	1.65	1.35	2.63	4.94	1.85	16.23	24.50	24.50(4)	0.00
5	2.09	1.52	3.49	6.40	2.25	21.57	46.40	46.40(7)	0.00
10	2.43	1.68	4.35	7.65	2.52	26.85	74.40	74.30(9)	-0.13
15	2.90	1.88	5.19	9.49	2.94	33.35	119.0	118.0(1)	-0.84
20	3.50	2.00	6.00	11.00	3.00	37.00	176.00	175.95(8)	-0.03

Brazos (estructura ósea)

La estructura ósea de los brazos está representada por conos elípticos truncados definidos por las ecuaciones:

$$\frac{1}{a^2} \left[\frac{a(z-z_2)}{2z_2} + (x \pm x_0) \right]^2 + \left(\frac{y}{b} \right)^2 \leq \left[\frac{2z_2 + (z-z_2)}{2z_2} \right]^2, \quad (\text{A.2})$$

$$0 \leq z \leq z_2,$$

donde el signo $+$ ($-$) corresponde al brazo derecho (izquierdo). Los parámetros correspondientes se pueden observar en la tabla A.2.

Tabla A.2: Brazos (estructura ósea).

Edad	a	b	x_0	z_2	Volumen		
					CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	0.44	1.32	5.84	21.29	45.30	45.20(5)	-0.22
1	0.62	1.76	8.10	30.26	121.00	121.20(9)	0.17
5	0.80	2.03	10.53	40.22	239.0	239.7(2)	0.29
10	0.97	2.27	12.79	50.07	404.0	404.2(2)	0.05
15	1.21	2.65	15.87	62.20	731.0	730.4(3)	-0.08
20	1.40	2.70	18.40	69.00	956.0	951.1(2)	-0.51

Cabeza

La cabeza está definida por un cilindro elíptico y medio elipsoide. La sección cilíndrica está dada por:

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.3})$$

$$C_T \leq z \leq C_T + C_{H1},$$

y la región elipsoidal por:

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 + \left(\frac{z - [C_T + C_{H1}]}{C_{H2}}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.4})$$

$$z > C_T + C_{H1}.$$

Los parámetros para las diferentes edades de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden observar en las tablas A.3 y A.32.

Tabla A.3: Cabeza. (Ver tabla A.32 para C_T).

Edad	A_H	B_H	C_{H1}	C_{H2}	Volumen		
					CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	4.52	5.78	9.10	3.99	965.0	966.1(2)	0.11
1	6.13	7.84	12.35	5.41	2410.0	2410.0(3)	0.00
5	7.13	9.05	13.91	6.31	3670.0	3672.0(4)	0.05
10	7.43	9.40	15.19	6.59	4300.0	4301.0(5)	0.02
15	7.77	9.76	15.97	6.92	4900.0	4907.0(5)	0.14
20	8.00	10.00	16.85	7.15	5430.0	5431.9(6)	0.03

Caja torácica

La caja torácica está representada por dos cilindros concéntricos divididos en bandas que corresponden a las costillas. Las ecuaciones que la definen son:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.5})$$

$$\left(\frac{x}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b-d}\right)^2 > 1,$$

$$z_1 \leq z \leq z_2,$$

$$\text{Int}\left(\frac{z - z_1}{c}\right) \equiv \text{par}. \quad (\text{A.6})$$

Aquí $\text{Int}(u)$ hace referencia a la parte entera de u . Los parámetros de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden observar en la tabla A.4.

Tabla A.4: Caja torácica.

Edad	a	b	c	d	z_1	z_2	Volumen		
							CE	MIRD	Δ [%]
0	5.40	4.80	0.43	0.21	10.86	20.75	34.00	34.03(4)	0.09
1	7.48	6.37	0.61	0.28	15.44	29.47	87.40	87.44(8)	0.05
5	9.73	7.35	0.81	0.34	20.53	39.16	174.0	173.9(1)	-0.06
10	11.82	8.23	1.02	0.39	25.43	48.89	295.0	294.7(2)	-0.10
15	14.66	9.60	1.26	0.47	31.67	60.65	531.0	531.5(3)	0.09
20	17.00	9.80	1.40	0.50	35.10	67.30	694.0	694.3(2)	0.05

Cerebro

El cerebro está representado por un elipsoide, cortado por un plano en z , descrito por las ecuaciones:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_t + C_{H1})}{c}\right)^2 \leq 1. \quad (\text{A.7})$$

Los parámetros para las diferentes edades se dan en la tabla A.5.

Tabla A.5: Cerebro.

Edad	a	b	c	C_t	C_{H1}	Volumen		
						CE	MIRD	Δ [%]
0	4.14	5.40	3.61	21.60	9.10	338.0	338.0(1)	0.00
1	5.63	7.34	4.91	30.70	12.35	850.0	850.0(2)	0.00
5	6.34	8.26	5.52	40.80	13.91	1210.0	1212.0(2)	0.17
10	6.51	8.48	5.67	50.80	15.19	1310.0	1312.0(3)	0.15
15	6.58	8.57	5.73	63.10	15.97	1350.0	1354.0(3)	0.30
20	6.60	8.60	5.75	70.00	16.85	1370.0	1366.7(3)	-0.24

Clavículas

Las clavículas se han definido, de acuerdo a la propuesta de Ulanovsky y Eckerman [69], mediante dos cilindros concéntricos, truncados por dos planos inclinados que permiten delimitar su forma y que se corresponden con los del maniquí de Cristy y Eckerman [25]. Las ecuaciones correspondientes son:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{a}\right)^2 \leq 1 \quad (\text{A.8})$$

$$\left(\frac{x}{b}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1$$

$$\cot \theta_1 \leq \frac{y_0 - y}{|x|} \leq \cot \theta_2 \quad (\text{A.9})$$

$$\begin{aligned} z_1 &\leq z \leq z_2 \\ y &\leq 0. \end{aligned}$$

Los parámetros para cada una de las edades se encuentran en la tabla A.6. Como vemos, los volúmenes correspondientes difieren de los indicados por Cristy y Eckerman [25] en un 2.7% como máximo.

Tabla A.6: Clavículas.

Edad	a	b	y_0	z_1	z_2	$\cot \theta_1$	$\cot \theta_2$	Volumen		
								CE	MIRD	Δ [%]
0	5.291	4.849	0.730	20.78	21.34	5.587	0.3851	2.62	2.60(1)	0.77
1	7.451	6.829	1.380	29.54	30.32	5.681	0.4316	6.85	6.90(2)	0.73
5	10.24	9.359	3.140	39.33	40.23	5.998	0.5639	13.70	13.82(4)	0.87
10	12.86	11.94	4.930	48.93	50.13	6.258	0.6571	23.20	22.60(5)	2.66
15	16.51	15.35	7.220	60.79	62.25	6.485	0.7314	41.60	41.90(8)	0.72
20	20.62	19.38	11.10	67.46	69.04	7.034	0.8942	54.70	54.6(3)	0.18

Colon ascendente

El colon ascendente está representado por la región definida por dos cilindros elípticos concéntricos, mientras que el cilindro interior representa el contenido de éste. Las ecuaciones que representan la pared son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x-x_0}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 &\geq 1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2 \end{aligned} \tag{A.10}$$

y el contenido está dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 &< 1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2 \end{aligned} \tag{A.11}$$

Los parámetros para las diferentes edades de los elementos constitutivos de las ecuaciones del colon ascendente pueden verse en la tabla A.7.

Tabla A.7: Colon ascendente.

Edad	a	b	d	x_0	y_0	z_1	z_2
0	0.79	1.23	0.2700	-2.70	-1.16	4.46	7.41
1	1.10	1.63	0.3700	-3.74	-1.53	6.34	10.53
5	1.43	1.88	0.4600	-4.87	-1.77	8.42	13.99
10	1.74	2.10	0.5400	-5.91	-1.98	10.49	17.42
15	2.16	2.45	0.6500	-7.33	-2.31	13.03	21.63
20	2.50	2.50	0.7085	-8.50	-2.36	14.45	24.00

Edad	Volumen					
	Pared del olon ascendente			Contenido del colon ascendente		
	CE	MIRD	Δ [%]	CE	MIRD	Δ [%]
0	4.38	4.38(1)	0.00	4.63	4.62(2)	-0.22
1	11.50	11.50(3)	0.00	12.10	12.10(3)	0.00
5	22.90	23.00(5)	0.44	24.10	24.10(5)	0.00
10	38.80	38.80(7)	0.00	40.80	40.70(7)	-0.25
15	69.5	69.4(1)	-0.14	73.4	73.4(1)	0.00
20	91.20	91.18(7)	-0.02	96.30	96.36(6)	0.06

Colon descendente

El colon descendente está representado por dos cilindros elípticos concéntricos, siendo la pared la zona entre ambos y su contenido el interior del más interno. El eje de los cilindros forma un cierto ángulo con el eje z . La pared está definida por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x-x_0}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 &\geq 1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2, \end{aligned} \tag{A.12}$$

donde

$$\begin{aligned} x_0 &= x_1 + m_x \frac{z - z_2}{z_2 - z_1}, \\ y_0 &= m_y \frac{z_1 - z}{z_2 - z_1}. \end{aligned} \tag{A.13}$$

El contenido está dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 &< 1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2 \end{aligned} \tag{A.14}$$

Tabla A.8: Colon descendente.

Edad	a	b	d	x_1	m_x	m_y	z_1	z_2
0	0.60	1.04	0.20	2.94	0.2477	1.225	2.69	7.41
1	0.83	1.38	0.27	4.07	0.3432	1.625	3.82	10.53
5	1.08	1.60	0.34	5.30	0.4466	1.875	5.08	13.99
10	1.31	1.79	0.40	6.43	0.5421	2.100	6.33	17.42
15	1.62	2.09	0.49	7.98	0.6728	2.450	7.86	21.63
20	1.88	2.13	0.54	9.25	0.7800	2.500	8.72	24.00

Edad	Volumen					
	Pared del colon descendente			Contenido del colon descendente		
	CE	MIRD	Δ [%]	CE	MIRD	Δ [%]
0	4.27	4.27(1)	0.00	4.98	4.99(2)	0.20
1	11.00	11.00(3)	0.00	13.1	13.10(3)	0.00
5	22.30	22.20(5)	-0.44	26.1	26.10(5)	0.00
10	37.60	37.60(7)	0.00	44.1	44.10(7)	0.00
15	68.3	68.3(1)	0.00	78.2	78.2(1)	0.00
20	89.90	89.91(6)	0.01	102.0	102.33(7)	0.32

Los parámetros para las diferentes edades de los elementos constitutivos de las ecuaciones del colon descendente pueden verse en la tabla A.8.

Colon sigmoideo

El colon sigmoideo esta definido en dos partes (superior e inferior), cada una de ellas representada por cilindros concéntricos delimitados por planos. La parte superior, sin contenido, está dada por:

$$\begin{aligned}
 \left(\frac{x-x_0}{b_1}\right)^2 + \left(\frac{z}{b_1}\right)^2 &\leq 1 & \text{(A.15)} \\
 \left(\frac{x-x_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z}{b}\right)^2 &\geq 1 \\
 -y_1 &\leq y \leq y_1 \\
 x &\leq x_0 \\
 z &\geq 0
 \end{aligned}$$

El contenido de esta parte superior está definido por:

$$\begin{aligned}
 \left(\frac{x-x_0}{d_1}\right)^2 + \left(\frac{z}{d_1}\right)^2 &\leq 1, & \text{(A.16)} \\
 \left(\frac{x-x_0}{d}\right)^2 + \left(\frac{z}{d}\right)^2 &\geq 1,
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x &\leq x_0, \\ -y_2 &\leq y \leq y_2, \\ z &\geq 0. \end{aligned}$$

La parte inferior, sin contenido, está definida por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{a_1}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{a}\right)^2 &\geq 1, \\ x &\geq x_0, \\ -y_1 &\leq y \leq y_1, \\ z &\leq z_1. \end{aligned} \tag{A.17}$$

y el contenido por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x-x_0}{c_1}\right)^2 + \left(\frac{z}{c_1}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x-x_0}{c}\right)^2 + \left(\frac{z}{c}\right)^2 &\geq 1, \\ x &\geq x_0, \\ -y_2 &\leq y \leq y_2, \\ z &\leq z_1. \end{aligned} \tag{A.18}$$

Los parámetros para las diferentes edades de cada una de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden ver en la tabla A.9. Cabe señalar que los parámetros de adulto son iguales a los propuestos en el maniquí de la versión 2006 del código PENELOPE. Como vemos, los volúmenes que hemos obtenido difieren como máximo en un 4.2 %. Este órgano también está modificado respecto del modelo de Cristy y Eckerman [25].

Colon transverso

La pared del colon transverso está definida por dos cilindros elípticos concéntricos; el cilindro interior representa su contenido. Las ecuaciones que definen la pared:

$$\begin{aligned} \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d}\right)^2 &\geq 1, \\ -x_1 &\leq x \leq x_1, \end{aligned} \tag{A.19}$$

y el contenido del colon transverso está definido por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d}\right)^2 &< 1, \\ x_1 &\leq x \leq x_1. \end{aligned} \tag{A.20}$$

Tabla A.9: Colon sigmoideo.

Edad	a	a_1	b	b_1	c	c_1	d	d_1	x_0	y_1	y_2	z_0	z_1
0	1.114	2.329	0.3877	1.529	1.338	2.104	0.5896	1.310	0.950	0.500	0.2500	2.613	2.690
1	1.634	3.240	0.5859	2.110	1.948	2.983	0.8659	1.823	1.320	0.690	0.3500	3.710	3.820
5	2.246	4.212	0.8396	2.722	2.683	3.835	1.206	2.354	1.720	0.880	0.4600	4.934	5.080
10	2.789	5.047	1.1630	3.375	3.206	4.693	1.502	2.978	2.090	0.888	0.4440	6.149	6.330
15	3.503	6.112	1.5130	4.125	3.988	5.740	1.903	3.628	2.590	1.039	0.5090	7.635	7.860
20	4.079	6.862	1.6090	4.391	4.664	6.276	2.194	3.804	3.000	1.391	0.8065	8.470	8.720

Edad	Volumen			
	Colon sigmoideo		Contenido del colon sigmoideo	
	CE	MIRD	Δ [%]	Δ [%]
0	3.39	3.38(1)	0.21	1.730
1	8.78	8.88(3)	1.13	4.49
5	17.60	17.89(4)	1.62	9.11
10	29.70	30.50(6)	2.62	15.30
15	53.80	51.80(9)	3.86	26.80
20	70.4	70.0(4)	0.57	35.6

Tabla A.10: Colon transverso.

Edad	Volumen											
	Pared del colon transverso					Contenido del colon transverso						
	b	c	d	y_0	z_0	x_1	CE	MIRD	Δ [%]	CE	MIRD	Δ [%]
0	1.23	0.46	0.180	-1.16	7.87	3.33	5.69	5.66(2)	-0.53	6.15	6.14(2)	-0.16
1	1.63	0.65	0.260	-1.53	11.18	4.62	15.20	15.20(3)	0.00	15.50	15.50(3)	0.00
5	1.88	0.87	0.330	-1.77	14.86	6.01	30.20	30.20(5)	0.00	31.60	31.70(5)	0.32
10	2.10	1.08	0.400	-1.98	18.51	7.30	51.00	51.10(8)	0.20	53.00	53.00(8)	0.00
15	2.45	1.35	0.490	-2.31	22.99	9.06	92.3	92.2(1)	-0.11	96.0	95.9(1)	-0.10
20	2.50	1.50	0.527	-2.36	25.50	10.50	121.00	120.72(7)	-0.23	127.00	126.80(7)	-0.15

Los valores de los parámetros pueden verse en la tabla A.10.

Corazón

El corazón está definido por elipsoides que representan los ventrículos y las aurículas. El ventrículo izquierdo está definido por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{VX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ}\right)^2 &\leq 1, \text{ (A.21)} \\ \left(\frac{x_1}{VX - TLVW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TLVW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW}\right)^2 &\geq 1, \\ x_1 &\geq 0 \end{aligned}$$

y su contenido por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{VX - TLVW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TLVW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW}\right)^2 &< 1, \text{ (A.22)} \\ x_1 &\geq 0 \end{aligned}$$

Las ecuaciones que definen el ventrículo derecho son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{VX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ}\right)^2 &\leq 1, \text{ (A.23)} \\ \left(\frac{x_1}{VX - TRVW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TRVW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ - TRVW}\right)^2 &\geq 1, \\ x_1 &\geq 0, \\ z_1 &< 0, \end{aligned}$$

y el contenido está definido por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{VX - TRVW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TRVW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ - TRVW}\right)^2 &< 1, \text{ (A.24)} \\ x_1 &\geq 0, \\ z_1 &< 0. \end{aligned}$$

La región común entre el ventrículo derecho y el izquierdo se considera parte del ventrículo izquierdo y se excluye del ventrículo derecho, lo que se define según:

$$\left(\frac{x_1}{VX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ}\right)^2 > 1. \quad \text{ (A.25)}$$

Las aurículas del corazón están representadas por porciones de elipsoides. La aurícula izquierda está dividida en dos partes; las ecuaciones que describen la primera son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ}\right)^2 &\leq 1, \quad \text{ (A.26)} \\ \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TAW}\right)^2 &\geq 1, \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &\geq 0, \end{aligned}$$

Tabla A.11: Corazón.

Edad	VX	AVY	LAVZ	RAVZ	AX	TLVW	TRVW	TAW	x_0	y_0	z_0
0	3.71	2.16	1.34	3.02	2.33	0.56	0.26	0.13	0.42	-1.08	16.05
1	4.67	2.72	1.68	3.8	2.93	0.71	0.33	0.16	0.54	-1.67	22.43
5	5.72	3.33	2.06	4.66	3.59	0.86	0.4	0.2	0.77	-1.70	29.60
10	6.73	3.92	2.43	5.48	4.23	1.02	0.47	0.23	0.80	-1.70	36.60
15	7.86	4.57	2.83	6.40	4.94	1.19	0.55	0.27	0.86	-2.10	45.10
20	8.60	5.00	3.10	7.00	5.40	1.30	0.60	0.30	1.00	-1.80	50.00

Edad	α_1	β_1	γ_1	α_2	β_2	γ_2	α_3	β_3
0	0.5942	-0.6421	-0.4845	-0.3291	0.3556	-0.8748	0.734	0.6792
1	0.6009	-0.6216	-0.5025	-0.3493	0.3613	-0.8646	0.719	0.695
5	0.6237	-0.5721	-0.5327	-0.3926	0.3601	-0.8463	0.676	0.7369
10	0.6345	-0.5370	-0.5559	-0.4243	0.3591	-0.8312	0.646	0.7633
15	0.6453	-0.5134	-0.5658	-0.4428	0.3523	-0.8245	0.6226	0.7825
20	0.6751	-0.4727	-0.5664	-0.4640	0.3249	-0.8241	0.5736	0.8191

Edad	Pared del corazón		Contenido del corazón	
	CE	MIRD Δ [%]	CE	MIRD Δ [%]
0	24.40	24.39(3)	35.10	35.16(4)
1	48.70	48.76(6)	69.90	69.84(7)
5	89.30	89.23(9)	129.0	128.9(1)
10	145.0	145.2(1)	210.0	210.4(2)
15	231.0	230.7(2)	334.0	334.0(2)
20	303.0	302.3(1)	437.0	436.8(2)

y su contenido está dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TAW}\right)^2 &< 1, \quad (\text{A.27}) \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &\geq 0 \end{aligned}$$

Las ecuaciones que describen la segunda parte de la aurícula izquierda son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW + TAW}\right)^2 &\leq 1, \quad (\text{A.28}) \\ \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW}\right)^2 &\geq 1, \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &< 0 \end{aligned}$$

y las de su contenido:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW}\right)^2 &< 1, \quad (\text{A.29}) \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &< 0 \end{aligned}$$

La aurícula derecha está definida por las ecuaciones:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ}\right)^2 &\leq 1, \quad (\text{A.30}) \\ \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ - TAW}\right)^2 &\geq 1, \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &< 0 \end{aligned}$$

y su contenido está dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{AX - TAW}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY - TAW}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{RAVZ - TAW}\right)^2 &< 1, \quad (\text{A.31}) \\ x_1 &< 0, \\ z_1 &< 0 \end{aligned}$$

La región común entre la aurícula derecha e izquierda se considera parte de la aurícula izquierda y se excluye de la aurícula derecha mediante la siguiente ecuación:

$$\left(\frac{x_1}{AX}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{AVY}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{LAVZ - TLVW - TAW}\right)^2 > 1 \quad (\text{A.32})$$

El sistema de coordenadas (x_1, y_1, z_1) está relacionado con el sistema original del maniquí (x, y, z) mediante las siguientes ecuaciones de rotación:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_1 & \beta_1 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.33})$$

Los valores de los parámetros para las diferentes edades presentes en las ecuaciones anteriores pueden verse en la tabla A.11.

Cráneo

El cráneo está representado por el volumen entre dos elipsoides concéntricos cuyas ecuaciones son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - [C_T + C_{H1}]}{c}\right)^2 &\geq 1, \\ \left(\frac{x}{a+d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b+d}\right)^2 + \left(\frac{z - [C_T + C_{H1}]}{c+d}\right)^2 &\leq 1. \end{aligned} \quad (\text{A.34})$$

Los parámetros a , b y c son los mismos que para el cerebro (ver tabla A.5). El valor de d se encuentra en la tabla A.12.

Tabla A.12: Cráneo. (Ver tabla A.5 para a , b y c).

Edad	d	Volumen		
		CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	0.20	49.80	49.90(4)	0.20
1	0.30	139.00	139.00(8)	0.00
5	0.56	339.0	338.0(1)	-0.29
10	0.67	434.0	434.0(2)	0.00
15	0.76	508.0	508.0(2)	0.00
20	0.90	618.0	617.5(2)	-0.08

Escápula

La escápula está definida por dos cilindros concéntricos elípticos. Las ecuaciones que la definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{a_2}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 &> 1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2, \\ m_1 &\leq \frac{y}{|x|} \leq m_2. \end{aligned} \quad (\text{A.35})$$

Tabla A.13: Escápula.

Edad	a_1	a_2	b	z_1	z_2	m_1	Volumen			Δ [%]
							m_2	CE	MIRD	
0	5.40	6.04	4.80	15.71	20.77	0.39	1.23	9.64	9.60(2)	-0.41
1	7.48	8.36	6.37	22.32	29.52	0.37	1.18	25.30	25.20(4)	-0.40
5	9.73	10.88	7.35	29.67	39.23	0.33	1.05	50.40	50.00(7)	-0.79
10	11.82	13.20	8.23	36.94	48.84	0.30	0.97	85.7	86.1(1)	0.47
15	14.66	16.36	9.60	45.88	60.67	0.28	0.91	154.0	154.0(1)	0.00
20	17.00	19.00	9.80	50.90	67.30	0.25	0.80	202.0	202.0(1)	0.00

La presencia de $|x|$ permite generar escápula derecha ($x > 0$) e izquierda ($x < 0$). Los parámetros de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden observar en la tabla A.13.

Espina dorsal

La espina dorsal está definida por las siguientes ecuaciones:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.36})$$

$$z_1 \leq z \leq z_4.$$

Se divide en tres regiones mediante los planos $z = z_2$ y $z = z_3$. Los parámetros para las diferentes edades de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden observar en la tabla A.14.

Tabla A.14: Espina dorsal.

Edad	a	b	y_0	z_1	z_2	z_3	z_4	Volumen		
								CE	MIRD	Δ [%]
0	0.64	1.23	2.70	6.79	10.83	21.6	27.02	50.00	50.04(5)	0.08
1	0.88	1.63	3.58	9.65	15.39	30.7	38.01	128.00	127.90(9)	-0.08
5	1.15	1.88	4.13	12.82	20.46	40.8	48.83	245.0	245.1(1)	0.04
10	1.39	2.10	4.62	15.97	25.47	50.8	59.89	403.0	402.6(2)	-0.10
15	1.73	2.45	5.39	19.83	31.64	63.1	72.91	707.0	706.8(3)	-0.03
20	2.00	2.50	5.50	22.00	35.10	70.0	80.54	920.0	919.7(2)	-0.03

Esqueleto facial

El esqueleto facial está representado por dos cilindros concéntricos elípticos. Las ecuaciones que lo definen son:

$$\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y}{b_1}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.37})$$

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{a_1 - d_1}\right)^2 + \left(\frac{y}{b_1 - d_1}\right)^2 &\geq 1, \\ y &\leq 0, \\ C_T + z_1 &\leq z \leq C_T + z_5 \end{aligned}$$

Se excluye la región correspondiente al cráneo definida por:

$$\left(\frac{x}{a+d}\right)^2 + \left(\frac{y}{b+d}\right)^2 + \left(\frac{z - [C_T + C_{H1}]}{c+d}\right)^2 > 1 \quad (\text{A.38})$$

Los parámetros de las ecuaciones anteriores se pueden ver en la tabla A.15. Cabe señalar que los valores de a , b , c y d corresponden a los mismos valores del cráneo (ver tablas A.5 y A.12). C_T está dado en la tabla A.32.

Tabla A.15: Esqueleto facial. (Ver tablas A.5, A.12 y A.32 para los restantes parámetros).

Edad	a_1	b_1	d_1	z_1	z_5	Volumen		
						CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	4.17	5.43	0.07	2.16	8.18	6.13	6.14(1)	0.16
1	5.73	7.44	0.14	2.93	11.18	22.80	22.80(3)	0.00
5	6.68	8.60	0.58	3.30	12.57	114.00	113.00(7)	-0.88
10	6.93	8.90	0.74	3.61	13.73	161.0	161.0(1)	0.00
15	6.92	8.91	1.10	3.79	14.05	234.0	234.0(1)	0.00
20	7.00	9.00	1.40	4.00	14.73	305.0	305.1(1)	0.05

Estómago

La pared del estómago está definida por dos elipsoides concéntricos y el contenido corresponde al elipsoide interior. Las ecuaciones que describen la pared son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x - x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c - d}\right)^2 &\geq 1, \end{aligned} \quad (\text{A.39})$$

y el contenido está definido por:

$$\left(\frac{x - x_0}{a - d}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b - d}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c - d}\right)^2 < 1 \quad (\text{A.40})$$

Los parámetros para las diferentes edades pueden verse en la tabla A.16.

Tabla A.16: Estómago.

Edad	Volumen												
						Pared del estómago			Contenido del estómago				
	a	b	c	d	x_0	y_0	z_0	CE	MIRD	Δ [%]	CE	MIRD	Δ [%]
0	1.2	1.39	2.34	0.220	2.54	-1.96	10.80	6.17	6.19(2)	0.32	10.20	10.20(2)	0.00
1	1.85	2.05	3.51	0.330	3.52	-2.70	15.35	20.90	20.90(4)	0.00	34.80	34.80(5)	0.00
5	2.55	2.40	4.66	0.450	4.58	-3.15	20.40	47.20	47.20(7)	0.00	72.20	72.10(8)	-0.14
10	3.14	2.74	5.81	0.530	5.56	-3.51	25.40	81.8	81.8(1)	0.00	128.0	127.0(1)	-0.78
15	3.43	2.92	7.16	0.560	6.90	-3.92	31.55	113.0	113.0(1)	0.00	187.0	187.0(2)	0.00
20	4.00	3.00	8.00	0.613	8.00	-4.00	35.00	152.00	151.92(8)	-0.05	250.0	250.3(1)	0.11

Glándulas suprarrenales

Cada una de las glándulas suprarrenales está representada por la mitad de un elipsoide. Se ubican sobre cada uno de los riñones. Las ecuaciones correspondientes son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x_1}{a}\right)^2 + \left(\frac{y_1}{b}\right)^2 + \left(\frac{z_1}{c}\right)^2 &\leq 1, \\ z_1 &\geq 0 \end{aligned} \quad (\text{A.41})$$

El sistema de coordenadas (x_1, y_1, z_1) está relacionado con el sistema original del maniquí (x, y, z) a través de las siguientes ecuaciones de rotación:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.42})$$

Los parámetros para las diferentes edades de los elementos constitutivos de las glándulas suprarrenales pueden verse en la tabla A.17.

Tabla A.17: Glándulas suprarrenales. Los valores de x_0 y θ positivos (negativos) corresponden a la glándula izquierda (derecha).

Edad	a	b	c	x_0	y_0	z_0	θ	Volumen		
								CE	MIRD	Δ [%]
0	1.61	0.54	1.54	± 1.41	2.45	11.73	± 63.3	5.61	5.59(2)	-0.36
1	1.05	0.35	2.20	± 1.54	3.25	16.66	± 62.2	3.39	3.39(2)	0.00
5	1.12	0.37	2.92	± 2.00	3.75	22.14	± 59.3	5.07	5.10(2)	0.59
10	1.17	0.39	3.63	± 2.43	4.20	27.58	± 57.2	6.94	6.92(3)	-0.29
15	1.30	0.43	4.30	± 3.02	4.90	34.26	± 55.6	10.10	10.06(4)	-0.40
20	1.50	0.50	5.00	± 3.50	5.00	38.00	± 52.00	15.70	15.65(2)	-0.30

Hígado

El hígado está representado por un cilindro elíptico limitado por planos:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 &\leq 1, \\ \frac{x}{x_m} + \frac{y}{y_m} - \frac{z}{z_m} &\leq -1, \\ z_1 &\leq z \leq z_2. \end{aligned} \quad (\text{A.43})$$

Los parámetros correspondientes al hígado vienen dados en la tabla A.18.

Tabla A.18: Hígado.

Edad	a	b	x_m	y_m	z_m	z_1	z_2	Volumen		
								CE	MIRD	Δ [%]
0	5.19	4.25	8.45	10.90	13.27	8.33	13.27	117.00	117.00(8)	0.00
1	7.20	5.47	12.83	16.55	18.86	11.84	18.86	281.0	281.0(1)	0.00
5	9.39	6.30	16.27	20.34	25.06	15.74	25.06	562.0	561.0(2)	-0.18
10	11.43	6.83	21.98	29.67	31.21	19.59	31.21	853.0	853.0(3)	0.00
15	14.19	7.84	31.51	44.75	38.76	24.34	38.76	1350.0	1350.0(4)	0.00
20	16.50	8.00	35.00	45.00	43.00	27.00	43.00	1830.0	1833.2(3)	0.17

Intestino delgado

El intestino delgado está representado por un cilindro elíptico, descrito por las ecuaciones:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.44})$$

$$y_1 \leq y \leq y_2,$$

$$z_1 \leq z \leq z_2.$$

Los parámetros para las diferentes edades de estas ecuaciones del intestino delgado pueden verse en la tabla A.19. Hay que excluir la porción de intestino grueso incluida en esta región.

Tabla A.19: Intestino delgado.

Edad	a	b	y_0	y_1	y_2	z_1	z_2	Volumen		
								CE	MIRD	Δ [%]
0	3.59	5.54	-1.860	-2.39	1.08	5.25	8.33	50.90	50.80(5)	-0.20
1	4.97	7.35	-2.470	-3.16	1.43	7.46	11.84	132.0	132.0(1)	0.00
5	6.47	8.48	-2.850	-3.65	1.65	9.91	15.74	265.0	264.0(2)	-0.38
10	7.85	9.49	-3.196	-4.08	1.85	12.34	19.59	447.0	447.0(2)	0.00
15	9.75	11.07	-3.720	-4.76	2.16	15.32	24.34	806.0	805.0(3)	-0.12
20	11.30	11.30	-3.800	-4.86	2.20	17.00	27.00	1060.0	1055.8(2)	-0.39

Ovarios

Los ovarios están definidos por un par de elipsoides, dados por:

$$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.45})$$

donde el signo $+$ ($-$) corresponde al ovario derecho (izquierdo). Los valores de los correspondientes parámetros están dados en la tabla A.20.

Tabla A.20: Ovarios.

Edad	a	b	c	x_0	z_0	Volumen		
						CE	MIRD	Δ [%]
0	0.30	0.22	0.57	1.91	4.63	0.315	0.322(4)	2.22
1	0.38	0.28	0.77	2.64	6.58	0.686	0.675(7)	-1.60
5	0.53	0.35	1.07	3.44	8.74	1.66	1.68(1)	1.27
10	0.66	0.40	1.36	4.17	10.89	3.01	3.03(2)	0.66
15	1.17	0.58	1.80	5.18	13.52	10.10	10.24(4)	1.39
20	1.00	0.50	2.00	6.00	15.00	8.38	8.36(2)	-0.23

Páncreas

El páncreas está definido mediante la mitad de un elipsoide. Las ecuaciones correspondientes son:

$$\left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.46})$$

$$x \geq x_0,$$

$$z \geq z_0,$$

$$x > x_1.$$

Los parámetros pueden verse en la tabla A.21.

Tabla A.21: Páncreas.

Edad	a	b	c	x_0	z_0	x_1	Volumen		
							CE	MIRD	Δ [%]
0	4.32	0.50	0.87	-0.09	11.42	0.99	2.69	2.53(1)	-5.95
1	6.85	0.71	1.41	-0.43	16.23	1.32	9.87	9.32(3)	-5.57
5	9.16	0.90	1.92	-0.57	21.57	1.72	22.70	21.60(5)	-4.85
10	10.09	0.92	2.17	-0.38	26.85	2.15	28.90	27.70(6)	-4.15
15	13.32	1.14	2.87	-0.72	33.35	2.61	62.40	61.70(9)	-1.12
20	16.00	1.20	3.30	-1.00	37.00	3.00	90.69	90.69(6)	-0.01

Pelvis

La pelvis está definida por dos cilindros elípticos no concéntricos. Las ecuaciones que la describen son:

$$\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y-y_{01}}{b_1}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.47})$$

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{a_2}\right)^2 + \left(\frac{y - y_{02}}{b_2}\right)^2 &\leq 1, \\ y &\geq y_{02}, \\ y &\leq y_1, \text{ si } z \leq z_1, \\ 0 &\leq z \leq z_2. \end{aligned}$$

Los parámetros para las diferentes edades de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden observar en la tabla A.22.

Tabla A.22: Pelvis.

Edad	a_1	b_1	a_2	b_2	y_{01}	y_{02}	y_1	z_1	z_2
0	3.59	5.54	3.81	5.88	-1.86	-1.47	2.45	4.32	6.79
1	4.97	7.35	5.28	7.80	-2.47	-1.95	3.25	6.14	9.65
5	6.47	8.48	6.87	9.00	-2.85	-2.25	3.75	8.16	12.82
10	7.85	9.49	8.34	10.08	-3.19	-2.52	4.20	10.16	15.97
15	9.75	11.07	10.35	11.76	-3.72	-2.94	4.90	12.62	19.83
20	11.30	11.30	12.00	12.00	-3.80	-3.00	5.00	14.00	22.00

Edad	Volumen		
	CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	28.90	28.84(4)	-0.21
1	76.00	76.10(7)	0.13
5	151.0	151.2(1)	0.13
10	258.0	258.4(2)	0.16
15	460.0	460.4(3)	0.09
20	606.0	606.2(1)	0.03

Piel (recubrimiento)

Todo el maniquí se encuentra recubierto por piel con un espesor S , cuyos valores para las diferentes edades se pueden ver en la tabla A.23.

Tabla A.23: Piel (recubrimiento).

Edad	S
0	0.07
1	0.08
5	0.09
10	0.10
15	0.17
20	0.20

Piernas (estructura ósea)

La estructura ósea de las piernas están representadas por conos circulares truncados definidas por las ecuaciones:

$$\left(x \pm \left[\frac{A_T}{2} + \frac{kz}{C_L - S}\right]\right)^2 + y^2 \leq \left(R_1 + \left[\frac{R_1 - R_2}{C_L - S}\right]z\right)^2, \quad (A.48)$$

$$S - C_L \leq z \leq 0,$$

donde el signo $+$ ($-$) corresponde a la hueso de la pierna derecha (izquierda) y k , R_1 y R_2 están definidos por las ecuaciones:

$$k = \frac{A_T}{2} \left(1 - \frac{C_{L1} - C_L}{C_{L1}}\right), \quad (A.49)$$

$$R_1 = \frac{7}{40} A_T,$$

$$R_2 = \frac{A_T}{4} \left(\frac{C_{L1} - C_L}{C_{L1}}\right),$$

Los parámetros para las diferentes edades de las ecuaciones anteriores están dados en las tablas A.24, A.32 y y A.23.

Tabla A.24: Piernas (estructura ósea).

Edad	C_L	C_{L1}	Volumen		
			CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	16.8	21.6	61.40	61.50(6)	0.16
1	26.5	37.1	207.0	206.0(1)	-0.48
5	48.0	65.0	610.0	610.0(3)	0.00
10	66.0	90.0	1250.0	1246.0(5)	-0.32
15	78.0	100.0	2100.0	2100.0(7)	0.00
20	80.0	100.0	2800.0	2799.5(8)	-0.02

Pulmones

Los pulmones están representados por sendos elipsoides, cortados por un plano, a los cuales se les retira un segmento a fin de poder acoplar el corazón, tal como lo proponen Cristy y Eckerman [25]. En los maniqués propuestos aquí ha habido que modificar los planos que delimitan la sección a retirar ya que los propuestos por Cristy y Eckerman interceptaban el modelo de corazón que hemos considerado. Los elipsoides que definen los pulmones, están descritos por las ecuaciones:

$$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (A.50)$$

$$z \geq z_0.$$

Tabla A.25: Pulmones.

Edad	a	b	c	x_0	z_0	x_{1R}	y_{1R}	z_{1R}	z_{2R}	x_{1L}	y_{1L}	z_{1L}
0	1.89	3.68	7.410	2.70	13.42	-2.3	0.75	14.50	18.10	-3.100	0.318	18.20
1	2.68	4.88	10.53	3.74	19.08	-2.9	0.70	20.60	25.12	3.900	0.400	25.24
5	3.47	5.63	13.99	4.87	25.35	-3.5	1.0	26.90	32.50	5.000	0.500	32.78
10	3.82	6.30	17.42	5.91	31.57	-4.1	1.3	33.35	39.75	5.900	0.7500	40.00
15	4.09	6.98	20.55	7.33	39.21	-5.0	1.2	41.60	48.50	2.045	0.700	49.00
20	5.00	7.50	24.00	8.50	43.50	-5.4	1.5	46.00	54.00	8.000	1.000	55.00

Edad	Pulmón derecho		Pulmón izquierdo	
	CE	MIRD Δ [%]	CE	MIRD Δ [%]
0	91.90	92.30(7)	79.10	75.60(6)
1	259.0	259.3(1)	225.0	220.1(1)
5	526.0	522.4(2)	454.0	449.5(2)
10	821.0	821.3(3)	709.0	710.0(3)
15	1180.0	1173.0(4)	1020.0	1021.0(4)
20	1810	1810(2)	1560	1560(2)

Volumen

donde el signo + (−) corresponde al pulmón derecho (izquierdo). Las secciones que se retiran del pulmón derecho y del izquierdo están definidas por los planos:

$$\begin{aligned} x &\leq x_{1R}, \\ y &< y_{1R}, \\ z_{1R} &\leq z \leq z_{2R} \end{aligned} \tag{A.51}$$

y

$$\begin{aligned} x &\leq x_{1L}, \\ y &< y_{1L}, \\ z_0 &\leq z \leq z_{1L}, \end{aligned} \tag{A.52}$$

respectivamente. Los parámetros para las diferentes edades de los elementos constitutivos de los pulmones pueden verse en la tabla A.25.

Región genital masculina

La región genital masculina está definida por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} z_1 &\leq z \leq 0, \\ -r &\leq x \leq r, \\ -r &\leq y \leq 0, \\ (x \pm r)^2 + y^2 &\geq r^2, \end{aligned} \tag{A.53}$$

donde r y z están dados por:

$$\begin{aligned} r &= \frac{A_T}{2} \left(1 + \frac{z}{C_{L1}} \right), \\ z &= -(2c + S). \end{aligned} \tag{A.54}$$

A_T , C_{L1} , c y S son parámetros que están definidos para el tronco, la estructura ósea de las piernas, los testículos y la piel, respectivamente, y están dados tablas A.32, A.24, A.29 y A.23. En la tabla A.26 se muestran los correspondientes volúmenes.

Tabla A.26: Región genital masculina. (Los parámetros correspondientes están dados en las tablas A.32, A.24, A.29 y A.23).

Edad	Volumen		
	CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	5.48	5.09(2)	-7.19
1	12.10	10.72(3)	-11.40
5	23.20	22.08(6)	-4.83
10	36.20	34.74(9)	-4.03
15	109.0	103.2(2)	-5.32
20	196.0	196.4(1)	0.20

Riñones

Los riñones están definidos por dos elipsoides truncados por planos. Las ecuaciones que los definen son:

$$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad , \quad (\text{A.55})$$

$$|x| \leq x_1 \quad ,$$

donde el signo $+$ ($-$) corresponde al riñón derecho (izquierdo). Los parámetros para las diferentes edades se pueden ver en la tabla A.27.

Tabla A.27: Riñones.

Edad	a	b	c	x_0	y_0	z_0	x_1	Volumen		
								CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	1.79	0.93	1.70	1.91	2.94	10.03	0.71	22.00	22.00(3)	0.00
1	2.61	1.25	2.41	2.64	3.90	14.25	0.95	60.50	60.50(7)	0.00
5	3.20	1.40	3.20	3.44	4.50	18.94	1.31	111.0	111.0(1)	0.00
10	3.66	1.47	3.99	4.17	5.04	23.59	1.74	166.0	166.1(1)	0.06
15	4.05	1.53	4.96	5.18	5.88	29.30	2.48	238.0	238.0(2)	0.00
20	4.50	1.50	5.50	6.00	6.00	32.50	3.00	288.0	287.9(1)	-0.02

Tabla A.28: Senos.

Edad	a	b	c	x_0	z_0	Volumen		
						CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	0.36	0.36	0.36	3.18	16.05	0.103	0.103(2)	-0.49
1	0.63	0.63	0.63	4.40	22.81	0.704	0.704(7)	0.00
5	0.79	0.79	0.79	5.73	30.31	1.45	1.44(1)	-0.83
10	0.94	0.94	0.94	6.95	37.73	2.50	2.53(2)	1.04
15	4.95	4.35	4.15	8.63	46.87	347.0	347.6(2)	0.17
20	4.95	4.35	4.15	10.00	52.00	337.0	337.2(1)	0.06

Senos

Cada uno de los senos está representado por la mitad de un elipsoide, situado sobre el tronco, y vienen descritos por las ecuaciones:

$$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad , \quad (\text{A.56})$$

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 > 1 \quad .$$

Aquí el signo $+$ ($-$) corresponde al seno derecho (izquierdo) e y_0 está dado por:

$$y_0 = -B_T \sqrt{1 - \left(\frac{x_0}{A_T}\right)^2} \quad . \quad (\text{A.57})$$

Los valores de los parámetros están en la tabla A.28.

Testículos

Los testículos están definidos por los dos elipsoides siguientes:

$$\left(\frac{x \pm a}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z + c}{c}\right)^2 \leq 1. \quad (\text{A.58})$$

El signo + (−) corresponde al testículo derecho (izquierdo). Los valores de los parámetros están dados en la tabla A.29.

Tabla A.29: Testículos.

Edad	a	b	c	y_0	Volumen		
					CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	0.36	0.42	0.64	-2.54	0.811	0.806(7)	-0.62
1	0.41	0.47	0.72	-3.73	1.16	1.16(1)	0.00
5	0.45	0.52	0.80	-4.98	1.57	1.58(2)	0.64
10	0.47	0.55	0.84	-6.15	1.82	1.84(2)	1.10
15	0.96	1.10	1.69	-7.10	15.00	14.95(6)	-0.33
20	1.30	1.50	2.30	-8.00	37.60	37.61(4)	0.04

Timo

El timo está definido por un elipsoide, dado por:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1. \quad (\text{A.59})$$

Los parámetros específicos vienen dados en la tabla A.30.

Tabla A.30: Timo.

Edad	a	b	c	y_0	z_0	Volumen		
						CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	1.76	0.70	2.1	-3.60	19.3	10.80	10.80(2)	0.00
1	1.75	1.00	3.0	-4.75	27.0	22.00	22.00(4)	0.00
5	1.85	1.05	3.5	-5.48	35.0	28.50	28.50(5)	0.00
10	1.85	1.00	3.9	-6.13	43.0	30.20	30.30(6)	0.33
15	1.75	0.93	4.0	-7.15	52.0	27.30	27.30(6)	0.00
20	1.50	0.80	4.0	-7.30	57.0	20.10	20.08(4)	-0.11

Tabla A.31: Tiroides.

Edad	a	b	c	x ₀	y ₀	z ₀	z ₁	R _{ist}	R _T	Volumen		Δ [%]
										CE	MIRD	
0	0.4291	0.4291	1.000	±0.5499	-2.140	22.60	21.70	0.7520	0.5170	1.240	1.234(6)	0.49
1	0.4828	0.4828	1.072	±0.6201	-2.870	31.77	30.84	0.8480	0.5830	1.710	1.660(8)	3.01
5	0.6013	0.6013	1.339	±0.7722	-3.310	42.14	40.99	1.056	0.7260	3.32	3.21(1)	3.30
10	0.7961	0.7961	1.797	±1.018	-3.560	52.60	51.04	1.392	0.9570	7.62	7.57(2)	0.66
15	0.9292	0.9292	2.016	±1.193	-3.910	65.12	63.39	1.632	12.12	11.90	11.58(3)	2.73
20	1.100	1.100	2.500	±1.404	-4.000	72.50	70.38	1.920	1.320	19.9	20.1(1)	0.76

Tiroides

La tiroides está definida por dos elipsoides que representan los lóbulos y por dos cilindros concéntricos que constituyen el istmo tiroideo. Las ecuaciones que definen los lóbulos son:

$$\left(\frac{x \pm x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad (\text{A.60})$$

donde el signo + corresponde al lóbulo derecho y el - al izquierdo. El istmo tiroideo vienen dado por los cilindros concéntricos:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{R_{\text{ist}}}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{R_{\text{ist}}}\right)^2 &\leq 1 \\ \left(\frac{x}{R_T}\right)^2 + \left(\frac{y - y_0}{R_T}\right)^2 &\geq 1 \\ z_1 &\leq z \leq z_0 \\ y &\leq y_0 \end{aligned} \quad (\text{A.61})$$

Los parámetros para las diferentes edades de las ecuaciones anteriormente descritas se pueden ver en la tabla A.31.

Este es uno de los órganos cuya geometría se ha adaptado respecto de la propuesta por Cristy y Eckerman [25]. Como vemos en la tabla A.31, las diferencias en el volumen entre los valores indicados por estos autores y los que hemos obtenido en nuestro trabajo son inferiores al 3.4%.

Tabla A.32: Tronco.

Edad	A_T	B_T	C_T	Volumen		
				CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	6.35	4.9	21.6	2110.0	2112.0(3)	0.09
1	8.80	6.5	30.7	5520.0	5517.0(6)	-0.05
5	11.45	7.5	40.8	11000	11000(1)	0.00
10	13.90	8.4	50.8	18600	18640(1)	0.22
15	17.25	9.8	63.1	33500	33570(2)	0.21
20	20.00	10.0	70.0	44000	43983(1)	-0.04

Tronco

El tronco, sin incluir los senos, está representado por un cilindro elíptico dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 &\leq 1, \\ 0 &\leq z \leq C_T. \end{aligned} \quad (\text{A.62})$$

Los parámetros para las diferentes edades están dados en la tabla A.32.

Útero

El útero está definido por un elipsoide cortado por un plano y está dado por:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.63})$$

$$y \geq y_1.$$

Los parámetros se muestran en la tabla A.33.

Tabla A.33: Útero.

Edad	a	b	c	y_0	z_0	y_1	Volumen		
							CE	MIRD	$\Delta[\%]$
0	0.83	2.57	0.49	-0.98	4.32	-2.27	3.70	3.71(1)	0.27
1	0.61	1.80	0.36	-1.30	6.14	-2.20	1.46	1.41(1)	-3.42
5	0.78	2.00	0.47	-1.50	8.16	-2.51	2.60	2.61(2)	0.38
10	0.91	2.17	0.57	-1.68	10.16	-2.78	4.00	4.00(2)	0.00
15	2.47	5.61	1.55	-1.96	12.62	-4.77	76.0	76.0(1)	0.00
20	2.62	5.22	1.57	-2.00	14.00	-4.62	76.00	75.89(6)	-0.15

Vejiga

La vejiga está definida por elipsoides concéntricos que describen la pared, mientras que el interior del elipsoide menor describe el contenido. Las ecuaciones que describen la pared de la vejiga son:

$$\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.64})$$

$$\left(\frac{x}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d}\right)^2 \geq 1,$$

y el contenido está dado por:

$$\left(\frac{x}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{y-y_0}{b-d}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c-d}\right)^2 < 1. \quad (\text{A.65})$$

Los valores de los parámetros pueden encontrarse en la tabla A.34.

Tabla A.34: Vejiga.

Edad	a	b	c	d	y_0	z_0	Pared de la vejiga			Contenido de la vejiga		
							CE	MIRD	Δ [%]	CE	MIRD	Δ [%]
0	1.690	1.820	1.140	0.100	-2.21	2.47	2.77	2.79(1)	0.72	11.9	11.91(2)	0.08
1	2.350	2.420	1.640	0.140	-2.93	3.51	7.41	7.42(2)	0.15	31.7	31.60(4)	-0.32
5	3.040	2.770	2.160	0.170	-3.38	4.66	14.00	13.98(3)	-0.14	62.2	62.30(8)	0.16
10	3.610	3.040	2.630	0.200	-3.78	5.81	22.30	22.21(5)	-0.40	98.6	98.6(1)	0.00
15	4.270	3.380	3.110	0.230	-4.41	7.21	34.50	34.50(7)	0.00	154.	153.1(1)	-0.58
20	4.958	3.458	3.458	0.252	-4.50	8.00	45.70	45.67(4)	-0.06	203.	202.65(7)	-0.17

Vesícula

La vesícula está representada por un cono y media esfera excepto para el maniquí bebe en el que es un cilindro. Se trata de un órgano con contenido. Las ecuaciones correspondientes a la parte esférica son:

$$\begin{aligned} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 &\geq r_1^2, \\ x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 &\leq r_2^2, \\ z_1 &\leq 0, \end{aligned} \quad (\text{A.66})$$

para la pared y

$$\begin{aligned} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 &< r_1^2, \\ z_1 &< 0, \end{aligned} \quad (\text{A.67})$$

para el contenido. Las ecuaciones correspondientes a la sección cónica son:

$$\begin{aligned} x_1^2 + y_1^2 &\geq (r_1 - sz_1)^2, \\ x_1^2 + y_1^2 &\leq (r_2 - sz_1)^2, \\ 0 &\leq z_1 \leq h \end{aligned} \quad (\text{A.68})$$

para la pared y

$$\begin{aligned} x_1^2 + y_1^2 &< (r_1 - sz_1)^2, \\ 0 &\leq z_1 \leq h \end{aligned} \quad (\text{A.69})$$

para el contenido. El sistema coordenadas (x_1, y_1, z_1) está relacionado con el original del maniquí (x, y, z) a través de las siguientes ecuaciones de rotación:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_1 & 0 & \gamma_1 \\ \alpha_2 & \beta_2 & \gamma_2 \\ \alpha_3 & \beta_3 & \gamma_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.70})$$

Los parámetros para las diferentes edades pueden verse en la tabla A.35.

Tabla A.35: Vesícula.

Edad	r_1	r_2	s	h	x_0	y_0	z_0
0	0.458	0.500	0.0000	3.10	-0.67	-1.75	8.68
1	0.884	0.937	0.2275	3.54	-0.71	-2.08	13.16
5	1.414	1.499	0.2275	5.66	-0.59	-2.40	17.49
10	1.768	1.874	0.2275	7.07	-1.69	-2.69	21.77
15	1.916	2.031	0.2275	7.66	-3.98	-3.14	27.04
20	2.000	2.120	0.2275	8.00	-4.50	-3.20	30.00

Edad	α_1	γ_1	α_2	β_2	γ_2	α_3	β_3	γ_3
0	0.9292	-0.3695	-0.1018	0.9613	-0.2559	0.3553	0.2754	0.8933
1	0.9770	-0.2132	-0.0348	0.9866	-0.1594	0.2105	0.1632	0.9639
5	0.9814	-0.1921	-0.0291	0.9884	-0.1490	0.1898	0.1518	0.9700
10	0.9722	-0.2342	-0.0400	0.9853	-0.1661	0.2307	0.1709	0.9579
15	0.9550	-0.2964	-0.0606	0.9789	-0.1952	0.2903	0.2044	0.9349
20	0.9615	-0.2748	-0.0574	0.9779	-0.2008	0.2687	0.2090	0.9403

Volumen

Edad	Pared de la vesícula		Contenido de la vesícula	
	CE	MIRD	CE	MIRD
0	0.392	0.447(5)	14.00	2.04
1	0.875	0.867(7)	-0.91	4.62
5	3.59	3.60(2)	0.23	18.90
10	7.00	7.02(3)	0.29	37.00
15	8.92	8.89(4)	-0.34	47.10
20	10.10	10.13(2)	0.27	53.10

Edad	Pared de la vesícula		Contenido de la vesícula	
	CE	MIRD	CE	MIRD
0	0.392	0.447(5)	14.00	2.26(1)
1	0.875	0.867(7)	-0.91	4.61(2)
5	3.59	3.60(2)	0.23	18.92(4)
10	7.00	7.02(3)	0.29	37.00(7)
15	8.92	8.89(4)	-0.34	47.10(8)
20	10.10	10.13(2)	0.27	53.56(5)

A.2. Maniquí M14

Para el maniquí M14 se construyó una nueva cabeza de acuerdo a las especificaciones de Bouchet *et al.* [70]. En las ecuaciones que se describen a continuación todos los valores están dados en cm.

Descripción general de la cabeza

La cabeza se encuentra dividida en cuatro regiones principales: el cuello, el rostro, la parte superior de la cabeza y la parte posterior de la misma. Esta última fue redefinida.

El cuello es un cilindro circular definido por:

$$\begin{aligned} x^2 + (y - 1.20)^2 &\leq 5.81^2, \\ 70.0 &\leq z \leq 75.2. \end{aligned} \quad (\text{A.71})$$

El rostro se encuentra representado por un cilindro elíptico truncado por planos; las ecuaciones que lo definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 &\leq 1, \\ 75.2 &\leq z \leq 88.0, \\ y &\leq 4.80. \end{aligned} \quad (\text{A.72})$$

La parte superior de la cabeza se encuentra definida por medio elipsoide dado por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z - 88.0}{5.80}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\leq 88.0. \end{aligned} \quad (\text{A.73})$$

Por último, para redefinir la parte posterior fue necesario dividirla en dos zonas. La zona superior fue definida como un cono elíptico truncado por el elipsoide que define el cráneo y dos planos:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.60}\right)^2 - \left(\frac{z - 16.0}{70.0}\right)^2 &\leq 0, \\ \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z - 88.0}{6.9}\right)^2 &\geq 1, \\ y &\geq 4.8, \\ 79.7 &\leq z \leq 88.0. \end{aligned} \quad (\text{A.74})$$

y la inferior por un paraboloido truncado por dos planos:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{5.81}\right)^2 + \left(\frac{y - 12.0}{5.81}\right)^2 - \left(\frac{z - 66.0}{8.50}\right)^2 &\leq 0, \\ y &\geq 4.8, \\ 77.4 &\leq z \leq 79.7. \end{aligned} \quad (\text{A.75})$$

Se debe señalar que es necesario excluir de ambas regiones la columna vertebral que viene definida por la siguiente superficie cuádrica:

$$\left(\frac{x}{2.17}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{1.67}\right)^2 \geq 1. \quad (\text{A.76})$$

Regiones del esqueleto óseo de la cabeza

Entre la cabeza y el cerebro hay 21 regiones de las que el cráneo, los dientes, la mandíbula, la columna vertebral y la región superior del rostro forman parte del esqueleto óseo.

El cráneo está representado por dos elipsoides concéntricos limitados por un par de planos inclinados; las ecuaciones lo definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.21}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.27}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.80}\right)^2 &\leq 1, & (\text{A.77}) \\ \left(\frac{x}{7.21}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.27}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.27}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\geq 88.0 \end{aligned}$$

y

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.21}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.27}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.37}\right)^2 &\geq 1, & (\text{A.78}) \\ \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.90}\right)^2 &\leq 1, \\ z &\geq 88.0 - 6.90 \left(1 + \frac{y}{9.80}\right), \\ z &\leq 88.0, \\ y &\leq 0. \end{aligned}$$

Los dientes están representados por dos cilindros elípticos concéntricos definidos por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{4.60}\right)^2 + \left(\frac{y+4.05}{5.20}\right)^2 &\leq 1, & (\text{A.79}) \\ \left(\frac{x}{3.34}\right)^2 + \left(\frac{y+4.05}{4.70}\right)^2 &\geq 1, \\ 77.4 &\leq z \leq 88.0, \\ z &\leq -4.05. \end{aligned}$$

La mandíbula está definida por tres cilindros elípticos, dos de los cuales son concéntricos, truncados un plano horizontal, uno vertical y finalmente por un plano inclinado que

coincide con uno de los planos del cráneo. Las ecuaciones que definen la parte frontal de la mandíbula son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{6.40}\right)^2 + \left(\frac{y+4.05}{5.45}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{3.40}\right)^2 + \left(\frac{y+4.05}{3.86}\right)^2 &\geq 1, \\ 75.5 &\leq z \leq 77.4, \\ y &\leq -4.05 \end{aligned} \quad (\text{A.80})$$

y las correspondientes a la parte posterior de la misma:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{6.40}\right)^2 + \left(\frac{y+4.05}{5.45}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{4.20}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.80}\right)^2 &\geq 1, \\ 75.5 &\leq z \leq 88.0 - 6.90 \left(1 + \frac{y}{9.80}\right), \\ -4.05 &\leq y \leq 0. \end{aligned} \quad (\text{A.81})$$

La región superior del rostro está definida por un cilindro elíptico truncado por el plano inclinado del cráneo:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{6.93}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.60}\right)^2 &\leq 1, \\ 80.0 &\leq z \leq 88.0 - 6.90 \left(1 + \frac{y}{9.80}\right), \\ y &\leq -4.05. \end{aligned} \quad (\text{A.82})$$

La columna vertebral está definida por tres cilindros elípticos concéntricos que representan el hueso cortical, la médula ósea y el líquido cefalorraquídeo, estos dos últimos compuestos por tejido blando. Las ecuaciones que definen el hueso cortical son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{2.17}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{1.67}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{0.77}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{0.77}\right)^2 &\geq 1, \\ \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.80}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\geq 70.0. \end{aligned} \quad (\text{A.83})$$

El líquido cefalorraquídeo está dado por:

$$\left(\frac{x}{0.77}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{0.77}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.84})$$

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{0.43}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{0.43}\right)^2 &\geq 1, \\ \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.80}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\geq 70.0 \end{aligned}$$

y la médula ósea está definida por el cilindro:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{0.43}\right)^2 + \left(\frac{y-3.41}{0.43}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{7.74}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.80}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.80}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\geq 70.0. \end{aligned} \tag{A.85}$$

Regiones compuestas por tejido blando, excluyendo el cerebro

El líquido cefalorraquídeo dentro de la región craneal se encuentra entre el cerebro y el cráneo y está definido por elipsoides concéntricos dados por:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.18}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{7.21}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.27}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.27}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\geq 88.0 \end{aligned} \tag{A.86}$$

y

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.28}\right)^2 &\leq 1, \\ \left(\frac{x}{7.21}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.27}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.37}\right)^2 &\geq 1, \\ z &\leq 88.0, \\ z &\leq 88.0 - 6.28 \left(1 + \frac{y}{9.18}\right), \\ y &\leq 0. \end{aligned} \tag{A.87}$$

Los ojos están definidos por esferas y están localizados en la parte superior del rostro, con una porción dentro de la piel. Las ecuaciones son:

$$(x \pm 3.40)^2 + (y + 7.50)^2 + (z - 84.20)^2 \leq 1.22^2. \tag{A.88}$$

Aquí el signo + (−) corresponde al ojo derecho (izquierdo).

La tiroides que se considera en este maniquí es la misma que la descrita anteriormente para el MIRD adulto.

Descripción completa del cerebro

El cerebro se encuentra dentro del cráneo, está rodeado por el líquido cefalorraquídeo y tiene ocho regiones importantes: núcleos caudados, cerebelo, corteza cerebral, ventrículos laterales, tercer ventrículo, núcleos lentiformes, tálamos y materia blanca.

La corteza cerebral está conformada como la mitad de dos elipsoides concéntricos, limitados por dos planos uno inclinado y otro vertical. Las ecuaciones que la definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{6.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.28}\right)^2 &\geq 1, & (A.89) \\ \left(\frac{x}{7.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.28}\right)^2 &\leq 1, \\ 88.0 - 6.28\left(1 + \frac{y}{9.18}\right) &\leq z \leq 88.0, \\ &y \leq 4.5 \end{aligned}$$

y

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{6.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{4.18}\right)^2 &\geq 1, & (A.90) \\ \left(\frac{x}{7.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{5.18}\right)^2 &\leq 1, \\ |x| &\leq 1, \\ 88.0 &\leq z \leq 89.0, \\ &y \leq 3.5. \end{aligned}$$

El cerebelo está en la parte de atrás de la cabeza y es representado por un elipsoide truncado por un plano horizontal y otro vertical, las ecuaciones que lo definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{7.12}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.18}\right)^2 + \left(\frac{z-88.0}{6.28}\right)^2 &\leq 1, & (A.91) \\ z &\leq 88.0, \\ y &\geq 4.5. \end{aligned}$$

Los tálamos están definidos por dos elipsoides ubicados en cada los hemisferios derecho e izquierdo del cerebro. Las ecuaciones que los representan son:

$$\left(\frac{x \pm 1.15}{0.90}\right)^2 + \left(\frac{y}{1.30}\right)^2 + \left(\frac{z-85.6}{1.60}\right)^2 \leq 1. \quad (A.92)$$

El tercer ventrículo se encuentra en medio de los dos tálamos y está representado por un cilindro elíptico alargado en z y paralelo al eje y . Las ecuaciones que lo definen son:

$$\begin{aligned} \left(\frac{x}{0.15}\right)^2 + \left(\frac{z-86.0}{1.10}\right)^2 &\leq 1, & (A.93) \\ -1.2 &\leq y \leq 1.2. \end{aligned}$$

Los ventrículos laterales son modelados por dos cilindros ubicados en el hemisferio derecho e izquierdo del cerebro y centrados en $y = 0$. Las ecuaciones correspondientes son:

$$\left(\frac{x \pm 1.00}{0.80}\right)^2 + \left(\frac{z - 88.0}{0.80}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.94})$$

$$-2.5 \leq y \leq 2.5.$$

Los núcleos caudales son representados por dos cilindros simétricos cubiertos por dos esferas y están entre los ventrículos laterales y el núcleo lentiforme. Las ecuaciones que definen los cilindros son:

$$\left(\frac{x \pm 2.25}{0.57}\right)^2 + \left(\frac{z - 87.1}{0.57}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.95})$$

$$-2.80 \leq y \leq 0.75,$$

mientras que las esferas están dadas por:

$$\left(\frac{x \pm 1.00}{0.75}\right)^2 + \left(\frac{y - 3.29}{0.75}\right)^2 + \left(\frac{z - 87.1}{0.75}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.96})$$

$$y \leq -2.8.$$

Por último, los núcleos lentiformes están definidos por elipsoides que se encuentran en la parte inferior de los núcleos caudales y fuera de los tálamos. Las ecuaciones que los definen son:

$$\left(\frac{x \pm 1.95}{1.13}\right)^2 + \left(\frac{y + 1.20}{1.90}\right)^2 + \left(\frac{z - 85.8}{1.50}\right)^2 \leq 1, \quad (\text{A.97})$$

$$\left(\frac{x \pm 1.15}{0.90}\right)^2 + \left(\frac{y}{1.30}\right)^2 + \left(\frac{z - 85.6}{1.60}\right)^2 \geq 1,$$

$$\left(\frac{x \pm 2.25}{0.57}\right)^2 + \left(\frac{z - 87.1}{0.57}\right)^2 \geq 1,$$

$$-2.80 \leq y \leq 0.75.$$

Bibliografía

- [1] M.M. Graham y D.F. Metter. Evolution of Nuclear Medicine Training: Past, Present, and Future. *J. Nucl. Med.* 48:257-268, 2007.
- [2] M.P.M. Stokkel, D. Handkiewicz, M. Lassmann, M. Dietlein *et al.* EANM procedure guidelines for therapy of benign thyroid disease. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 37:2218-2228, 2010.
- [3] M. Luster, S. E. Clarke, M. Dietlein, M. Lassmann *et al.* Guidelines for radioiodine therapy of differentiated thyroid cancer. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 35:1941-1959, 2008.
- [4] H.A. Ziessman, J.P. O'Molley y J.H. Throll. *Medicina nuclear: los requisitos en radiología.* Barcelona. Elsevier, 2007.
- [5] International Atomic Energy Agency. Occupational Radiation Protection. Safety Guide No. RS-G-1.1. IAEA, 1999.
- [6] International Commission on Radiological Protection. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4), 2007.
- [7] D. Frei, C. Wernli, S. Baechler, G. Fischer *et al.* Integration of external and internal dosimetry in Switzerland. *Radiat. Prot. Dosim.* 125:47-51, 2007.
- [8] International Atomic Energy Agency. Assessment of occupational exposure due to external sources of radiation. Safety guide No. RS-G-1.3. IAEA, 1999.
- [9] International Atomic Energy Agency. Assessment of occupational exposure due to intakes of radionuclides. Safety guide No. RS-G-1.2. IAEA, 1999.
- [10] M. Lassmann, C. Reiners and M. Luster. Review Dosimetry and thyroid cancer: the individual dosage of radioiodine. *Endocrine-Related Cancer.* 17:R161-R172, 2010.
- [11] H. Hänscheid, C. Canzi, W. Eschner, G. Flux, *et al.*, EANM Dosimetry Committee Series on Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry II. Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging,* 40:1126-1134, 2013.

- [12] H. Hänscheid, M. Lassmann, M. Luster, S.R. Thomas *et al.* Iodine Biokinetics and Dosimetry in Radioiodine therapy of Thyroid Cancer: Procedures and Results of a Prospective International Controlled Study of Ablation After rhTSH or Hormone Withdrawal. *J. Nucl. Med.* 47:648-654, 2006.
- [13] F.A Verburg, H. Hänscheid, J. Biko, M.C. Hategan *et al.* Dosimetry guided high-activity (¹³¹I) therapy in patients with advanced differentiated thyroid carcinoma: initial experience. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 37:896-903, 2010.
- [14] J.J. Lee, J.K. Chung, S.E Kim, Kang W.J. *et al.* Maximal safe dose of I-131 after failure of standard fixed dose therapy in patients with differentiated thyroid carcinoma. *Ann. Nucl. Med.* 22:727-734, 2008.
- [15] R. Dorn, J. Kopp, H. Vogt, P. Heidenreich *et al.* Dosimetry-guided radioactive iodine treatment in patients with metastatic differentiated thyroid cancer: largest safe dose using a riskadapted approach. *J. Nucl. Med.* 44:451-456, 2003.
- [16] R.S Benua, N.R Cicale, M. Sonenberg y Rawson R.W. The relation of radioiodine dosimetry to results and complications in the treatment of metastatic thyroid cancer. *American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine.* 87:171-182 1962.
- [17] M. Lassmann, H. Hänscheid, C. Chiesa, C. Hindorf *et al.* EANM Dosimetry Committee series on standard operational procedures for pre-therapeutic dosimetry I: blood and bone marrow dosimetry in differentiated thyroid cancer therapy. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 35:1405-1412, 2008.
- [18] J. A. Siegel, S. R. Thomas, J. B. Stubbs, M. G. Stabin, *et al.*, Quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates. MIRD Pamphlet No. 16. *J. Nucl. Med.* 40:37S-61S, 1999.
- [19] G. Akabani y J.W. Poston. Absorbed dose calculations to blood and blood vessels for internally deposited radionuclides. *J. Nucl. Med.* 32:830-834, 1991.
- [20] B.J. McParland. Nuclear medicine radiation dosimetry. Springer-Verlad London, 2010.
- [21] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP* 21 (1-3), 1990.
- [22] W. S. Snyder, M. Ford, G. Warner y H. Fisher. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1969.
- [23] S. García-Pareja. Optimización basada en algoritmos de colonias de hormigas de la simulación Monte Carlo del transporte de radiación. Tesis doctoral, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, España, 2012.

- [24] International Commission on Radiological Protection. Human respiratory tract model for radiological protection. ICRP Publication 66. Ann. ICRP 24 (1-3),1994.
- [25] M. Cristy y K. F. Eckerman. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Technical Report, ORNL/TM-8381, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1987.
- [26] International Commission on Radiological Protection. Human alimentary tract model for radiological protection. ICRP Publication 100. Ann. ICRP 36 (1-2), 2006.
- [27] H. M. Hakimabad y L. R. Motavalli. Evaluation of specific absorbed fractions from internal photon sources in ORNL analytical adult phantom. Radiat. Protect. Dosim. 128:427-431, 2008.
- [28] R. Qui, J. Li, Z. Zhang, Z. Wu *et al.* Photon SAF calculation based on the chinese mathematical phantom and comparison with the ORNL phantoms. Health. Phys. 95:716-724, 2008.
- [29] G. Díaz-Londoño y A.M. Lallena. Specific absorbed fractions in thyroid diagnostic and treatment: Monte Carlo calculation with PENELOPE. Radiat. Protect. Dosim. 150:41-49, 2012.
- [30] P. J. Dimbylow. The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry, in Proceedings of an International Workshop on voxel phantom development. P. J. Dimbylow, Chilton, 1995.
- [31] N. Petoussi-Hens y M. Zankl. Voxel anthropomorphic models as a tool for internal dosimetry. Radiat. Protect. Dosim. 79:415-418, 1998.
- [32] M. Zankl y A. Wittmann. The adult male voxel model Golem segmented from whole body CT patient data. Radiat. Environ. Biophys. 40:153-162, 2001.
- [33] N. Petoussi-Hens, M. Zankl, U. Fill y D. Regulla. The GSF family of voxel phantoms. Phys. Med. Biol. 47:89-106, 2002.
- [34] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner *et al.* Computerized three-dimensional segmented human anatomy. Med. Phys. 21:299-302, 1994.
- [35] K. Saito, A. Wittmann, S. Koga, Y. Ida *et al.* Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system. Radiat. Environ. Biophys. 40:69-76, 2001.
- [36] X. G. Xu, T. C. Chao y A. Bozkurt. VIP-MAN: An image based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for Multi-Particle Monte Carlo calculations. Health Phys. 78:476-485, 2000.
- [37] C. Y. Shi, X. G. Xu y M. G. Stabin. Specific absorbed fractions for internal photon emitters calculated for a tomographic model of pregnant women. Health Phys. 87:507-511 2004.

- [38] C. Lee, S. Park y K. Lee. Specific absorbed for korean adult phantom from internal photons sources. *Radiat. Protect. Dosim.* 123:360-368, 2007.
- [39] D. G. Jones. A realistic anthropomorphic phantom for calculating specific absorbed fractions of energy deposited from internal gamma emitters. *Radiat. Protect. Dosim.* 79:411-414, 1998.
- [40] T. J. Smith, N. Petoussi-Hens y M. Zankl. Comparison of internal radiation doses estimated by MIRD and voxel techniques for a 'family' of phantoms. *Eur. J. Nucl. Med.* 27:1388-1398, 2000.
- [41] T. J. Smith, A. W. Phipps, N. Petoussi-Hens y M. Zankl. Impact on internal doses of photon with the GSF adult male voxel phantom. *Health Phys.* 80:477-485, 2001.
- [42] H. Yoriyaz, A. Santos, M. G. Stabin y R. Cabezas. Absorbed fractions in a voxel-based phantom calculated with the MCNP-4B code. *Med. Phys.* 27:1555-1562, 2000.
- [43] M. G. Stabin y H. Yoriyaz. Photon specific absorbed fractions calculated in the trunk of an adult male voxel-based phantom. *Health Phys.* 82:21-44, 2002.
- [44] S. Kinase, M. Zankl, J. Kuwabara, K. Sato *et al.* Evaluation of specific absorbed fractions in voxel phantoms using Monte Carlo simulation. *Radiat. Protect. Dosim.* 105:557-563, 2003.
- [45] X. G. Xu y T. C. Chao. Calculations of specific absorbed fractions of the gastrointestinal tract using a realistic whole body tomographic model. *Cancer Biother. Radiopharm.* 18:431-436, 2003.
- [46] S. Chiavassa, A. Lemosquet, I. Aubineau-Lanière, L. de Carlan *et al.* Dosimetry comparison of Monte Carlo codes (EGS4, MNCP, MNCPX) considering external and internal exposures of the Zubal phantom to electron and photon sources. *Radiat. Protect. Dosim.* 116:631-635, 2005.
- [47] International Commission on Radiological Protection. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. *Ann. ICRP* 39 (2), 2009.
- [48] A. A. Parach, H. Rajabi y M. A. Askari. Assessment of MIRD data for internal dosimetry using the GATE Monte Carlo code. *Radiat. Environ. Biophys.* 50:441-450, 2011.
- [49] L. Hadid, A. Desbrée, H. Schlattl, D. Franck *et al.* Application of the ICRP/ICRU reference computational phantoms to internal dosimetry: calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons. *Phys. Med. Biol.* 55:3631-3641, 2010.
- [50] M. Zankl, N. Petoussi-Hens, T. Janzen, H. Uusijarvi *et al.* New calculation for internal dosimetry of beta-emitting radiopharmaceuticals. *Radiat. Protect. Dosim.* 139:245-249, 2010.

- [51] M. Wayson, C. Lee, G. Sgouros, S.T. Treves *et al.* Internal photon and electron dosimetry of the newborn patient a hybrid computational phantom study. *Phys. Med. Biol.* 57:1433-1457, 2012.
- [52] G. Díaz-Londoño, S. García-Pareja, F. Salvat y A.M. Lallena. Monte Carlo calculation of specific absorbed fractions: Variance reduction techniques. *Phys. Med. Biol.* 60:2625-2644, 2015.
- [53] N. Petoussi-Henss, W.E. Bolch, M. Zankl, G. Sgouros *et al.*. Patient-specific scaling of reference S -values for cross-organ radionuclide S -values: what is appropriate?. *Radiat. Protect. Dosim.* 127:192-196, 2007.
- [54] F. Salvat, J. M. Fernández Varea y J. Sempau. PENELOPE- A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. OECD/NEA Data Bank, Issy-les-Moulineaux, France, 2006.
- [55] M. Dorigo, V. Maniezzo y A. Coloni. Ant system: Optimization by a colony of cooperating agents. *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern. B.* 26:29-41, 1996.
- [56] S. García-Pareja, M. Vilches y A.M. Lallena. Ant colony method to control variance reduction techniques in the Monte Carlo simulation of clinical electron linear accelerators, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A.* 580:510-513, 2007.
- [57] M. Á. Carvajal, S. García-Pareja, D. Guirado, M. Vilches *et al.*- Monte Carlo simulation of MOSFET detectors using the PENELOPE code with an ant colony algorithm. *Phys. Med. Biol.* 54:6263-6276, 2009.
- [58] S. García-Pareja, M. Vilches y A. M. Lallena. Ant colony method to control variance reduction techniques in the Monte Carlo simulation of clinical electron linear accelerators of use in cancer therapy. *J. Comp. Appl. Math.* 233:1534-1541, 2010.
- [59] S. García-Pareja, P. Galán, F. Manzano, L. Brualla, y A. M. Lallena, Ant colony algorithm implementation in electron and photon Monte Carlo transport: Application to the commissioning of radiosurgery photon beams. *Med. Phys.* 37:3782-3790, 2010.
- [60] International Commission on Radiological Protection. Report of the task group on Reference Man, ICRP Publication 23, 1975.
- [61] International Commission on Radiation Units and Measurements. Stopping powers for electrons and positrons. ICRU 37, Bethesda, 1984.
- [62] International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU 44, Bethesda, 1989.
- [63] J.L. Coffey. A revised mathematical model of the heart for use in radiation absorbed dose calculations. MS. thesis, University Tennessee, Knoxville, 1978.
- [64] J.L. Coffey, M. Cristy y G.G. Warner. Specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in the heart chambers and heart wall of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 13. *J. Nucl. Med* 22:65-71, 1981.

- [65] J.M.L. Hwang, R.L. Shoup, y J.W. Poston. Modifications and additions to the pediatric and adult mathematical phantoms. Technical Report, ORNL/TM-5454, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1976.
- [66] K.F. Eckerman, M. Cristy y J.C. Ryman. The ORNL mathematical phantom series. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1996. Disponible en <http://ordose.ornl.gov/resources/Mird.pdf>.
- [67] A.V. Ulanovsky, V.F. Minenko y S.V. Korneev. Influence of measurement geometry on the estimate of ^{131}I activity in the thyroid: Monte Carlo simulation of a detector and a phantom. *Health Phys.* 72:34-41, 1997.
- [68] A.V. Ulanovsky y K.F. Eckerman. Absorbed fractions for electron and photon emissions in the developing thiroid: fetos to five years old. *Radiat. Protect. Dosim.* 79:419-424, 1998.
- [69] A.V. Ulanovsky y K.F. Eckerman. Modifications to the ORNL phantom serires in simulation of the responses of thyroids detectors. *Radiat. Protect. Dosim.* 79:429-431, 1998.
- [70] L.G. Bouchet, W.E.Bolch, D.A. Weber, H. L. Atkins *et al.* MIRD Pamphlet No. 15: radionuclide S values in a revised dosimetric model of the adult head and brain, *The Journal of Nuclear Medicine* 40:62S-101S, 1999.
- [71] J. Almansa, F. Salvat-Pujol, G. Díaz-Londoño, A. Carnicer, A.M. Lallena y F. Salvat. PENGEOM- A general-purpose geometry package for Monte Carlo simulation of radiation transport in complex material structures. *Enviado a Comp. Phys. Comm.*, 2015.
- [72] Joint Committee for Guides in Metrology, Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement. JCGM, Sèvres, 2008.
- [73] J.F. Almansa, R. Guerrero, F.M.O. Al-Dweri, M. Anguiano y A.M. Lallena. Dose distribution in water for monoenergetic photon point sources in the energy range of interest in brachytherapy: Monte Carlo simulations with PENELOPE and GEANT4. *Radiat. Phys. Chem.* 76:766-773, 2007.
- [74] X-5 Monte Carlo Team. MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory. Los Alamos National Laboratory Rep. LA-UR-03-1987, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, 2003.
- [75] J. C. Ryman, G. G. Warner y K. F. Eckerman. ALGAMP - a Monte Carlo radiation transport code for calculating specific absorbed fractions of energy from internal or external photon sources. Technical Report, ORNL/TM-8377, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1987.
- [76] J. C. Ryman, G. G. Warner y K. F. Eckerman. Computer codes for calculating specific absorbed fractions of energy from internal photon sources by the point-source kernel

method. Technical Report, ORNL/TM-8378, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, 1987.