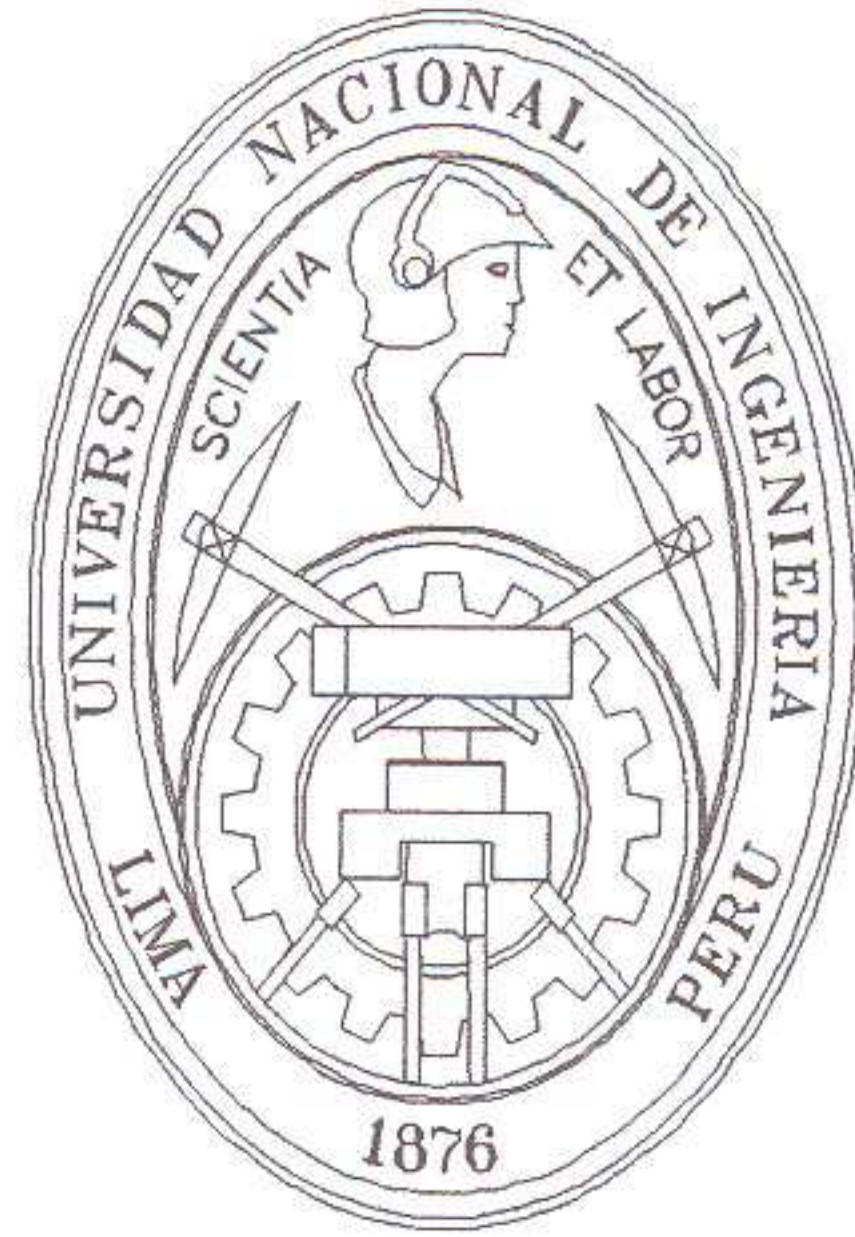


Universidad Nacional de Ingeniería
Facultad de Ciencias
Sección de Posgrado y Segunda Especialización Profesional



Tesis para Optar el Grado de
Maestro en Ciencias, mención en
Física Médica

Titulada:

**USO DEL METODO DE MONTE CARLO EN LA
OPTIMIZACION DE RADIACIÓN EN UNA MANO
HUMANA EN RADIODIAGNÓSTICO**

Presentado por:
Fabiola Haydee Amaya Falcón

Lima - Perú
2005

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
Sección de Post Grado y 2da. Especialización Profesional

Maestría en Ciencias
Mención en Física Médica

Nombre del alumno : Fabiola Haydee Amaya Falcón
Proyecto de Tesis : “Diseño y Uso de Fantoma en la Optimización de Radiación
Título de la tesis : “Uso del Método de Monte Carlo en la Optimización de
Radiación en una Mano Humana en Radiodiagnóstico”

RESUMEN

El trabajo a realizar tiene por objetivo optimizar el diagnóstico médico mejorando la calidad de información obtenida a partir de una radiografía manteniendo el compromiso de lograr una imagen de alto contraste con la menor dosis.

Se pretende hacer el estudio de la irradiación de una mano humana con energías del rango de radiodiagnóstico, con el propósito de encontrar la energía para la cual se puede obtener la mejor imagen radiográfica con la menor dosis posible, para lo cual se utilizará el código de simulación del método Monte Carlo MCNP y además se corroborarán los resultados teóricos con los datos experimentales.

Lima, 27 de Mayo del 2005

Indice

| | |
|--|----|
| Introducción | 1 |
| Capítulo 1. Introducción teórica | 2 |
| Capítulo 2. Materiales y Métodos | |
| Simulación de irradiación X en mano humana utilizando el código MCNP para el cálculo de dosis – Método de Mote Carlo | 15 |
| 2.1. Simulación de irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por calcio | 21 |
| 2.2. Simulación de irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por material biológico | 23 |
| 2.3. Parte Experimental | |
| 2.3.1. Medición de la energía efectiva del equipo | 25 |
| 2.3.2. Diseño y construcción de fantoma de mano humana | 26 |
| Capítulo 3. Resultados y discusiones | |
| 3.1. Cálculos considerando una mano compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos exclusivamente de calcio | 28 |
| 3.2. Cálculos considerando una mano compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por tejido óseo (H, C, N, O, Mg, P, S, Ca) | 30 |
| 3.2.1. Interpretación de los resultados obtenidos para el cálculo de dosis en la simulación de la irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando y tejido óseo | 31 |
| 3.2.1.1. Cálculo de dosis en función del material que compone los huesos de la mano | 31 |
| 3.2.1.2. Cálculo de dosis en función del espesor de los huesos de la mano | 32 |
| 3.2.1.3. Cálculo de dosis en función de la distancia fuente de rayos X - mano humana | 33 |
| 3.3. Simulación de irradiación X en una placa radiográfica de mano humana | 34 |
| 3.4. Parte Experimental | |
| 3.4.1. Medición de la energía efectiva del equipo | 38 |

Anexos

| | |
|---|----|
| <u>Gráfica 1.</u> Energía transferida al electrón libre vs. Energía fotónica en el Efecto Compton | 41 |
| <u>Gráfica 2.</u> Coeficiente de Interacción Total para el Efecto Compton vs. Energía fotónica | 41 |
| <u>Gráfica 3.</u> Coeficiente de Dispersión, Coeficiente de Transferencia de Energía y Coeficiente Total Compton vs. Energía fotónica | 42 |
| <u>Gráfica 4.</u> Coeficiente de atenuación total en tejido blando y en hueso vs. la Energía fotónica | 42 |
| <u>Gráfica 5.</u> Contraste entre tejido blando y hueso en función de la Energía fotónica | 43 |
| <u>Gráfica 6.</u> Porcentaje de Interacción Coherente, Fotoeléctrica y Compton vs. la Energía fotónica en tejido blando | 43 |
| | |
| <u>Informe N° 1.</u> Pruebas de control de calidad del equipo de rayos X de la Clínica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos | 44 |
| | |
| Informe: Pruebas para el cálculo del HVL y la energía efectiva del equipo de rayos X | 58 |
| | |
| Diagramas para la construcción del fantoma de mano humana | |
| Dimensiones del fantoma de mano humana | 64 |
| Dimensiones de la superficie y base de la mano humana | 65 |
| Dimensiones dedo meñique | 66 |
| Dimensiones dedo índice | 67 |
| Dimensiones dedo medio | 70 |
| Dimensiones dedo anular y pulgar | 71 |
| Dimensiones palma de la mano | 74 |
| | |
| Conclusiones | 76 |
| | |
| Bibliografía | 77 |

INTRODUCCIÓN

La determinación analítica de la intensidad de un haz de radiación gamma que interactúa con un medio, es un procedimiento que puede ser extremadamente difícil debido a la complejidad de expresiones matemáticas que se involucran y al elevado número de factores que intervienen en el cálculo.

Durante muchos años se idearon múltiples métodos que permitiesen estimar ó calcular los resultados de un experimento sin necesidad de realizar una rigurosa deducción matemática. El método de simulación, del cual existen muchas variedades, sólo alcanzó popularidad con el desarrollo de computadores sumamente rápidos y potentes, debido a que la simulación de un proceso físico involucra la realización de millones de operaciones matemáticas simples. Uno de los métodos más utilizados en el campo de la física es el algoritmo de Monte Carlo [1], en el cual se generan números aleatorios, que representan la partícula a estudiar, los cuales luego son comparados con las probabilidades de ocurrencia de algún tipo de interacción.

Esto último es de suma importancia, puesto que la determinación de la probabilidad de ocurrencia de algún tipo de interacción requiere tener un conocimiento detallado de la naturaleza de los fenómenos cuya probabilidad se desea calcular.

En las secciones siguientes se exponen los conceptos indispensables para la realización de cualquier programa de simulación de fotones de rayos X por el método de Monte Carlo utilizando el código MCNP. Se explica con cierto detalle, los procesos de interacción gamma con la materia. Esto último es de importancia fundamental para entender los resultados del código MCNP. Posteriormente se detalla la elaboración de la geometría de una mano humana, para la cual se hará la simulación de irradiación con rayos X en el rango de diagnóstico (10 keV - 150 keV) a 70.0 cm de distancia, con el objetivo de conocer cuál es la energía que me permitirá obtener la mejor imagen con la menor dosis de irradiación para finalmente presentar los resultados y la imagen que se obtuvo de la simulación.

Capítulo 1.

Introducción teórica.-

Los electrones producidos por ionización termoiónica en el filamento de tungsteno (cátodo) del tubo de rayos X convencional, serán los encargados de producir los rayos X (bremsstrahlung y característicos), al ser direccionados con alta velocidad hacia el ánodo, también de tungsteno, debido a la diferencia de potencial aplicada entre ambos.

Como dichos electrones impactarán a diferentes profundidades dentro del ánodo, los rayos X producidos, presentarán diferentes energías. Al menos la mitad de estos rayos X son absorbidos por el ánodo, y de la porción restante serán utilizados solo aquellos que emergen dentro del cono del haz primario [2].

Hay que tener en cuenta que, al menos la mitad de los rayos X producidos serán absorbidos por el mismo blanco, y que sólo serán útiles aquellos rayos X que emergerán dentro del cono del haz. Tendremos entonces, un espectro de rayos X conformado por fotones de energías hasta una energía máxima igual a la generada por el kilovoltaje aplicado al tubo.

Entonces, el haz de rayos X utilizado en radiodiagnóstico es heterogéneo, pero puede representarse por una energía fotónica efectiva, si la radiación monoenergética de esta energía tiene el mismo espesor hemirreductor, HVL [2] del haz en cuestión. La energía fotónica equivalente o energía fotónica efectiva del haz será calculada experimentalmente y comparada con la obtenida en la literatura.

Una consideración importante en el uso del fantoma con el cual se simulará el órgano a irradiar –en este caso particular una mano humana-, es que la densidad y el número de electrones por gramo que presente debe ser igual al del tejido. La atenuación producida por el cuerpo atravesado de espesor Δx , dependerá del número de electrones y número de átomos presentes, entonces el coeficiente de atenuación depende también de la densi-

dad. Para tejidos humanos, como el tejido blando y el hueso, el número de electrones/kilogramo (N_e) es aproximadamente $3 \times 10^{26} \text{ e}^-/\text{kg}$.

Además podemos usar el coeficiente de atenuación másico el cual es independiente de la densidad (μ/ρ), donde μ es el coeficiente de atenuación lineal y ρ la densidad.

Para el cálculo experimental de μ ó del HVL, se necesita colimar el haz correctamente, a fin de excluir los efectos de la radiación dispersa.

Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado, y si la fracción atenuada por el espesor Δx es máximo el 10%, es decir $n \ll N_0$, donde n es el número de interacciones y N_0 es el número de fotones incidente, podemos calcular el número de interacciones que ha sufrido un determinado material al ser irradiado por un haz colimado de N_0 fotones de rayos X monoenergético (energía equivalente) procedentes de un equipo convencional, mediante la ecuación:

$$n = \mu \cdot N_0 \cdot \Delta x \quad (1)$$

μ depende del material atenuador y de la energía fotónica.

En una interacción cualquiera, es imposible establecer exactamente qué pasará, pero después de muchas interacciones, se puede calcular la energía transferida a los electrones y la energía absorbida por el medio, que nos permitirá realizar el cálculo de dosis. Esto implica el uso de modelos estadísticos, como el Método Monte Carlo.

En general, cuando un fotón interactúa sobre el absorbente, parte de su energía será dispersada y parte se convertirá en energía cinética de los electrones, los cuales la irán perdiendo ya sea por colisión o emitiendo radiación bremsstrahlung.

Sabemos que los procesos de interés en radiodiagnóstico médico son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. El primer paso en cualquier caso, lo producirá la colisión de un rayo X con algún electrón del cuerpo, entonces los electrones liberados

por la radiación en los procesos de ionización viajarán a alta velocidad ionizando y excitando los átomos, llegando a romper enlaces moleculares resultando daño biológico [2].

En una interacción cualquiera puede ocurrir uno de los procesos: dispersión coherente, fotoeléctrico ó Compton, pero en muchas interacciones, todos pueden ocurrir. La probabilidad relativa de cada tipo de interacción es proporcional a la sección eficaz para ese proceso. La probabilidad de una interacción es proporcional a la suma de las secciones eficaces. El coeficiente de atenuación total es [2]:

$$\mu_{total} = \tau + \sigma_{coh} + \sigma_{Compton-incoh} \quad (2)$$

donde $\sigma_{coh} \approx 0$ para energías menores a 10 keV, τ : sección eficaz para el proceso fotoeléctrico, $\sigma_{coh}, \sigma_{Compton-incoh}$: secciones eficaces para los efectos Compton coherente e incoherente, respectivamente [2].

Para materiales como tejido, la energía de ligadura de las capas cercanas al núcleo, -con las cuales se puede producir el efecto fotoeléctrico-, es muy pequeña (≈ 500 eV), entonces el fotoelectrón adquiere esencialmente toda la energía del fotón, por tanto la energía transferida en el efecto fotoeléctrico es igual a la energía del fotón y a la energía absorbida por el tejido ($\tau E_{tr} = h\nu \approx E_{abs}$, donde ν =frecuencia del fotón), esto para energías bajas (≤ 1 MeV) donde sabemos, este efecto es importante. Por lo tanto, en tejido, para el efecto fotoeléctrico se asume que toda la energía es absorbida localmente. La sección eficaz para el proceso fotoeléctrico (τ) depende del Z y para materiales de bajo Z como tejido, es inversamente proporcional a ν^3 , y directamente proporcional a $Z^{3.8}$ [2].

La probabilidad de interacción con un fotón en una colisión Compton σ , – como sabemos, con un electrón libre o de energía de ligadura muy baja-, puede evaluarse con la fórmula de Klein-Nishina. Así tenemos, que la sección eficaz por ángulo sólido para la dispersión Compton está dado por la ecuación [2, 5]:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{d\sigma_0}{d\Omega} \cdot F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) \cdot F_{KN} \quad (3)$$

donde:

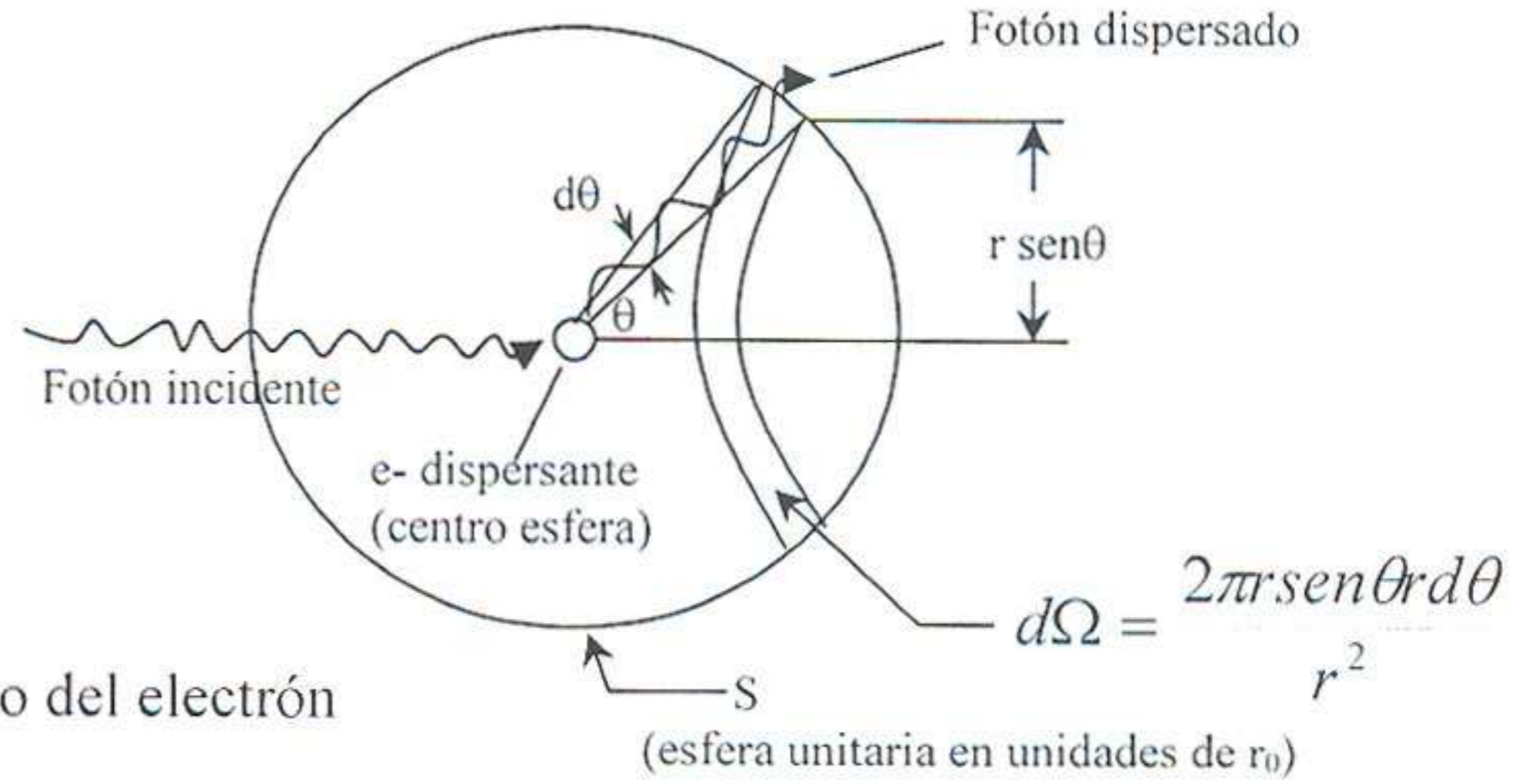
$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos\theta)](1 + \cos^2\theta)} \right\}$$

con:

$$0 \leq \theta \leq 180^\circ$$

$$\alpha = \frac{h\nu(\text{MeV})}{0.511}$$

$$r_0 = 2.81794 \times 10^{-15} \text{ m} : \text{radio clásico del electrón}$$



En cada colisión parte de la energía es dispersada y parte es transferida al electrón, ésta cantidad depende del ángulo de emisión del fotón dispersado y de la energía del fotón.

Para encontrar la probabilidad total de que un fotón interactúe con un electrón libre en el proceso Compton, multiplicamos la ecuación (3) por el elemento de ángulo sólido $d\Omega = 2\pi \text{sen}\theta \cdot d\theta$, y la integramos sobre todos los ángulos θ , obteniendo:

$$\sigma = \frac{3}{4} \sigma_0 \left\{ \left(\frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \right) \left(\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right) + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (4)$$

con

$\sigma_0 = 66.525 \times 10^{-30} \text{ m}^2$: coeficiente clásico de dispersión Thomson para un electrón libre.

La energía llevada por el electrón, puede variar desde cero cuando el electrón es expulsado en dirección paralela, hasta un máximo valor cuando va en la dirección opuesta, ambas direcciones relativas a la del fotón incidente.

Utilizando la fórmula de Klein-Nishina, podemos determinar la probabilidad relativa de cada transferencia de energía y entonces determinar la fracción promedio de la energía incidente llevada por el electrón como energía cinética.

Si la energía es menor a 10 keV, la energía del electrón dispersado será sólo 0.019 keV. Esto significa que cuando un fotón de baja energía interactúa en un proceso Compton muy poca energía es transferida al medio y la mayor parte es dispersada, requiriéndose muchas interacciones para absorber el haz. (Ver Gráfica 1 del Anexo).

El coeficiente de interacción Compton, es independiente del Z y decrece con el incremento de la energía. (Ecuación (4) y Gráfica 2 del Anexo).

Como en cada interacción Compton parte de la energía es dispersada y parte transferida al electrón, se puede definir un coeficiente de transferencia de energía para un electrón en el efecto Compton:

$$\sigma_{tr} = \sigma \left(\frac{\sigma E_{tr}}{h\nu} \right) \quad (5)$$

y un coeficiente de dispersión Compton:

$$\sigma_s = \sigma - \sigma_{tr} \quad (6)$$

donde σE_{tr} es la energía media del electrón en movimiento o energía transferida como energía cinética en el efecto Compton, la cual está disponible para la absorción.

Observamos que el coeficiente de dispersión es mucho mayor que el coeficiente de transferencia de energía y además irá disminuyendo con el incremento de la energía fotónica en el rango de diagnóstico. Mientras tanto, el coeficiente de transferencia de energía irá aumentando con la energía. (Ver Gráfica 3 del Anexo).

Para calcular la energía transferida a un bloque de tejido ΔE_{tr} , tenemos:

$$\Delta E_{tr} = \mu_{tr} \cdot N \cdot h\nu \cdot \Delta x \quad (7)$$

donde,

$$\mu_{tr} = \mu \left(\frac{E_{tr}}{h\nu} \right)$$

E_{tr} : energía transferida por interacción

N: número de fotones incidentes

Para calcular la energía absorbida por interacción, ΔE_{ab} en un bloque de tejido:

$$\Delta E_{ab} = \mu_{abs} \cdot N \cdot h\nu \cdot \Delta x \quad (8)$$

con,

$$\mu_{ab} = \mu \left(\frac{E_{ab}}{h\nu} \right)$$

E_{ab} : energía absorbida por interacción

La diferencia entre el coeficiente de atenuación de hueso y de tejido blando, -ver Gráfica 4 del Anexo-; se debe a la diferencia de secciones eficaces para el efecto fotoeléctrico y a la diferencia de densidades, y además nos permite cuantificar el porcentaje de contraste entre ambos tejidos en función de la energía, el cual -como se observa en la Gráfica 5 del Anexo -, decrece con el incremento de la energía fotónica, para espesores comparables con los de una mano humana. Además, de la Gráfica 6 del Anexo, observamos que para tejido blando, la sección eficaz para el efecto fotoeléctrico es grande, hasta los 25 keV de energía, aproximadamente.

Cuando una onda electromagnética atraviesa un material, y es absorbida por parte del medio, podemos expresarla, -si se considera despreciable la atenuación geométrica-, como:

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (9)$$

donde,

I_0 : es la intensidad inicial del haz, I la intensidad de salida del material de espesor x atravesado, y μ el coeficiente de atenuación del material, el cual para un haz monocromático, de rayos X de diagnóstico, -según la ley de Bragg-Pierce-, puede expresarse como:

$$\mu = cte_1 \cdot \rho \cdot Z^3 \cdot \lambda^3 \quad (10)$$

donde ρ es la densidad del medio [3].

Dado que la energía del haz de rayos X es proporcional al voltaje V , empleado en la generación del haz -ley de Duane-Hunt-, el coeficiente de atenuación también dependerá del voltaje:

$$\mu = \frac{cte_2 \cdot \rho \cdot Z^3}{V^3} \quad (11)$$

Por lo que para un mismo material μ es proporcional a $\frac{1}{V^3}$, mostrando que cuanto mas energético es el haz de rayos X, menor es el coeficiente de atenuación [3].

La imagen radiológica primaria es un patrón de radiación transmitida (primaria y dispersa) que puede expresarse en términos de la variación de fluencia fotónica, variación de fluencia de energía o en variación de exposición. Sólo el haz primario contiene la información necesaria, entonces se debe disminuir la radiación dispersa por ejemplo, colimando el haz de radiación.

Como sabemos, el haz que alcanza finalmente la película contiene tanto información útil como ruido. El sistema de imagen no podrá incrementar la información, pero podría perder información contenida en él, deteriorando la calidad de la imagen.

La imagen de rayos X puede diferenciar los tejidos, debido a la diferencia de atenuación de los rayos X de acuerdo con la densidad y el coeficiente de atenuación, el cual depende principalmente de la energía fotónica.

Debido al ruido, podemos interpretar variaciones de la intensidad del haz en el plano de la imagen que no se deban a las variaciones correspondientes en transmisión del haz por el paciente.

Las películas de rayos X, son prácticamente insensibles a los rayos X, debido a que sólo una pequeña fracción de la energía de los rayos X incidentes será absorbida por el film. Por esta razón, como sabemos, se utiliza una pantalla fluorescente por ambos lados, las cuales absorben los rayos X y emiten luz visible y UV, la cual expone la película.

La calidad de la imagen puede describirse cuantitativamente por la densidad, el brillo, el contraste, el ruido, etc.

El contraste entre dos zonas de la imagen radiológica está dado por la expresión:

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (12)$$

donde, I_1 e I_2 , son, las intensidades del haz de rayos X obtenidas a la salida del material atravesado, en las dos zonas consideradas [3].

Dado que las intensidades dependen del coeficiente de atenuación, y éste a su vez depende del voltaje empleado, en la generación del haz de rayos X, el contraste resulta óptimo para voltajes moderados, disminuyendo numéricamente para voltajes elevados.

De otro lado, la relación señal-ruido, limita la visibilidad de la estructura del cuerpo que se desea observar. Generalmente se asume que la relación debe ser 5:1 [2]. Esta relación depende del tamaño y forma de la estructura. Al tener la relación adecuada de señal-ruido, entonces se debe elegir el medio de registro de manera que se presente la imagen con un contraste y densidad apropiados.

Para elegir los parámetros óptimos en una radiografía de rayos X:

1° Se debe elegir el kV considerando el espesor, dosis y tipo de órgano irradiado.

2° Se elige el mA-s que proporcione la densidad óptica correcta.

Como el ruido es proporcional a la raíz cuadrada del número total de fotones transmitidos a través del fantoma, podemos definir una relación contraste-ruido (CNR) entre hueso y tejido blando, para cada energía, de la siguiente manera:

$$CNR = \frac{(I_{\text{hueso}} - I_{\text{tejido-blando}})}{(I_{\text{hueso}})^{0.5}} \quad (13)$$

para nuestro fantoma de mano humana.

Tenemos que tener en cuenta que para fotones de una misma energía –como los utilizados en nuestro caso, de una misma energía efectiva-, el número de fotones es proporcional al valor del mA-s.

Código MCNP- Monte Carlo N-Particle y Método Monte Carlo

El método Monte Carlo, es una herramienta de simulación que ha alcanzado una amplia utilización en situaciones donde las mediciones físicas son inconvenientes o a veces imposibles. En el contexto de transporte de radiaciones, la técnica Monte Carlo, involucra el uso de números aleatorios para el muestreo de distribuciones de probabilidad a fin de determinar la energía, posición, dirección y longitud de recorrido de partículas –en nuestro caso, fotones-, individuales, así como el tipo de interacción física que experimentan las partículas. Un cálculo Monte Carlo puede consistir en un gran número de “historias”. Cada “historia” empieza con la creación de una fuente de partículas. La partícula es entonces seguida, conforme viaja a través del medio, y va sufriendo interacciones en el sistema. La “historia” termina finalmente cuando la energía de la partícula se hace despreciable, o cuando la partícula es absorbida o escapa de la región de interés. Cuando repetimos esto para un gran número de “historias”, la técnica Monte Carlo retornará la estimación de valores promedios de cantidades, tales como la fluencia de partículas o la dosis.

El código MCNP, es un código que permite simular el transporte de radiación, utilizando una secuencia generadora de números aleatorios, muestreando las secciones eficaces de interacción de las partículas, describiendo las distribuciones angulares de partículas dispersadas, a través de voxels (elementos de volumen) arbitrarios, basados en la descripción de los materiales absorbentes.

Este código nos ha permitido calcular la dosis media de la mano humana, considerándola como un fantoma matemático compuesto de planos y superficies geométricas de composiciones respectivas a tejido blando y hueso.

En nuestro estudio, utilizamos el código MCNP, para modelar el transporte y la interacción de un millón de fotones procedentes de un equipo de rayos X convencional, considerándolo como una fuente puntual, sobre un fantoma de una mano humana, valiéndonos del uso de los datos de las secciones eficaces de energía continua proveídas por las librerías del ENDF (Evaluated Nuclear Data Files) y mediante la configuración de sus facilidades (distribuciones de fuente, condiciones de detección y opciones de salida).

Técnica de muestreo Monte Carlo

En todo cálculo Monte Carlo, es necesario tener cierta información a priori sobre el proceso a ser simulado. Esta información es usualmente expresada como funciones de distribución de probabilidad (pdf) para los diferentes procesos. Por ejemplo, cuando simulamos interacción de fotones, los datos de sección eficaz total y parcial representan tal información, utilizada para calcular la longitud de recorrido y el tipo de interacción. A partir de esta información se puede realizar una elección aleatoria en la cual ocurrirá el tipo de interacción o cuan lejos un fotón viajará antes de la siguiente interacción.

La pdf se define sobre un rango $[a,b]$. Esta función monótonica creciente debe ser integrable para que la función pueda ser normalizada por integración enteramente sobre su rango.

Los datos de dispersión y absorción de fotones son fundamentales para todo cálculo Monte Carlo debido a que la precisión de la simulación depende de la precisión en las funciones de probabilidad, esto es, de las tablas de secciones eficaces. Las secciones eficaces de fotones para compuestos pueden ser obtenidas con precisión (excepto para energías cercanas a los lados de absorción) como una suma ponderada de secciones eficaces para los diferentes constituyentes atómicos –como por ejemplo la que posee el código MCNP-.

Debemos calcular la longitud de recorrido del fotón en el material para poder determinar el siguiente punto de interacción en el volumen. Generalmente, esta distancia depende de la energía del fotón y de la densidad y composición del material. Puede utilizarse el método función de distribución para muestrear la distribución de la longitud del recorrido del fotón x [1]. Si la función de probabilidad está dada por:

$$p(x) = \mu \exp(-\mu x) \quad (14)$$

entonces la probabilidad que un fotón viaje una distancia d o menos, está dada por:

$$P(d) = \int_0^d \mu \exp(-\mu x) dx = \left[-\exp(-\mu x) \right]_0^d = 1 - \exp(-\mu d) \quad (15)$$

Para muestrear la longitud de recorrido sustituimos un número aleatorio R para $P(d)$ y resolvemos el problema para d .

$$\begin{aligned} R &= P(d) = [1 - \exp(-\mu d)] \\ d &= -\frac{1}{\mu} \ln(1 - R) = -\frac{1}{\mu} \ln(R) \end{aligned} \quad (16)$$

Debido a que $(1-R)$ es también un número aleatorio y tiene la misma distribución que R , podemos simplificar el cálculo de acuerdo a (16).

La probabilidad de que ocurra determinado tipo de interacción depende de los coeficientes de atenuación parciales. Estos coeficientes se encuentran tabulados para diferentes energías y materiales. La suma de los coeficientes de atenuación parciales

para los efectos fotoeléctrico (τ) y de interacción Compton ($\sigma_{coh}, \sigma_{Compton-incoh}$), en este caso, es el coeficiente de atenuación lineal (μ). Para seleccionar un tipo particular de interacción durante la simulación, se muestrea uniformemente un número aleatorio R , y si la condición $R < \tau / \mu$ es verdadera, entonces se producirá una interacción fotoeléctrica. Si esta condición es falsa, entonces, el mismo valor de R se utilizará para probar si $R < (\tau + \sigma_{Compton-incoh} / \mu)$. Si es verdadero, entonces continuará con una interacción Compton incoherente. Si no, entonces probará con $R < (\tau + \sigma_{Compton-incoh} + \sigma_{coh} / \mu)$, que determinará que se produjo una interacción coherente.

Un método muy comúnmente utilizado para muestrear la energía y la dirección de un fotón dispersado Compton, es el algoritmo desarrollado por Kahn. Este algoritmo está basado en la ecuación de sección eficaz Klein Nishina -asumiendo electrones libres y en reposo en el dispersor- [1].

La sección eficaz estará dada por:

$$d_a \sigma_{incoh}(\theta) = d_e \sigma_{KN}(\theta) S(x, Z) \quad (17)$$

donde $S(x, Z)$ es la función de dispersión incoherente, Z es el número atómico y, $x = (\text{seno}(\theta / 2)) / \lambda$, es el parámetro transferencia de momentum, el cual varía con la energía del fotón y el ángulo de dispersión.

El parámetro transferencia de momentum, x , se calcula luego de muestrear el ángulo dispersado a partir de una distribución normalizada de la ecuación de sección eficaz de Klein Nishina:

$$d_e \sigma(\theta) = \left(\frac{r_0^2}{2} \right) \left(\frac{\lambda}{\lambda'} \right)^2 \left(\frac{\lambda}{\lambda'} + \frac{\lambda'}{\lambda} - 1 + \cos^2 \theta \right) d\Omega \quad (18)$$

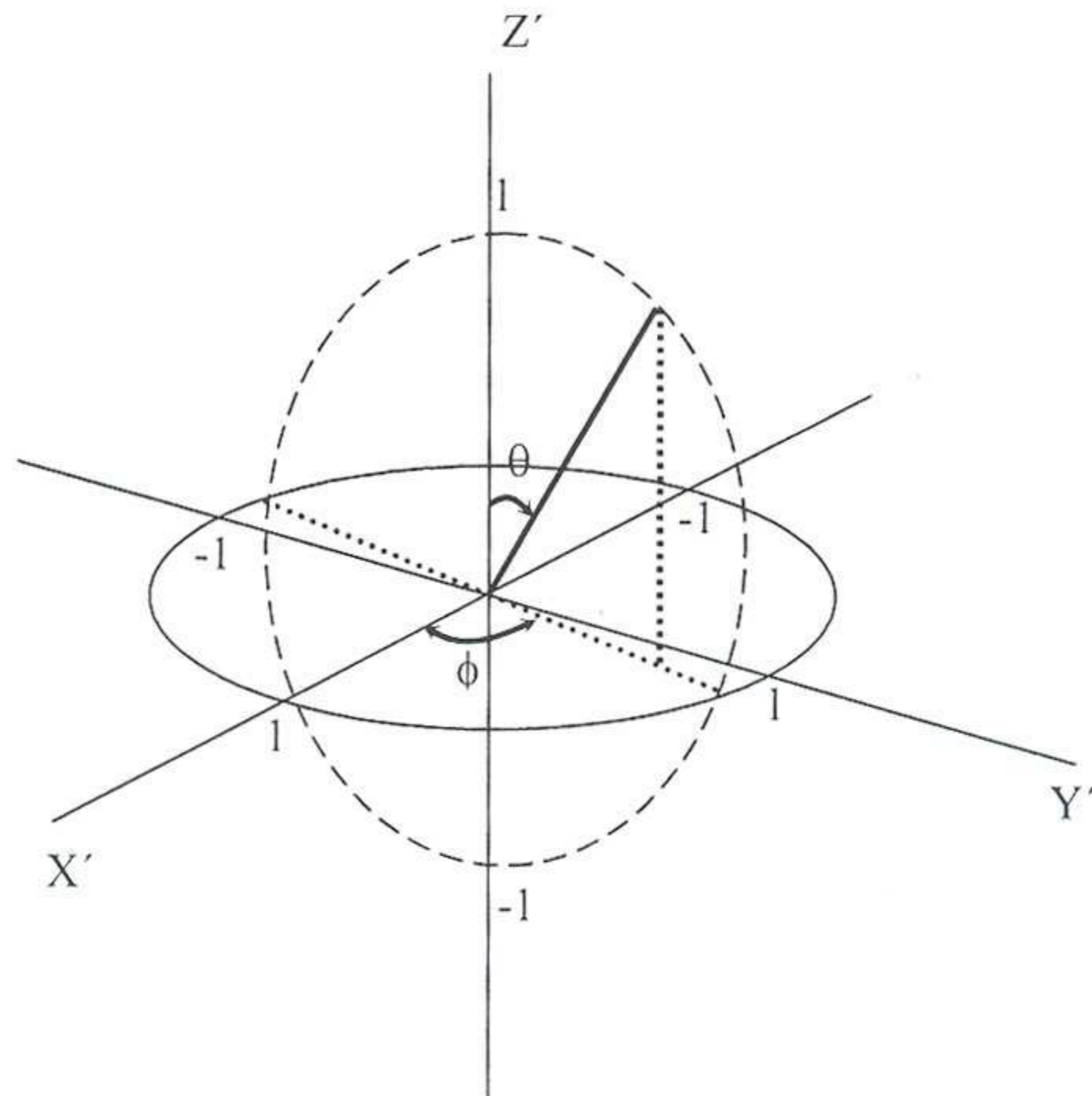
donde, λ es la longitud de onda del fotón incidente, λ' es la longitud de onda del fotón dispersado y θ es el ángulo dispersado (relativo a la trayectoria incidente). El parámetro x , será aceptado solo si el número aleatorio $R < [S(x, Z) / S_{\max}(x, Z)]$. De otro modo, se muestreará un nuevo ángulo θ y se reiniciará el proceso.

Después del muestreo, necesitará calcularse una nueva longitud de recorrido y dirección fotónica de coordenadas cartesianas para el siguiente punto de interacción. Esto puede realizarse por consideraciones geométricas donde las nuevas coordenadas (x',y',z') sistema de coordenadas cartesianas, sean calculadas a partir de la longitud de recorrido del fotón y de sus cosenos directores, de acuerdo con las ecuaciones:

$$x' = x + du' \quad y' = y + dv' \quad z' = z + dw' \quad (19)$$

donde d es la distancia entre los puntos (x,y,z) y el nuevo punto de interés (x',y',z') . Asumiendo que θ y ϕ son los ángulos polar y azimutal en el sistema coordenado cartesiano y Θ y Φ son los ángulos polar y azimutal que definen el cambio de dirección, relativo al recorrido inicial del fotón, entonces los nuevos cosenos directores (u',v',w') , necesarios para calcular (x',y',z') , serán calculados a partir de las ecuaciones:

$$\begin{aligned} u' &= \text{sen}\theta' \cos\phi' = u \cos\Theta + \text{sen}\Theta(w \cos\Phi \cos\phi - \text{sen}\Phi \cos\phi) \\ v' &= \text{sen}\theta' \text{sen}\phi' = v \cos\Theta + \text{sen}\Theta(w \cos\Phi \text{sen}\phi + \text{sen}\Phi \cos\phi) \\ w' &= \cos\theta' = w \cos\Theta - \text{sen}\Theta(\text{sen}\theta \cos\Phi) \\ v &= \text{sen}\phi \text{sen}\theta \\ u &= \text{sen}\theta \cos\phi \\ w &= \cos\theta \end{aligned} \quad (20)$$



Capítulo 2.

Materiales y Métodos

Simulación de irradiación X en mano humana utilizando el código MCNP para el cálculo de dosis - Método de Monte Carlo

Para el cálculo de dosis de la simulación de irradiación X en mano humana, hemos considerado dos procesos:

- 2.1. Una mano compuesta de tejido blando y huesos de calcio.
- 2.2. Una mano compuesta de tejido blando y huesos de tejido óseo.

Para realizar la configuración geométrica de nuestra simulación con el código MCNP, es necesario que todas las áreas sean correctamente delimitadas y definidas en composición, y esto incluye el medio a través del cual se realizará el transporte de las partículas.

Para el proceso de simulación Monte Carlo, hemos considerado los siguientes aspectos:

Plano de irradiación

Se trata de una 'mano' colocada sobre el plano ZY, contenida en un volumen de aire delimitado por un cono de 11 cm de radio sobre la superficie de la mano, con eje paralelo al eje X y que pasa por $y = 4.0$ cm, $z = 8.0$ cm, - centro de la mano -, con un ángulo de 9° de apertura con respecto a la normal al plano ZY con vértice en $x = -70.0$ cm. Su altura total es de 71.0 cm, considerando que un plano paralelo a la mano, corta el cono de aire en $X = 1.0$ cm. Alrededor del cono se ha considerado el vacío para evitar cálculos innecesarios y ahorrar tiempo de máquina.

Los fotones parten desde una fuente puntual isotrópica ubicada en $X = 69.9$ cm, $Y = 4.0$ cm, $Z = 8.0$ cm. Esta fuente emite un millón de fotones dentro de un ángulo de 8.1° con la normal al plano ZY, dentro del cono de aire. La **Fig 2.1**, muestra un diagrama del plano de irradiación.

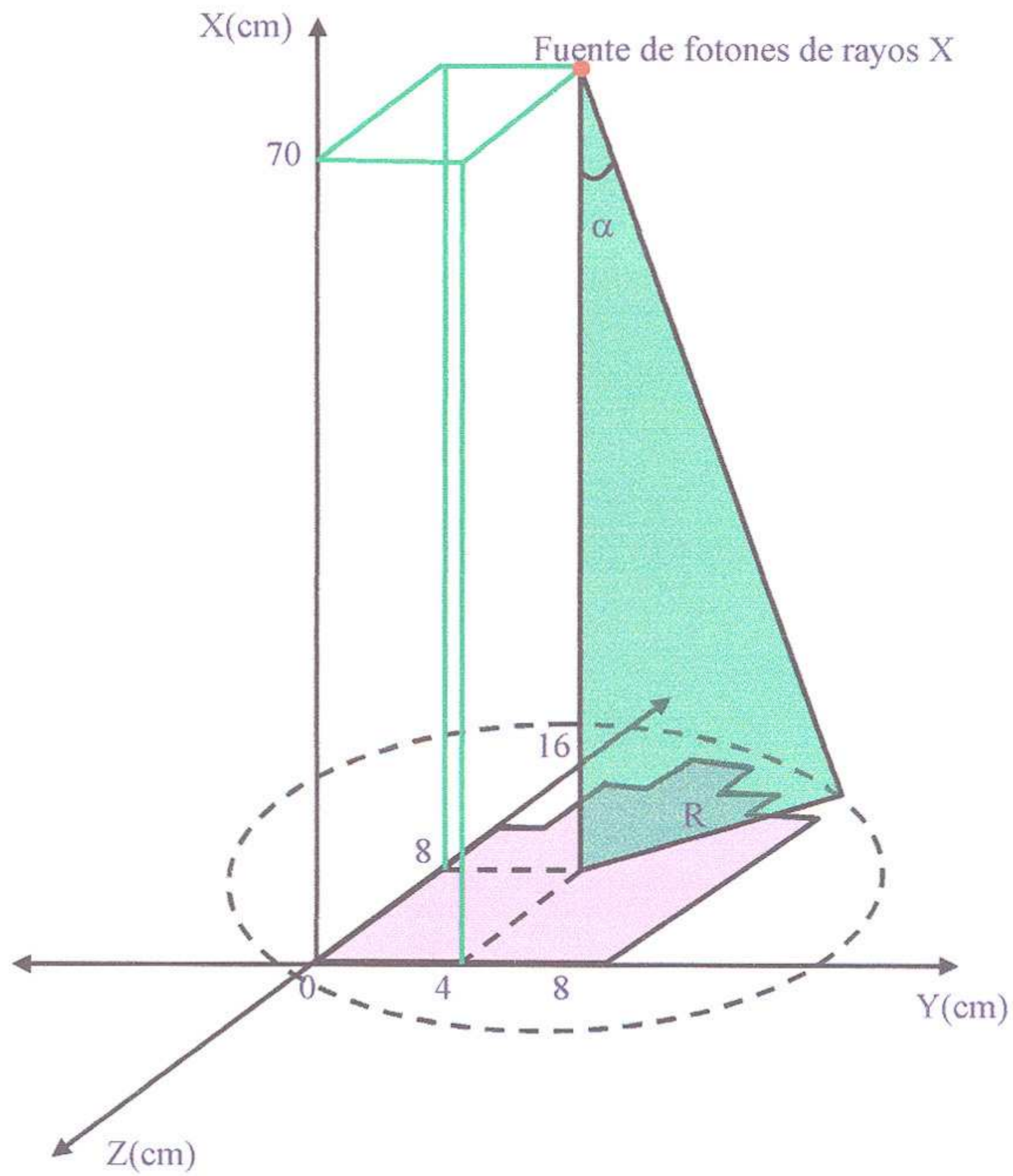


Fig.2.1. Diagrama del plano de irradiación para la simulación

Tabla 2.1. Angulo de apertura y radio del campo sobre el plano de la mano

| | |
|--------------------|-----------------------|
| Angulo de apertura | $\alpha = 9^\circ$ |
| Radio | $R = 11.0 \text{ cm}$ |

Geometría

Se consideró la configuración geométrica de una mano compuesta por tejido (agua, área de color rojo) y hueso (calcio, área de color azul), como se observa en la **Fig. 2.2**, la cual muestra una vista de planta de la configuración geométrica sobre el plano ZY.

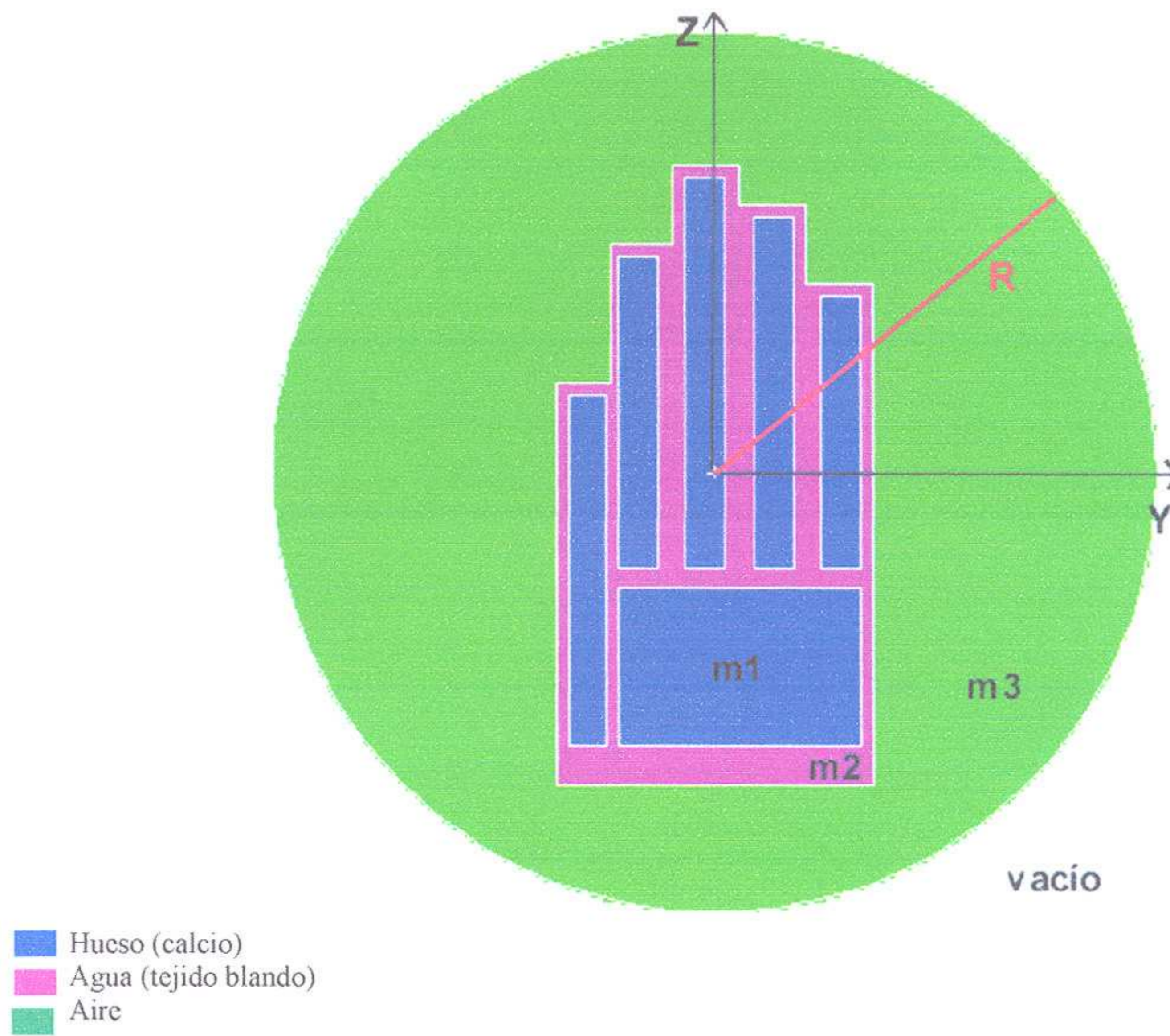


Fig.2.2. Vista frontal de la configuración geométrica - plano ZY

Dimensiones geométricas

En la **Tabla 2.2**, se muestra las magnitudes tomadas en consideración:

Tabla 2.2. Dimensiones de los huesos de la mano

| Huesos | Largo sobre eje Z | Ancho sobre eje Y | espesor sobre eje X |
|-----------------|----------------------|----------------------|------------------------|
| Dedo meñique D1 | 7.0 cm | 1.0 cm | 1.0 cm |
| Dedo anular D2 | 9.0 cm | 1.0 cm | 1.0 cm |
| Dedo medio D3 | 10.0 cm | 1.0 cm | 1.0 cm |
| Dedo índice D4 | 8.0 cm | 1.0 cm | 1.0 cm |
| Dedo pulgar D5 | 9.0 cm | 1.0 cm | 1.0 cm |
| Palma Base | 4.0 cm | 6.1 cm | 1.0 cm |

| Espesor piel | Z | Y | X |
|--------------|-------------|-------------|------------|
| | Z = 0.3 cm | Y1 = 0.3 cm | X = 0.1 cm |
| | Z1 = 1.0 cm | Y2 = 0.7 cm | |
| | Z2 = 0.5 cm | | |

Podemos observar en la **Fig. 2.3, 2.6.a y 2.6.b**, los diagramas que muestran estas dimensiones.

En la **Tabla 2.3**, se muestra las dimensiones en la vista lateral –plano ZX- consideradas en la geometría, las cuales se observan en la **Fig.2.4**.

Tabla 2.3. Dimensiones consideradas en la Fig.2.5

| Dimensión | Medida |
|-----------------------------|---------|
| Angulo de apertura α | 9° |
| Altura de la mano h | 15.8 cm |
| Distancia mano-vértice d | 70 cm |

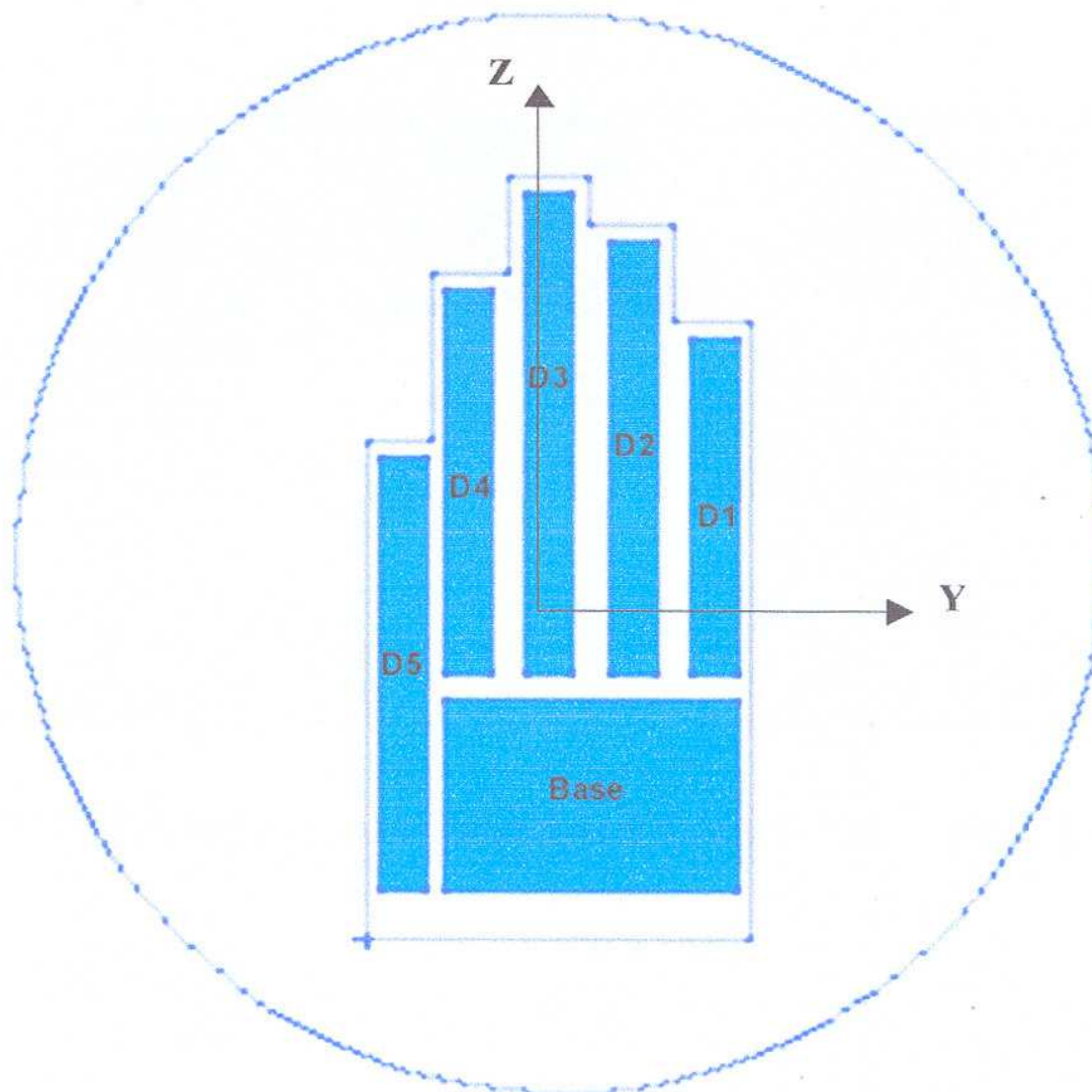


Fig.2.3. Diagrama de las dimensiones de la geometría –plano ZY

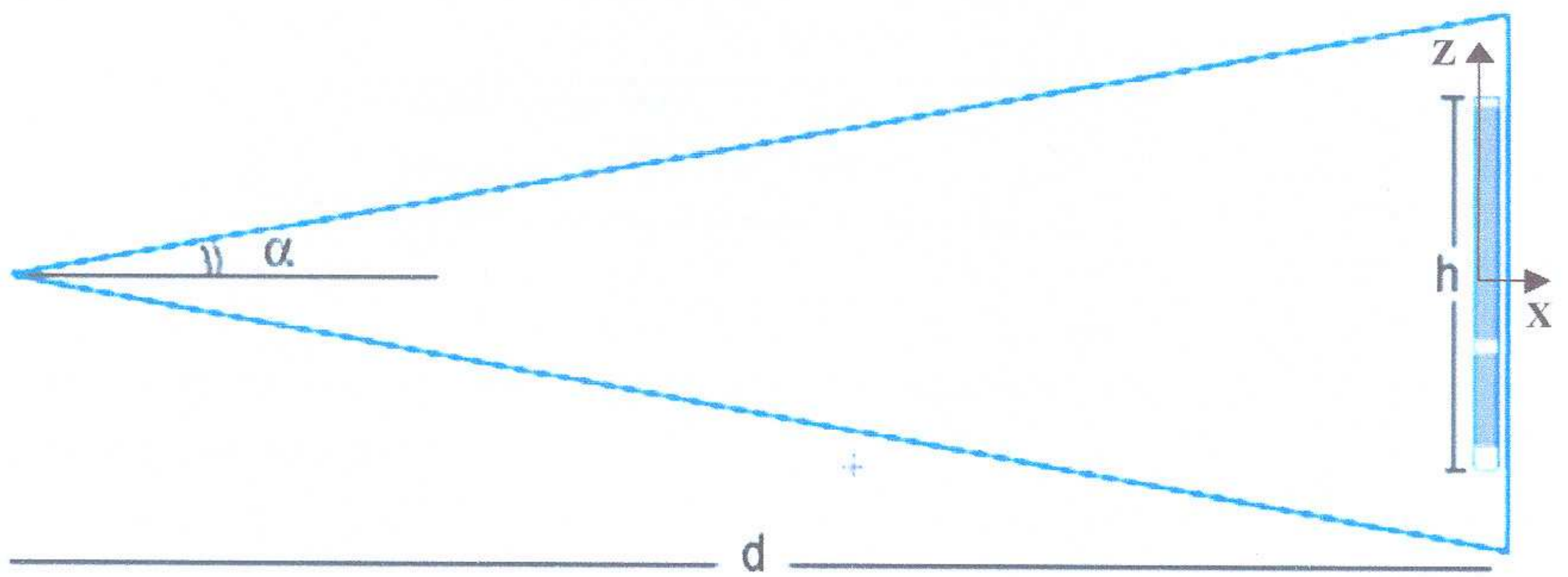


Fig.2.4. Diagrama de las dimensiones de la geometría – plano ZX

2.1. Simulación de irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por calcio

Para la simulación de la mano humana compuesta por tejido blando y huesos conformados por calcio, presentamos en la **Tabla 2.4**, las densidades de los materiales conformantes de la mano humana.

Tabla 2.4. Densidades de los materiales conformantes de la mano humana

| Material | Densidad (g/cm ³) |
|--------------------------------|----------------------------------|
| Tejido: agua, H ₂ O | 1.0 |
| Hueso: calcio, Ca | 1.5 |

En la **Tabla 2.5** podemos observar la densidad y composición de cada material que compone nuestra geometría.

Tabla 2.5. Densidad y composición de los materiales considerados en la configuración geométrica.

| Material | Densidad | Composición en peso |
|-------------|---|-----------------------------|
| m1 : calcio | 1.5 g/cm ³ | Ca: 100% |
| m2 : agua | 1.0 g/cm ³ | H: 11.2% , O: 88.8% |
| m3 : aire | 12.9x10 ⁻⁴ g/cm ³ | N: 75%, O: 23.2% , Ar: 1.3% |

En la **Fig. 2.5**, se observa una vista lateral de la configuración geométrica - plano ZX -, donde se ha realizado un "corte" transversal a la mano en el plano paralelo al eje X que pasa por el punto Y=3.0 cm.

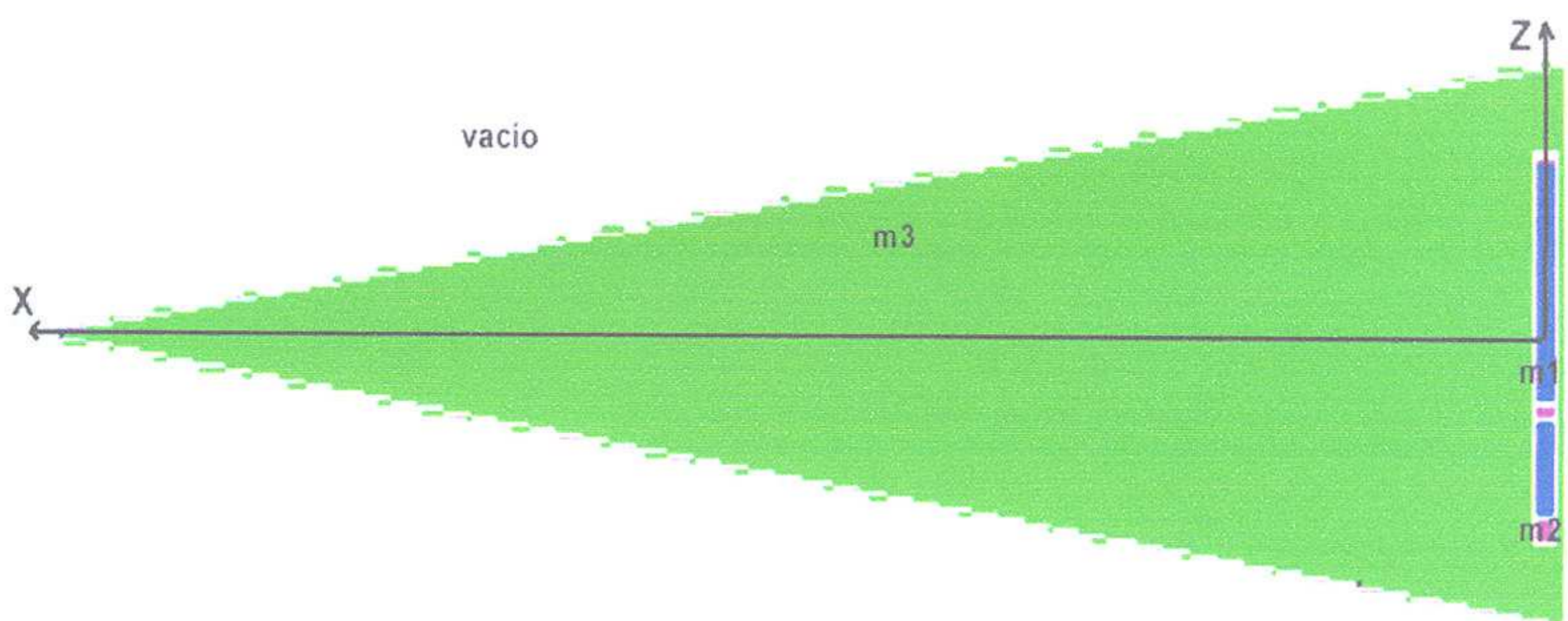


Fig. 2.5. Vista lateral de la configuración geométrica – plano ZX, para $Y=3.0$ cm

2.2. Simulación de irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por material biológico

Para el cálculo de la dosis absorbida en huesos compuestos por material biológico, se consideraron los elementos mostrados en la **Tabla 2.6**:

Tabla 2.6. Composición de huesos de la mano

| Elemento | Composición en peso |
|----------|---------------------|
| H | 0.064 |
| C | 0.278 |
| N | 0.027 |
| O | 0.41 |
| Mg | 0.002 |
| P | 0.07 |
| S | 0.002 |
| Ca | 0.147 |

Al tejido blando y al aire, se los consideró compuestos por los elementos de la **Tabla 2.7**.

Tabla 2.7. Composición del tejido blando y del aire

| | Elemento | Composición en peso |
|---------------|-----------|---------------------|
| Tejido blando | Hidrógeno | 0.112 |
| | Oxígeno | 0.888 |
| Aire | Nitrógeno | 0.755 |
| | Oxígeno | 0.232 |
| | Argón | 0.013 |

En la Fig. 2.6.a y 2.6.b, tenemos la arquitectura del tejido blando que rodea los huesos. Esta misma arquitectura nos servirá para construir el fantoma en la parte experimental del trabajo.

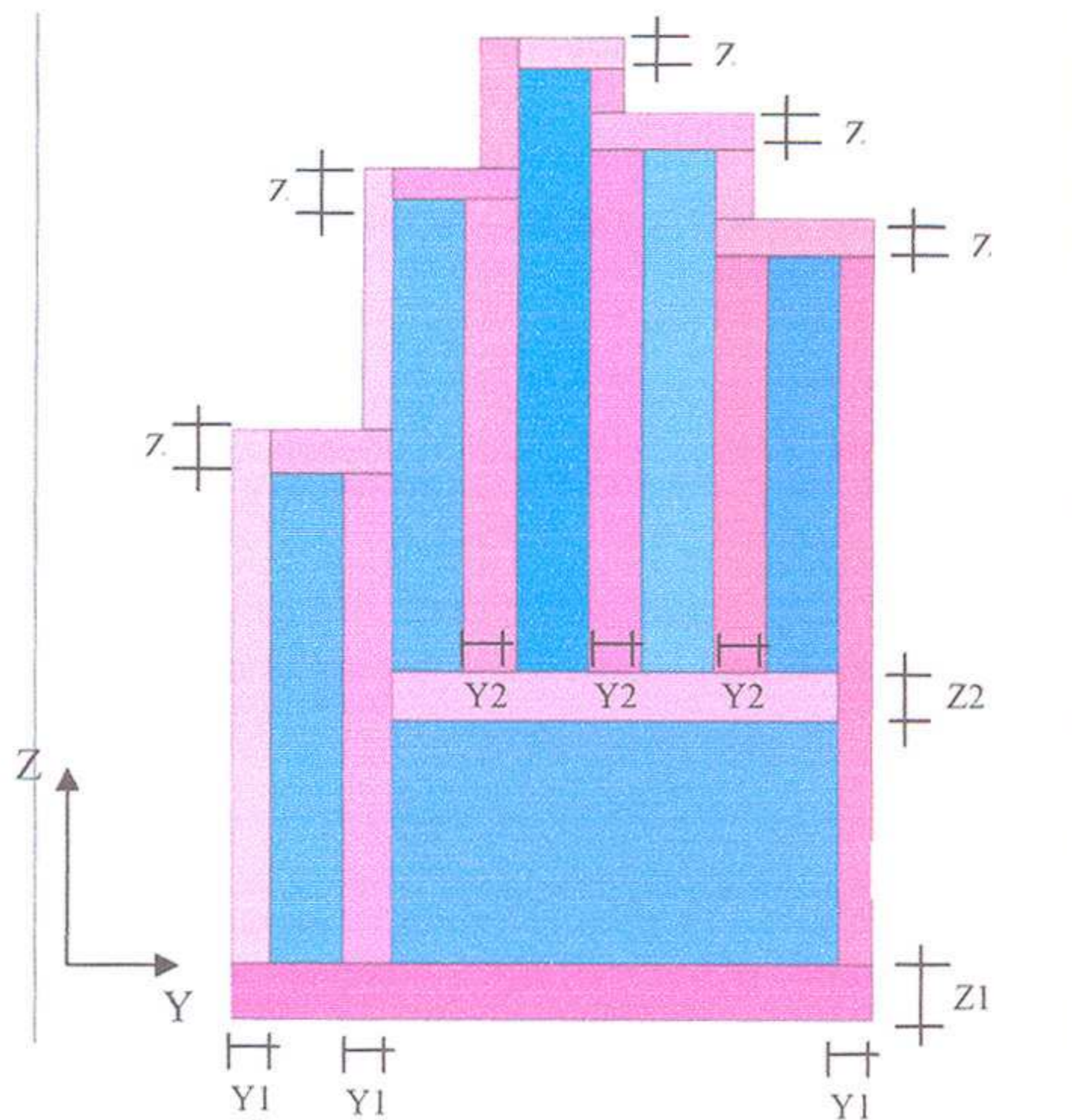


Figura 2.6.a. En la figura se muestra la arquitectura del tejido blando sobre el tejido óseo. Corte en el plano ZY.

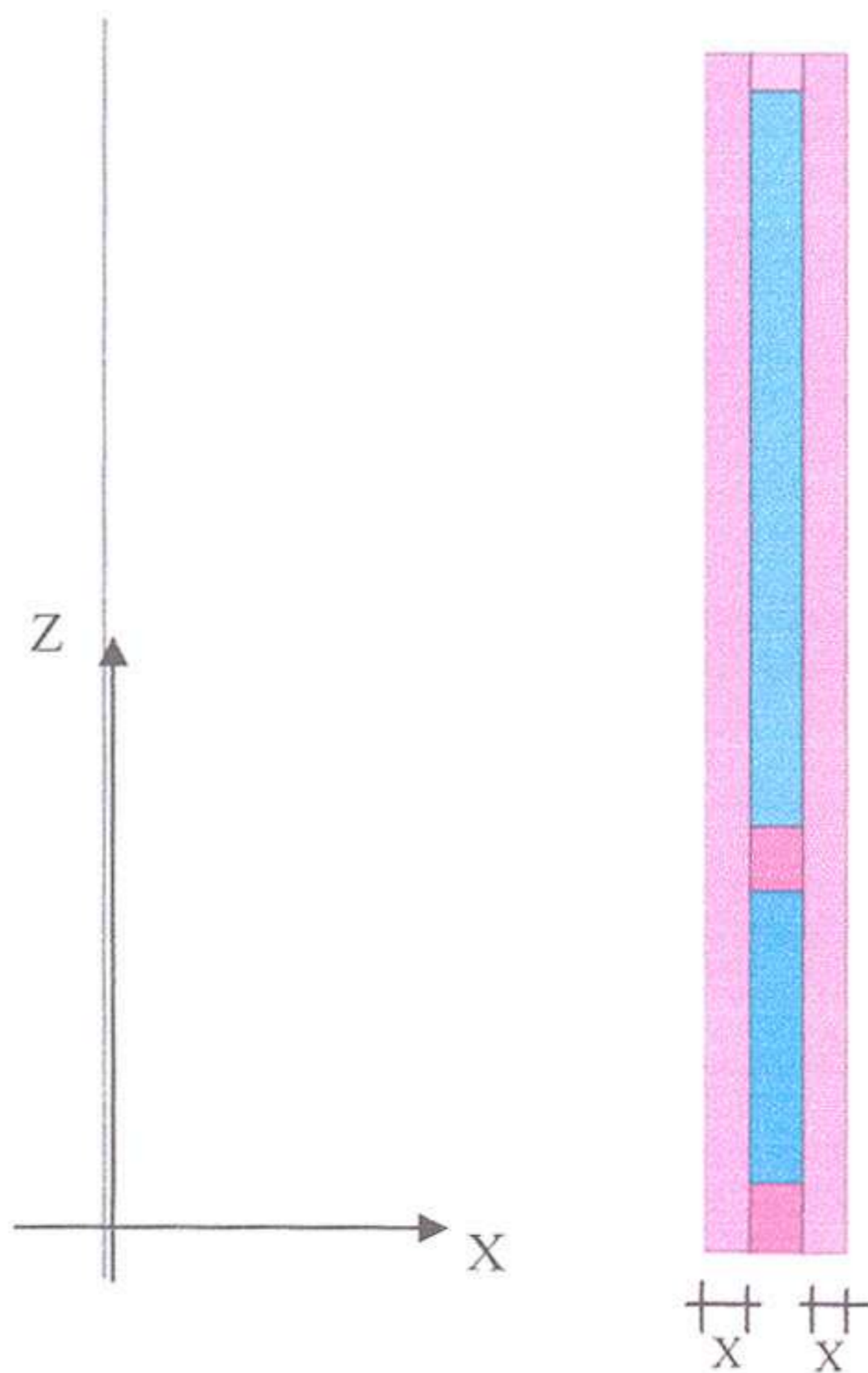


Figura 2.6.b. Vista lateral de la nueva arquitectura del tejido blando sobre los huesos. Corte plano ZX. (el espesor del tejido blando en superficie es 0.1 cm)

2.3. Parte Experimental

La parte experimental de la Tesis se realizó en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica del Instituto Peruano de Energía Nuclear.

Utilizamos un equipo de rayos X dental, marca Pro dental Pro70-INTRA, de 70 kVp-8mA, serie 02H715793, con un tiempo de exposición de 0.5 s, predispuesto por fabricante.

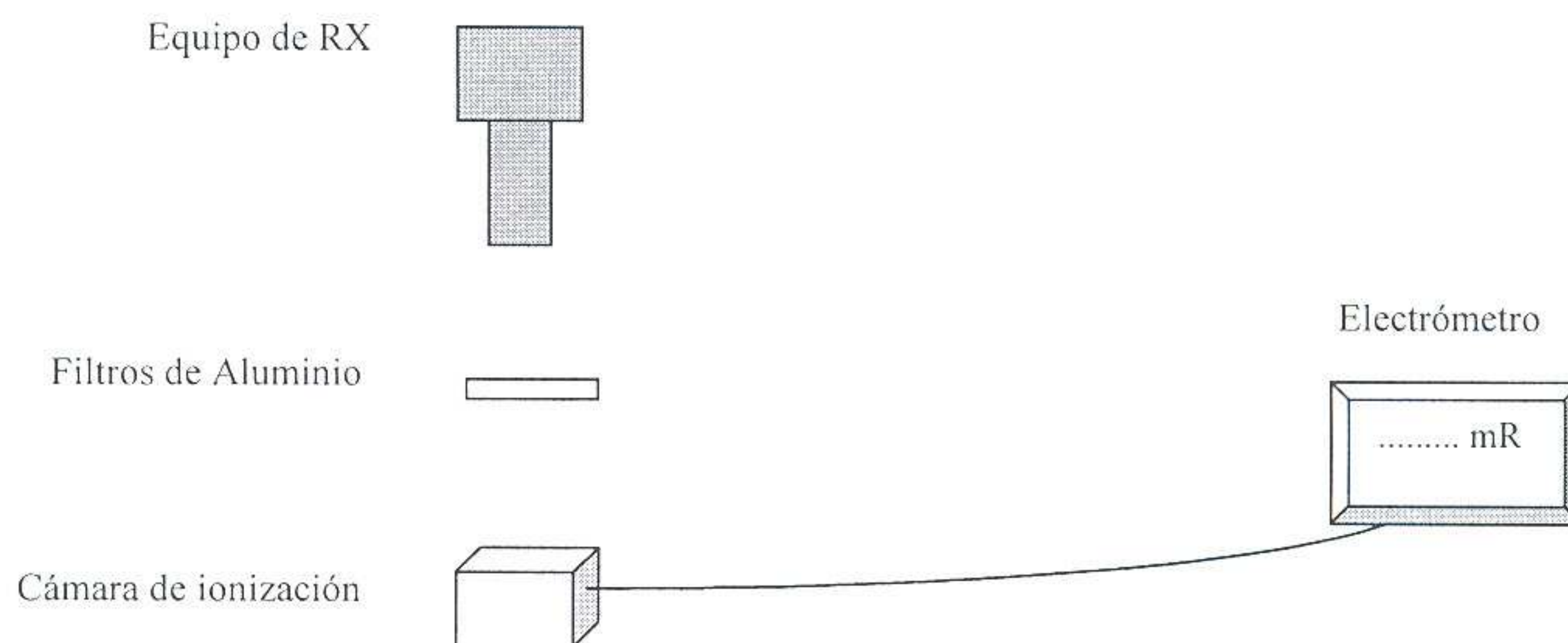
2.3.1. Medición de la energía efectiva del equipo

Para medir la energía efectiva del equipo, utilizamos los siguientes materiales y equipos:

- Equipo de rayos X
- Aluminium Half Value Layer Attenuator Set, serial # 9630CE
- Cámara de ionización Radcal, Mod. 10X5-6, serie # 16678
- Electrómetro: Radiation Monitor Controller, Modelo 9010 Radcal Corporation, s/n 90-2421

Procedimiento

a. Dispusimos los equipos según el siguiente diagrama:



b. Realizamos tres disparos y medimos la exposición para los espesores de aluminio que se muestran en la tabla 2.8:

Tabla 2.8 Espesores de filtro de Aluminio

| Espesor de aluminio (mmAl) |
|----------------------------|
| 0.0 |
| 0.5 |
| 1.0 |
| 1.5 |
| 2.0 |
| 2.5 |

2.3.2. Diseño y construcción de fantoma de mano humana

Se solicitó al Taller de Mecánica de la Planta de Producción de Radioisótopos (PPR) del IPEN, la construcción de un fantoma de mano humana, para el cual se utilizaron los siguientes materiales:

- a. Para las superficies que rodean los huesos:
 - 11 piezas de acrílico de 3.0 mm de espesor y 1.0 cm de alto, de las siguientes longitudes: 9.3 cm, 1.0 cm, 12.8 cm, 1.4 cm, 10.3 cm, 1.3 cm, 10.0 cm, 1.7 cm, 9.0 cm, 1.7 cm y 11.5 cm
 - 01 pieza de acrílico de 1.0x1.0x8.0 cm³
- b. Piezas de acrílico removibles:
 - 02 piezas de 1.5 mm de espesor y 1.0x8.0 cm²
 - 02 piezas de 1.5 mm de espesor y 1.0x9.0 cm²
 - 02 piezas de 1.0 mm de espesor y 1.0x6.1 cm²
- c. Huesos
- d. 15 ml de cloroformo
- e. Diagramas del fantoma de mano humana

Los diagramas del diseño del fantoma se encuentran en el Anexo de la Tesis.



Figura 2.7. Fantoma de mano humana construido en el Taller de Mecánica de la PPR del Instituto Peruano de Energía Nuclear-IPEN.

Capítulo 3.

Resultados y discusiones

3.1. Cálculos considerando una mano compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos exclusivamente de calcio

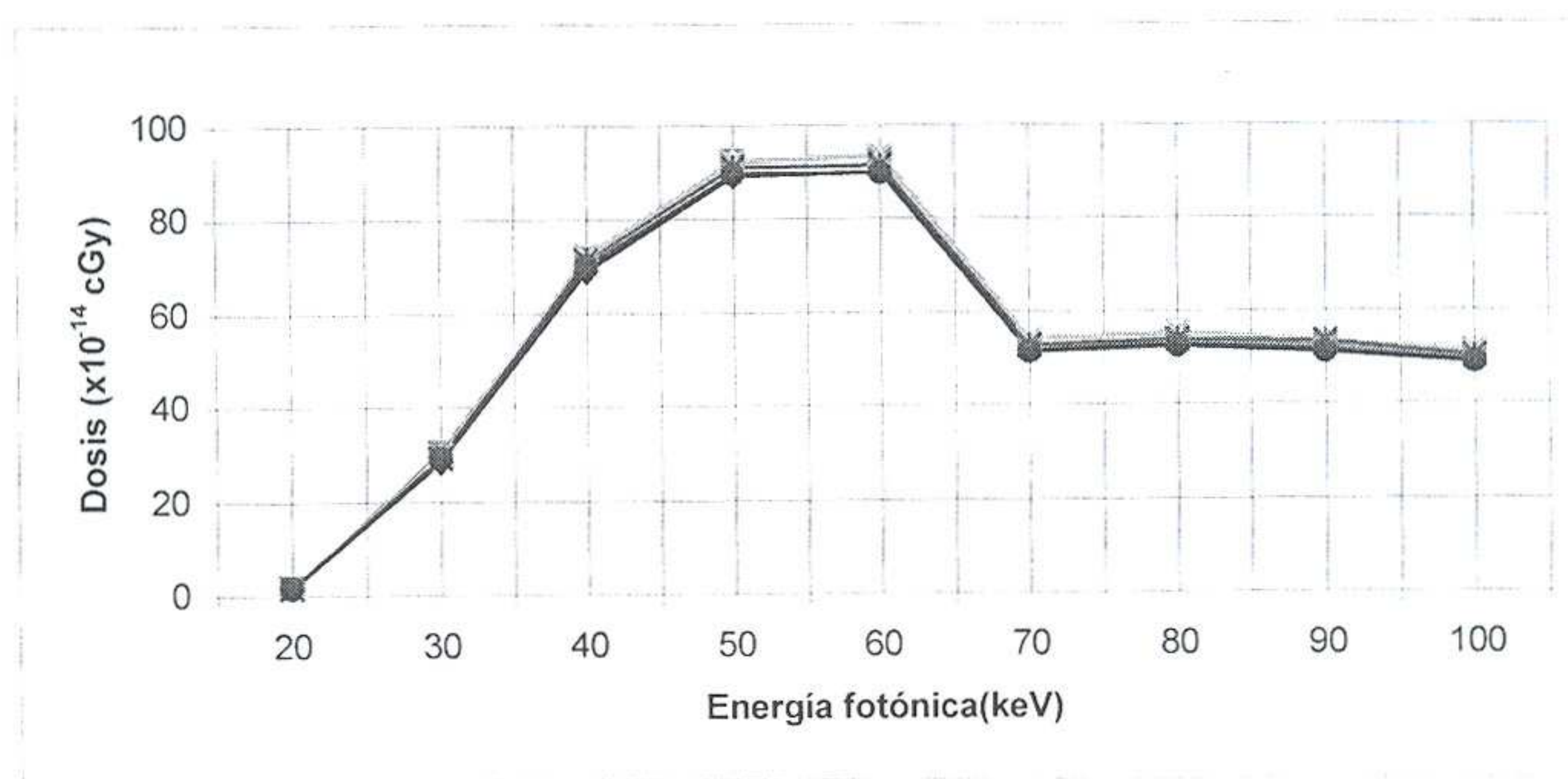
A partir de los cálculos realizados con el código MCNP obtuvimos los resultados para la dosis en hueso compuesto únicamente de calcio que se muestran en la **Tabla 3.1.**

Tabla 3.1. Dosis absorbida en hueso (10^{-13} cGy) compuesto por calcio

| Efotónica (keV) | Dosis absorbida en hueso (10^{-13} cGy) compuesto de calcio | | | | | |
|--------------------|---|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | Celda D1 | Celda D2 | Celda D3 | Celda D4 | Celda D5 | Celda D6 |
| 20 | 1.50 | 1.69 | 1.75 | 1.68 | 1.59 | 1.57 |
| 30 | 28.50 | 30.40 | 29.50 | 29.60 | 29.20 | 29.20 |
| 40 | 69.00 | 71.60 | 71.30 | 72.30 | 71.20 | 70.10 |
| 50 | 89.20 | 92.30 | 92.50 | 92.30 | 90.90 | 89.50 |
| 60 | 90.00 | 92.40 | 92.00 | 93.50 | 91.50 | 89.90 |
| 70 | 51.70 | 52.60 | 53.10 | 54.10 | 52.80 | 51.30 |
| 80 | 53.30 | 53.80 | 54.90 | 55.30 | 53.90 | 52.60 |
| 90 | 52.10 | 52.50 | 53.20 | 53.60 | 53.40 | 51.10 |
| 100 | 49.80 | 50.00 | 50.70 | 51.20 | 50.20 | 48.80 |

Realizamos la gráfica comparativa para la dosis de los huesos de la mano en Gy en función de la energía de los fotones en keV (**Gráfica 3.1**):

Gráfica 3.1. Dosis en huesos de la mano compuestos de calcio (cGy) en función de la energía fotónica (keV) de un millón de fotones de rayos X



En la **Gráfica 3.1**, se presentan los resultados obtenidos en el cálculo de la dosis absorbida en los huesos de la mano compuestos de calcio en unidades de cGy, para las energías fotónicas de 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y 100 keV. El error relativo en los cálculos se encuentra entre 0.38×10^{-2} y 4.41×10^{-2} .

Observación

- Los fotones de los tubos convencionales de rayos X, emiten fotones desde una pequeña área denominada “focal spot”, la cual, en los tubos modernos tiene en promedio 1.30 mm de lado y proyecta un área denominada “focal spot aparente” hacia el objeto a irradiar de 0.03 mm –para un ángulo anódico de 13° - por lo que puede aproximarse a un punto y considerar la fuente como puntual. Esta aproximación a su vez nos permite simular una geometría que en un caso real nos permita obtener la imagen con mejor definición de sus bordes, sin penumbra, como se observa en la **Fig. 3.1** [4]:

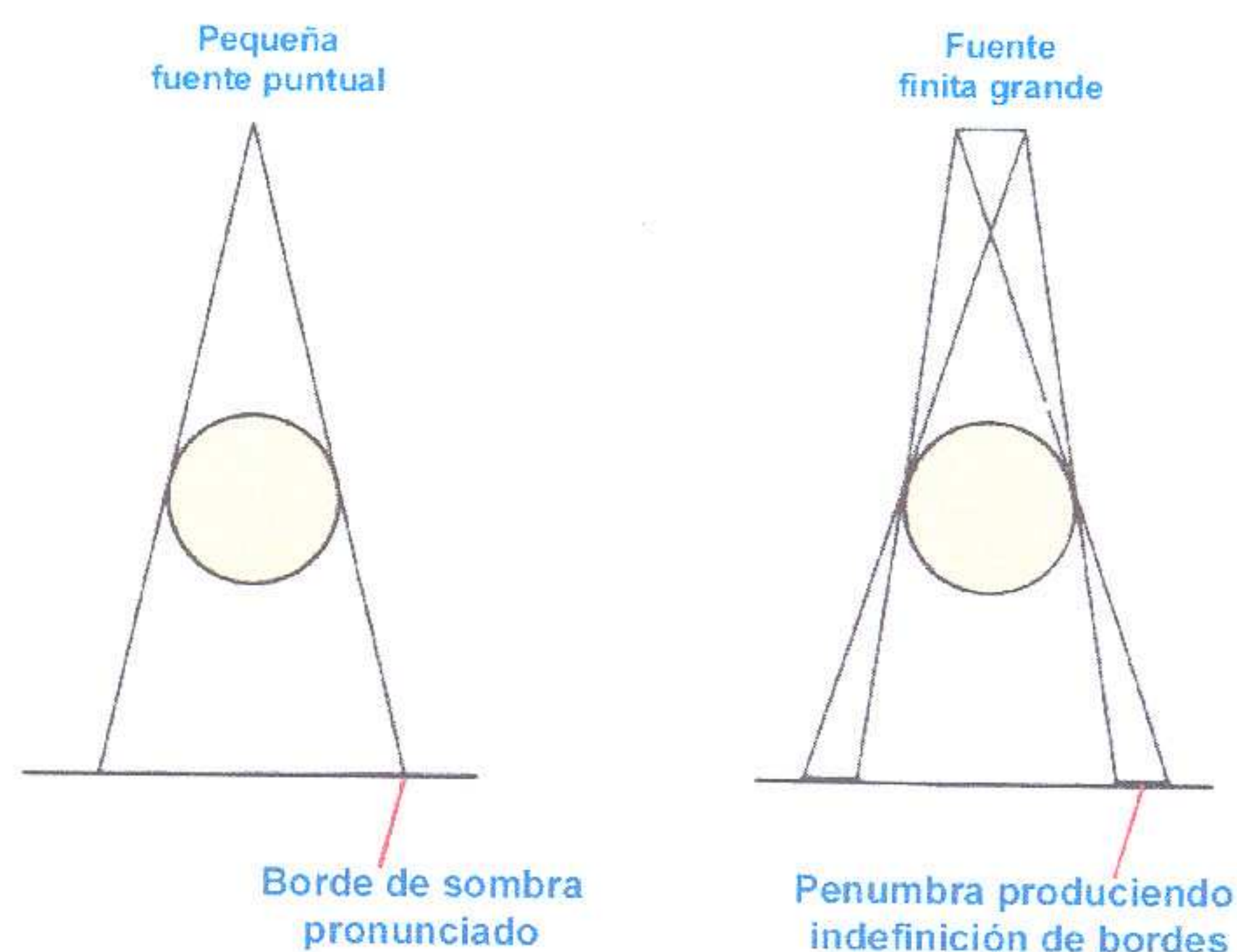


Fig. 3.1. Efecto del tamaño del focal spot

En nuestra simulación se ha considerado una fuente puntual isotrópica que emite un millón de fotones dentro del cono de 9° de apertura con la normal al plano de la mano y a una distancia de $X = -70.0$ cm. Nuestra fuente está ubicada sobre el eje del cono – paralelo al eje X -, en $X = -69.9$ cm. El cálculo se ha realizado considerando la emisión de un millón de fotones de rayos X, en un ángulo de 8.1° con el eje del cono, y de energías iniciales de 20 a 100 keV.

- En primera aproximación se han considerado a los huesos compuestos sólo de calcio, con densidad de 1.50 g/cm^3 y a la piel, compuesta de agua, con densidad de 1.00 g/cm^3 , debido a que la densidad del hueso es 1.65 g/cm^3 y la densidad del tejido blando es 1.00 g/cm^3 aproximadamente [2].

3.2. Cálculos considerando una mano compuesta por tejido blando (agua) y huesos compuestos por tejido óseo (H, C, N, O, Mg, P, S, Ca)

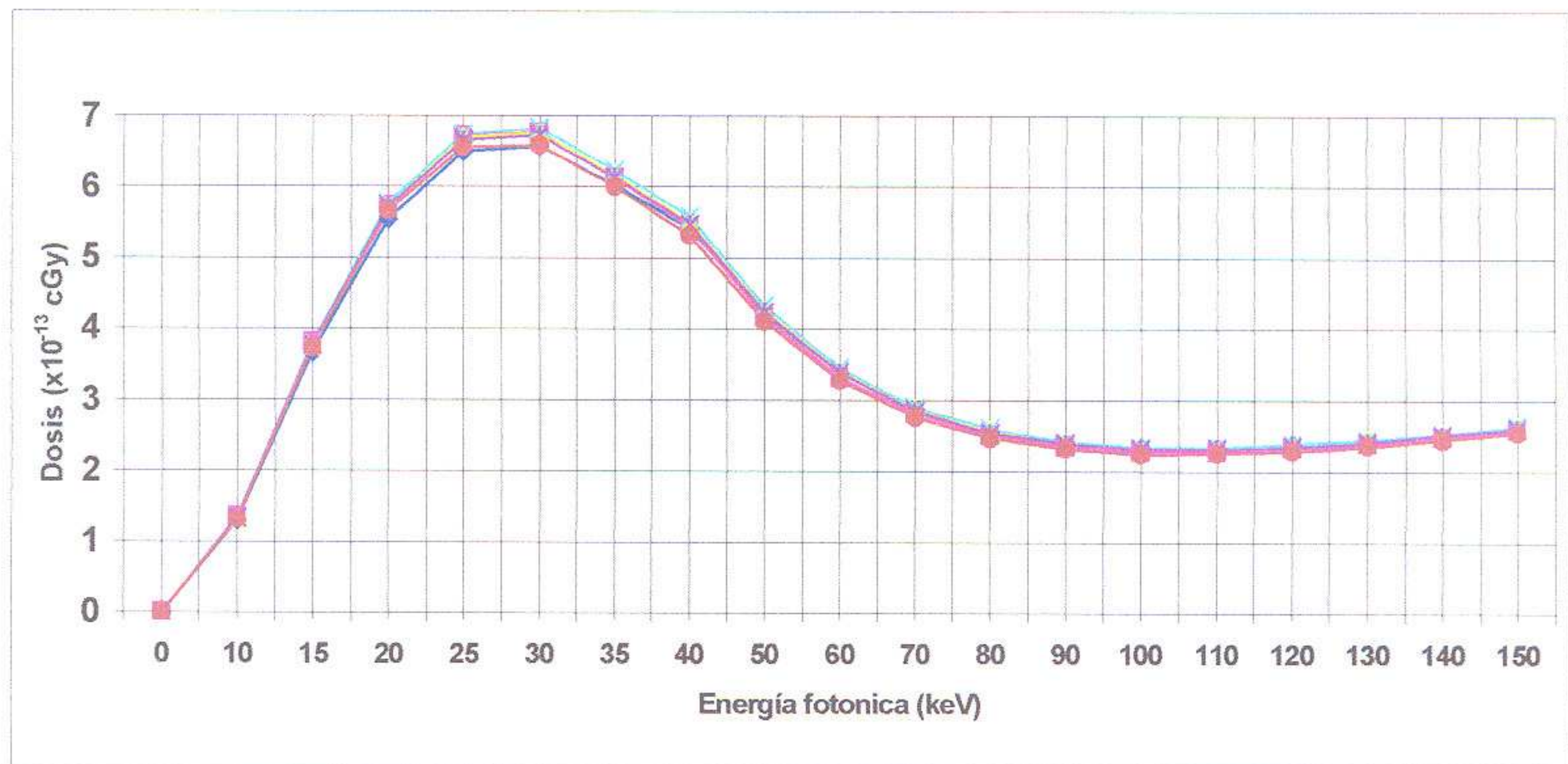
A partir de los datos de las **Tablas 2.6 y 2.7**, se calculó la dosis absorbida en cada hueso de la mano, obteniendo los siguientes resultados, con errores que no superan el 0.70%, que se muestran en la **Tabla 3.4**.

Tabla 3.4. Dosis absorbida en hueso (10^{-13} cGy) compuesto por tejido óseo

| Efotónica (keV) | Dosis absorbida en hueso (10^{-13} cGy) compuesto de tejido óseo | | | | | |
|--------------------|---|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | Celda D1 | Celda D2 | Celda D3 | Celda D4 | Celda D5 | Celda D6 |
| 0 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| 10 | 1.29 | 1.33 | 1.32 | 1.32 | 1.31 | 1.30 |
| 15 | 3.67 | 3.80 | 3.76 | 3.78 | 3.77 | 3.74 |
| 20 | 5.55 | 5.75 | 5.71 | 5.77 | 5.72 | 5.67 |
| 25 | 6.50 | 6.73 | 6.70 | 6.74 | 6.66 | 6.56 |
| 30 | 6.57 | 6.76 | 6.75 | 6.83 | 6.73 | 6.59 |
| 35 | 6.03 | 6.12 | 6.17 | 6.24 | 6.12 | 6.00 |
| 40 | 5.41 | 5.44 | 5.50 | 5.57 | 5.47 | 5.32 |
| 50 | 4.21 | 4.17 | 4.25 | 4.32 | 4.23 | 4.10 |
| 60 | 3.38 | 3.32 | 3.40 | 3.45 | 3.39 | 3.27 |
| 70 | 2.87 | 2.80 | 2.87 | 2.90 | 2.85 | 2.77 |
| 80 | 2.56 | 2.50 | 2.56 | 2.59 | 2.54 | 2.47 |
| 90 | 2.39 | 2.34 | 2.39 | 2.41 | 2.38 | 2.32 |
| 100 | 2.31 | 2.26 | 2.30 | 2.33 | 2.30 | 2.24 |
| 110 | 2.32 | 2.27 | 2.31 | 2.33 | 2.30 | 2.25 |
| 120 | 2.36 | 2.32 | 2.35 | 2.38 | 2.35 | 2.28 |
| 130 | 2.43 | 2.39 | 2.42 | 2.44 | 2.41 | 2.35 |
| 140 | 2.51 | 2.47 | 2.51 | 2.53 | 2.50 | 2.44 |
| 150 | 2.62 | 2.58 | 2.61 | 2.63 | 2.60 | 2.54 |

Así obtuvimos la gráfica de la dosis absorbida en hueso compuesto por tejido óseo en función de la energía fotónica (**Gráfica 3.2**):

Gráfica 3.2. Dosis en hueso humano de una mano compuesto por material biológico (cGy) en función de la energía (keV) de un millón de fotones de rayos X, para las celdas D1 a la D6



3.2.1. Interpretación de los resultados obtenidos para el cálculo de dosis en la simulación de la irradiación X en mano humana compuesta por tejido blando y tejido óseo

Para realizar la interpretación física de los resultados obtenidos con el MCNP para la simulación del cálculo de dosis en los huesos de la mano humana en función de las energías de los fotones de rayos X realizamos el cálculo de la dosis en función de tres características:

- 3.2.1.1. Material que compone los huesos de la mano.
- 3.2.1.2. Espesor del hueso.
- 3.2.1.3. Distancia fuente-mano.

3.2.1.1. Cálculo de dosis en función del material que compone los huesos de la mano

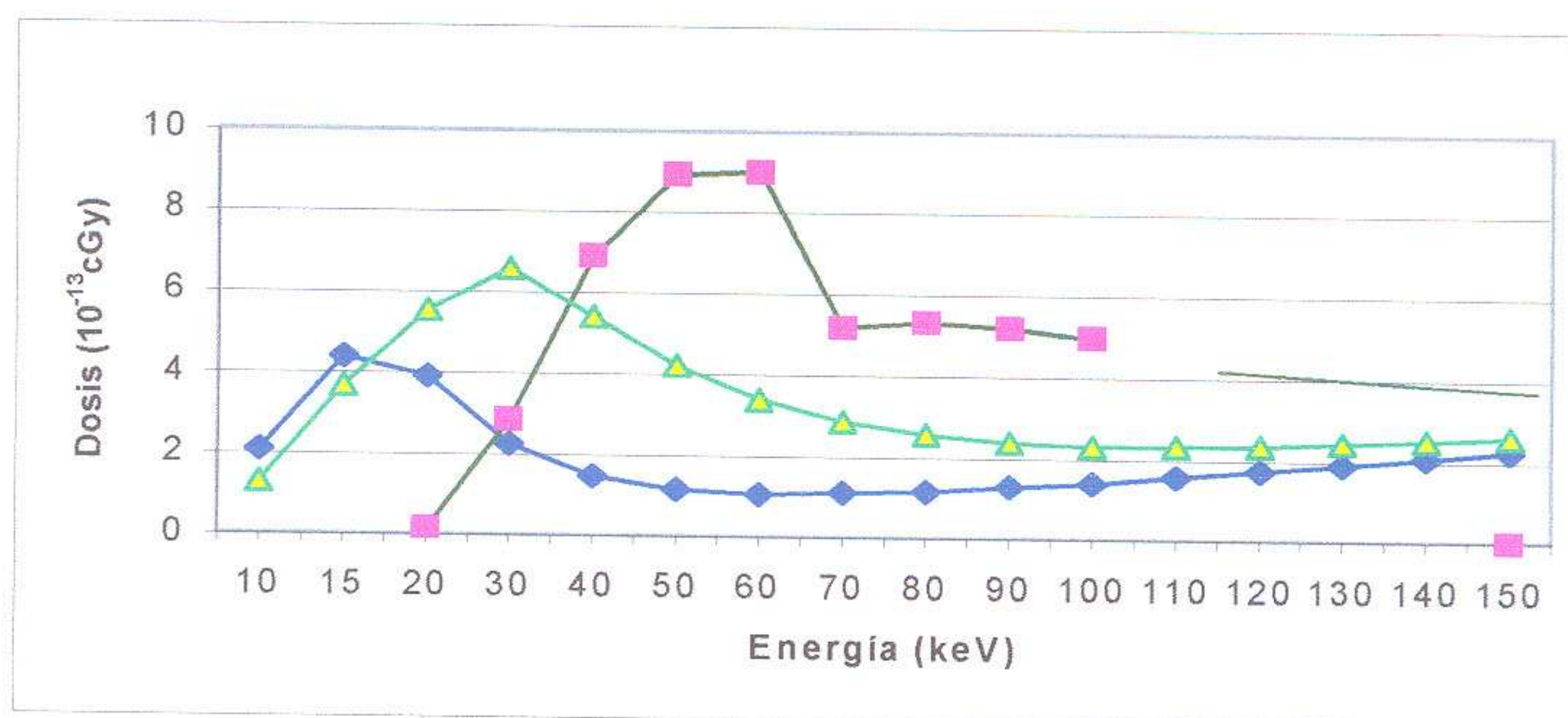
Se realizó el cálculo de la dosis de los huesos de la mano humana en función del material y la energía fotónica. Para esto, se consideró a los huesos de la mano compuestos íntegramente por los materiales de la **Tabla 3.5**.

Tabla 3.5. Material del hueso de la mano

| Material del hueso | Densidad (g/cm ³) |
|--------------------|-------------------------------|
| Tejido óseo | 1.65 |
| Calcio | 1.50 |
| Agua | 1.00 |

Y obtuvimos la **Gráfica 3.3** para la dosis en función del tipo de material de los huesos de la mano.

Gráfica 3.3. Dosis en hueso de una mano humana (cGy) de diferente tipo de material en función de la energía en keV de un millón de fotones de rayos X



La Gráfica 3.3, muestra la distribución de dosis para huesos compuestos por tejido óseo (Δ), *tejido blando* (\blacklozenge) y *calcio* (\blacksquare)

De la **Gráfica 3.3** se desprende que, mientras mayor sea el número atómico del material que está atravesando la radiación X, se alcanzará la máxima dosis dentro de un intervalo de mayor energía.

3.2.1.2. Cálculo de dosis en función del espesor de los huesos de la mano

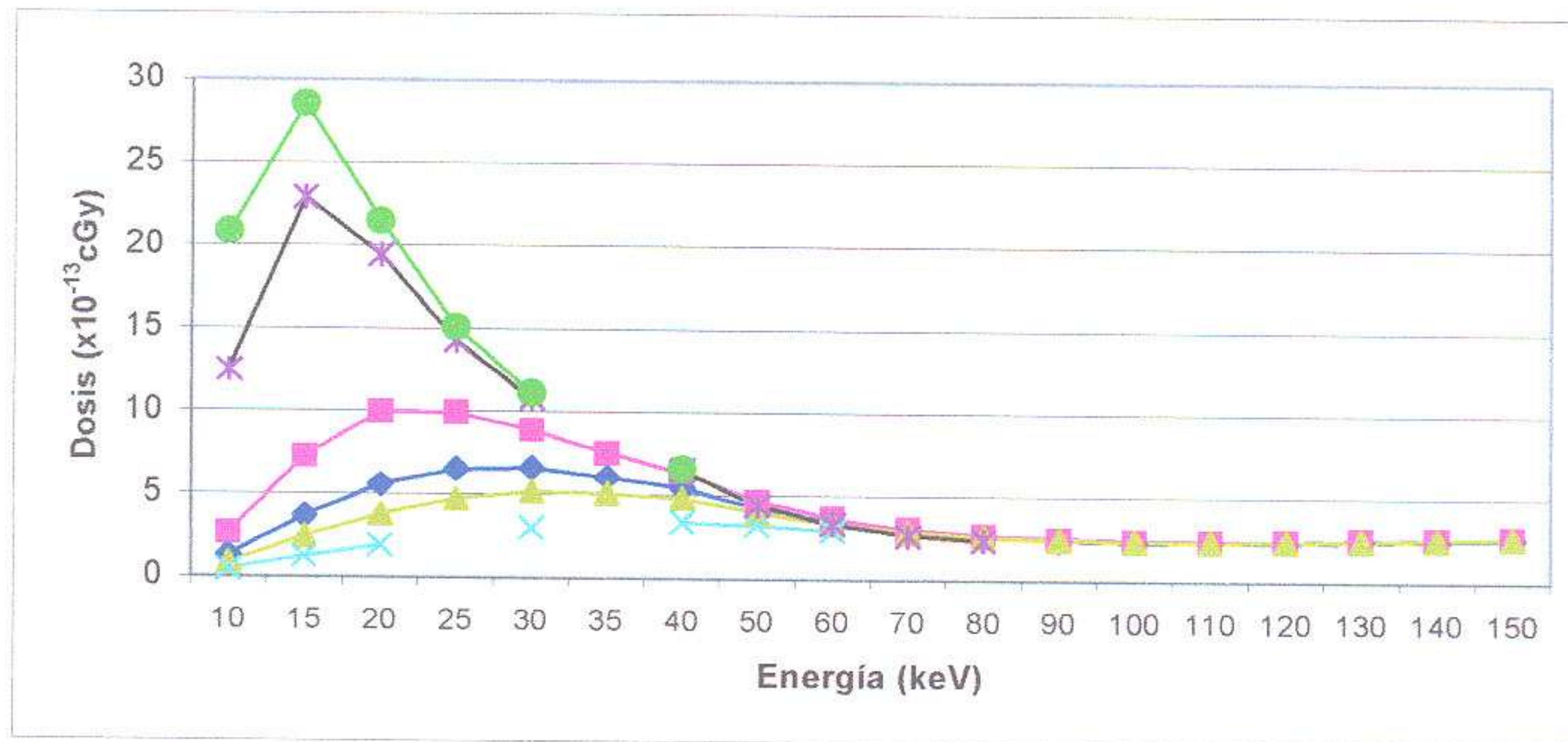
Se realizó el cálculo de la dosis de los huesos de la mano humana en función de su espesor y de la energía fotónica. Para esto, se consideró que los huesos de la mano tenían los espesores presentados en la **Tabla 3.6**:

Tabla 3.6. Espesores de hueso en cm

| Espesor de hueso |
|------------------|
| 0.01 cm |
| 0.10 cm |
| 0.50 cm |
| 1.00 cm |
| 1.50 cm |
| 3.00 cm |

Y obtuvimos la **Gráfica 3.4**, para la dosis promedio en los huesos de la mano humana en función del espesor de los huesos de la mano:

Gráfica 3.4. Dosis en hueso humano de una mano (cGy) en función de la energía de un millón de fotones de rayos X, para diferentes espesores del hueso: 3.00 cm (x), 1.50 cm (▲), 1.00 cm (◆), 0.50 cm (■), 0.05 cm (X), 0.01 cm (●)



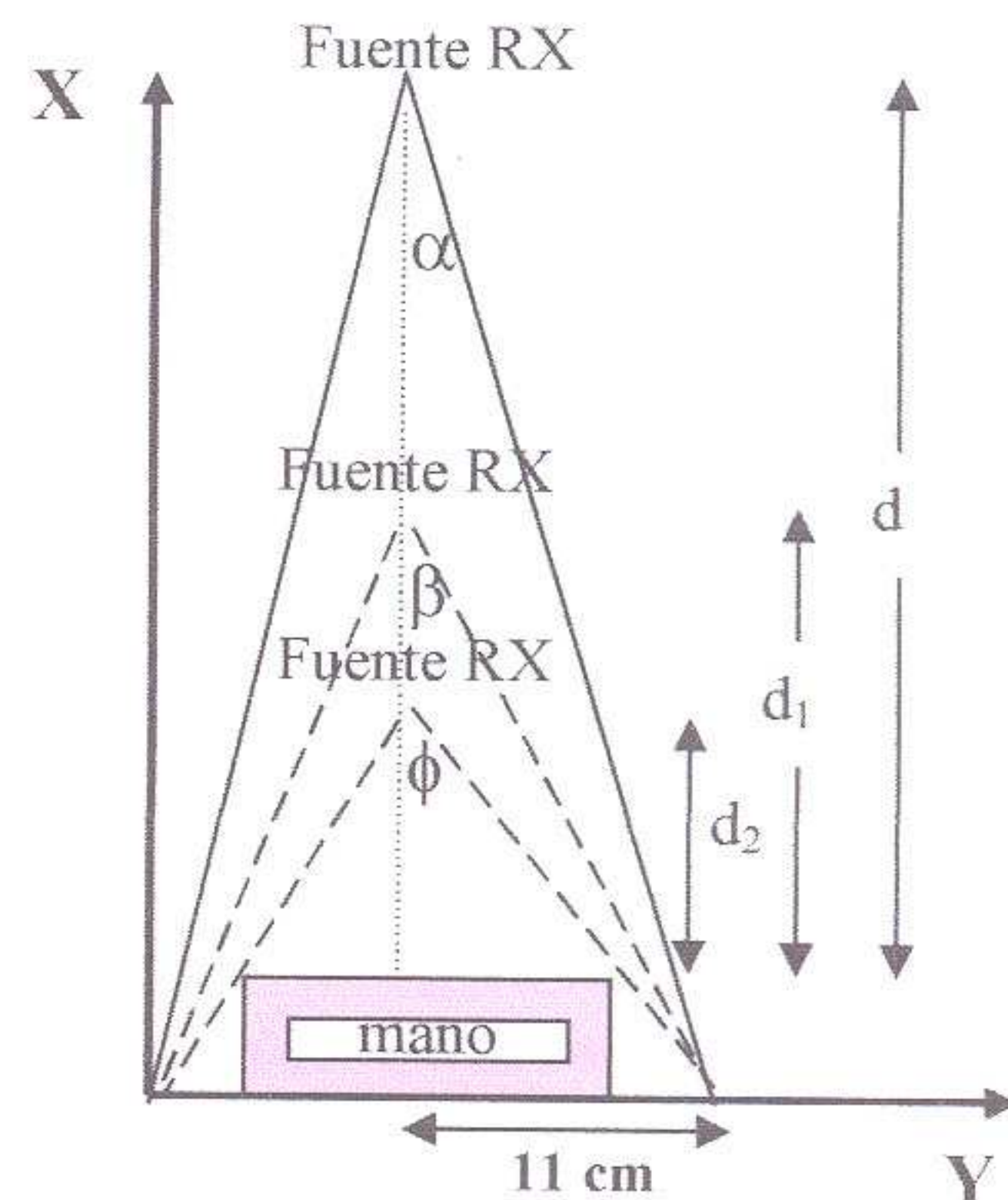
De la **Gráfica 3.4**, observamos que existe una tendencia de la curva de dosis a seguir un comportamiento exponencial conforme disminuye el espesor del hueso.

3.2.1.3. Cálculo de dosis en función de la distancia fuente de rayos X - mano humana

Se realizó el cálculo de la dosis en función de la distancia fuente de rayos X – mano humana. Para esto, se consideraron las siguientes distancias consideradas en la **Tabla 3.7**.

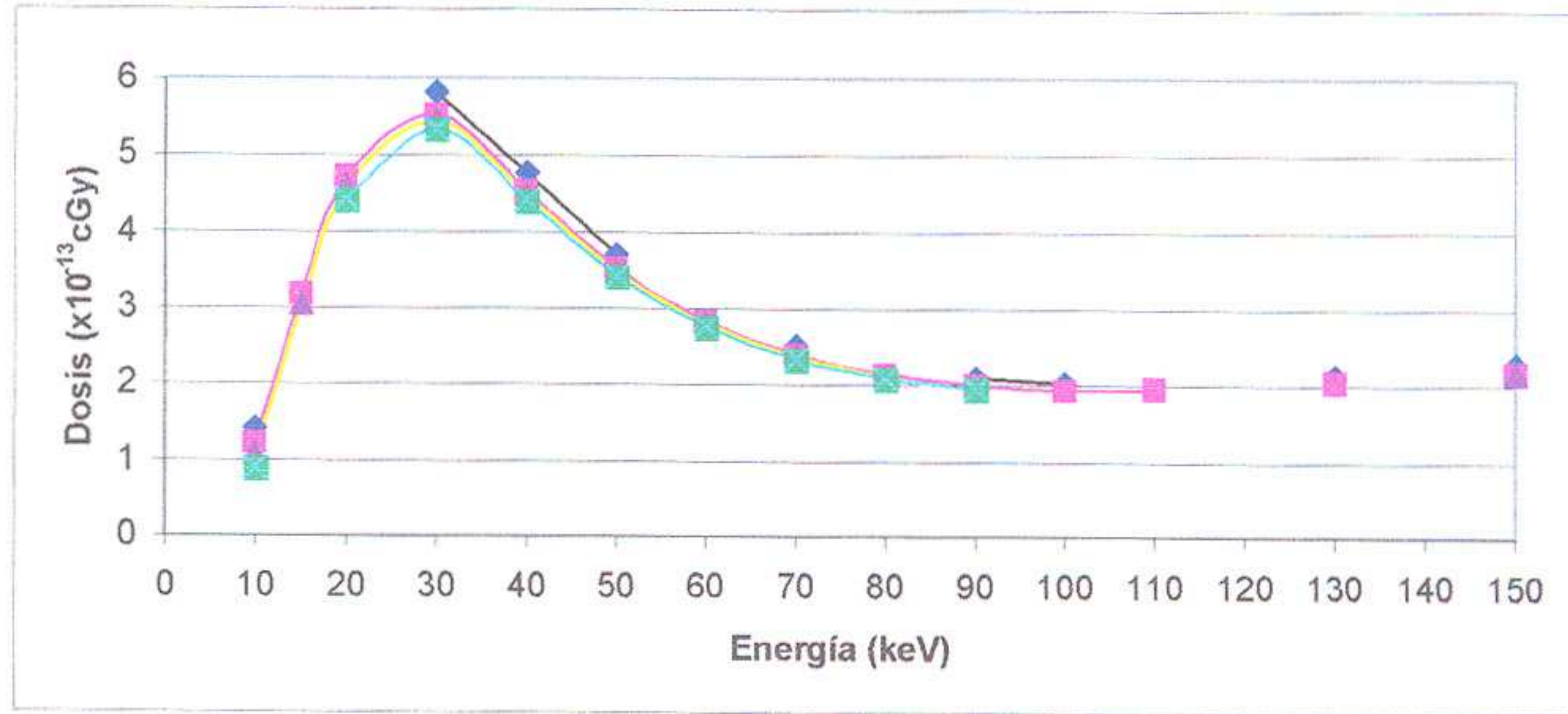
Tabla 3.7. Distancias fuente-mano y sus ángulos respectivos

| Distancia fuente-mano | Angulo |
|-----------------------|----------------------|
| $d = 100$ cm | $\alpha = 6.3^\circ$ |
| $d_1 = 50$ cm | $\beta = 12.4^\circ$ |
| $d_2 = 30$ cm | $\phi = 20.1^\circ$ |



Y obtuvimos la **Gráfica 3.5**, para la dosis promedio en función de la distancia fuente rayos X – mano humana:

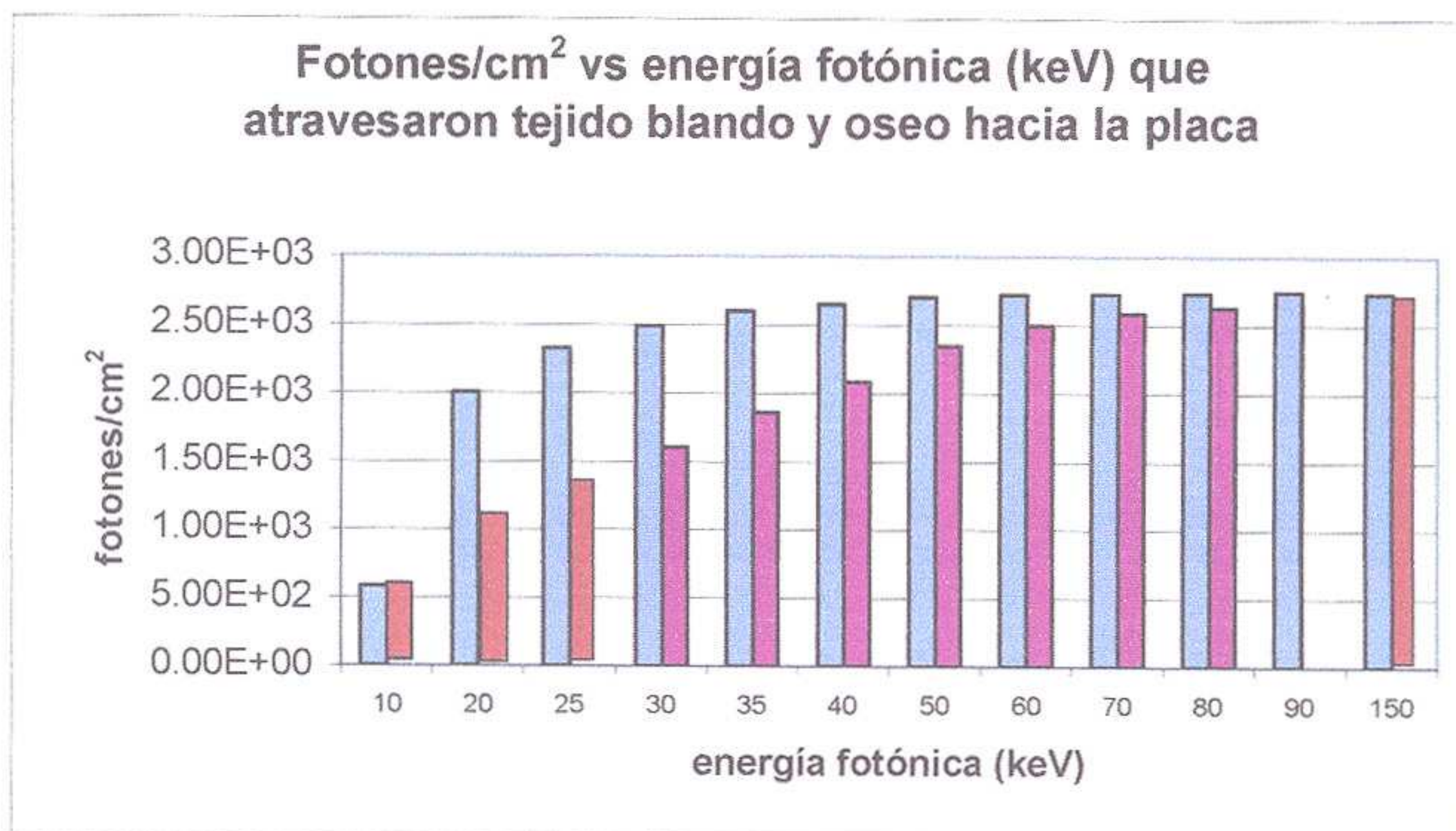
Gráfica 3.5. Dosis en hueso de una mano humana (cGy) en función de la distancia fuente de rayos X – mano humana: 30 cm (♦), 50 cm, 70 cm y 100 cm (■), para un millón de fotones de energía en keV



3.3. Simulación de irradiación X en una placa radiográfica de mano humana

Se obtuvieron los resultados que se muestran en el **Gráfico 3.6**, para el número de fotones por centímetro cuadrado que atraviesan el tejido óseo y el tejido blando de la mano y llegan a la placa en función de la energía de un millón de fotones de rayos X.

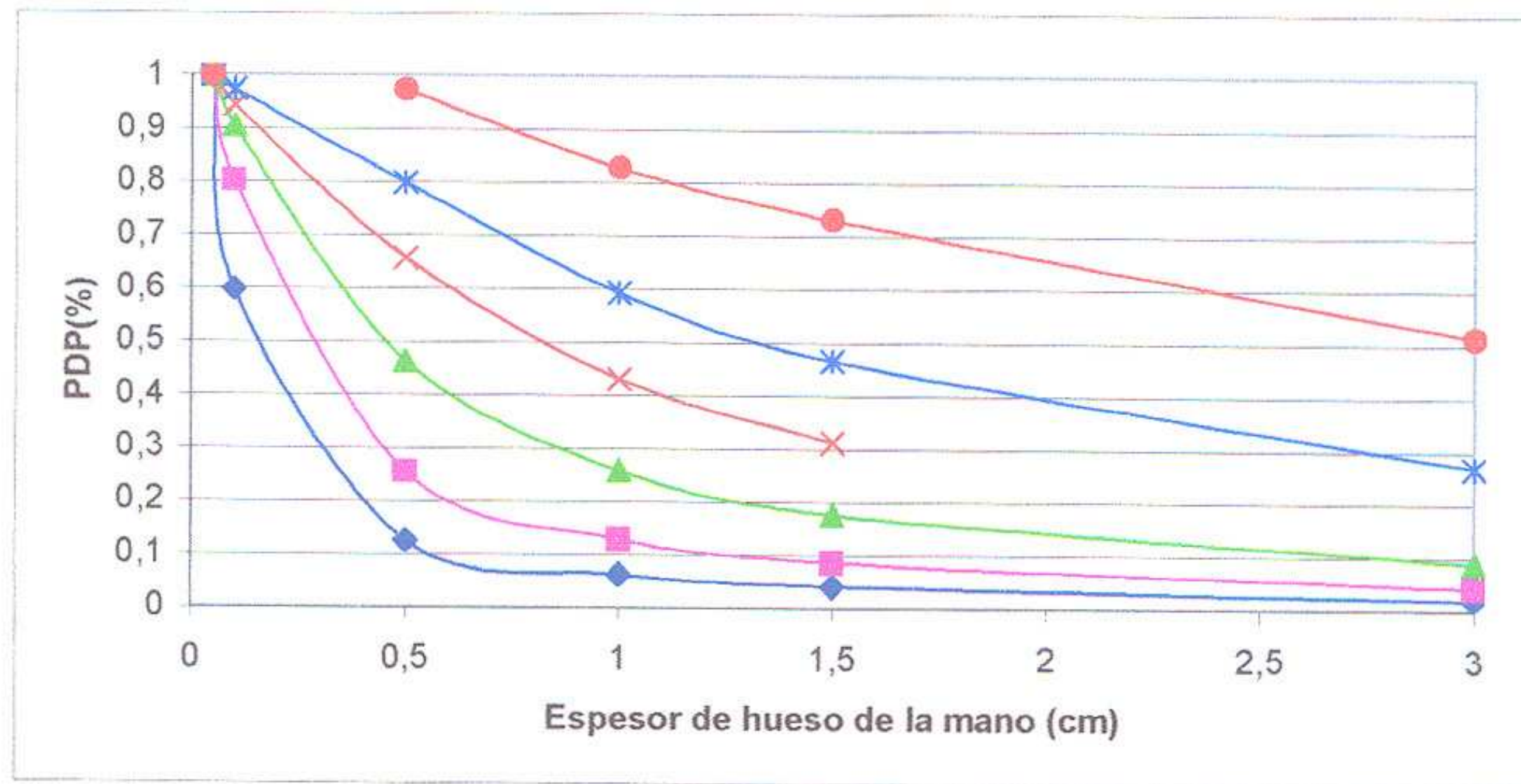
Gráfico 3.6. Fotones/cm² que llegan a la placa a partir de una fuente de un millón de fotones de rayos X que atraviesan tejido óseo y tejido blando de una mano humana para energías en el rango de diagnóstico.



En el Gráfico 3.6 se observa la transmisión fotónica a través de tejido óseo (■) y tejido blando (■), para energías en el rango de radiodiagnóstico. Observamos un mayor contraste en el rango de 20 a 40 keV, el cual va disminuyendo conforme aumenta la energía.

De los gráficos 3.3, 3.4 y 3.5 se tiene que si realizáramos un cálculo con el código MCNP en función de la profundidad en el hueso, obtendríamos el **Gráfico 3.7**, para la distribución de del porcentaje de dosis en profundidad (PDP) en función del espesor de los huesos de la mano:

Gráfica 3.7. Porcentaje de dosis en profundidad en función del espesor de los huesos de la mano, para diferentes energías: 10 (♦), 15 (■), 20 (▲), 25 (x), 30 (*) y 40 (●) keV.

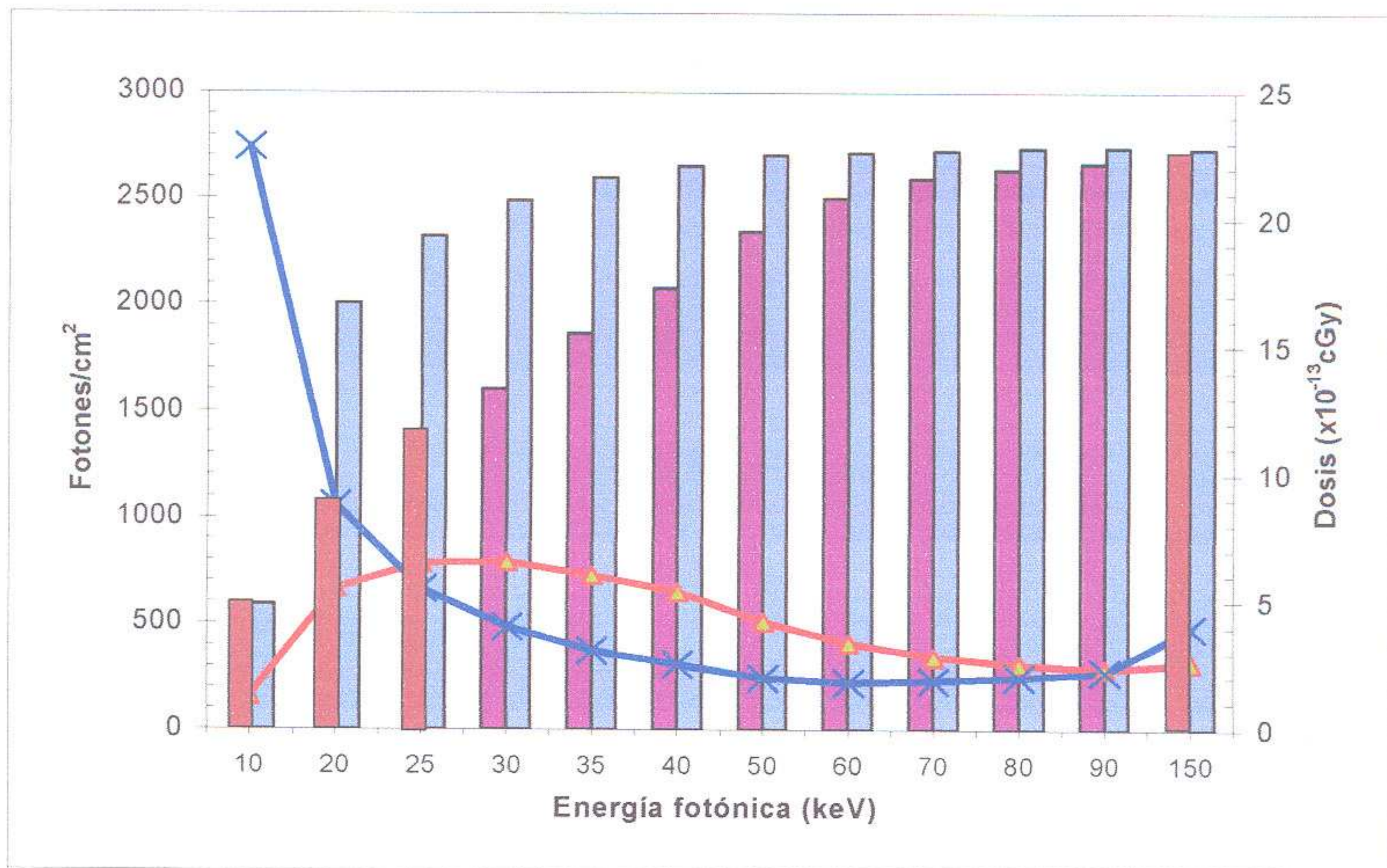


De la cual se concluye que, el código MCNP realiza el cálculo de la dosis integral depositada en los huesos de la mano, para cada energía. Esta dosis integral irá aumentando hasta un valor máximo de energía para el cual se alcance a través completamente el espesor de la mano. Entonces, existirá una energía a partir de la cual podremos empezar a obtener una imagen. Conforme se siga aumentando esta energía umbral de los fotones, éstos lograrán atravesar más fácilmente los diferentes tejidos – tejido óseo y tejido blando-, *y es en este intervalo donde se deberá analizar el contraste de la imagen*. La calidad de la imagen depende del número de fotones y de la diferencia en el número de fotones que atraviesan los tejidos de diferentes densidades para llegar a la placa radiográfica.

En el **Gráfico 3.6** se presentó el número de fotones por centímetro cuadrado que llegan a la placa luego de haber atravesado tejido blando o tejido óseo (hueso) de la mano. Observamos que lograremos obtener un buen contraste en el intervalo de 20 a 40 keV.

En el **Gráfico 3.8**, presentamos la distribución de la dosis en la superficie del tejido blando y en los huesos de la mano y el número de fotones por centímetro cuadrado que llegan a la placa radiográfica en función de la energía.

Gráfica 3.8. Dosis ($\times 10^{-13}$ cGy) en la superficie del tejido blando (X) y en los huesos (Δ) de la mano y fotones por centímetro cuadrado que llegan a la placa radiográfica en función de la energía (keV) de un millón de fotones.



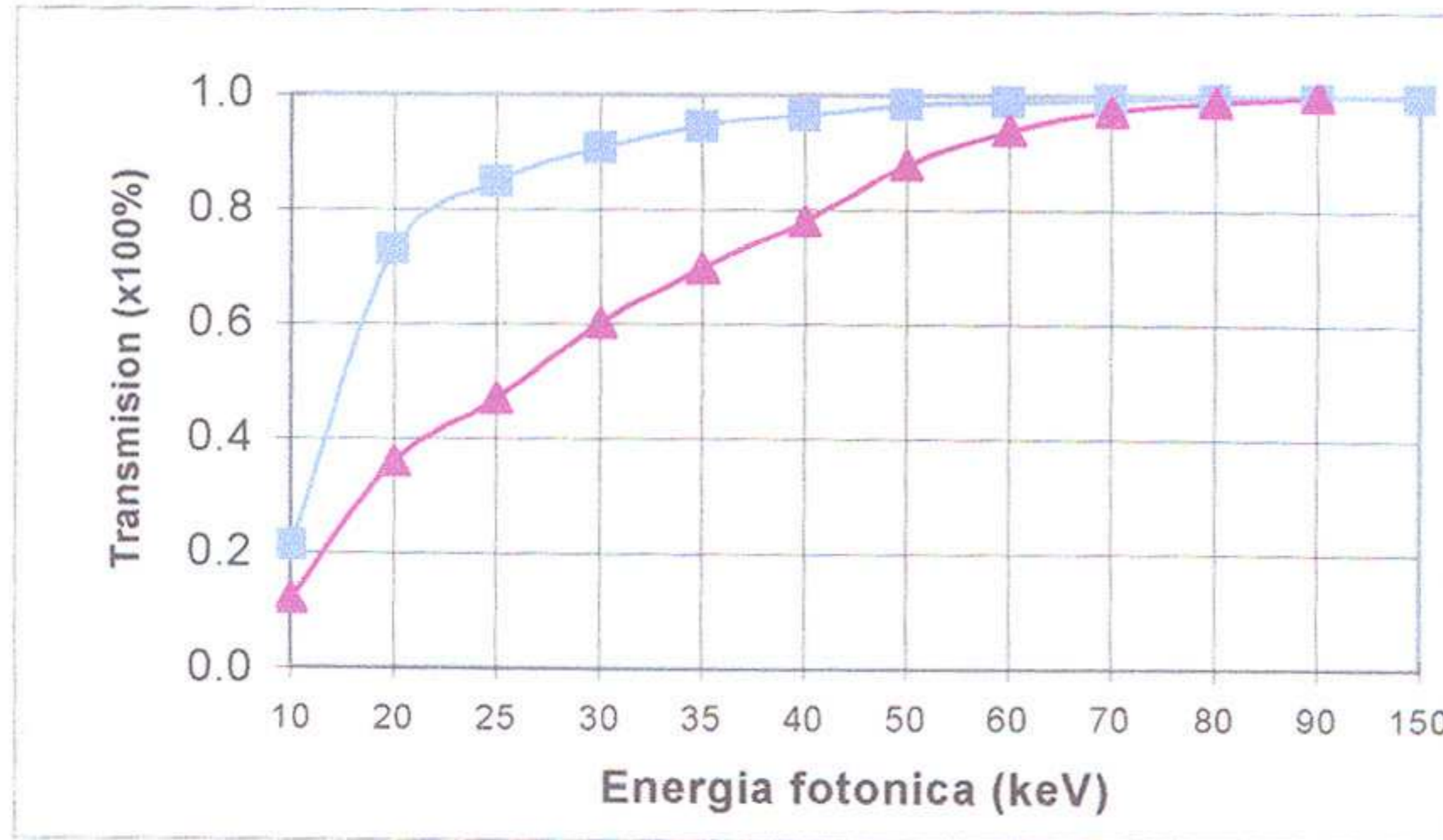
De éste último gráfico se puede concluir que la imagen de una mano humana con mayor contraste se obtendrá para fotones de rayos X de 20 keV de energía.

A partir de los valores observados en el **Gráfico 3.8**, obtuvimos el **Gráfico 3.9**, para el porcentaje de transmisión fotónica del tejido blando y el tejido óseo de la mano humana en función de la energía de los fotones. El contraste de la imagen de la mano humana estará dado por la distancia entre las curvas de transmisión fotónica para tejido blando y tejido óseo para cada energía.

Si la transmisión es muy baja, -por ejemplo, del **Gráfico 3.8**, para 10 keV de energía, donde la diferencia entre número de fotones que atraviesan tejido blando (barras ■) y tejido óseo (barras ■) es mínima-, entonces pocos fotones alcanzaran el receptor de imagen y la dosis de radiación en el tejido blando será alta. Si la transmisión es cercana a la unidad,-ver **Gráfico 3.9** y **Gráfico 3.8** - entonces existirá una pequeña diferencia en la transmisión entre el tejido blando y el tejido óseo, y el contraste en la imagen será pobre. La elección de la energía ideal, exige un compromiso entre los requerimientos de baja dosis y alto contraste.

Del **Gráfico 3.9** podemos anotar que encontraremos el mayor contraste de las imágenes de la mano humana en el intervalo de 20 a 40 keV. El mayor contraste se obtendrá para fotones de 20 keV de energía.

Gráfica 3.9. Porcentaje de transmisión de fotones a través de tejido blando y tejido óseo de la mano en función de la energía



El **Gráfico 3.9**, muestra el porcentaje de transmisión de los fotones a través del tejido blando (■) y el tejido óseo (▲)

En conclusión, analizando los gráficos **3.8** y **3.9**, podemos señalar que la imagen de mayor contraste y menor dosis en hueso de una mano humana se obtendrá para fotones de 40 keV de energía-considerando el efecto de la pantalla intensificadora-, logrando con esto una imagen radiográfica de alta calidad optimizando de esta manera el diagnóstico médico.

3.4. Parte Experimental

3.4.1. Medición de la energía efectiva del equipo

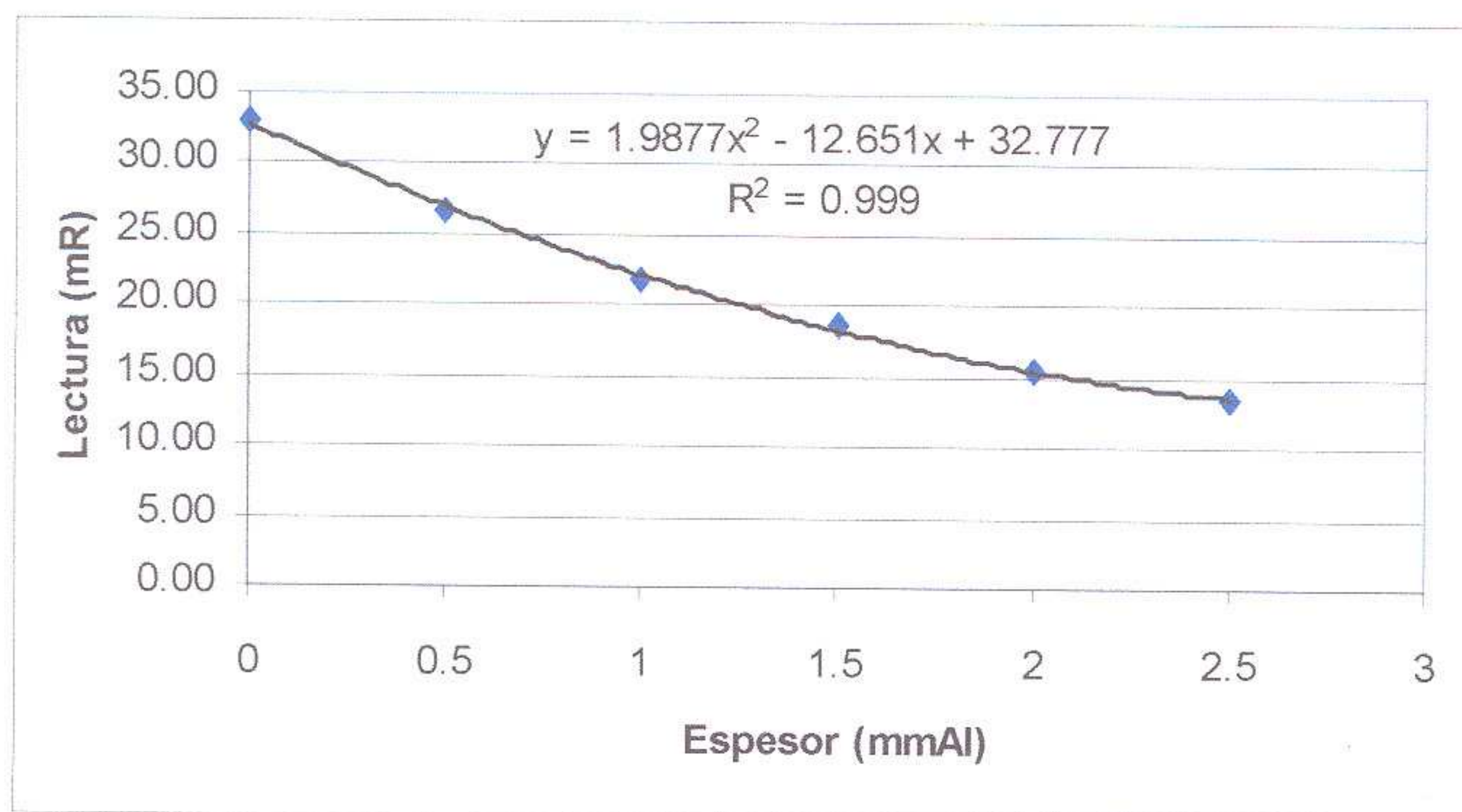
En el proceso de medición para el cálculo de la energía efectiva del equipo de rayos X, se obtuvieron los resultados que se muestran en la **Tabla 3.7**, para el cálculo del HVL.

Tabla 3.7. Lecturas promedio obtenidas para el cálculo del HVL

| Espesor (mmAl) | <Lectura> (mR) |
|-------------------|-------------------|
| 0.0 | 32.97 |
| 0.5 | 26.69 |
| 1.0 | 21.50 |
| 1.5 | 18.29 |
| 2.0 | 15.57 |
| 2.5 | 13.41 |

A partir de la **Tabla 3.7**, levantamos la **Gráfica 3.10**:

Gráfica 3.10. Cálculo del HVL



Resolviendo la ecuación de ajuste: $y = 1.9877x^2 - 12.651x + 32.777$, para $y=16.485$ mR.

Obtenemos que $x=1.793$ mmAl, que viene a ser el valor del HVL para la energía de 70 keV de nuestro equipo de rayos X.

HVL=1.793 mmAl

A partir de la ecuación:

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\frac{\mu}{\rho} (0.1793) \rho$$

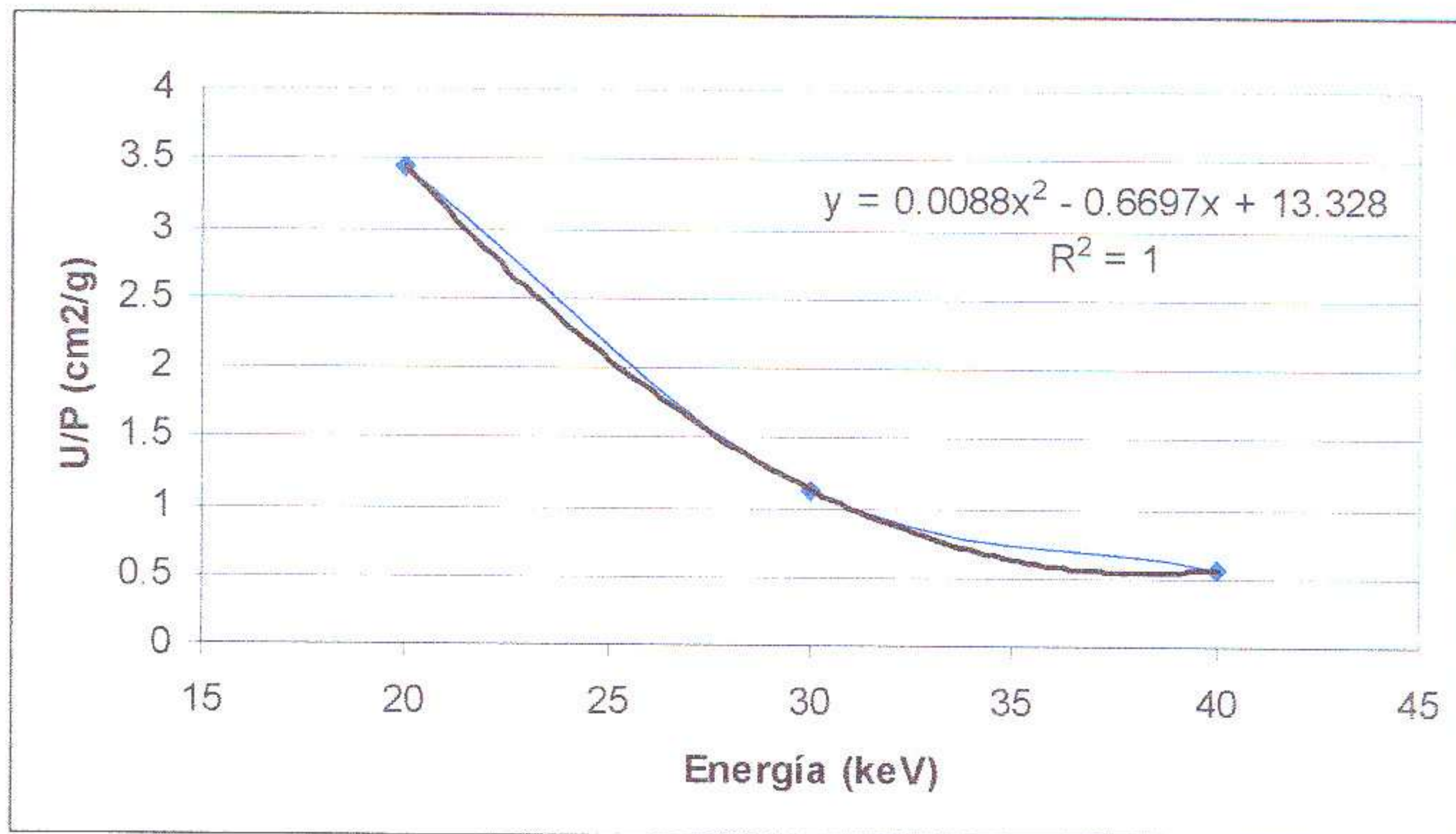
encontramos que el coeficiente de atenuación másico es:

$$\frac{\mu}{\rho} = 1.4318 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$

Realizamos la gráfica de los coeficientes de atenuación en función de la energía para el aluminio:

| Energía (keV) | μ/ρ (cm ² /g) |
|---------------|---------------------------------|
| 20 | 3.441 |
| 30 | 1.128 |
| 40 | 0.5685 |

Gráfica 3.11. Coeficientes de atenuación para diferentes energías



Finalmente calculamos la energía efectiva correspondiente al valor de HVL encontrado, reemplazando su valor en la ecuación de ajuste:

$$E_{\text{efectiva}} = 4.717(1.4318)^2 - 25.876(1.4318) + 53.186 = 25.81 \text{ keV} \approx 26 \text{ keV}$$