



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MANIQUÍ  
PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA”**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
F Í S I C O**

**PRESENTA:**

**CENOBIO CHÁVEZ ARENAS**

**DIRECTOR DE TESIS:**

**M. en C. CÉSAR G. RUIZ TREJO**



**MÉXICO, D.F.**

**2005**

m. 340824



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico o impreso el contenido de mi trabajo recensional.

NOMBRE: Cenobio Chávez Arenas

FECHA: 07-02-05

FIRMA: [Signature]

**ACT. MAURICIO AGUILAR GONZÁLEZ**  
**Jefe de la División de Estudios Profesionales de la**  
**Facultad de Ciencias**  
**Presente**

Comunicamos a usted que hemos revisado el trabajo escrito:  
"Diseño y construcción de un maniquí para Tomografía Computarizada"

realizado por Chávez Arenas Cenobio

con número de cuenta 7922228-2, quien cubrió los créditos de la carrera de: Física.

Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

**A t e n t a m e n t e**

Director de Tesis  
Propietario

M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo

[Signature]

Propietario

Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte

[Signature]

Propietario

Dra. Beatriz Elizabeth Fuentes Madariaga

[Signature]

Suplente

M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano

[Signature]

Suplente

M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

[Signature]

**Consejo Departamental de Física**

[Signature]  
M. EN C. ALICIA ZARZOSA PÉREZ

FACULTAD DE CIENCIAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

*Dedico esta tesis a:*

*Mis padres*

*Cecilia Arenas Rosas*

*Y*

*Daniel Chávez Serralde*

*Por su amor, confianza e inmenso apoyo que me brindan en  
todo momento.*

*Gracias papá,*

*Gracias mamá.*

*A mi hijo:*

*Daniel Alberto Chávez Ramírez*

*Recuerda, como alguna vez me enseñó mi abuelo:*

*El hombre debe trabajar, como si nunca fuera a morir, y  
disfrutar como si fuera el último día de su vida.*

*A ti*

*Jazmín Ramírez González*

*Por el hijo maravilloso que me diste.*

*Sin olvidarlos en ningún momento:*

*Cenobio Arenas Morales †*  
*Micaela Rosas Vidal †*

*Andrés Chávez Galicia †*  
*Petra Serralde Zamora †*

*Fernando Arenas Rosas †*  
*María Luisa Arenas Rosas †*

# AGRADECIMIENTOS

A la UNAM y en particular al IFUNAM.

A mi asesor de tesis M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, por sus enseñanzas, paciencia y apoyo para la realización de este trabajo.

A la Dra. Mercedes Villafuerte Rodríguez, por sus sugerencias, comentarios y el exhaustivo trabajo de revisión de esta tesis, que ha permitido elevar la calidad.

Agradezco a la Dra. Ma. Ester Brandan Síques, por el apoyo brindado a la realización de este trabajo.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, por sus sugerencias y comentarios.

A mis sinodales Dra. Beatriz Fuentes Madariaga, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano y M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, por sus comentarios y sugerencias.

Al Ing. M. A. Veytia y en particular al Sr. Carlos Sánchez por la fabricación y sugerencias al diseño y construcción del maniquí.

Al Dr. Luis Alberto Mora Hernández, del Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI, IMSS por sus enseñanzas y apoyo en la realización de este trabajo.

A los T. R. Jesús Conde y Mario Guerra, del CMN Siglo XXI, IMSS.

Al M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez, del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Al T. R. Tulio César Haro López, del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Agradezco el apoyo al Proyecto DGAPA-UNAM IN101399.

# ÍNDICE

|                |   |
|----------------|---|
| <b>RESUMEN</b> | I |
|----------------|---|

|                     |   |
|---------------------|---|
| <b>INTRODUCCIÓN</b> | i |
|---------------------|---|

## **CAPÍTULO I**

### **Conceptos básicos**

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 1.1   | Señal analógica y señal digital                           | 1  |
| 1.2   | Parámetros que califican una imagen                       | 2  |
| 1.2.1 | Región de interés (ROI)                                   | 2  |
| 1.2.2 | Resolución espacial                                       | 2  |
| 1.2.3 | Nitidez   | 2  |
| 1.2.4 | Contraste   | 3  |
| 1.2.5 | Ruido   | 4  |
| 1.3   | Interacción de la radiación con la materia                | 5  |
| 1.3.1 | Atenuación de los rayos X                                 | 5  |
| 1.3.2 | Coefficiente lineal de atenuación total ( $\mu$ )         | 7  |
| 1.3.3 | Coefficiente másico de atenuación ( $\mu / \rho$ )        | 8  |
| 1.4   | Adquisición de la imagen de TAC                           | 9  |
| 1.4.1 | Sistema binario   | 9  |
| 1.4.2 | Campo de visión   | 9  |
| 1.4.3 | Elemento de imagen o pixel                                | 9  |
| 1.4.4 | Elemento de volumen o voxel                               | 10 |
| 1.4.5 | Matriz  | 10 |
| 1.4.6 | Escala de grises  | 11 |
| 1.4.7 | Cálculo de los números CT                                 | 11 |
| 1.4.8 | Escala de números CT o escala de unidades Hounsfield (UH) | 11 |
| 1.5   | Reconstrucción de la imagen                               | 12 |
| 1.5.1 | Método de retroproyección                                 | 12 |
| 1.5.2 | Método iterativo  | 13 |
| 1.5.3 | Método analítico  | 15 |

## **CAPÍTULO II**

### **Tipos y componentes del equipo de TAC**

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 2.1   | Tipos de TAC                               | 18 |
| 2.1.1 | Primera generación (Traslación / rotación) | 19 |
| 2.1.2 | Segunda generación (Traslación / rotación) | 20 |
| 2.1.3 | Tercera generación (Rotación / rotación)   | 21 |
| 2.1.4 | Cuarta generación (Rotación / rotación)    | 22 |
| 2.1.5 | Quinta generación                          | 22 |
| 2.2   | Componentes de un sistema de TAC           | 23 |
| 2.2.1 | Gantry                                     | 24 |
| 2.2.2 | Tubo de rayos X                            | 26 |

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 2.2.3 Detectores                      | 28 |
| 2.2.4 Sistema de adquisición de datos | 29 |
| 2.2.5 Mesa                            | 30 |

### **CAPÍTULO III**

#### **Diseño y construcción de un maniquí de constancia para TAC**

|  |    |
|--|----|
| 3.1 Tipos de maniqués                                    | 32 |
| 3.2 Metodología para el diseño del maniquí de constancia | 33 |
| 3.3 Aspectos teóricos en el diseño del maniquí           | 33 |
| 3.4 Aspectos prácticos en la construcción del maniquí    | 38 |
| 3.5 Descripción de cada módulo del maniquí               | 40 |
| 3.5.1. Módulo 3  | 40 |
| 3.5.2. Módulo 2  | 41 |
| 3.5.3. Módulo 1  | 43 |

### **CAPÍTULO IV**

#### **Método experimental y resultados**

|   |    |
|---|----|
| 4.1 Método experimental   | 47 |
| 4.1.1 Hospitales  | 47 |
| 4.1.2 Personal  | 47 |
| 4.1.3 Equipos de TAC bajo estudio   | 47 |
| 4.1.4 Equipo para el control de calidad   | 47 |
| 4.1.5 Procedimientos  | 48 |
| 4.2 Resultados. Hospital A  | 48 |
| 4.2.1 Calibración del número CT (Prueba 9.1.1 NOM)                                    | 48 |
| 4.2.2 Constancia del número CT (Prueba 9.1.2 NOM)                                     | 49 |
| 4.2.3 Uniformidad del número CT (Prueba 9.1.3 NOM)                                    | 49 |
| 4.2.4 Dependencia del número CT del espesor de corte<br>(Prueba 9.1.4. NOM)           | 50 |
| 4.2.5 Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción<br>(Prueba 9.1.6 NOM) | 50 |
| 4.2.6 Resolución de alto contraste (Prueba 9.1.8 NOM)                                 | 51 |
| 4.2.7 Verificación de distancia entre dos puntos                                      | 51 |
| 4.2.8 Relación entre UH y material atenuador  | 52 |
| 4.3 Resultados. Hospital B  | 53 |
| 4.3.1 Calibración del número CT (Prueba 9.1.1 NOM)                                    | 54 |
| 4.3.2 Constancia del número CT (Prueba 9.1.2 NOM)                                     | 54 |
| 4.3.3 Uniformidad del número CT (Prueba 9.1.3 NOM)                                    | 55 |
| 4.3.4 Dependencia del número CT del espesor de corte<br>(Prueba 9.1.4. NOM)           | 55 |
| 4.3.5 Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción<br>(Prueba 9.1.6 NOM) | 56 |
| 4.3.6 Resolución de alto contraste (Prueba 9.1.8 NOM)                                 | 56 |
| 4.3.7 Verificación de distancia entre dos puntos                                      | 57 |
| 4.3.8 Relación entre UH y material atenuador  | 57 |

## **CAPÍTULO V**

### **Discusión de los resultados y conclusiones**

|   |    |
|---|----|
| 5.1 Discusión del diseño y construcción del maniquí         | 59 |
| 5.2 Discusión de los resultados obtenidos en los tomógrafos | 61 |
| 5.3 Conclusiones  | 65 |

|                     |    |
|---------------------|----|
| <b>BIBLIOGRAFÍA</b> | 68 |
|---------------------|----|

### **APÉNDICE A.**

**NOM-158-SSA1-1996. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X**

### **APÉNDICE B**

**Protocolos y hojas de registro**

# RESUMEN

El objetivo de este trabajo consiste en diseñar y construir un maniquí que permita realizar las pruebas de control de calidad que garantizan el buen funcionamiento de un equipo de tomografía computarizada (TAC), tal como se establece en la Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996 "Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X", donde también se especifica la frecuencia de cada prueba.

Algunas de estas pruebas requieren, para su realización, el uso de un maniquí, dispositivo que simula la presencia de un paciente. Cada sistema de TAC debe contar con un maniquí, proporcionado por el fabricante, aunque generalmente estos maniquíes sólo sirven para desarrollar un par del total de las pruebas requeridas. Por ello se diseñó y construyó en los Talleres del Instituto de Física de la UNAM, un maniquí de constancia, utilizado para verificar que el valor de un parámetro específico de operación o desempeño del equipo, permanece inalterado a través del tiempo.

Para el diseño se estudiaron diferentes reportes, entre ellos los publicados por la American Association of Physicists in Medicine (AAPM, reportes 1 y 39) y para determinar los materiales que se utilizarían se recurrió a las tablas de coeficientes másicos de atenuación emitidas por el National Institute of Standards and Technology [NIST]. Al no conseguirse el total de los valores de los coeficientes para los materiales de interés, se recurrió a la medición directa, en un equipo de TAC, de las unidades Hounsfield correspondientes a estos materiales. Seleccionados los materiales y la estructura modular del maniquí se procedió a su fabricación.

El maniquí consta de tres módulos: dos cilindros huecos de lucita que contienen agua y aire, respectivamente, y un tercer cilindro sólido, también de lucita, con perforaciones cilíndricas de distintos diámetros y en diferentes posiciones. Estos cilindros se pueden unir, para formar una sola unidad, montándolos sobre una plataforma de lucita, en la que en cada uno de sus bordes existe un nivel.

Cada módulo sirve para evaluar algunas de las pruebas indicadas en la NOM-158-SSA1-1996, donde se utiliza el maniquí y son: calibración del número CT, constancia del número CT, uniformidad del número CT, dependencia del número CT del espesor de corte, dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción, resolución de alto contraste. Faltando por evaluar espesor de corte, resolución de bajo contraste y dependencia del número CT del tamaño del maniquí.

Mientras se construía el maniquí, se elaboraron los protocolos para evaluar cada una de las pruebas que se pueden realizar con él.

Con el maniquí ya construido se evaluaron dos equipos de TAC, de acuerdo con la NOM-158-SSA1-1996, con el fin de conocer su funcionamiento; para ello, se estudiaron sus características y se observaron los problemas que presentaban durante su operación. Se realizaron además dos pruebas que se pueden realizar con el maniquí, y que no están incluidas en la NOM: a) verificación de la distancia

entre dos puntos y b) relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador.

Estos equipos pertenecen a dos hospitales públicos del D. F. El primero, un Tomógrafo Siemens Somatom AR de tercera generación, y el segundo, un Tomógrafo General Electric HiSpeedCT/i SYS = CT01 de cuarta generación.

Los resultados muestran que mientras uno de ellos cumple con todas las especificaciones exigidas en cada prueba el otro no cumple con todas las especificaciones establecidas en la NOM-158-SSA1-1996.

# INTRODUCCIÓN

La Tomografía Computarizada (TAC) es un método de exploración radiológica, que se diferencia fundamentalmente del método convencional de examen por rayos X, por la manera como se forma la imagen. La formación de la imagen de TAC es un proceso que se desarrolla en varias etapas.

Una radiografía convencional siempre produce una imagen bidimensional de cualquier objeto tridimensional en un plano perpendicular al eje del haz de rayos X. En las radiografías convencionales, las imágenes de las estructuras que se encuentren en diferentes planos perpendiculares al haz de rayos X, aparecen necesariamente sobrepuestas, aunque éstas se encuentren a diferentes profundidades, no pudiéndose, en muchos casos, detectar anomalías. La TAC, aunque produce imágenes bidimensionales, evita el efecto de superposición proporcionando imágenes tomográficas (de cortes axiales) en la región de interés.

Un equipo convencional de TAC consta de un tubo de rayos X que gira alrededor del paciente, emitiendo durante este giro un haz de rayos X en forma de abanico. Cada uno de estos haces se transmite a través del cuerpo del paciente, siendo atenuados durante este trayecto, de acuerdo con el espesor, la densidad y el número atómico de los materiales que atraviesa. Al salir del paciente, los rayos X que logran transmitirse, son registrados por detectores, que se encuentran en una estructura semicircular llamada *Gantry*, en posición diametralmente opuesta al tubo de rayos X. Esta radiación es convertida en señales eléctricas, enviándose a una computadora que se encargará, por métodos matemáticos, de reconstruir la imagen del corte seleccionado, así como su despliegue en el monitor.

La TAC proporciona imágenes de tejidos suaves con un alto contraste, lo que no puede ser logrado con una radiografía convencional.

La invención de este método corresponde a un ingeniero británico graduado en *Faraday House Electrical Engineering College* de Londres, *Sir Godfrey Hounsfield* (1919), quien gracias a esta invención, recibió el Premio Nóbel de medicina y fisiología en 1972. Este premio lo compartió con el físico sudafricano de la Universidad del Cabo, *Allen Cormack*, quien hizo su contribución al diseñar un sistema capaz de realizar la medición de los coeficientes de atenuación de los tejidos humanos.

El primer tomógrafo fue instalado, en 1971, en un anexo del Departamento de Radiología del *Hospital Atkinson Morley*, en *Wimbledon Inglaterra*, y se obtuvo la primera imagen humana en octubre de ese mismo año. Sus excelentes resultados, permitieron su rápida difusión. Ya en 1974, los equipos de TAC fueron una realidad en los grandes hospitales del primer mundo y numerosas empresas se dedicaban a la investigación y fabricación de éstos. A nuestro país llega el primer tomógrafo en el año de 1979.

Hasta 1989 los tomógrafos poseían un sistema de adquisición de imágenes secuencial, pero en ese año dos empresas: *Toshiba* y *Siemens*, en forma

prácticamente paralela, revolucionaron el mercado con el avance más significativo desde la invención del tomógrafo, la TAC helicoidal, consistente en la adquisición volumétrica de imágenes, método que permitió hacer exámenes de forma más rápida, con mejor resolución espacial, mejorando la calidad de las reconstrucciones en 2D y 3D, y a fines de 1994 llegan los primeros TAC helicoidales a nuestro país.

Actualmente, se cuenta con TAC helicoidales multicorte, los cuales generan, dependiendo del modelo, de dos a dieciocho cortes en forma simultánea, según el número de tubos de rayos X y arcos de detectores que posean.

En la actualidad, existen alrededor de 300 equipos de TAC funcionando, en el país, de los cuales la mayoría son de tercera y cuarta generación, introduciéndose en los últimos años los tomógrafos helicoidales multicorte.

En México, es interés de la Secretaría de Salud, a través de la NOM-158-SSA1-1996, que cada equipo de TAC esté sometido a un programa de control de calidad, con el fin de garantizar su correcto funcionamiento. Para esto, se requiere de dispositivos y materiales apropiados para efectuar esta evaluación. Estos dispositivos son los maniqués, que pueden ser acreditados o de constancia. Los acreditados son aquellos que son reconocidos por un organismo o institución como maniqués que poseen la calidad exigida por éstos, en todas y cada una de sus componentes, lo que permite que todos estos maniqués respondan en forma similar cuando son irradiados en las mismas condiciones. Los de constancia son aquellos que sirven para verificar que el comportamiento de diferentes parámetros de un equipo permanece inalterado a través del tiempo, y no necesariamente son acreditados.

La necesidad de construir un maniqué, como el que nos ocupa, en esta tesis, radica fundamentalmente en el incremento considerable de estudios de radiodiagnóstico que emplean equipos de tomografía. Para que estos estudios alcancen el valor que deben, se requiere obtener imágenes de alta calidad que faciliten al médico radiólogo emitir un diagnóstico acertado. Por ello, es necesario verificar que los equipos de tomografía computarizada y sus equipos periféricos funcionen adecuadamente.

Adicionalmente, conviene que un maniqué sea de bajo costo para que en un futuro, los hospitales que así lo requieran, cuenten con este tipo de maniqués que les permitirán implantar protocolos de control de calidad de manera rutinaria. Los problemas de los maniqués acreditados en Estados Unidos o Europa son su alto costo y la dificultad para importarlos a nuestro país, ya que son fabricados en el extranjero.

Esta tesis tiene como objetivos:

- Diseñar y construir, en el Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM), un maniqué de bajo costo hecho con materiales que se encuentren en el país y que sirva para evaluar las condiciones de funcionamiento de equipos de tomografía computarizada. Esta evaluación debe incluir las pruebas de control de calidad establecidas en la NOM-158-SSA1-1996, como son: calibración del número CT, constancia del número CT, uniformidad del

número CT, dependencia del número CT del espesor de corte, dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción, resolución de bajo contraste, resolución de alto contraste.

- Realizar las pruebas indicadas en el objetivo anterior en dos equipos pertenecientes a dos Hospitales Públicos del Distrito Federal.

En el presente trabajo se revisan los siguientes temas: conceptos fundamentales relacionados con la tomografía, sus principios, evolución de diseño (generaciones), diseño y construcción del maniquí, resultados de la evaluación en dos equipos y las conclusiones de este trabajo. A continuación se hace una descripción de cada capítulo.

En el primer capítulo se mencionan los parámetros que califican la calidad de una imagen, la interacción de la radiación con la materia y los conceptos básicos relacionados con la TAC.

En el segundo capítulo se describen los tipos y componentes del equipo de TAC, tales como el *Gantry*, el sistema de adquisición de datos y la mesa.

El tercer capítulo hace referencia al diseño y construcción del maniquí de constancia elaborado en el IFUNAM.

En el capítulo cuarto, se presenta el método experimental y los resultados de la evaluación del funcionamiento de dos equipos de TAC pertenecientes a dos hospitales del Distrito Federal, haciendo uso del maniquí.

En el capítulo quinto se presenta el análisis de los resultados de la evaluación de los equipos, y las conclusiones del presente trabajo.

Finalmente se presentan dos apéndices, en el primero se hace referencia a lo establecido en la NOM-158-SSAI-1996 y en el segundo a los protocolos usados para efectuar la evaluación de los equipos de tomografía.

# CAPÍTULO I

## Conceptos básicos

Los temas tratados en este capítulo se basan en los textos que aparecen en la bibliografía [Bu-94], [Kh-94], [Sp-87] y [Ru-91].

### 1.1 Señal analógica y señal digital

Para representar cualquier tipo de información, ésta se suele codificar de la manera más sencilla y directa, dependiendo del uso que se le vaya a dar. En principio, en electrónica, la información se transmite a través de señales que pueden ser analógicas o digitales.

Un sistema eléctrico de procesamiento de señales utiliza transductores en los extremos correspondientes al generador de señal y al de exhibición del sistema. La función del transductor será transformar energía sonora, lumínica o calorífica en forma eléctrica y viceversa.

La información contenida en una señal eléctrica viene representada por un código, éste puede estar relacionado con la amplitud de la señal, puede depender de su frecuencia o de cualquier otra función dependiente del tiempo. Para transportar información, se utilizan dos clases de código: el analógico y el digital.

Si se relacionan directamente valores instantáneos de una característica de la señal codificada con los de la señal original, el sistema utiliza un código analógico.

Una señal digital puede utilizar, para transportar información, el número, la duración o la frecuencia de pulsos.

La información en forma digital se puede procesar, almacenar, comunicar y presentar con facilidad, en forma indestructible y sin errores. La existencia de dispositivos de bajo costo para el manejo de datos digitales ofrece muchas ventajas para la aplicación de técnicas digitales a la medición, la manipulación y el control de variables del mundo real, tales como voltajes, velocidades, presiones, flujos y temperaturas. Esas variables se pueden traducir a la forma eléctrica- voltaica, de corriente o de impedancia. Para comunicarse con el mundo digital esas variables se deben convertir a la forma digital. A su vez los datos regresan a menudo a la forma analógica para la presentación o el control de variables del mundo real.

Durante este estudio se trabajará con un sistema de rayos X, que genera la imagen tomográfica, que es de nuestro interés, a través de la producción de señales digitales, las cuales nos permitirán observar las señales producidas en los detectores reconstruyéndolas mediante un algoritmo matemático en una computadora, como una imagen en un monitor. Esta imagen es la que debemos analizar.

## 1.2 Parámetros que califican a una imagen

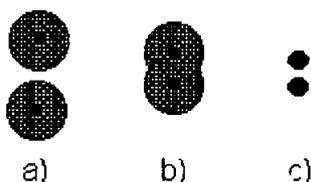
En toda imagen se deben cuidar varios parámetros para obtener una imagen de calidad. Algunos de ellos son: resolución espacial, nitidez, contraste y ruido, mismos que se definen más adelante.

### 1.2.1 Región de interés (ROI)

Los equipos de TAC pueden seleccionar en el monitor una región determinada en una imagen. Esta es llamada región de interés (ROI).

### 1.2.2 Resolución espacial

La resolución espacial de un sistema consiste en su capacidad de distinguir en una imagen dos objetos pequeños y cercanos como dos entidades ajenas entre sí. A mayor poder de resolución espacial se pueden colocar más cerca dichos objetos sin que sus imágenes se traslapen, figura 1.1.



- a) Imágenes de puntos pobremente definidas se resuelven si los puntos están bastante alejados.
- b) Con puntos menos separados, las imágenes no se resuelven.
- c) Con la misma separación que en b), las imágenes de los mismos puntos se resuelven si su definición es mayor.

Fig. 1.1. Resolución espacial [Bu-94].

La resolución está influenciada por el desempeño del equipo de rayos X, el movimiento del paciente y el comportamiento del receptor de la imagen.

### 1.2.3 Nitidez

La nitidez es la capacidad de un sistema de delinear un borde, figura 1.2.

Un sistema de obtención de imágenes puede ser capaz de registrar bordes bien delineados, pero puede ser incapaz de distinguir los detalles finos de la imagen. Algún otro sistema proporcionará bordes no bien delimitados, pero en cambio puede dar información acerca de los detalles pequeños de la imagen. Como puede observarse, la nitidez y la resolución están íntimamente ligadas a la apreciación que se puede tener en una imagen.

Puede presentarse la falta de nitidez por movimiento. Esta se debe principalmente a movimientos del paciente o de los órganos y tejidos del cuerpo. Los movimientos o

vibraciones del equipo también pueden jugar un papel relevante en este fenómeno.

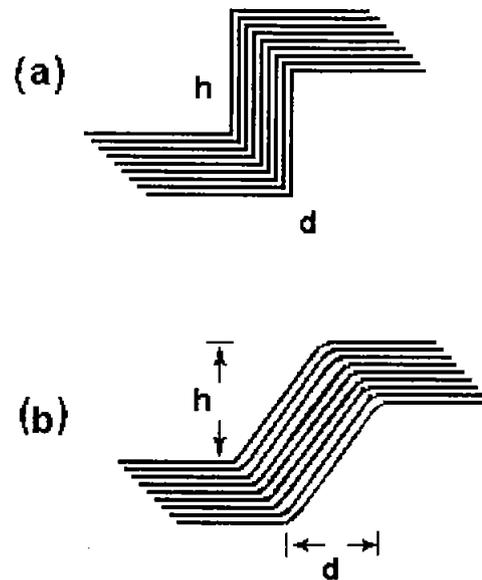


Fig. 1.2. Nitidez de un sistema [Bu-94].

En una tomografía la falta de nitidez por movimiento se puede reducir disminuyendo el tiempo de exposición e incrementando la eficiencia de la producción de los rayos X.

#### 1.2.4 Contraste

Contraste significa diferencia. En una imagen desplegada en un monitor, el contraste se presenta en los tonos de gris o en la brillantez de regiones cercanas entre sí. El contraste es una de las características más importantes de una imagen. Un objeto dentro del cuerpo será visible en una imagen radiográfica solamente si presenta el contraste suficiente con respecto al tejido que lo rodea. Sin embargo, si una imagen está demasiado contrastada generalmente no es útil y, en la mayoría de los casos, es indeseable, ver fig. 1.3.

En una imagen radiográfica el contraste puede ser expresado como:

$$C = |TG_2 - TG_1| \quad \text{o alternativamente} \quad C = |TG_2 - TG_1 / TG_1| \quad (1)$$

En que  $TG_1$  = Tono de gris o brillantez del medio que rodea al objeto

y  $TG_2$  = Tono de gris o brillantez del objeto bajo estudio.

El contraste físico de un objeto puede representar una o varias diferencias en las características de los tejidos (densidad, número atómico, composición, espesor, etc.) y el que se observa en una imagen dependerá de una serie de fenómenos, que son influenciados por el desempeño del equipo de rayos X, por la composición de los diferentes tejidos, la sensibilidad del receptor de la imagen, etc.

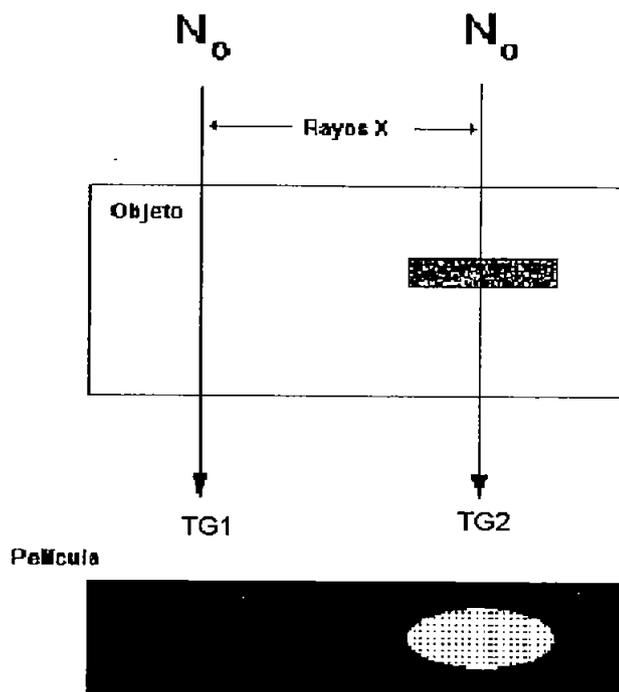


Fig. 1.3. Contraste. En una imagen desplegada en un monitor el contraste se presenta en los tonos de gris o en la brillantez de regiones cercanas entre sí [Bu-94].

### 1.2.5 Ruido

Es deseable que el tono de gris o brillantez en una imagen sean uniformes, excepto donde varían con objeto de formar una imagen. Sin embargo existen diversos factores que tienden a producir variaciones en estos parámetros aún cuando no exista algún detalle en la imagen. Esta variación es generalmente aleatoria y no sigue un patrón particular, lo que reduce la calidad de la imagen. Esta reducción es mucho más significativa cuando el objeto del que se obtiene la imagen es pequeño y tiene asociado un contraste relativamente bajo, lo que puede conducir a que el objeto, incluso, no pueda ser visualizado. Esta variación indeseable, ya sea en el tono de gris o en la brillantez, se denomina ruido. Todas las imágenes, incluyendo las que observamos en un monitor como es el caso en tomografía, presentan un cierto grado de ruido, el cual se debe principalmente a efectos cuánticos producidos inicialmente durante la emisión de los rayos X (densidad de fotones).

La naturaleza estadística de un haz de rayos X, es generada en el tubo de rayos X. Los rayos X producidos en su mayoría son absorbidos o dispersados por el paciente, y sólo algunos pasan a través de él, siendo captados por los detectores. Entonces, el ruido cuántico es una variación en el número de rayos X absorbidos por los detectores. De modo que al aumentar el número de rayos X, el ruido también aumenta, aunque en proporción el ruido disminuye con respecto al número de rayos X detectados.

En tomografía el médico efectúa su diagnóstico observando la imagen digital mostrada en el monitor. Esta imagen debe presentar la resolución espacial, la

nitidez y el contraste óptimos. Al mismo tiempo debe contener el menor ruido posible. Todo ello con el objeto de que la imagen tenga la calidad adecuada para que el médico radiólogo esté en posibilidad de emitir un diagnóstico acertado.

### 1.3 Interacción de la radiación con materia

Intensidad y energía son los parámetros que expresan las características de un haz de rayos X. Intensidad se refiere al número de fotones en un haz por unidad de área y la energía está íntimamente relacionada con el poder de penetración de este haz.

#### 1.3.1 Atenuación de los rayos X

Cuando un rayo X incide sobre algún material no existe manera de saber qué tan lejos llegará antes de sufrir una interacción y de qué tipo la experimentará.

Si se observa lo que ocurre con un haz de rayos X, que atraviesa un material de espesor unitario (1 cm), tal como se muestra en la figura 1.4, se verá que algunos rayos X interaccionan con el material y que otros pasan a través de él.

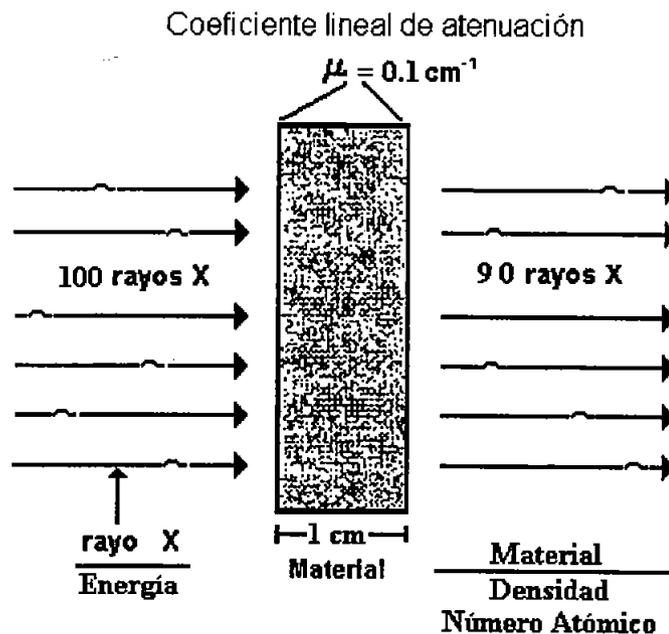


Fig. 1.4. Proceso de atenuación depende de la energía de los rayos X, de la densidad del material y de su número atómico [Sp-87].

Las interacciones que experimentan los rayos X en el intervalo de energías para tomografía, ya sean por efecto fotoeléctrico o Compton, hacen que algunos rayos X sean absorbidos dentro del material y que otros sean desviados con respecto a la dirección del haz original, ambos procesos dan lugar a lo que se conoce como atenuación. Bajo condiciones específicas, el porcentaje de los rayos X que inciden en un material, interacciona, es decir el haz se atenúa en ese porcentaje.

nitidez y el contraste óptimos. Al mismo tiempo debe contener el menor ruido posible. Todo ello con el objeto de que la imagen tenga la calidad adecuada para que el médico radiólogo esté en posibilidad de emitir un diagnóstico acertado.

### 1.3 Interacción de la radiación con materia

Intensidad y energía son los parámetros que expresan las características de un haz de rayos X. Intensidad se refiere al número de fotones en un haz por unidad de área y la energía está íntimamente relacionada con el poder de penetración de este haz.

#### 1.3.1 Atenuación de los rayos X

Cuando un rayo X incide sobre algún material no existe manera de saber qué tan lejos llegará antes de sufrir una interacción y de qué tipo la experimentará.

Si se observa lo que ocurre con un haz de rayos X, que atraviesa un material de espesor unitario (1 cm), tal como se muestra en la figura 1.4, se verá que algunos rayos X interaccionan con el material y que otros pasan a través de él.

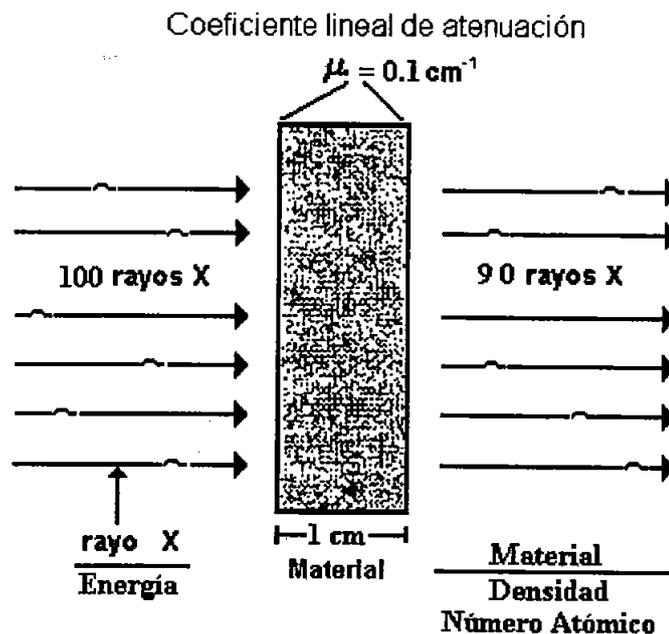


Fig. 1.4. Proceso de atenuación depende de la energía de los rayos X, de la densidad del material y de su número atómico [Sp-87].

Las interacciones que experimentan los rayos X en el intervalo de energías para tomografía, ya sean por efecto fotoeléctrico o Compton, hacen que algunos rayos X sean absorbidos dentro del material y que otros sean desviados con respecto a la dirección del haz original, ambos procesos dan lugar a lo que se conoce como atenuación. Bajo condiciones específicas, el porcentaje de los rayos X que inciden en un material, interacciona, es decir el haz se atenúa en ese porcentaje.

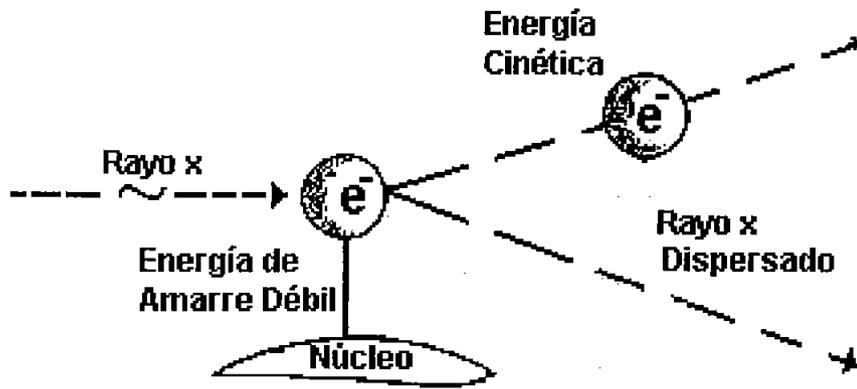


Fig.1.6. Efecto Compton. Es una interacción en que sólo parte de la energía del fotón es absorbida, resultando un fotón de menor energía y desviado con respecto a la dirección que tenía el fotón original [Sp-87].

En un estudio de radiodiagnóstico, como es la tomografía, el cuerpo del paciente es el principal dispersor de la radiación, teniendo consecuencias no deseables. En primer lugar, la radiación dispersa después de múltiples interacciones continúa su camino aproximadamente en la misma dirección que el haz primario de rayos X, y alcanza al receptor de la imagen, disminuyendo la calidad de ésta, y en segundo, el paciente se convierte en la causa principal de irradiación al personal que efectúa el estudio.

### 1.3.2 Coeficiente lineal de atenuación total ( $\mu$ )

El coeficiente lineal de atenuación total ( $\mu$ ) es la probabilidad de que un haz de rayos X interactúe con el medio irradiado, por unidad de longitud recorrida en el material.

Por ejemplo, en la figura 1.4, si se tuviera un material cuyo coeficiente de atenuación lineal fuera  $\mu = 0.1 \text{ cm}^{-1}$ , significa, que al atravesar un espesor de 1 cm de este material, en promedio, el 10% de los rayos X que componen al haz de radiación interactuarán con la materia.

Los valores del coeficiente lineal de atenuación indican la tasa a la cual los rayos X interactúan cuando éstos pasan a través de un material, y están relacionados inversamente con la distancia promedio que los rayos X viajan antes de interactuar.

El valor del coeficiente lineal de atenuación depende de la energía de los rayos X, del número atómico y la densidad del material.

La atenuación es un proceso que sigue una ley del tipo exponencial. Un haz colimado de rayos X cuya intensidad inicial es  $I_0$ , después de atravesar un material de espesor  $x$  conservará una intensidad  $I$  de fotones que no interactuaron, expresada por la ecuación:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

Esta expresión es válida sólo cuando se tienen condiciones de buena geometría (también conocida como de haz angosto); es decir, el haz de radiación incidente está colimado, es monoenergético y la fuente debe estar lo más alejada posible del detector y también debe estar colimado. El material absorbedor se coloca a la mitad de la distancia fuente-detector y debe ser lo suficientemente delgado, de tal manera que la probabilidad de que un rayo X, ya dispersado dentro del material tenga una segunda interacción con el absorbedor sea despreciable, además de no existir ningún dispersor en la vecindad del detector. Es decir, se pretende evitar que cualquier rayo X dispersado llegue al sistema de detección.

### 1.3.3 Coeficiente másico de atenuación ( $\mu / \rho$ )

Este coeficiente es simplemente el resultado de dividir el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad del material atenuador. El coeficiente másico de atenuación  $\mu/\rho$  tiene unidades  $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$ . Al utilizar este coeficiente en la ecuación (2) debe cuidarse de usar el espesor másico ( $\chi$ ) del material atenuador, el cual tiene unidades de  $\text{g cm}^{-2}$ ; éste se obtiene multiplicando el espesor por la densidad del material, quedando:

$$I(x) = I_0 e^{-(\mu/\rho) \chi} \quad (3)$$

En la figura 1.7 se observan algunos valores del coeficiente másico de atenuación para algunos materiales, en función de la energía de los rayos X que inciden sobre el material.

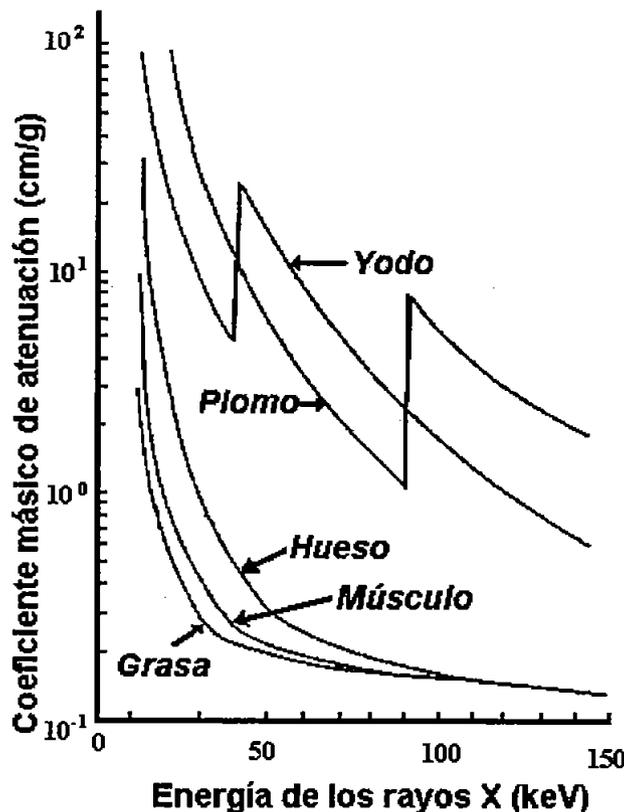


Fig.1.7. Coeficiente másico de atenuación para algunos materiales, en función de la energía de los rayos X incidentes [Sp-87].

## 1.4 Adquisición de la imagen en TAC

Para la adquisición de una imagen digital se debe tener conocimiento de los siguientes conceptos.

### 1.4.1 Sistema binario

Las computadoras usan un sistema binario. A un bit (dígito binario) se le pueden asignar dos valores discretos 0, ó 1.

Un bit puede representar dos valores, o dos niveles de gris, que corresponden al negro blanco.

Con  $n$  bits se pueden codificar  $2^n$  valores, o niveles de gris.

8 bits = 1 Byte; 2 Bytes = 1 palabra (16 bits).

Un total de 256 niveles de gris ( $2^8$ ) están codificados por sólo un byte (8 bits).

Un total de 4096 niveles de gris ( $2^{12}$ ) son codificados por 12 bits.

### 1.4.2 Campo de visión

Se define como campo de visión (*field of view*) a la dimensión del área explorada, es decir, el área completa del plano bidimensional transversal al eje del paciente. Esto se aprecia en la figura 1.8.

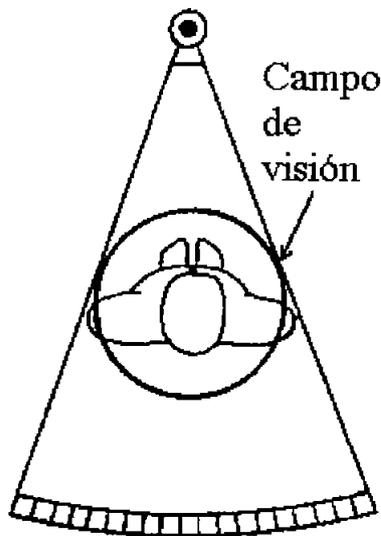


Fig. 1.8. Campo de visión [Sp-87].

### 1.4.3 Elemento de imagen o pixel

Cada elemento en que se divide el campo de visión, es conocido como pixel (abreviación de *picture element*).

#### 1.4.4 Elemento de volumen o *voxel*

El volumen formado por el pixel como superficie bidimensional y el espesor del estrato o rebanada, como tercera dimensión, se define, como el elemento de volumen o *voxel*. Este es considerado como el volumen más pequeño que absorbe la radiación aplicada.

#### 1.4.5 Matriz

Una matriz es un arreglo de filas y columnas en las que se divide el campo de visión. Se tiene una matriz de números en la que cada número representa el valor de la imagen en esa ubicación. De esta forma, el propósito básico de los algoritmos de reconstrucción tomográfica del equipo de TAC es calcular el valor numérico que se asignará a cada elemento de la matriz, correspondiendo al promedio de los valores de los coeficientes de atenuación de los materiales contenidos en ese elemento.

Para un mismo campo de visión, entre más grande sea la matriz, se podrá tener una imagen mucho más detallada y con mayor información para el diagnóstico, siempre y cuando se aumente la exposición al paciente y, por tanto, la dosis que se le imparta.

La rebanada o corte bajo estudio del paciente se puede representar con una matriz bidimensional compuesta por  $m \times n$  pixeles. El valor asignado a cada pixel representa el promedio de los coeficientes lineales de atenuación contenidos en un elemento de volumen (*voxel*) definido por el pixel y el grosor del corte en la dirección Z.

Todos estos conceptos se representan en la figura 1.9.

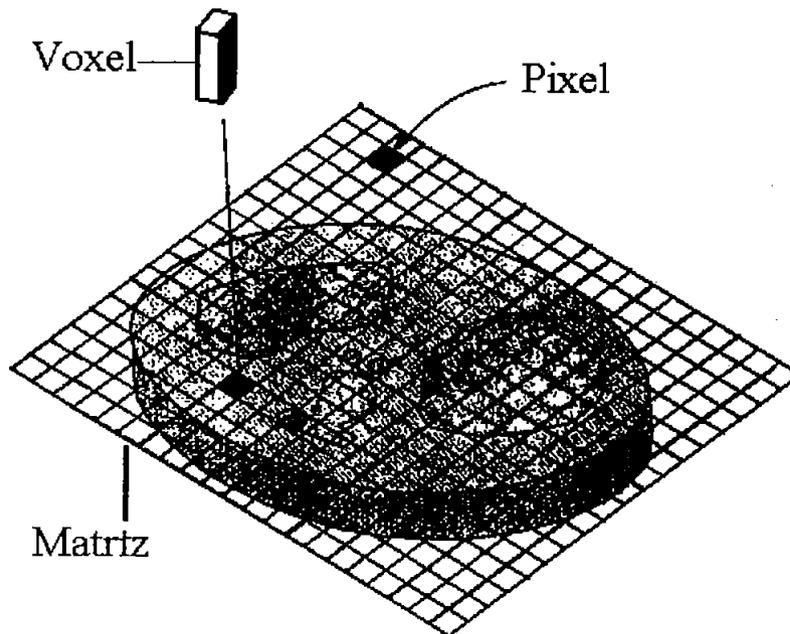


Fig. 1.9. Conceptos de matriz, pixel y voxel [Bu-94].

#### 1.4.6 Escala de grises

Con el propósito de visualizar una imagen en el monitor de la computadora, es necesario establecer una correspondencia única entre los diferentes valores de los coeficientes de atenuación de los voxels que forman la imagen tomográfica y una escala de niveles de gris que incluye desde el negro hasta el blanco.

La imagen digital es convertida en una imagen de video, observada y guardada en una película. Esta conversión se realiza por un aparato electrónico que convierte una señal digital a una analógica. Muchos sistemas para ver imágenes digitales seleccionan el intervalo del valor de los pixeles que serán vistos en una escala de grises, también llamado intervalo de brillantez. Esta función es conocida como ventana de grises.

Como la ventana es una colección de variables específicas, todos los pixeles con valores grandes, se encuentran en el límite superior de la ventana, por lo que se muestran en blanco; los valores inferiores, son mostrados en negro y los valores de los pixeles que se encuentran entre los dos límites se extienden sobre la escala de grises.

#### 1.4.7 Cálculo de los números CT

Para determinar los números CT (o unidades Hounsfield), se utiliza la ecuación que relaciona los valores de atenuación del agua y de cualquier tejido biológico de acuerdo con la escala, mostrada en la gráfica 1. Así tenemos que cada número resulta ser:

$$CT = 1000x \frac{\mu_{objeto} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (4)$$

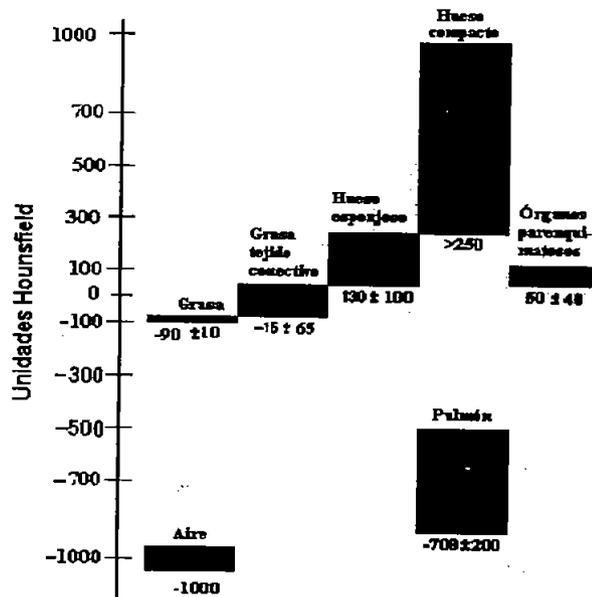
El agua es un elemento usado como referencia. La densidad del agua se ha establecido arbitrariamente en 0 UH y la del aire en -1000 UH.

Para fines médicos se expresan las unidades sin valores absolutos, es decir, tal como se obtiene el resultado obtenido de la ecuación 4. Como se observa en la gráfica 1, las referencias a considerar corresponden a hueso compacto y aire que son los extremos. En ese intervalo se encuentran comprendidos los demás valores en unidades Hounsfield para los distintos órganos y tejidos.

#### 1.4.8 Escala de números CT o escala de unidades Hounsfield (UH)

Los equipos modernos poseen una cantidad de 4096 tonos de gris, que representan los diferentes niveles de atenuación que se medirán en unidades Hounsfield o números CT. El monitor puede representar un máximo de 256 tonos de gris, mientras que el ojo humano sólo es capaz de discriminar aproximadamente 20.

Por esta razón se crea la llamada ventana de observación, que consiste en expandir o comprimir a cada región, para así asignar los valores de gris, desde el negro hasta el blanco. Así, una ventana estrecha exhibe un nivel pequeño de números CT, pero lo hace de manera que se pueda hacer una fácil distinción de un número con relación a otro. Por otra parte, una escala amplia de ventana puede condensar varios números CT en un tono de gris, pero permite exhibir un nivel amplio de números CT.



Gráfica 1- UH para distintos tejidos.

## 1.5 Reconstrucción de la imagen

La generación de una imagen tomográfica, consiste en obtener el coeficiente lineal de atenuación promedio de todos los pixeles en la imagen de una matriz.

Se utilizan tres métodos para la reconstrucción de la imagen:

- Método de retroproyección.
- Método iterativo.
- Método analítico.

### 1.5.1 Método de retroproyección

Fue introducido a la aplicación de imágenes médicas por Kuhl [xtec-01] y consiste fundamentalmente en reincorporar a la matriz cada proyección, sumando los valores resultantes a los primeros estimados que corresponden a un total de cada proyección. Así finalmente, se resta a los valores obtenidos para cada coeficiente la suma de todos los coeficientes reales y se divide por el número de elementos menos uno.

Este método no se utiliza actualmente aunque sirvió como base para desarrollar los métodos analíticos.

### 1.5.2 Método iterativo

Este método fue aplicado en la reconstrucción de imágenes, en radioastronomía y en microscopía electrónica en 1967 [xtec-01]. En la primera versión de tomógrafos EMI se utilizó para obtener imágenes médicas.

El término iterativo se refiere al método de aproximaciones sucesivas para calcular la distribución espacial de coeficientes de la atenuación  $(x, y)$ , en términos de una matriz de píxeles (160x160, 520x520, etc.) en la imagen de la reconstrucción. La idea es iniciar suponiendo ciertos valores en cada elemento de la matriz, hasta que por medio de un algoritmo de prueba y error se completen valores que están de acuerdo con las mediciones de las proyecciones.

Supongamos que el objeto que se pretende reconstruir está dividido en un arreglo de celdas, como lo muestra la figura 1.10.

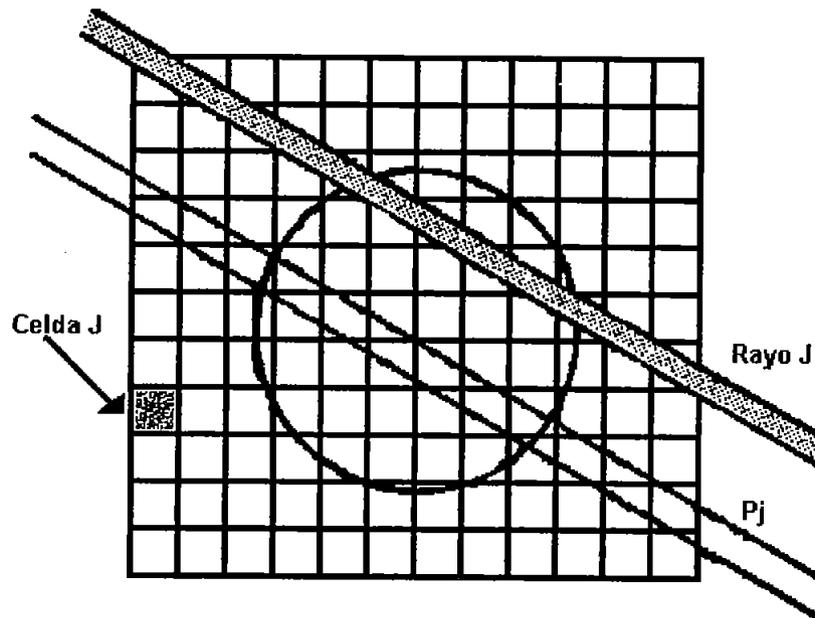


Fig.1.10. Distribución de celdas y rayos en la reconstrucción de imagen por métodos iterativos [Si-90].

Cada celda tiene valores de atenuación  $\mu_i$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, N$ ), las proyecciones se dividen en rayos del tamaño de las celdas  $P_j$  obteniendo la siguiente relación:

$$P_j = W_{1j}\mu_1 + W_{2j}\mu_2 + W_{3j}\mu_3 + \dots + W_{Nj}\mu_N \quad (5)$$

Donde  $W_i$  representa el factor de peso por la contribución de cada celda al valor medido de la proyección.

Tratar de resolver en forma de matriz los valores de  $\mu_i$  es impráctico por la cantidad de ecuaciones. Sin embargo, en forma iterativa se pueden ajustar los valores del coeficiente de atenuación hasta lograr compatibilidad dentro, de un error permisible, con los valores de las proyecciones obtenidas experimentalmente.

Para ello se utiliza el método algebraico.

La figura 1.11 ilustra una reconstrucción, proyección por proyección, para un objeto cuadrado de cuatro elementos.

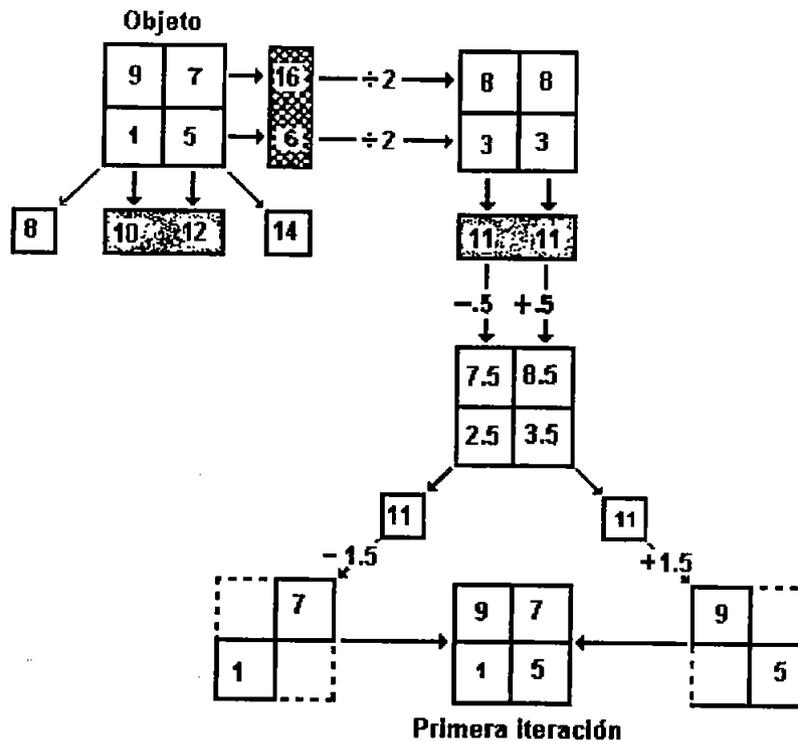


Fig. 1.11. Reconstrucción, proyección por proyección, para un objeto cuadrado de cuatro elementos [Cu-90].

Las sumas horizontal, vertical, y diagonal se muestran en los bloques adyacentes, estas sumas son el resultado de las proyecciones tomadas al objeto y son el punto de partida para la reconstrucción.

En el primer paso, las dos sumas horizontales (16 y 6 en los bloques sombreados) se dividen de manera equitativa entre los dos elementos en la dirección de la proyección. Si la suma fuese el resultado de 10 elementos, la suma debería dividirse en forma igualitaria entre los 10 elementos. En seguida los nuevos números en la columna vertical se suman para producir una nueva proyección, (11 y 11 en los bloques sombreados) y se comparan (restándose) con las sumas verticales obtenidas originalmente. La diferencia entre las sumas originales y las nuevas ( $10-11= -1$ ) y ( $12-11= +1$ ) se dividen entre el número de elementos en la proyección ( $-1\div 2= -0.5$  y  $+1\div 2= +0.5$ ). Estas diferencias se suman, en forma algebraica, a cada elemento ( $8-0.5= 7.5$  y  $3-0.5= 2.5$ ) para la 1ª columna, y  $8+0.5= 8.5$  y  $3+0.5= 3.5$  para la 2ª).

El proceso se repite para las sumas de las proyecciones diagonales, completándose la primera iteración. Con conjuntos más complejos de datos deben repetirse hasta 16 iteraciones para lograr un nivel aceptable de acuerdo entre los valores calculados y los medidos. El primer tomógrafo EMI con una matriz cuadrada de  $80\times 80$  usaba

un método de reconstrucción iterativo, ahora casi todos los fabricantes usan métodos analíticos.

### 1.5.3 Método analítico

La primera reconstrucción analítica de una imagen de rayos X fue realizada por *Cormack*, en 1953 [xtec-01]. Si bien el método desarrollado por este científico no fue utilizado en TAC, si es una demostración importante de cómo obtener la reconstrucción de una imagen tomográfica.

Actualmente la reconstrucción analítica es utilizada en la mayoría de los tomógrafos de tercera y cuarta generación, como Siemens, General Electric, Toshiba entre otros.

Estos algoritmos difieren de los métodos iterativos, en que utilizan fórmulas para la reconstrucción analítica.

Los métodos utilizados son:

- a.- Análisis bidimensional de Fourier.
- b.- Retroproyección filtrada.

#### a.-Análisis bidimensional de Fourier

La base del análisis de Fourier es que en cualquier función del tiempo o del espacio puede representarse por la suma de funciones senos y cosenos de diferentes frecuencias y amplitudes.

La figura 1.12 muestra tres funciones. La proyección de un maniquí de cráneo que contiene hueso, aire y calcio.

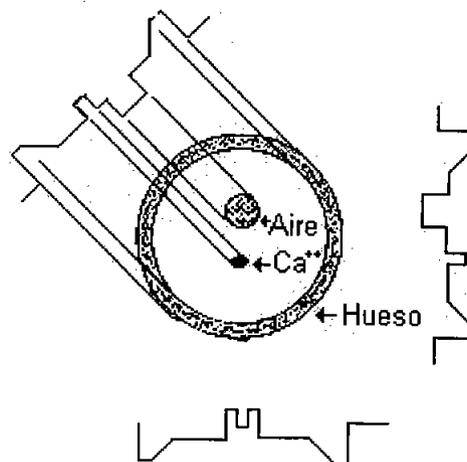


Fig. 1.12. Proyección de un maniquí de cráneo [Cu-90].

Las proyecciones correspondientes tienen bordes cuadrados, mismos que representan la onda de una función con el más alto grado de dificultad para ser

reproducida. Si las proyecciones tuvieran los bordes redondeados, sería más fácilmente reconstruirlas usando el método de Fourier.

La figura 1.13 muestra la reconstrucción de Fourier, de una onda cuadrada y se observa que la reconstrucción mejora a medida que se va sumando un mayor número de ondas, tales como las que se muestran con los números 1, 2, 3 y 4.

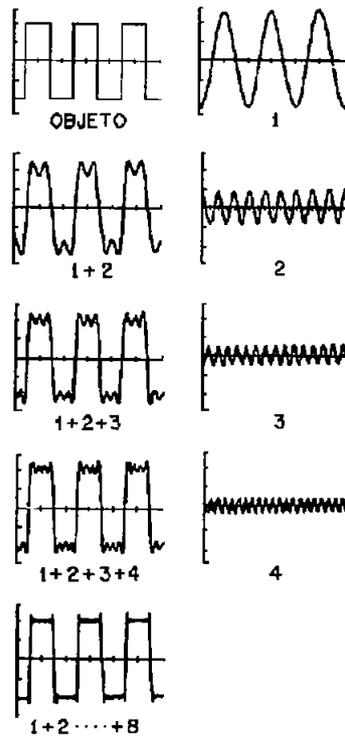


Fig. 1.13. Reconstrucción de Fourier de una onda cuadrada [Cu-90].

La última reconstrucción representa la suma de ocho ondas tipo coseno. Una computadora procesa rápida y fácilmente este tipo de manipulación matemática.

#### b- Retroproyección filtrada

La retroproyección filtrada es similar a la retroproyección, excepto que la imagen es filtrada, o modificada, para equilibrar el efecto de los cambios repentinos de densidad, lo que ocasiona borrosidad en la retroproyección simple.

La información proyectada es filtrada, como cuando se filtra la luz.

Aquellas frecuencias responsables de la borrosidad se eliminan, de tal manera, que se realzan las frecuencias más deseables.

La figura 1.14 es una retroproyección filtrada bidimensional de un objeto cuadrado. Se ajusta la densidad de las proyecciones para compensar el efecto estrella; esto es, los márgenes interiores de las áreas densas se realzan, mientras que los centros y áreas inmediatamente adyacentes se degradan.

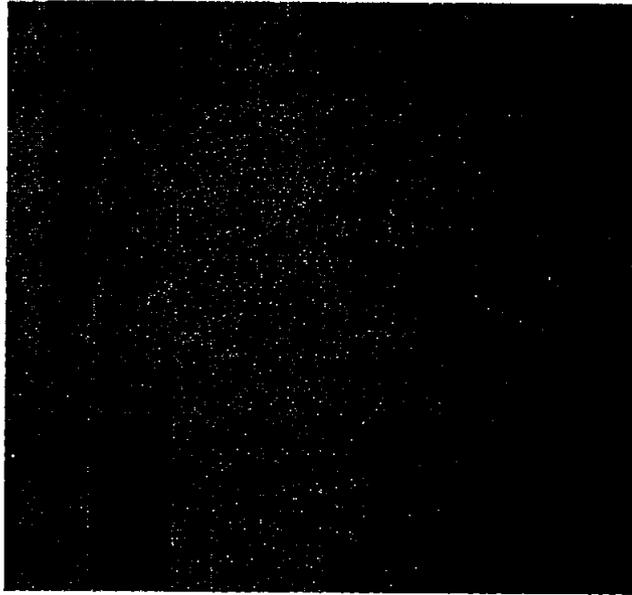


Fig. 1. 14. Retroproyección filtrada de un objeto cuadrado [Cu-90].

El efecto neto es una imagen que representa al objeto original de mejor manera que lo que se podría conseguir con una retroproyección simple. La calidad de la imagen se mejora con cada proyección adicional.

La mayoría de las unidades de tomografía usan una reconstrucción de Fourier o una retroproyección filtrada.

## CAPÍTULO II

### Tipos y componentes del equipo de TAC

La Tomografía Computarizada es un tipo especial de procedimiento radiológico que implica la medición de la atenuación de los rayos X en numerosas posiciones localizadas alrededor del cuerpo humano, o de cualquier otro objeto, que se desee explorar. A la imagen que se obtiene en cada una de estas posiciones, se le llama proyección. Las señales generadas en cada una de las proyecciones son convertidas en señales eléctricas que se envían a una computadora, en donde, mediante algoritmos matemáticos, se realiza la reconstrucción de la imagen del corte que se desea observar.

Los componentes más importantes de un equipo de tomografía computarizada y su funcionamiento se muestran en la figura 2.1.

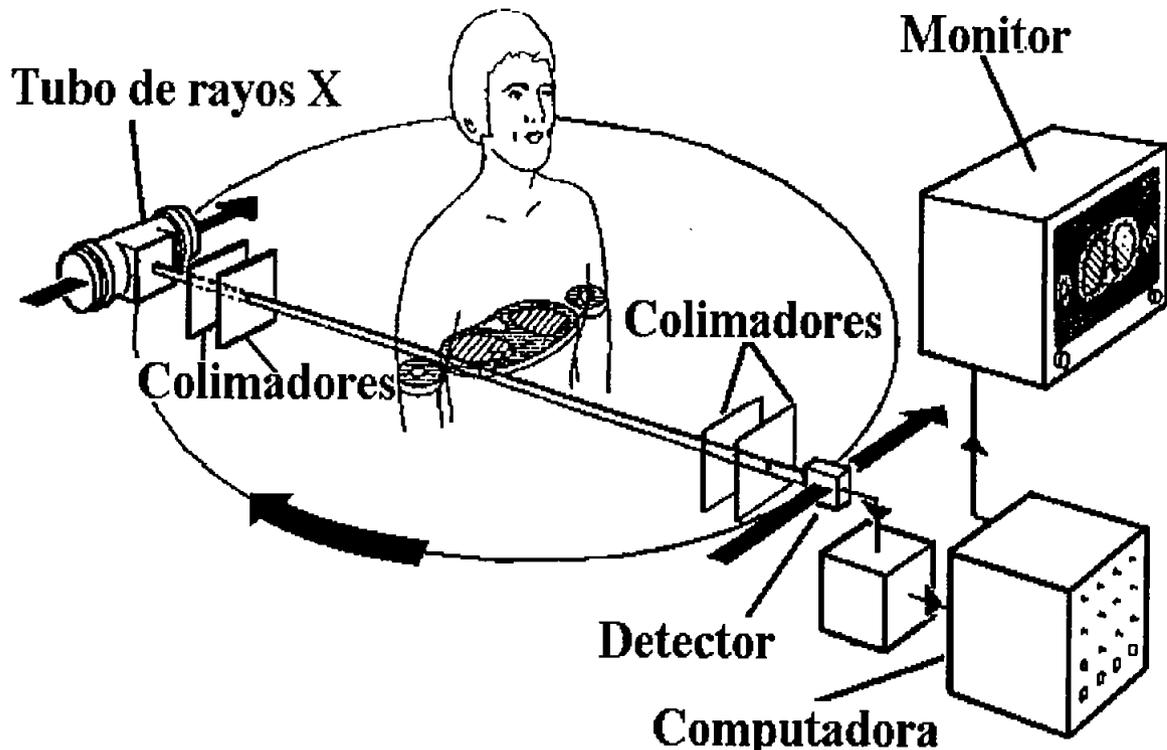


Fig. 2.1. Representación básica de un equipo de tomografía computarizada [Kr-90].

#### 2.1 Tipos de TAC

Estos equipos han ido evolucionando, disminuyendo el tiempo de rastreo, y de un estudio de cabeza que originalmente se hacía en un tiempo comprendido entre 4.5 y 5 minutos, ahora se puede realizar hasta un estudio de cuerpo entero en el mismo intervalo de tiempo. Esto debido a que los movimientos naturales del cuerpo

requieren que el estudio se realice en muy poco tiempo, con objeto de obtener una imagen nítida, lo que antes era imposible de lograr.

De acuerdo con la evolución en su diseño y funcionamiento, los tomógrafos se han clasificado por generaciones. La primera y segunda generación ha quedado en desuso en nuestro país. Se siguen usando los de tercera, cuarta y quinta generación.

### 2.1.1 Primera generación (Traslación/ rotación)

Corresponde a la descripción básica del modo de exploración de TAC. El haz colimado iniciaba en una posición y recorría linealmente toda la estructura, tal como se muestra en la figura 2.2.

Al finalizar la traslación se producía un giro o rotación, de un grado, retornándose a la traslación del arreglo del tubo/detector en forma lineal, lo que dio origen al otro nombre usado para definir esta generación (traslación-rotación). Después de completar 180 traslaciones o rotaciones, la exploración finalizaba. Se cubrían desde todos los ángulos los diferentes tejidos contenidos en el estrato y se obtenían todos los perfiles de atenuación respectivos.

Este proceso implicaba un tiempo comprendido entre 4.5 y 5 minutos, por lo que resultaba imposible efectuar exploraciones de todo el cuerpo, ya que el movimiento del corazón y el respiratorio, así como los movimientos peristálticos de algunos órganos producían artefactos de efecto muy perturbador en las imágenes. Por lo tanto, era necesario reducir los tiempos de exploración para evitar tales problemas, aunado a esto la irradiación sobre el paciente era elevada.

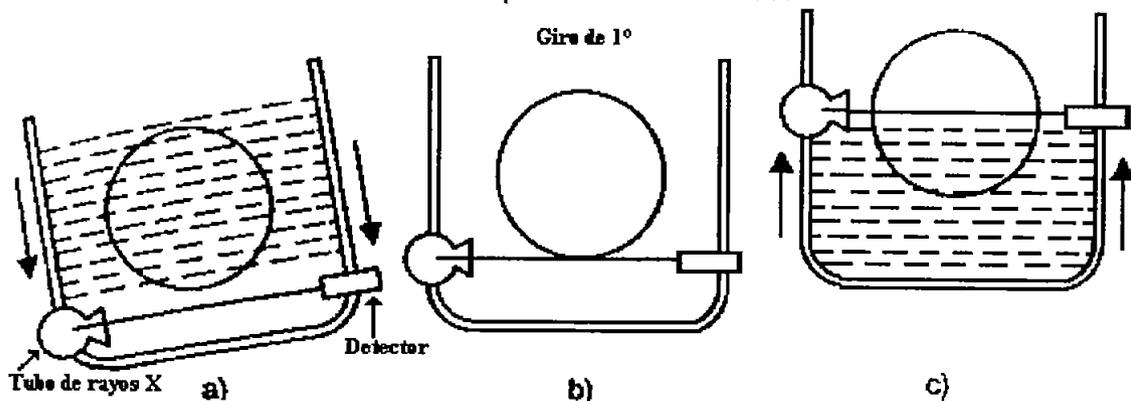


Fig. 2.2. Principio de funcionamiento de un tomógrafo de primera generación. El tubo de rayos X y el detector se mueven simultáneamente. a) fin de la traslación; b) giro un grado; c) segunda traslación [Si-90].

En la figura anterior se resume el barrido del haz colimado sobre el objeto, para determinar la llamada primera generación.

### 2.1.2 Segunda generación (Traslación / rotación)

En los equipos de esta generación se aprovechaba la emisión de radiación en forma de rayos divergentes (haz en forma de abanico) desde el tubo hacia un grupo de detectores y se redujo la colimación, de manera que se podía hacer llegar radiación hasta varios detectores, colocados en el otro extremo, como se observa en la figura 2.3.

En la segunda generación se utilizaba un funcionamiento similar, al empleado en los equipos de primera. Se producía una traslación lineal del sistema irradiador junto con el conjunto de los detectores y después de completar la exploración del objeto, se producía el giro en un grado cada vez.

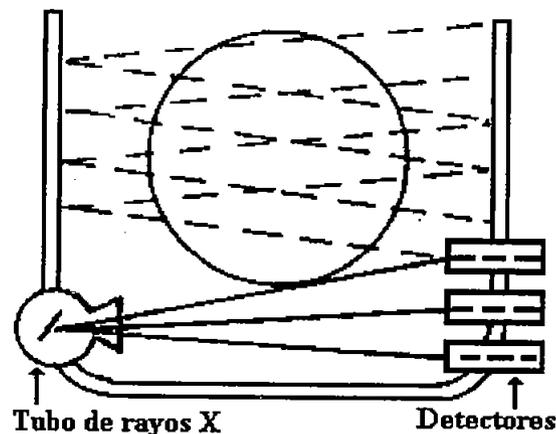


Fig. 2.3. Principio de funcionamiento de un tomógrafo de segunda generación. El tubo de rayos X y los detectores, se mueven simultáneamente. Traslación/ rotación con tres detectores [Si-88].

Finalmente, después de terminar la exploración, se tenía una reducción notable de tiempo para la recolección de los mismos perfiles de atenuación. Así, la exploración duraba aproximadamente dos minutos.

Una reducción del tiempo de exploración en un equipo de 2ª generación implicaba utilizar muchos detectores, el cual tenía un límite determinado por la dimensión física. Por otra parte, no era posible efectuar el movimiento en forma más rápida, porque un equipo real tiene una gran limitación dada la inercia en los movimientos de todo el sistema. El arreglo de tubo y detectores debía partir de un punto muerto con gran inercia, acelerar en forma suave y armónica, hasta lograr una velocidad constante, para poder recolectar los datos sin perturbaciones ni ruidos. Después, detenerse totalmente antes de efectuar la rotación o giro en los grados requeridos, y enseguida reiniciar la secuencia de operaciones descritas, sin desajustar ni producir vibraciones. La posibilidad de lograr tales características mecánicas, hacía muy complejo, y casi imposible, fabricar un equipo así.

### 2.1.3 Tercera generación (Rotación / rotación)

Los problemas técnicos que impedían aumentar la rapidez del sistema para obtener imágenes en tiempos más cortos, se resolvieron con el sistema de rotación/rotación o tercera generación, en la cual el movimiento de traslación se eliminó, para efectuar solamente un movimiento de rotación del tubo junto al conjunto de detectores. Este movimiento fue posible porque el tubo de rayos X emitía un haz, en forma de abanico ancho, que proyectaba radiación en un ángulo del orden de los 40° a 50°.

Dicho haz en forma de abanico, atravesaba el objeto, y la radiación que lograba pasar era detectada, por un conjunto de detectores en arco, así, en un solo giro completo se abarcaban todo el objeto desde diferentes proyecciones, con lo que se lograba el objetivo de obtener los perfiles deseados en un tiempo muy corto, del orden de segundos. Esto permitía estudiar partes del cuerpo que presentan movimientos.

Una característica importante de este sistema era el hecho de que el tubo podía trabajar en una modalidad para emisión de radiación en forma de pulsos, activando y bloqueando la radiación cada 0.5 o 1 grado angular, con lo que se reducía el desgaste del tubo y se irradiaba menos al paciente, figura 2.4.

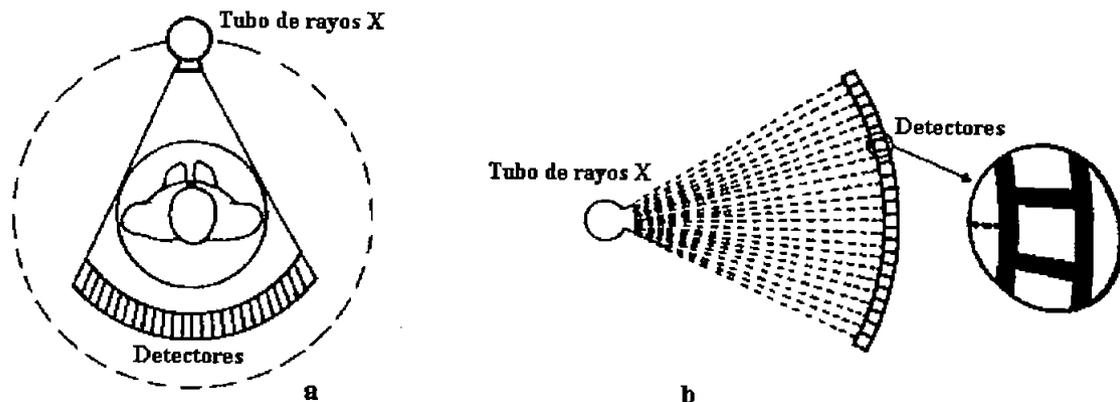


Fig. 2.4. Principio de funcionamiento de un tomógrafo de tercera generación. El tubo de rayos X y los detectores, se mueven simultáneamente a) rotación/ rotación; b) radiación colimada y espacio entre detectores [Sp-87].

El abanico estaba constituido por un conjunto de rayos individuales estrechamente colimados. Obviamente, mientras más detectores tuviera el arco, más información se obtendría en menor tiempo.

El haz de rayos X estaba colimado en dos puntos, cerca del tubo de rayos X, y poco antes en los detectores. Una alineación adecuada entre ambos era esencial. El colimador en el detector era el único medio de controlar la radiación dispersa. Cada detector tenía su propio colimador. El colimador también regulaba el espesor de corte de la tomografía. Los equipos tenían colimadores que variaban el espesor de corte, típicamente entre 1 y 15 mm.

#### 2.1.4 Cuarta generación (Rotación /rotación)

Esta técnica se lograba por medio del movimiento exclusivo del tubo, que giraba en el interior de un anillo; la radiación emitida por el tubo, tenía la forma de abanico y era registrada por los detectores ubicados a lo largo de todo el anillo que circundaba al paciente, figura 2.5.

Este sistema permitió obtener tiempos de exploración aún más cortos, con respecto a los equipos de tercera generación. La ventaja más significativa era la relativa al hecho de que, en la tercera generación, el desajuste de algún detector (celda), provocaba un artefacto circular en la imagen, que era el resultado del hecho de tener un haz de calibración desajustado, tangente a un círculo que formaba con el movimiento del arreglo tubo/detectores; dicho círculo aparecía en la imagen reconstruida, tal como se muestra en la figura 2.5 a.

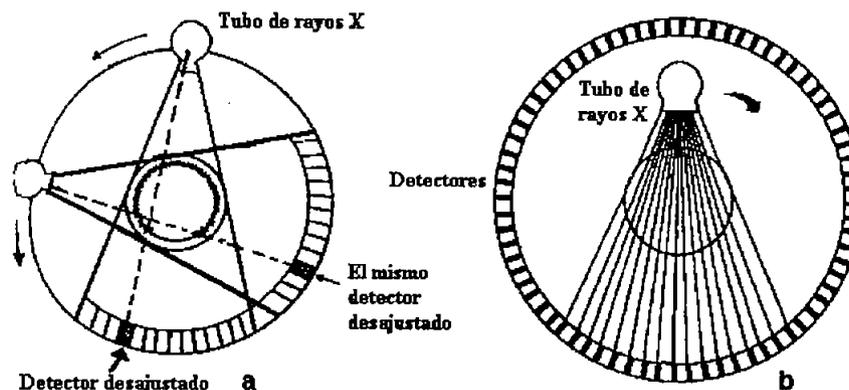


Fig. 2.5. Tomógrafo de cuarta generación a) artefactos circulares por detector desajustado; b) principio de funcionamiento [Si-90].

Otra ventaja de los equipos de cuarta generación era que tenían un sistema de anillo con detectores fijos, al mover solamente el tubo, se lograban tiempos de exploración muy cortos, porque se simplificaba la parte mecánica del equipo.

Las desventajas de estos equipos, se presentaban en los numerosos detectores que se utilizaban. Por otra parte, el mayor espaciado entre detectores, disminuía la captura y posterior utilización de los rayos atenuados. Por último, este sistema implicaba una distancia mayor entre el paciente y los detectores, por lo que se reducía la resolución espacial.

#### 2.1.5 Quinta generación

Este equipo se desarrolló especialmente para imágenes tomográficas cardiacas. EL equipo no usa un tubo de rayos X convencional, instalado a lo largo del arco de tungsteno, opuesto al anillo de detectores y que rodea al paciente.

No tiene partes mecánicas que muevan al *Gantry*. El haz de electrones se produce en una estructura cónica detrás del *Gantry* y se dirige electrónicamente incidiendo

sobre el blanco de tungsteno, y posteriormente dirigido al paciente como se observa en la fig. 2.6.

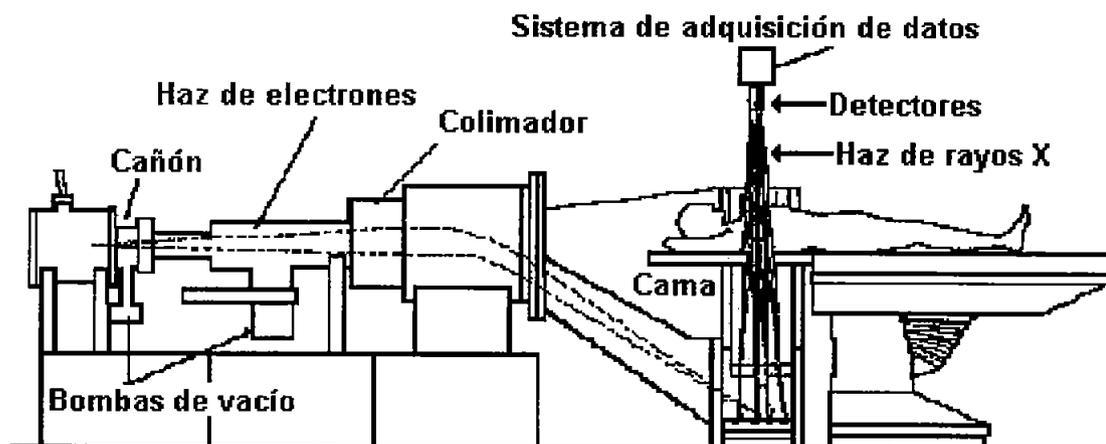


Fig. 2.6. Sistema de rastreo de un tomógrafo de 5ª generación [Cu-90].

La tabla 2 resume las características que identifican a cada generación.

| GENERACIÓN | FORMA DEL HAZ DE RAYOS X | RASTREO                                  |
|------------|--------------------------|--|
| Primera    | Un solo haz              | Traslación-rotación                      |
| Segunda    | Abanico 10°              | Traslación-rotación                      |
| Tercera    | Abanico 40°              | Rotación simultánea de tubo y detectores |
| Cuarta     | Abanico 40°              | Rotación de tubo y los detectores fijos  |
| Quinta     | Abanico                  | Sin partes mecánicas                     |

Tabla 2. Características principales de cada tomógrafo de acuerdo con la generación a la que pertenecen [Si-98].

## 2.2 Componentes de un sistema de TAC

El sistema de TAC debe contar con un conjunto de componentes que permitan obtener las imágenes deseadas, en la forma más eficiente posible. Se pretende que un sistema de TAC pueda efectuar los siguientes estudios:

- Exploraciones que permitan reconstruir imágenes de la cabeza o de cualquier parte del cuerpo.
- Imágenes anatómicas en una gran variedad de posiciones: prono, supino, decúbito, y en los planos axial, coronal y sagital. La exploración se realiza

únicamente en forma axial, las imágenes coronal y sagital se obtienen por reconstrucción.

- Imágenes de cualquier tipo de paciente (desde niños hasta pacientes de más de 100 kg de peso).

Cualquiera que sea la utilización que se le dé al equipo, éste debe cumplir con algunos requisitos técnicos básicos.

- Calidad óptima de la imagen obtenida.
- Corto tiempo de irradiación y su control.
- Fiabilidad técnica y de mantenimiento.

Los componentes básicos de un sistema son los siguientes:

1. "Gantry" (*cimbra*).
2. Tubo de rayos X.
3. Detectores.
4. Sistema de adquisición de datos.
5. Mesa.

Elementos básicos que pueden ser ampliados con el fin de obtener mayores ventajas: se puede incrementar la capacidad de memoria del ordenador, incluir consolas adicionales y, sobre todo, las crecientes posibilidades de *software* para numerosas aplicaciones diagnósticas.

### 2.2.1 "Gantry"

El "Gantry", como elemento fundamental de un equipo de TAC, contiene las partes esenciales de todo proceso de exploración: el tubo de rayos X y los detectores que reciben la radiación no absorbida por el paciente.

El "Gantry" contiene en su interior, un sistema mecánico que permite el movimiento armónico y sincronizado del tubo de rayos X, en relación con el detector o detectores, que en la mayoría de las técnicas usadas, se encuentra unido al movimiento del tubo.

Además de la función de permitir el giro del tubo y la recolección de la información en los detectores, el "Gantry" debe contar con un movimiento de inclinación para cortes axiales angulares y con una abertura adecuada para recibir a cualquier tipo de paciente.

En la figura 2.7 se muestra un diagrama del "Gantry" usado por *General Electric*, integrado por los detectores y los componentes electrónicos que constituyen el sistema de adquisición de datos, ubicados a un costado de la apertura central del "Gantry" y diametralmente opuestos al tubo de rayos X, correspondiendo a un equipo de tercera generación.

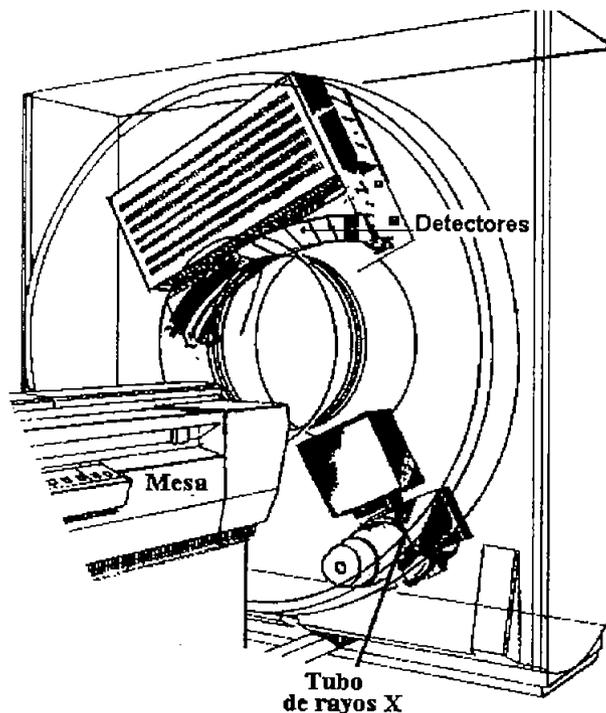


Fig. 2.7. "Gantry" de un equipo de tercera generación mostrando el conjunto de detectores y el tubo de rayos X [Ho-00].

El giro sincronizado de ambas partes sólo es posible si existe un soporte mecánico común que se desplace sobre rieles curvos, lo que permita también el movimiento de inclinación.

Los requisitos para el "Gantry" son estrictos en cuanto a exactitud de los parámetros de operación, especialmente en lo relativo a las distancias entre el tubo de rayos X y el isocentro del "Gantry", así como entre el isocentro y el detector.

El "Gantry" debe tener ciertos requisitos en las condiciones de operación, que debe cumplir, y son los siguientes:

- La distancia entre el tubo de rayos X y el detector debe ser de 1110 mm  $\pm$  10%. Algunos equipos tienen la distancia tubo-isocentro de 630 mm y distancia del isocentro al detector de 470 mm. Otros usan una distancia tubo-isocentro de 780 mm, y distancia isocentro-detector de 320 mm.
- La angulación del "Gantry", debe estar en un intervalo entre  $\pm 20$  y  $\pm 25$  grados.
- La apertura del "Gantry" debe estar en el intervalo de 300 a 350 mm para equipos de exploración de cabeza y vértebras cervicales. El intervalo para equipos de cuerpo entero debe estar desde 500 mm hasta 700 mm.
- La exactitud de la inclinación del "Gantry" debe ser al menos  $\pm 0.5^\circ$ . Algunos equipos ofrecen una exactitud de  $0.25^\circ$ .
- La rotación del tubo con el sistema detector debe ser al menos de  $360^\circ$  para una exploración completa y de  $210^\circ$  para una exploración parcial.

Otro requisito que debe cumplir el "Gantry" se refiere a exigencias mecánicas: el giro debe ser suave y sin vibraciones, tener varias velocidades de giro seleccionables, contar con un sistema que indique si el paciente está en contacto con el "Gantry"; y sistemas de bloqueo que eviten el movimiento de la mesa o la inclinación del propio "Gantry" cuando está en rotación.

También debe poseer luces de alineación lateral y vertical para la colocación del paciente y contar con un sistema de audio incorporado para permitir la comunicación con el paciente.

### 2.2.2 Tubo de rayos X

Cuando una corriente de electrones, que se mueven a gran velocidad, incide contra cualquier clase de materia, se producen rayos X.

Dentro de un tubo de rayos X, éstos se producen dirigiendo una corriente de electrones a gran velocidad contra un blanco de metal. Al interaccionar con los átomos del blanco, los electrones se detienen bruscamente, transformándose la mayor parte de su energía en calor.

La forma más simple de un tubo de rayos X consiste en una ampolla de vidrio al vacío que contiene dos partes principales: el ánodo y el cátodo.

El cátodo (-), o electrodo negativo contiene un alambre de tungsteno (filamento) enrollado en forma de espiral, de entre 10 y 15 mm de longitud y 1.5 mm de diámetro. Está colocado en un contenedor en forma de copa (llamado copa de enfoque), situado aproximadamente a 2.5 cm del ánodo. Los alambres que parten del filamento se extienden fuera del tubo, donde se hacen las conexiones eléctricas, figura 2.8.

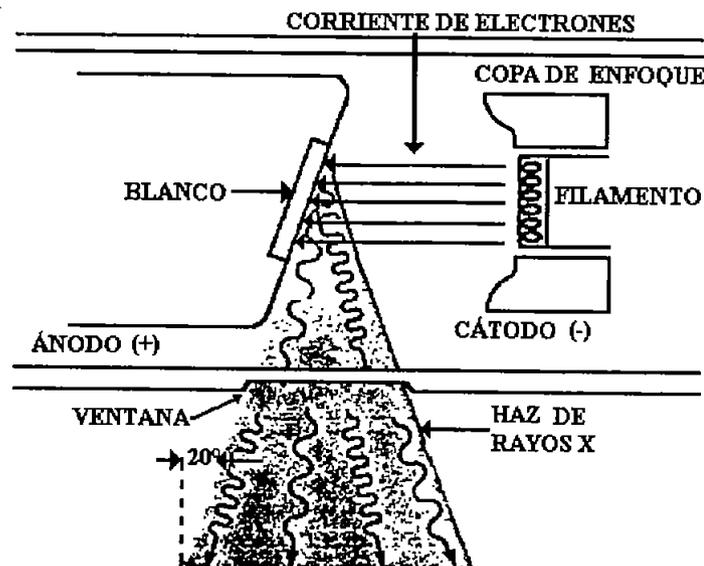


Fig. 2.8. Emisión de electrones desde el filamento incandescente del cátodo. Los electrones son acelerados y chocan contra el blanco fijo del ánodo, y los rayos X se producen en el foco real del ánodo [Bu-94].

El filamento del cátodo se calienta y se pone incandescente. El filamento cuando se calienta libera electrones, los cuales son emitidos por el alambre caliente.

La longitud y el diámetro del filamento en espiral y la forma y el tamaño de la copa de enfoque, son factores que modifican la forma y el tamaño del blanco donde los electrones chocan contra el ánodo. La temperatura del filamento regula la cantidad de electrones emitidos. A mayor temperatura, se emite un número mayor de electrones y aumenta la corriente eléctrica a través del tubo de rayos X, es decir, el miliamperaje (mA).

La energía máxima está determinada por la tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X. Esto se debe a que la tensión establece la energía con que los electrones chocarán contra el ánodo, por lo que no pueden crearse rayos X con una energía mayor que aquella que poseen los electrones. La máxima energía de los rayos X en keV, es numéricamente igual a la tensión máxima aplicada medida en kV. La máxima energía de los rayos X estará determinada por el valor máximo, o pico, de la tensión durante el tiempo de exposición. Este valor generalmente se le conoce como kilovoltaje pico (kVp), y se encuentra predeterminado en el equipo, según corresponda al estudio de la región anatómica por explorar.

La penetración de los rayos X depende de su energía; en consecuencia, la penetración está directamente ligada al voltaje aplicado al tubo de rayos X durante la exposición.

Existen dos tipos de ánodos: el fijo y el giratorio.

#### Ánodo fijo

El ánodo (+) o electrodo positivo, está generalmente formado por una pieza de cobre que se extiende desde uno de los extremos del tubo hasta el centro. En la cara anterior del ánodo, que queda en el centro del tubo, hay una placa de tungsteno de 10 a 15 mm de lado y de 3 mm de espesor, aproximadamente, que se denomina blanco.

El blanco es de tungsteno debido a que tiene un punto de fusión muy alto (3400°C), que le permite resistir el calor a que se somete, y su número atómico alto (74), lo cual hace que produzca rayos X mucho más eficazmente que las sustancias de menor número atómico.

La pequeña zona del blanco donde chocan los electrones se llama foco o fuente y es donde se originan los rayos X.

#### Ánodo giratorio

Para aumentar todavía más la resistencia del ánodo al calor, se ideó el ánodo giratorio. El ánodo es en forma de disco (hecho de tungsteno o de grafito con una aleación de renio y tungsteno), y gira sobre un eje colocado en el centro del tubo.

En equipos de tomografía se utiliza el ánodo giratorio.

### 2.2.3 Detectores

Uno de los componentes más importantes en todo equipo es el conjunto de detectores usados para recoger la radiación que logra atravesar al paciente.

Se requiere que un detector tenga las siguientes propiedades:

- Contar con el mayor número de celdas posibles para la misma superficie.
- Tener el menor espaciado entre cada celda.
- Tener el mayor ancho posible de la celda con respecto al espacio entre celdas, esto se denomina eficiencia geométrica del detector, cuanto más elevada es dicha eficiencia geométrica mejor comportamiento tiene el detector en su conjunto.
- Todas las celdas deben mantener un comportamiento similar.
- Mantener sus parámetros constantes a pesar de los cambios de temperatura y humedad.

Existen diferentes tipos de detectores usados en TAC. La mayoría son cristales centelleadores y gases. El propósito principal de todo detector es convertir la energía de rayos X en energía eléctrica que pueda ser manipulada por la computadora.

En el caso de los detectores de gas, el más común, es el detector de xenón presurizado (20 atmósferas), el cual permite la conversión de la energía de los rayos X en ionización del gas, de manera que cuando hay incidencia de un haz de radiación en la estructura atómica de las moléculas del gas, se liberan electrones que son colectados por un electrodo, disponiéndose así de un potencial proporcional a la cantidad de radiación recibida, figura 2.9.

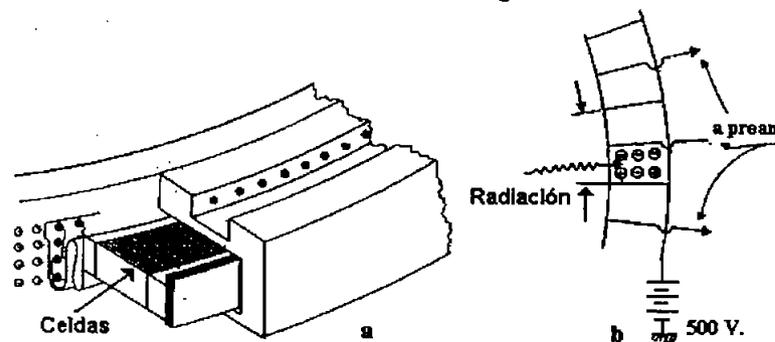


Fig. 2.9. (a) Forma de detector de Xenón. (b) diagrama eléctrico del detector de Xenón [Si-90].

Una de las particularidades más significativas de los detectores de gas es el hecho de que al ser éstos cámaras cerradas que mantienen al gas a cierta presión, éste se encuentra uniformemente repartido, lo que hace a estos detectores muy estables, insensibles a los efectos de la temperatura y de la humedad, y sobre todo, de respuesta uniforme. Cada detector está compuesto por celdas o canales que se forman con placas de tungsteno sobre una base de cerámica.

A la entrada del detector se encuentra una ventana delgada de aluminio, hacia los rayos X, y cada una de las placas se conecta a una tensión uniforme de 500 volts.

Cada vez que inciden los rayos se produce una ionización, de manera que los iones positivos del xenón son recogidos por la placa intermedia colocada entre cada celda.

En la tabla 2.1 se muestran diferentes tipos de detectores que utilizan los equipos de TAC.

| Tipo de detector    | Nombre               | Fórmula                               |
|---------------------|----------------------|---------------------------------------|
| Cristal centellador | Wolfrato de calcio   | $\text{CdWO}_4$                       |
| Cristal centellador | Yoduro de sodio      | $\text{NaI(Tl)}$                      |
| Cristal centellador | Fluoruro de calcio   | $\text{CaF}_2(\text{Eu})$             |
| Cristal centellador | Germanato de bismuto | $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ |
| Cristal centellador | Yoduro de cesio      | $\text{CsI(Tl)}$                      |
| Gas                 | Xenón                | Xe                                    |

Tabla 2.1. Tipos de detectores [Si-90].

La principal ventaja de los detectores centelladores es la gran cantidad de los mismos que se puede acomodar en el arco del detector.

Otra de las ventajas, es la relación de salida a entrada, es decir, de señal eléctrica por rayo X detectado; tal concepto se conoce como factor de conversión, que en los sistemas de centelleo alcanza el valor de 95%, mientras que en un sistema de detector de gas sólo llega al 60%.

Los detectores de centelleo están formados por un componente básico, de cristal conversor de radiación en luz. Están fabricados con los materiales mostrados en la tabla 2.1 y deben contar con un sistema electrónico de amplificación de la luz débil que generan.

#### 2.2.4 Sistema de adquisición de datos

Se define el sistema de adquisición de datos (DAS), como el conjunto de circuitos electrónicos destinados a tomar la señal eléctrica generada en los detectores, convertirla en señal digital a partir de valores analógicos y entregarlos a la computadora que los maneja para convertirlos en imagen.

El sistema debe registrar datos al menos con una frecuencia igual a la de la red, es decir, 50 Hz o 60 Hz y todos los datos deben ser convertidos y transmitidos a la computadora dentro de 20 ms o 16.7 ms respectivamente. Algunos equipos de cuarta generación son capaces de manipular 736 canales a una frecuencia de muestreo de 984 Hz e introducir datos a la computadora en menos de 1 ms.

La electrónica del equipo debe estar acondicionada para efectuar la calibración del sistema de detectores de referencia que todo el sistema posee, en una cantidad de

al menos 10. Este conjunto debe estar sincronizado de tal forma que se efectúe la verificación de calibración al menos 200 veces durante una exploración de 5 s. Esto permite determinar permanentemente si, incluso un solo elemento o celda del detector, está defectuoso o entregando una señal degradada.

El sistema de adquisición de datos debe ser de alta fiabilidad y sobre todo tener elevada precisión y exactitud en el manejo de la información procedente del detector.

La amplificación debe introducir el menor ruido posible y la conversión análogo digital debe ser completa, con un intervalo dinámico adecuado, con objeto de no perder información por saturación.

Se define como intervalo dinámico del convertidor análogo digital, al número de niveles que se tiene en el tamaño de cada paso de conversión. Así el tamaño de cada paso o escalón de conversión es determinante para la resolución de contraste, es decir, la capacidad de detectar pequeñas diferencias de atenuación de la radiación de los tejidos. Si el escalón tiene un tamaño mayor que la diferencia de atenuación detectada, la información se pierde en el proceso de conversión analógico digital.

Las ventajas de convertir una señal de analógica a digital, están dadas fundamentalmente por el hecho de que los valores numéricos de la amplitud, expresados en números binarios, puedan ser manejados fácilmente por las computadoras, y por el hecho de que, a partir de ese proceso, tienen elevada inmunidad al ruido, por lo que no se introducen deformaciones desde ese momento hasta la formación de la imagen.

#### 2.2.5 Mesa

La mesa de tomografía debe poseer algunas particularidades importantes. Se debe considerar que los movimientos de la mesa, tanto de desplazamiento horizontal como vertical, deben ser de muy alta precisión, lo que permite repetir mediciones con el mismo u otros pacientes en las mismas regiones anatómicas. Para ello la mesa debe contar con un control por *software* de sus movimientos y con requerimientos muy precisos de sus parámetros, tales como: desplazamiento horizontal y vertical.

Los movimientos de la mesa deben ubicar al paciente dentro del "Gantry" y, al mismo tiempo, deben contar con la posibilidad de interrumpir súbitamente el procedimiento debido a emergencias, ver figura 2.10.

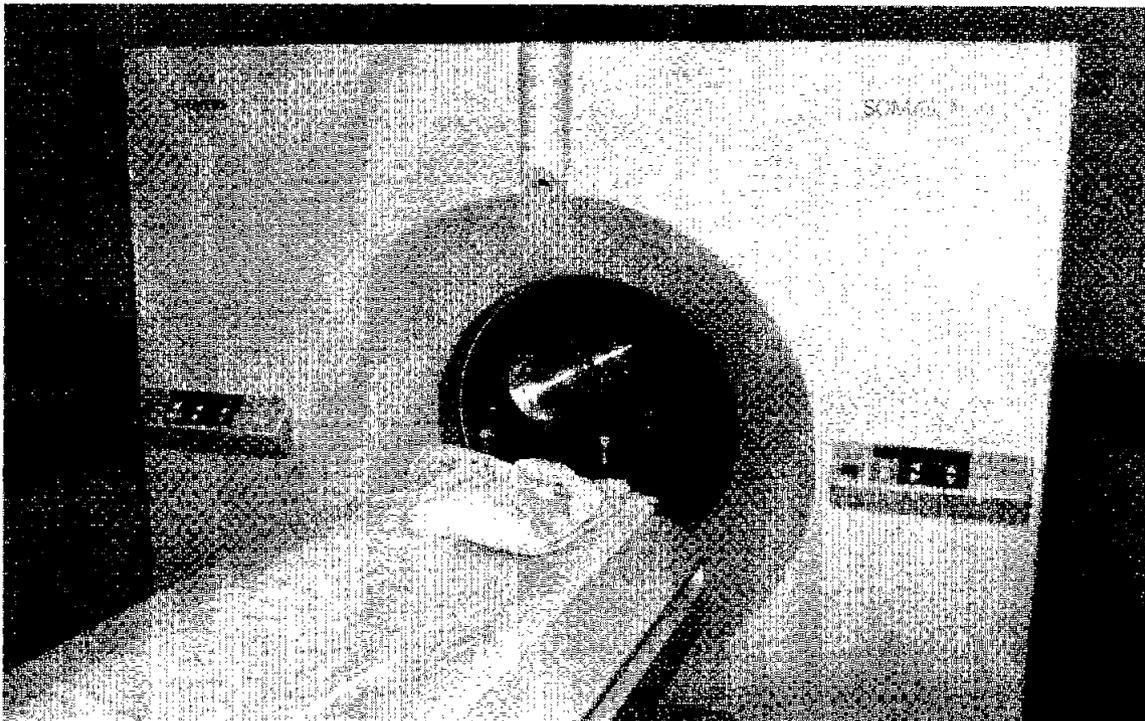


Figura 2.10. Mesa con el maniquí colocado sobre el soporte para la cabeza. En ambos lados del *Gantry* se observan los mandos de control para el desplazamiento de la mesa.

La mesa en general debe permitir el acceso fácil de los pacientes hacia el interior del *Gantry*.

#### Requisitos para la mesa

Los niveles requeridos en los movimientos de la mesa deben de estar entre los siguientes:

- Desplazamiento vertical entre los 45 y los 100 cm con relación al piso.
- Desplazamiento horizontal motorizado de al menos 1000 mm.
- Al menos dos velocidades de desplazamiento horizontal.
- Control de mandos de la mesa gobernados por *software*, de forma que se combinen los movimientos de la mesa con los del *Gantry*.
- Todo equipo debe contar con dos paneles de control, ubicados en ambos lados del *Gantry*, destinados a seleccionar los valores de la altura y del incremento del desplazamiento lateral de la mesa, de la inclinación del *Gantry*, y de las luces de colocación (que puede ser un haz láser).
- No debe presentar inclinación en ningún extremo.

Otros requisitos importantes son: los materiales utilizados para su construcción deben ser en la medida de lo posible transparentes a los rayos X en la parte que se introduce en el interior del *Gantry*; contar con la posibilidad de ubicar accesorios que faciliten la colocación del paciente y la realización de las pruebas de control de calidad, tales como soporte de cabeza, soporte de brazos, almohadillas para las rodillas, instrumentos de medición y todo tipo de bandas de compresión y seguridad, soportes de maniqués e instrumentos.

# CAPÍTULO III

## Diseño y construcción de un maniquí de constancia para TAC

### 3.1 Tipos de maniquíes

Todo equipo de diagnóstico clínico, debe tener un control de calidad, con el fin de evaluar el buen funcionamiento de los equipos. Este control de calidad deben efectuarlo: el técnico radiólogo, el ingeniero de servicio y el físico médico.

Con el desarrollo de la TAC es necesario contar con programas de control de calidad que aseguren el buen funcionamiento de los equipos. Para desarrollar estos programas se necesita contar con maniquíes que simulen adecuadamente un paciente. La Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM), en sus publicaciones 1 y 39, describe las características que deben cumplir estos maniquíes.

Todo maniquí permite evaluar ciertos parámetros de manera rutinaria. Los parámetros que evalúan los maniquíes permiten tener un control en: uniformidad espacial, linealidad/contraste, resolución espacial, ruido, dosis absorbida, entre otros.

En esta tesis se plantea la necesidad de diseñar y construir un maniquí, para evaluar la constancia de los equipos de TAC de acuerdo con los criterios señalados en la NOM-158-SSA1-1996.

Un ejemplo de un maniquí usado para hacer control de calidad se muestra en la figura. 3.1.

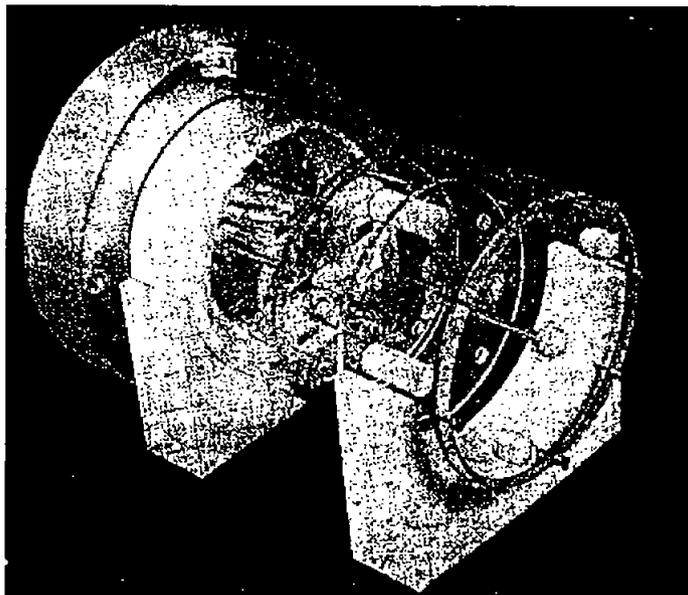


Fig.3.1. Maniquí para control de calidad para un equipo de TAC, cortesía de Scandax Se [Sc-2000].

### 3.2 Metodología para el diseño del maniquí de constancia

Para el diseño del maniquí se planteó la siguiente metodología:

- a. Revisión bibliográfica de los diferentes maniqués, el diseño, construcción y operación. Para ello se recurrió a los informes de la AAPM-1 y 39, Protocolo Europeo [EUR16262EN] y a la NOM-158-SSA1-1996.
- b. Cálculo de valores en los coeficientes lineales de atenuación y unidades Hounsfield, de distintos materiales, requeridos para el diseño y construcción del maniquí.

### 3.3 Aspectos teóricos en el diseño del maniquí

Como se mencionó en el capítulo I, la obtención de imágenes cuando se usa un equipo de TAC, se realiza usando un tubo de rayos X.

Un haz de rayos X colimado atraviesa al paciente mientras todo el sistema realiza un movimiento circular; se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a la computadora. Ésta analiza la señal recibida por el detector, la reconstruye, forma la imagen y la muestra en el monitor.

Con lo expuesto anteriormente se debe considerar la atenuación del haz al atravesar los distintos tejidos, órganos y materiales que se expongan a la radiación, y encontrar los materiales más apropiados que tengan un comportamiento similar en atenuación y con ciertas características semejantes a las del cuerpo humano (ver gráfica 1); dentro del intervalo de -1000 a 1000 UH; los materiales estudiados fueron los siguientes:

| No. | Material  |
|-----|---|
| 1   | Agua destilada  |
| 2   | Aire  |
| 3   | Alcohol isopropílico                                  |
| 4   | Cera de Campeche                                      |
| 5   | Compuesto de 60% alcohol isopropílico y 40% glicerina |
| 6   | Dextrosa al 5 %                                       |
| 7   | Glicerina   |
| 8   | Leche   |
| 9   | Lucita  |
| 10  | Nylacero™   |
| 11  | Nylamid™  |
| 12  | Nylon™  |
| 13  | Parafina  |
| 14  | Silicón   |
| 15  | Styrofoam™  |
| 16  | Teflón™   |
| 17  | Unicel  |
| 18  | Vaselina™   |

Tabla 3.1. Materiales propuestos para el diseño del maniquí.

Es de esperar que se tengan que hacer estudios de pacientes gruesos y regiones anatómicas en las que se produce gran absorción de la radiación (cabeza, hombros, columna dorsal o lumbar y pelvis). Para que el haz de rayos X penetre en esas regiones, hay que aplicar al tubo de rayos X un kVp alto (130 kV), tensión que corresponde a una energía efectiva de 40 keV, valor de la energía (E) utilizada para determinar en una primera aproximación el valor de  $\mu$ .

Se procede a encontrar la  $\mu$  de cada material utilizando las tablas del NIST [<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab>] que proporcionan los valores de  $\mu / \rho$ . Como se sabe  $\mu$  depende de la energía del haz.

Se presentó un problema, ya que sólo se encontraron los valores de  $\mu/\rho$ , en las tablas del NIST, de los siguientes materiales:

| Material     | $\mu / \rho$<br>( $\text{cm}^2 / \text{g}$ ) | $\rho$<br>( $\text{g} / \text{cm}^3$ ) | $\mu$<br>$\mu$ ( $\text{cm}^{-1}$ ) | Observaciones  |
|--------------|--|--|-------------------------------------|--|
| Aire         | $2.485 \times 10^{-1}$                       | $1.205 \times 10^{-3}$                 | $2.994 \times 10^{-3}$              | Aire seco a nivel del mar  |
| Agua líquida | $2.683 \times 10^{-1}$                       | 1.000                                  | $2.683 \times 10^{-1}$              | H <sub>2</sub> O   |
| Lucita       | $2.350 \times 10^{-1}$                       | 1.050                                  | $2.7965 \times 10^{-1}$             | C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub> Polimetil Metacrilato |
| Nylamid™     | $2.450 \times 10^{-1}$                       | 1.030                                  | $2.7085 \times 10^{-1}$             | Nylamid  |
| Nylacero™    | $2.490 \times 10^{-1}$                       | 1.025                                  | $2.7285 \times 10^{-1}$             | Nylacero   |
| Teflón™      | $2.647 \times 10^{-1}$                       | 2.200                                  | $5.823 \times 10^{-1}$              | C <sub>2</sub> F <sub>4</sub> Politetrafluoroetileno               |

Tabla 3.2. Valores de E,  $\mu / \rho$ ,  $\rho$  y  $\mu$  de diferentes materiales, para una energía de 40 KeV.

La necesidad de calcular  $\mu$ , es fundamental para encontrar el valor del número CT, para cada material empleado, ver tabla 3.3.

|    | Material |      |        |          |           |         |
|----|----------|------|--------|----------|-----------|---------|
|    | aire     | agua | lucita | Nylamid™ | Nylacero™ | Teflón™ |
| UH | -998     | 0    | 42     | 30       | 32        | 314     |

Tabla 3.3. Valores calculados en UH para cada material.

Estos materiales son insuficientes para el diseño del maniquí, por lo que se

procederá a evaluar las UH de otros materiales, directamente en el tomógrafo del hospital B.

La metodología fue la siguiente:

1. El tomógrafo se empleó en las condiciones normales, es decir, tal y como está integrado, para ser utilizado con un paciente.
2. Los materiales se colocaron sobre la mesa, en la parte donde descansa la cabeza del paciente.
3. Se utilizó el protocolo para estudio de cabeza.

Se emplearon los siguientes parámetros, para todos los materiales.

| Tensión (kV) | Carga (mAs) | Espesor de corte | Avance* |
|--------------|-------------|------------------|---------|
| 130          | 70          | 2 mm             | 2 mm    |

\*Avance: desplazamiento de la mesa en forma horizontal que se hace entre corte y corte.

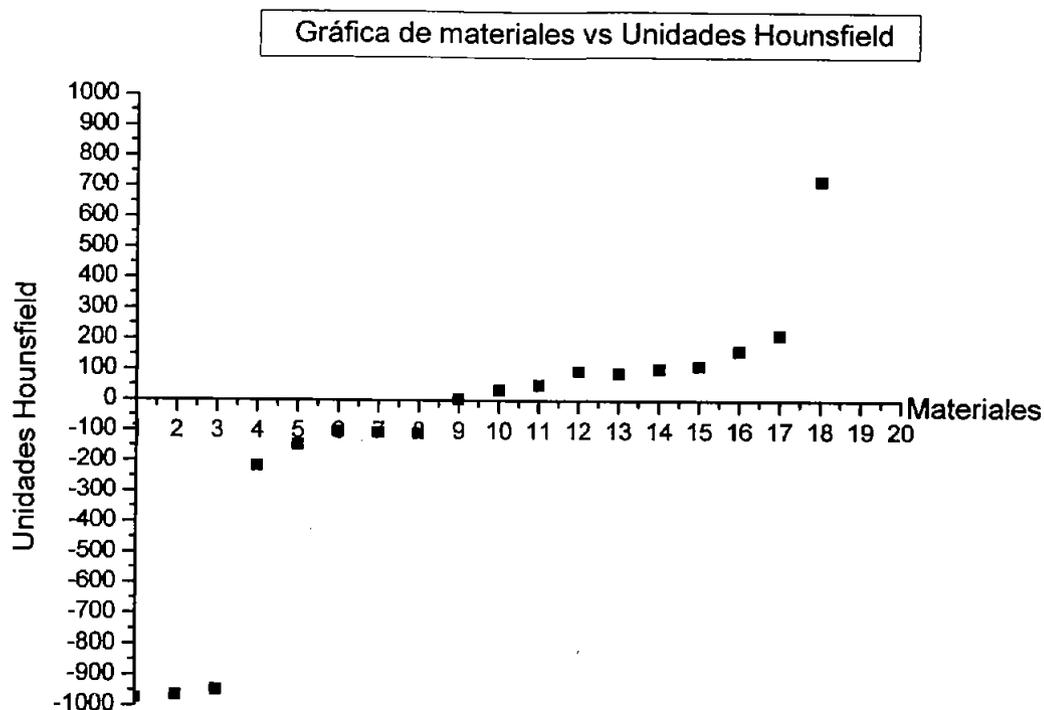
Los resultados obtenidos se presentan en la tabla 3.4.

| 1                       | 2                        | 3                        | 4                       | 5                       | 6                        | 7                       | 8                       | 9                    | 10                    | 11                    | 12                    | 13                    | 14                     | 15                     | 16                     | 17                     | 18                    |
|-------------------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|-----------------------|
| Aire                    | Unicel                   | Styro-foam               | Isopropilico            | Vascli-<br>ne           | Sili-<br>cón             | Cera                    | Parafina                | Agua                 | Leche                 | 60% A<br>40% G        | Nylamid               | Nylon                 | Nylace-<br>ro          | Lucita                 | Dex-<br>trosa          | Glice-<br>rina         | Te-<br>flón           |
| -1001.1<br>±0.9         | -990.7<br>±1.0           | -969.1<br>±0.6           | -230.5<br>±1.3          | -148.77<br>3.45         | -119.20<br>±4.50         | -108.90<br>±2.03        | -108.69<br>±13.38       | -1.00<br>±11.96      | 32.71<br>±1.21        | 50.33<br>±1.58        | 87.60<br>±16.52       | 50.55<br>±4.29        | 104.50<br>±7.07        | 103.70<br>±            | 164.50<br>±1.82        | 212.91<br>±1.84        | 760.47<br>±18.7       |
| -1001.1<br>±0.9         | -990.7<br>±1.2           | -969.2<br>±0.5           | -231.4<br>±1.0          | -147.25<br>±4.65        | -111.5<br>±3.75          | -106.53<br>±2.11        | -110.09<br>±15.91       | -0.61<br>±10.03      | 32.64<br>±1.06        | 49.38<br>±1.94        | 87.51<br>±1.5         | 88.83<br>±2.49        | 103.26<br>±6.03        | 103.33<br>±6.45        | 162.73<br>±1.94        | 214.18<br>±1.79        | 766.89<br>±20.69      |
| -1000<br>±0.8           | -990.8<br>±1.1           | -967.4<br>±1.6           | -230.5<br>±1.5          | -148.18<br>±4.75        | -120.35<br>±2.55         | -108.46<br>±1.84        | -111.32<br>±17.85       | -1.38<br>±10.40      | 33.16<br>±1.12        | 50.09<br>±1.99        | 105.17<br>±9.56       | 89.56<br>±1.89        | 102.55<br>±6.96        | 101.18<br>±8.62        | 164.58<br>±2.02        | 214.08<br>±1.94        | 745.42<br>±29.94      |
| -1000.0<br>±0.6         | -984.3<br>±1.7           | -970.2<br>±0.6           | -229.5<br>±1.0          | -147.20<br>±4.91        | -111.45<br>±2.78         | -106.82<br>±1.79        | -111.52<br>±18.96       | -1.21<br>±11.76      | 33.19<br>±1.30        | 49.28<br>±1.40        | 104.87<br>±9.40       | 88.58<br>±1.90        | 103.93<br>±6.22        | 105.34<br>±8.46        | 162.32<br>±1.49        | 212.91<br>±1.57        | 770.11<br>±30.83      |
| -1001.2<br>±0.9         | -991.7<br>±              | -969.5<br>±1.98          | -231.5<br>±9            | -149.00<br>±5.44        | -122.60<br>±3.55         | -108.51<br>±1.87        | -107.27<br>±13.89       | -1.18<br>±10.19      | 33.16<br>±1.27        | 50.39<br>±1.75        | 105.36<br>±9.41       | 90.29<br>±1.10        | 104.91<br>±8.06        | 101.48<br>±8.74        | 164.25<br>±1.69        | 214.39<br>±1.67        | 750.33<br>±38.07      |
| -1000.0<br>±0.6         | -991.5<br>±1.5           | -970.5<br>±1.0           | -230.4<br>±1.5          | -148.85<br>±4.25        | -117.70<br>±1.5          | -107.25<br>±2.01        | 105.76<br>±11.16        | -0.88<br>±11.76      | 32.84<br>±1.41        | 48.96<br>±1.69        | 86.31<br>±11.92       | 88.20<br>±2.20        | 103.76<br>±8.20        | 107.66<br>±8.96        | 162.29<br>±1.76        | 213.27<br>±1.58        | 765.22<br>±65.25      |
| <b>-100015</b><br>±2.20 | <b>-965.48</b><br>±26.31 | <b>-846.50</b><br>±25.09 | <b>217.61</b><br>±14.28 | <b>-148.20</b><br>±0.80 | <b>*-116.66</b><br>±4.55 | <b>-107.74</b><br>±0.90 | <b>-109.10</b><br>±2.29 | <b>1.04</b><br>±0.27 | <b>32.95</b><br>±0.25 | <b>48.73</b><br>±0.61 | <b>96.31</b><br>±9.87 | <b>89.33</b><br>±0.98 | <b>103.81</b><br>±0.94 | <b>103.78</b><br>±1.93 | <b>163.44</b><br>±1.11 | <b>213.62</b><br>±0.67 | <b>759.44</b><br>±9.8 |

Tabla 3.4. Valores en unidades Hounsfield de los materiales estudiados en el hospital B.

±1 Desviación estándar

Los valores anteriores se muestran en la gráfica 3.1.



Gráfica 1. Relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador.

Los números que aparecen en el eje horizontal corresponden a los siguientes materiales:

1. Aire \*
2. Unicel \*
3. Styrofoam
4. Alcohol isopropílico
5. Vaselina
6. Silicón
7. Cera de Campeche
8. Parafina
9. Agua \*
10. Leche
11. 60% alcohol isopropílico y 40% glicerina
12. Nylamid \*
13. Nylon
14. Nylacero \*
15. Lucita \*
16. Solución. Dextrosa al 10%
17. Glicerina\*
18. Teflón\*

\* Materiales empleados en la construcción del maniquí.

La selección de los materiales para la construcción del maniquí, se hizo de acuerdo con las referencias para un estudio de TAC, y son agua (0 UH) y aire (-1000 UH).

Los materiales elegidos para el diseño del maniquí son: agua, aire, nylamid, nylacero, teflón, lucita, unicel y glicerina. La elección se debió a que los dos primeros son una referencia, y el resto se comporta como algunos tejidos del cuerpo, cuyos valores en unidades Hounsfield se conocen.

En la gráfica 1 del primer capítulo, se presentan los valores en unidades Hounsfield de diferentes órganos, al comparar estos valores con los correspondientes a los números CT de los materiales estudiados, se observan algunas semejanzas:

| Material           | Tejidos   |
|--------------------|---|
| Aire (-1000 UH)    | Pulmón (-950 a -700 UH)   |
| Unicel (-965 UH)   | Pulmón (-959 a -700 UH)   |
| Agua (0 UH)        | Tejido conectivo (0 a 10 UH)                                    |
| Nylamid™ (96 UH)   | Sangre coagulada (70 a 100 UH)<br>Hueso esponjoso (30 a 230 UH) |
| Nylacero™ (103 UH) | Hueso esponjoso (30 a 230 UH)                                   |
| Lucita (123 UH)    | Hueso esponjoso (30 A 230 UH)                                   |
| Glicerina (213 UH) | Hueso esponjoso (30 a 230 UH)                                   |
| Teflón™ (719 UH)   | Hueso compacto (700 a 1000 UH)                                  |

Tabla 3.5. Comparación de materiales y tejidos de acuerdo con el valor de sus unidades Hounsfield.

### 3.4 Aspectos prácticos en la construcción del maniquí

El maniquí de constancia está formado por tres módulos, que pueden manejarse individualmente o integrarlos en uno solo, dependiendo de las evaluaciones que se pretendan efectuar.

En una vista lateral, el maniquí tiene el diseño que se observa en la figura 3.2, en la cual se presentan tres módulos o cilindros, los que contienen agua, aire y lucita, respectivamente.

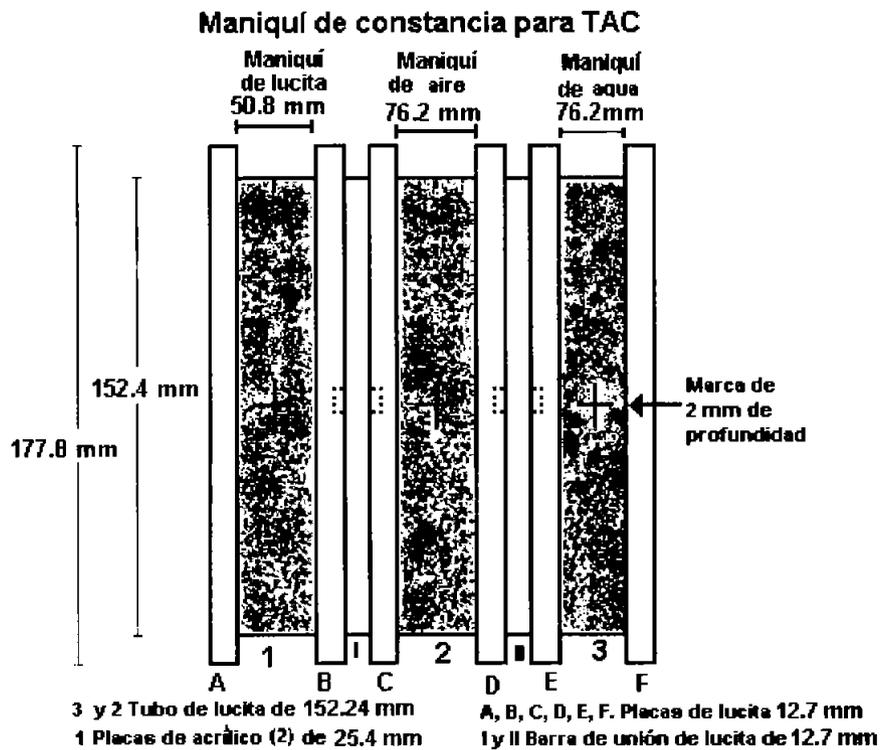


Fig. 3.2. Diseño del maniquí, mostrando sus tres componentes: cilindro de lucita (1), cilindro con aire (2), cilindro lleno de agua destilada (3).

En la siguiente fotografía se observa el maniquí integrado con sus tres módulos.

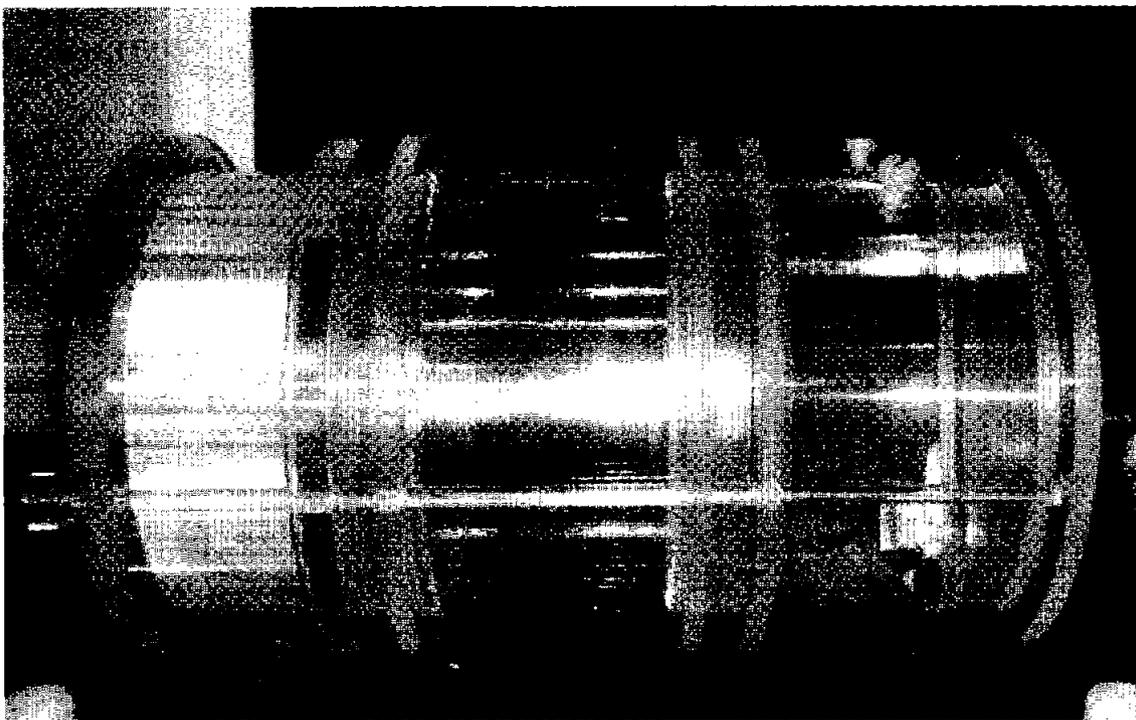


Fig. 3.3. Maniquí. Se observan los tres módulos que lo conforman.

### 3.5 Descripción de cada módulo de maniquí

El primer módulo al que se hará referencia, corresponde al de agua, cuyo diseño es el siguiente:

#### 3.5.1. Módulo 3

Este módulo, también llamado maniquí de agua, está construido con las siguientes características:

- Tubo de lucita de 152.4 mm de diámetro.
- Espesor de la pared del tubo: 6 mm.
- Profundidad de 76.2 mm.
- Dos tapas de lucita de 177.8 mm de diámetro. Una a cada extremo, con espesor de 6 mm.
- Dos perforaciones en la parte superior, de 50 mm de diámetro, ubicadas a 70°, con respecto del centro, para el llenado con agua.
- Dos tornillos de nylamid, que funcionan como tapones.
- En la pared del tubo existe una marca de 2 mm de profundidad, en forma de cruz, con una longitud de 30 mm. Esta marca se utiliza para el centrado del maniquí con respecto al "Gantry".
- Capacidad 1.5 l de agua destilada.
- En los extremos de la tapa tiene dos perforaciones de 6 mm de diámetro, por donde pasan dos varillas de nylamid, que sostienen, en su conjunto, a los tres componentes del maniquí de constancia.

El maniquí de agua sirve para evaluar las siguientes pruebas incluidas en la NOM-158-SSA1-1996:

9.1.1 Calibración del número CT.

9.1.3 Uniformidad del número CT.

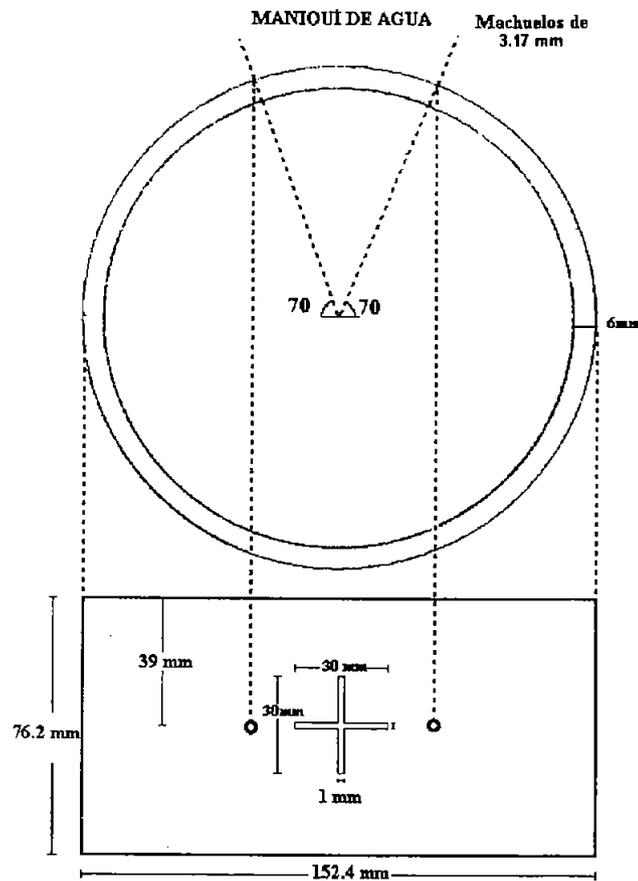


Fig. 3.4. Módulo 3, diseño de maniquí de agua.

### 3.5.2 Módulo 2

Este módulo, también llamado maniquí de aire, está construido con las siguientes características:

- Tubo de lucita de 152.4 mm de diámetro.
- Espesor de la pared del tubo: 6 mm.
- Profundidad de 76.2 mm.
- Dos tapas de lucita de 177.8 mm. Una a cada extremo, con espesor de 6 mm.
- En la pared del tubo tiene una marca de 2 mm de profundidad, en forma de cruz, con una longitud de 30 mm. Esta marca se utiliza para el centrado del maniquí con respecto al "Gantry".
- En los extremos de la tapa tiene dos perforaciones de 6 mm de diámetro, por donde pasan dos varillas de nylamid, que sostienen, en su conjunto, a los tres componentes del maniquí de constancia.

El maniquí de aire evalúa las siguientes pruebas contenidas en la NOM-158-SSA1-1996:

- 9.1.1 Calibración del número CT.
- 9.1.3 Uniformidad del número CT.

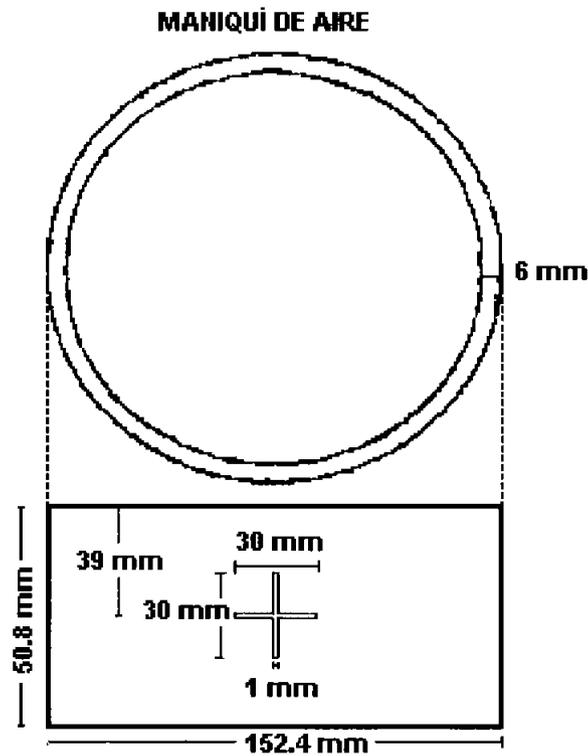


Fig.3.5. Modulo 2, diseño de maniquí de aire.

En la figura 3.6 se muestra el maniquí de aire. Se observa la marca para el centrado con el haz del "Gantry".

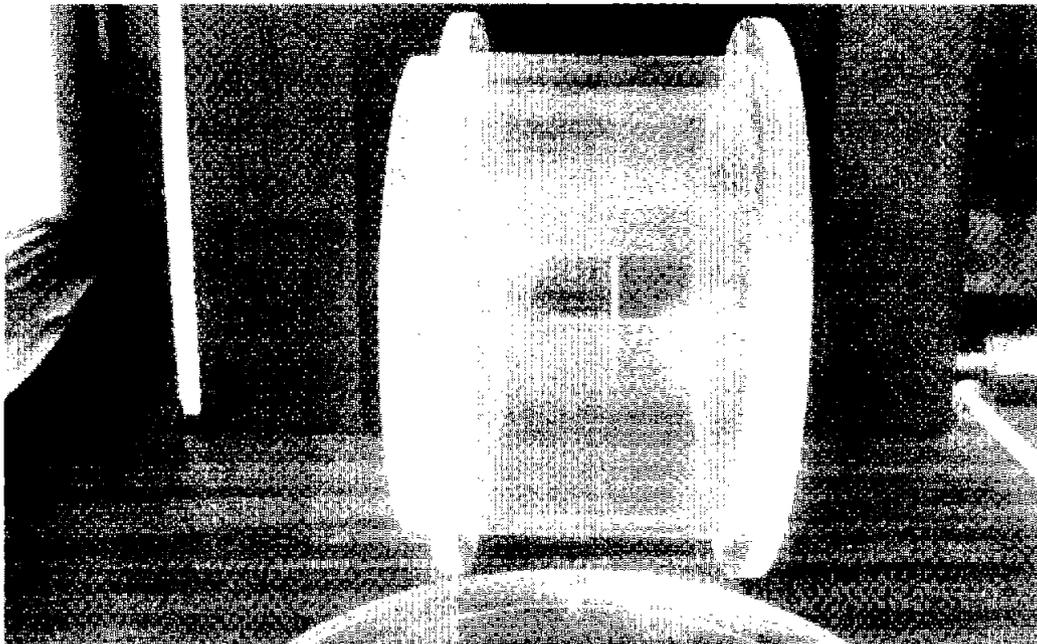


Fig.3.6. Maniquí de aire. La marca en forma de cruz es utilizada como referencia para la colocación del maniquí con el haz de centrado del Gantry.

### 3.5.3 Módulo 1

Este módulo 1, construido en lucita tiene las siguientes características:

- Placa de lucita de 152.4 mm de diámetro.
- Profundidad de 50.8 mm.
- Dos tapas de lucita de 177.8 mm de diámetro. Una a cada extremo.
- 6 perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro y una profundidad de 8 mm. Estas cavidades se emplean para evaluar el alto contraste.
- 6 perforaciones cilíndricas de 2 mm de diámetro, con una profundidad de 10 mm.
- 6 perforaciones cilíndricas de 3 mm de diámetro, con una profundidad de 10 mm.
- 6 perforaciones cilíndricas de 4 mm de diámetro, con una profundidad de 10 mm.
- 6 perforaciones cilíndricas de 5 mm de diámetro con una profundidad de 10 mm.

Las perforaciones anteriores se pueden llenar con cualquier material que se requiera estudiar y son utilizadas para evaluar la relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador.

- 6 perforaciones cilíndricas de 2 mm de diámetro con una profundidad de 2 mm, ubicados a las distancias de: 5, 20 y 40 mm entre ellos. Se utilizan para medir la distancia entre dos puntos.
- 5 perforaciones cilíndricas de 4, 5, 6 y 7 mm, con profundidad de 10 mm. Las cavidades de 5 mm se utilizan para evaluar la resolución de bajo contraste.
- 5 perforaciones cilíndricas de 30 mm de radio cada una y 40 mm de profundidad, donde se pueden insertar los cilindros que se mencionan a continuación.
- 5 contenedores cilíndricos de 28 mm de diámetro y 40 mm de profundidad, cerrados en su parte inferior y con tapa, para ser llenados con cualquier sustancia que pueden ser insertados.
- En la pared exterior del módulo de lucita existe una marca de 2 mm de profundidad, en forma de cruz, con una longitud de 30 mm. Esta marca se utiliza para el centrado del maniquí con respecto al *Gantry*.
- En los extremos de la tapa tiene dos perforaciones de 6 mm de diámetro, por donde pasan dos varillas de nylamid, que sostienen, en su conjunto, a los tres componentes del maniquí de constancia.

El cilindro (1), evalúa las siguientes pruebas:

9.1.7 Resolución de bajo contraste.

9.1.8 Resolución de alto contraste.

9.1.13 Espesor de corte. Para lo que se requiere un dispositivo adicional no probado aún.

Con este módulo se pueden realizar dos pruebas que no están incluidas en la NOM:

- a) Verificación de la distancia entre dos puntos.
- b) Relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador.

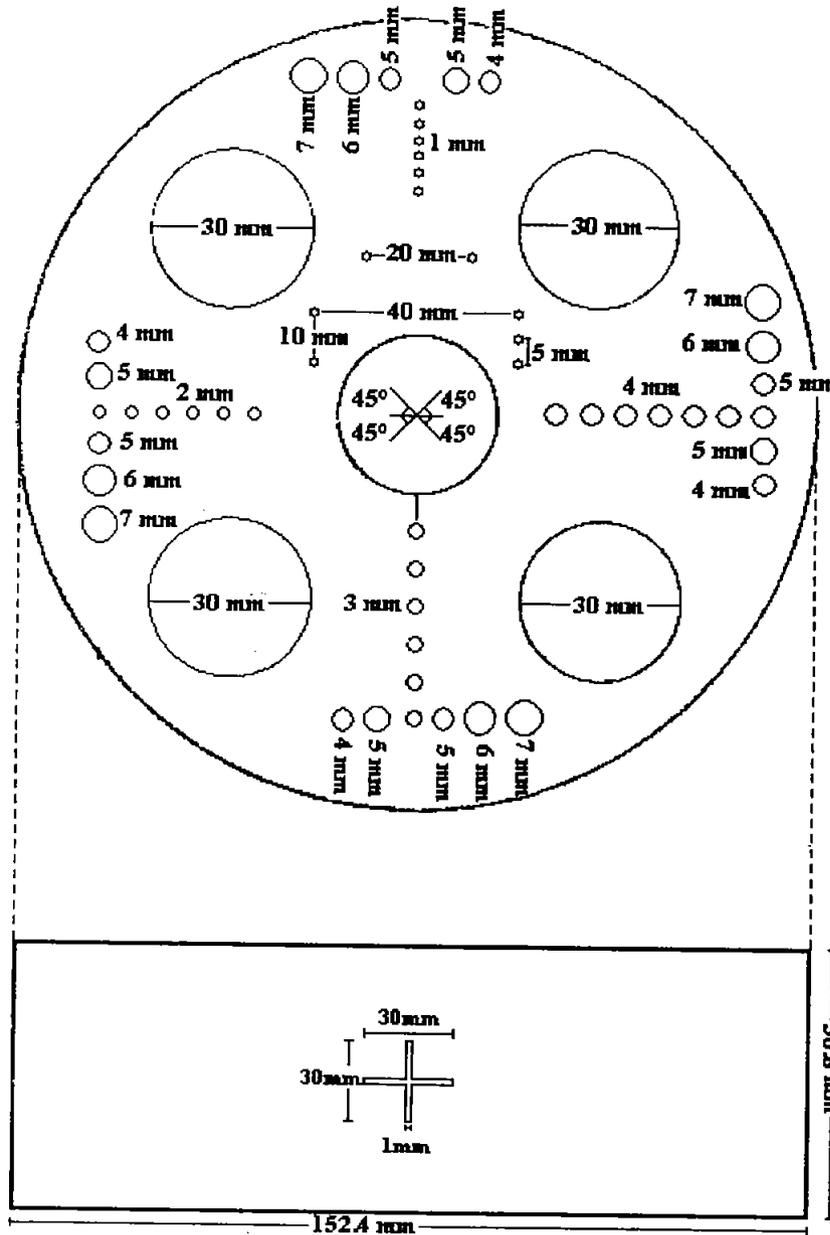


Fig.3.7. Módulo 1, diseño del maniquí para alto y bajo contraste.

En la figura 3.8 se observan los componentes que forman al módulo 1, como son los cilindros de teflón, nylacero, nylamid, las perforaciones con distinto diámetro, y los contenedores cilíndricos.

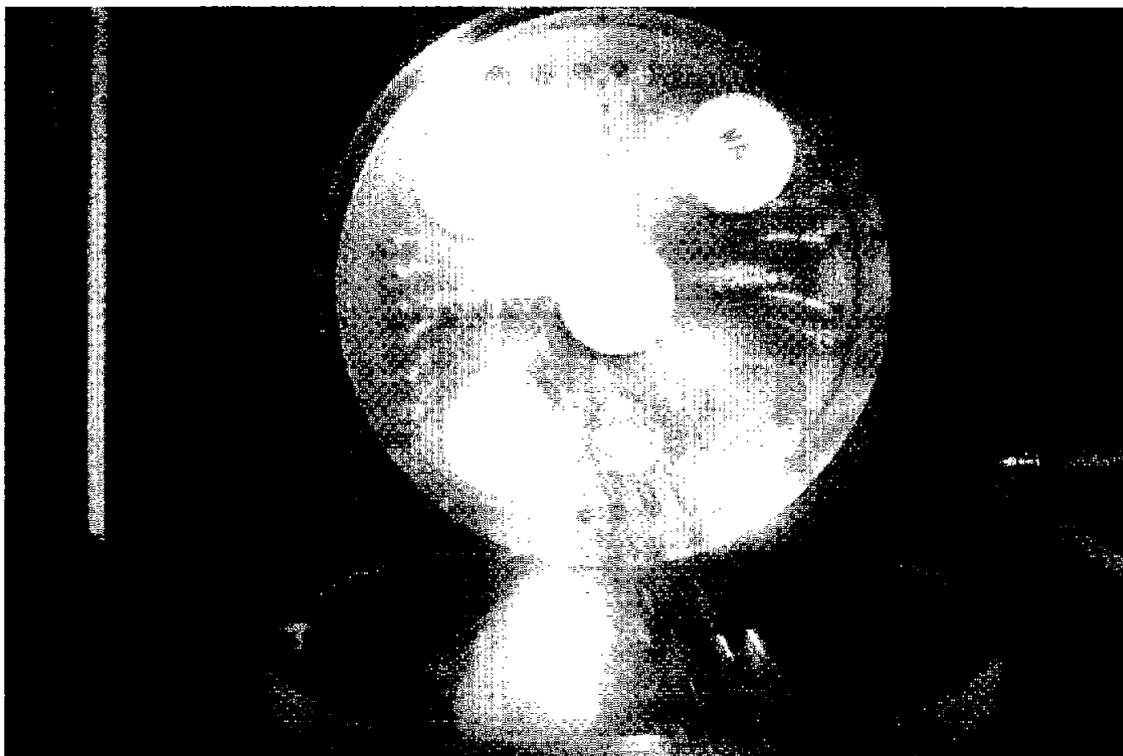


Fig. 3.8. Maniquí de lucita. Se observan las componentes que lo conforman.

Todo el maniquí está sobre dos soportes y una base. Presenta 4 niveles y 4 tornillos, utilizados para efectuar la nivelación del maniquí, ver figura. 3.9.



Fig.3.9. El maniquí de constancia montado en un equipo de TAC, marca Siemens Somatom AR.

En la NOM-158-SSA1-1996 no se hace mención de evaluar la distancia entre dos puntos, pero en el maniquí de acreditación sí se atiende este aspecto, el cual es importante que se evalúe, ya que se ocupa principalmente para medir el tamaño de una región que presente alguna anomalía.

Como ya se mencionó al módulo 3 se le construyeron adicionalmente 5 contenedores cilíndricos de 28 mm de diámetro, como los observados en la figura 3.10, mismos que pueden ser llenados con cualquier material sólido o líquido; incluso pueden ser retirados e introducir en la cavidad cilindros de otro tipo de materiales.

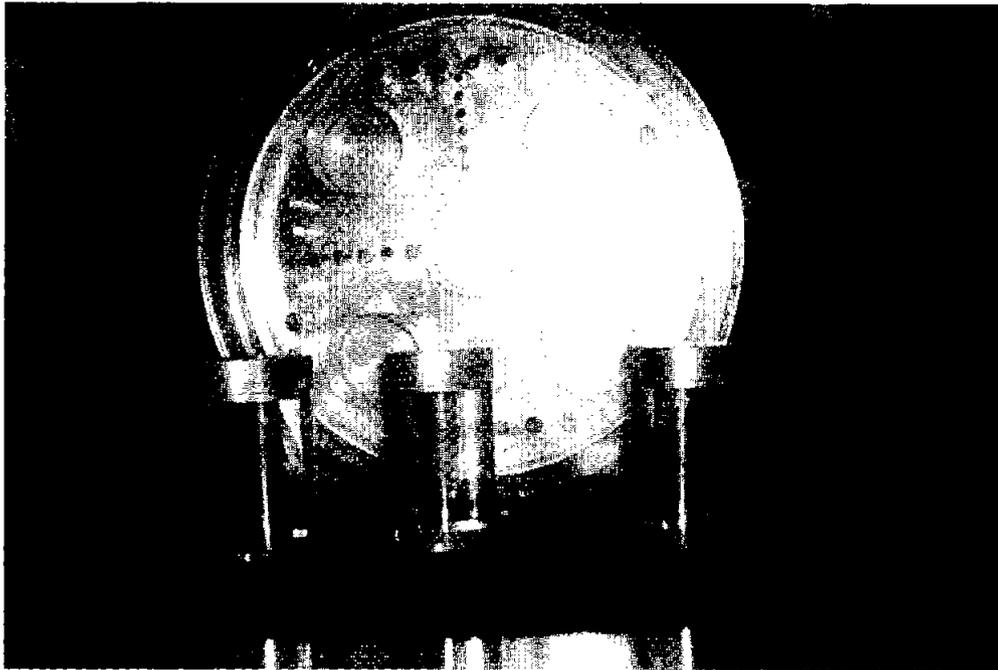


Fig.3.10. Maniquí con los cilindros de 28 mm de diámetro, donde se puede introducir cualquier material o sustancia.

El maniquí de constancia, es un dispositivo que permite evaluar en su primera etapa de construcción, la mayoría de las pruebas indicadas en la NOM-158-SSA1-1996. Aun no se llevan a cabo las pruebas del bajo contraste, el espesor de corte y la dependencia del número CT del tamaño con respecto al tamaño del maniquí.

El maniquí de constancia fue usado en dos hospitales públicos, y se han obtenido resultados que permiten evaluar el funcionamiento de los equipos de TAC; en el siguiente capítulo se presentarán estos resultados.

# CAPÍTULO IV

## Método experimental y resultados

### 4.1 Método experimental

Además de diseñar y construir un maniquí de constancia, este trabajo propuso determinar la forma en que se encuentran operando dos tomógrafos computarizados. Para ello se someterá a los equipos a una evaluación. Así mismo, se determinará la calidad de la imagen producida por cada uno de los sistemas mediante la exposición del maniquí de constancia construido en el IFUNAM.

#### 4.1.1 Hospitales

Los equipos de tomografía que fueron objeto de estudio pertenecen a dos hospitales del Sector Salud, ubicados en el D. F. El número de pacientes que solicitan estudios de tomografía en cada hospital, al día, son del orden de 40. Por razones éticas no se identifican los hospitales al presentar los resultados, denominándoseles Hospital A y B.

#### 4.1.2 Personal

En el momento de realizarse este estudio, cada hospital se contaba con un técnico radiólogo. En un hospital se contaba con el apoyo del médico radiólogo encargado del servicio y no existía físico médico asociado a ninguno de estos servicios.

#### 4.1.3. Equipos de TAC bajo estudio

Los equipos a los que se les realizaron pruebas de control de calidad fueron:

- Tomógrafo *General Electric HiSpeedCT/i SYS = CT01* (4ª Generación).
- Tomógrafo Siemens Somatom AR (3ª Generación).

#### 4.1.4. Equipo para el control de calidad

A continuación se enlista el equipo utilizado para realizar las pruebas de control de calidad en los dos equipos de tomografía, mismo que pertenece al Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM).

- Maniquí (construido en el IFUNAM).
- 5 frascos de plástico de 50 ml con tapa, de 28 mm de diámetro, utilizados para introducir diferentes materiales o sustancias.
- Cilindro de Nylamid de 28 mm de diámetro.
- Cilindro de Nylacero de 28 mm de diámetro.
- Cilindro de Teflón de 28 mm de diámetro.

Los cilindros anteriores son intercambiables, ver figuras 3.8 y 3.10.

#### 4.1.5 Procedimientos

Los procedimientos de trabajo, así como las hojas de registro, se basan en lo establecido en la NOM-158-SSA1-1996. Los procedimientos y las hojas de registro para cada prueba se encuentran en el Anexo 2.

Con las herramientas mencionadas en el párrafo anterior se obtuvieron los resultados que se muestran en las secciones que siguen.

#### 4.2 Resultados. Hospital A

Los criterios de aceptación se tomaron de acuerdo con la NOM-158-SSA1-1996, en todos aquellos casos en que la NOM establece algún criterio.

Las evaluaciones se efectuaron considerando lo siguiente:

1. El equipo se empleó en condiciones normales, es decir, tal y como está integrado para ser utilizado con un paciente.
2. El maniquí se ubicó sobre la mesa del paciente.
3. Se utilizó la técnica para estudio de cabeza.

Se emplearon los siguientes parámetros, para todas las medidas.

| Tensión (kV) | Carga (mAs) | Espesor de corte | Avance |
|--------------|-------------|------------------|--------|
| 140          | 70          | 1 mm             | 3 mm   |

Las lecturas se consideraron tomando una región de interés, con determinada área, en cada imagen.

Los números de cada apartado corresponden a la numeración seguida por la NOM-158-SSA1-1996.

##### 4.2.1. Calibración del número CT (Prueba 9.1.1 NOM)

Esta prueba se efectúa empleando el módulo 2 y 3 del maniquí, en ambos se toman dos regiones de interés ubicada al centro del maniquí, se mide el valor en unidades Hounsfield y se compara con lo establecido en la NOM.

Tabla4.1. Calibración del número CT

|               | Hospital A |           |
|---------------|------------|-----------|
|               | Aire       | Agua      |
| No. CT medido | -974 ± 10  | -1.04 ± 8 |
| Cumple NOM    | No         | Sí        |

**Criterio de aceptación:** Si el sistema de tomografía computarizada utiliza números CT expresados en unidades Hounsfield, el sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$ , y en agua produzca un número CT promedio de  $0 \pm 5$ . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, semanalmente.

#### 4.2.2. Constancia del número CT (Prueba 9.1.2 NOM)

En esta prueba se utiliza el módulo 2, se toman cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí (derecha, izquierda, centro, inferior o superior). Se mide el valor de las unidades Hounsfield en cada una de las cuatro regiones y se verifica que presenten una constancia.

Tabla 4.2. Constancia del número CT

|               | Hospital A |           |           |           |
|---------------|------------|-----------|-----------|-----------|
|               | Agua       |           |           |           |
|               | ROI 1      | ROI2      | ROI3      | ROI4      |
| No. CT medido | -1.3 ± 10  | -1.2 ± 11 | -1.1 ± 10 | -0.8 ± 11 |
| Cumple NOM    | No         | No        | No        | No        |

**Criterio de aceptación:** El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente.

#### 4.2.3. Uniformidad del número CT (Prueba 9.1.3 NOM)

En esta prueba se utiliza el módulo 1 (formado por placa de lucita). Se toman dos regiones de interés de 100 pixeles o una ROI equivalente. Se mide el valor en unidades Hounsfield. En ambas ROI debe presentarse una constancia, teniendo a lo más una diferencia de  $\pm 5$  UH.

Tabla 4.3. Uniformidad del número CT

|               | Hospital A |         |
|---------------|------------|---------|
|               | ROI 1      | ROI 2   |
| No. CT medido | 103 ± 8    | 101 ± 8 |
| Cumple NOM    | Sí         | Sí      |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno de un atenuador uniforme no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 píxeles o ROI cualesquiera. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, trimestralmente.

#### 4.2.4. Dependencia del número CT del espesor de corte (Prueba 9.1.4 NOM)

Se utiliza cualquier cilindro del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se efectuó en el que contiene aire. Se eligieron distintos espesores de corte (2, 3 y 5 mm). En cada uno de ellos se selecciona una región de 100 píxeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT.

Tabla 4.4. Dependencia del número CT del espesor de corte

|               | Hospital A |           |           |
|---------------|------------|-----------|-----------|
|               | 2 mm       | 3 mm      | 5 mm      |
| No. CT medido | -992 ± 15  | -985 ± 10 | -962 ± 25 |
| Cumple NOM    | No         | No        | No        |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada en el centro de la imagen del maniquí, lleno con un medio atenuador uniforme, debe estar dentro de ± 5 unidades CT para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

#### 4.2.5. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción (Prueba 9.1.6 NOM)

Esta prueba se efectúa utilizando cualquier cilindro del maniquí (agua, aire o lucita). En este caso se realizó en el que contiene agua; antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción a "smooth", "standard" o "sharp". Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que ± 5 UH.

Tabla 4.5. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

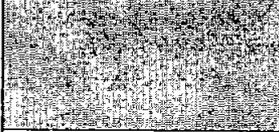
|  | Hospital A |          |       |
|---|------------|----------|-------|
|   | smooth     | standard | sharp |
| No. CT medido   | -1 ± 5     | -2 ± 6   | 1 ± 5 |
| Cumple NOM  | Sí         | Sí       | Sí    |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT en el centro del maniquí debe variar en menos de  $\pm 5$  unidades CT si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, siempre que se use el tamaño del maniquí apropiado para cada algoritmo. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, una vez al año.

#### 4.2.6. Resolución de alto contraste (Prueba 9.1.8 NOM)

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1mm de diámetro. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las seis perforaciones y éstas deben ser visibles en el monitor, con respecto al medio que los rodea.

Tabla 4.6. Resolución de alto contraste (Prueba 9.1.8 NOM)

|  | Hospital A |         |
|--|------------|---------|
|  | Aire       | Lucita  |
| No. CT medido  | -956 ± 10  | 101 ± 8 |
| Dif. %   | >10%       | >10%    |
| Cumple NOM   | Sí         | Sí      |

**Criterio de aceptación:** Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

En la NOM-158-SSA1-1996 no se mencionan dos parámetros, que a nuestro parecer, son importantes: la verificación de la distancia entre dos puntos y la relación entre las unidades Hounsfield y materiales diferentes al aire y al agua. Los resultados obtenidos, para estas pruebas son:

#### 4.2.7. Verificación de distancia entre dos puntos

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan las perforaciones cilíndricas de 1mm de diámetro, ubicadas a determinadas

distancias entre ellas (5, 10, 20 y 40 mm), se mide en el monitor del tomógrafo con el comando función distancia y se verifica que las distancias sean iguales.

Tabla 4.7. Verificación de distancia entre dos puntos

|                          | Hospital A |           |           |           |
|--------------------------|------------|-----------|-----------|-----------|
| Distancia nominal en mm  | 5          | 10        | 20        | 40        |
| Distancia medida en mm   | 5 ± 0.01   | 10 ± 0.01 | 20 ± 0.01 | 40 ± 0.01 |
| Corresponde a la nominal | Sí         | Sí        | Sí        | Sí        |

No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSAI-1996.

#### 4.2.8. Relación entre unidades Hounsfield y material atenuador

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (unicel, nylamid, nylacero, lucita, glicerina y teflón) y se miden sus UH.

Tabla 4.8. Relación entre unidades Hounsfield y material atenuador

|           | Hospital A*     |
|-----------|-----------------|
| Aire      | -974.71 ± 13.73 |
| Unicel    | -945.50 ± 3.50  |
| Agua      | -1.04 ± 0.20    |
| Nylamid   | 96.31 ± 9.86    |
| Nylacero  | 103.81 ± 2.59   |
| Lucita    | 123.08 ± 1.20   |
| Glicerina | 215.40 ± 3.50   |
| Teflón    | 719.40 ± 58.85  |

\*Resultados de un promedio de seis medidas.

No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSAI-1996.

Los valores obtenidos se presentan en la figura 4.1

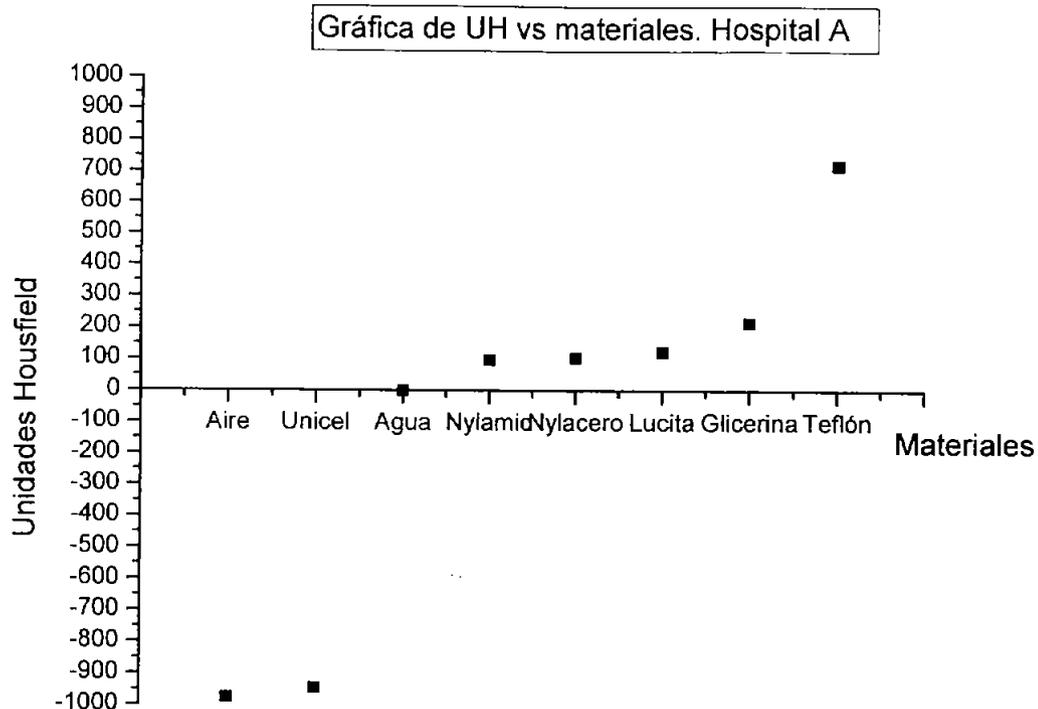


Figura 4.1. Se observan, para cada material, los valores experimentales en unidades Hounsfield, del Hospital A.

#### 4.3 Resultados. Hospital B

Los criterios de aceptación se tomaron de acuerdo con la NOM-158-SSA1-1996, en todos aquellos casos en que la NOM establece algún criterio.

Las evaluaciones se efectuaron considerando lo siguiente:

1. El equipo se empleó en condiciones normales, es decir, tal y como está integrado para ser utilizado con un paciente.
2. El maniquí se ubicó sobre la mesa del paciente.
3. Se utilizó la técnica para estudio de cabeza.
4. Se emplearon los siguientes parámetros, para todas las medidas.

| Tensión (kV) | Carga (mAs) | Espesor de corte | Avance |
|--------------|-------------|------------------|--------|
| 130          | 70          | 2 mm             | 2 mm   |

Las lecturas se consideraron tomando una región de interés, con determinada área, en cada imagen.

Los números de cada apartado corresponden a la numeración seguida por la NOM-158-SSA1-1996.

#### 4.3.1. Calibración del número CT (Prueba 9.1.1 NOM)

Esta prueba se efectúa empleando el módulo 2 y 3 del maniquí, en ambos se toman dos regiones de interés ubicada al centro del maniquí, se mide el valor en unidades Hounsfield y se compara con lo establecido en la NOM.

Tabla 4.9. Calibración del número CT

|               | Hospital B   |               |
|---------------|--------------|---------------|
|               | Aire         | Agua          |
| No. CT medido | $-999 \pm 1$ | $-1.40 \pm 2$ |
| Cumple NOM    | Sí           | Sí            |

**Criterio de aceptación:** Si el sistema de tomografía computarizada utiliza números CT expresados en unidades Hounsfield, el sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$ , y en agua produzca un número CT promedio de  $0 \pm 5$ . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, semanalmente.

#### 4.3.2. Constancia del número CT (Prueba 9.1.2 NOM)

En esta prueba se utiliza el módulo 2, se toman cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí (derecha, izquierda, centro, inferior o superior). Se mide el valor de las unidades Hounsfield en cada una de las cuatro regiones y se verifica que presenten una constancia.

Tabla 4.10. Constancia del número CT

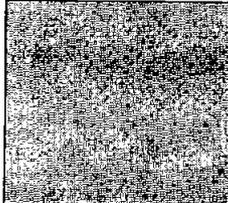
|               | Hospital B   |              |              |              |
|---------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|               | Agua         |              |              |              |
|               | ROI1         | ROI2         | ROI3         | ROI4         |
| No. CT medido | $-1.9 \pm 4$ | $-1.0 \pm 2$ | $-0.2 \pm 3$ | $-0.9 \pm 3$ |
| Cumple NOM    | Sí           | Sí           | Sí           | Sí           |

**Criterio de aceptación:** El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente.

#### 4.3.3. Uniformidad del número CT (Prueba 9.1.3 NOM)

En esta prueba se utiliza el módulo 1 (formado por placa de lucita). Se toman dos regiones de interés de 100 píxeles o una ROI equivalente. Se mide el valor en unidades Hounsfield. En ambas ROI debe presentarse una constancia, teniendo a lo más una diferencia de  $\pm 5$  UH.

Tabla 4.11. Uniformidad del número CT

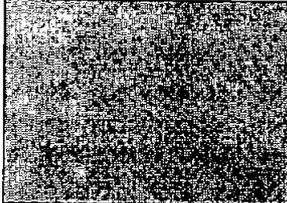
|  | Hospital B  |             |
|---|-------------|-------------|
|   | Acrílico    |             |
|   | ROI 1       | ROI 2       |
| No. CT medido   | $111 \pm 2$ | $112 \pm 2$ |
| Cumple NOM  | Sí          | Sí          |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno de un atenuador uniforme no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 píxeles o ROI cualesquiera. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, trimestralmente.

#### 4.3.4. Dependencia del número CT del espesor de corte (Prueba 9.1.4 NOM)

Se utiliza cualquier cilindro del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se efectuó en el que contiene aire. Se eligieron distintos espesores de corte (2, 3 y 5 mm). En cada uno de ellos se selecciona una región de 100 píxeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT.

Tabla 4.12. Dependencia del número CT del espesor de corte

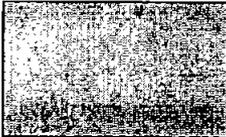
|  | Hospital B   |              |              |
|---|--------------|--------------|--------------|
|   | Aire         |              |              |
|   | 2 mm         | 3 mm         | 5 mm         |
| No. CT medido   | $-996 \pm 1$ | $-998 \pm 1$ | $-999 \pm 1$ |
| Cumple NOM  | Sí           | Sí           | Sí           |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí, lleno con un medio atenuador uniforme, debe estar dentro de  $\pm 5$  unidades CT para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

4.3.5. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción (Prueba 9.1.6 NOM)

Esta prueba se efectúa utilizando cualquier cilindro del maniquí (agua, aire o lucita). En este caso se realizó en el que contiene agua; antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción a "smooth", "standard" o "sharp". Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que  $\pm 5$  UH.

Tabla 4.13. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

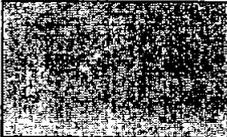
|  | Hospital B |           |           |
|---|------------|-----------|-----------|
|   | smooth     | standard  | sharp     |
| No. CT medido   | $0 \pm 3$  | $0 \pm 4$ | $0 \pm 5$ |
| Cumple NOM  | Sí         | Sí        | Sí        |

**Criterio de aceptación:** El promedio del número CT en el centro del maniquí debe variar en menos de  $\pm 5$  unidades CT, si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, siempre que se use el tamaño del maniquí apropiado para cada algoritmo. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, una vez al año

4.3.6 Resolución de alto contraste (Prueba 9.1.8 NOM)

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1mm de diámetro. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las seis perforaciones y éstas deben ser visibles en el monitor, con respecto al medio que los rodea.

Tabla 4.14. Resolución de alto contraste

|  | Hospital B   |             |
|---|--------------|-------------|
|   | Aire         | Lucita      |
| No. CT medido   | $-999 \pm 1$ | $110 \pm 2$ |
| Dif %   | >10%         | >10%        |
| Cumple NOM  | Sí           | Sí          |

**Criterio de aceptación:** Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

En la NOM-158-SSA1-1996 no se mencionan dos parámetros, que a nuestro parecer, son importantes: la verificación de la distancia entre dos puntos y la relación entre las unidades Hounsfield y el material atenuador. Los resultados obtenidos para estas pruebas son:

#### 4.3.7. Verificación de la distancia entre dos puntos

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan las perforaciones cilíndricas de 1mm de diámetro, ubicadas a determinadas distancias entre ellas (5, 10, 20 y 40 mm), se miden en el monitor del tomógrafo con el comando función distancia y se verifica que las distancias sean iguales.

Tabla 4.15. Verificación de la distancia entre dos puntos

|                          | Hospital B |           |             |           |
|--------------------------|------------|-----------|-------------|-----------|
| Distancia nominal en mm  | 5          | 10        | 20          | 40        |
| Distancia medida en mm   | 5.1 ± 0.02 | 10 ± 0.02 | 20.1 ± 0.02 | 40 ± 0.02 |
| Corresponde a la nominal | Sí         | Sí        | Sí          | Sí        |

No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSAI-1996.

#### 4.3.8. Relación entre unidades Hounsfield y material atenuador

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (unicel, nylamid, nylacero, lucita, glicerina y teflón) y se miden sus UH.

Tabla 4.16. Relación entre unidades Hounsfield y material atenuador

|           | Hospital B *   |
|-----------|----------------|
| Aire      | -999.08 ± 1.59 |
| Unicel    | -960.50 ± 4.50 |
| Agua      | -1.40 ± 0.63   |
| Nylamid   | 92.86 ± 0.48   |
| Nylacero  | 95.78 ± 0.18   |
| Lucita    | 122.70 ± 1.77  |
| Glicerina | 220 ± 2.50     |
| Teflón    | 921.61 ± 1.98  |

\*Resultados de un promedio de seis medidas.

No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSAI-1996.

Los valores obtenidos se presentan en la figura 4.2.

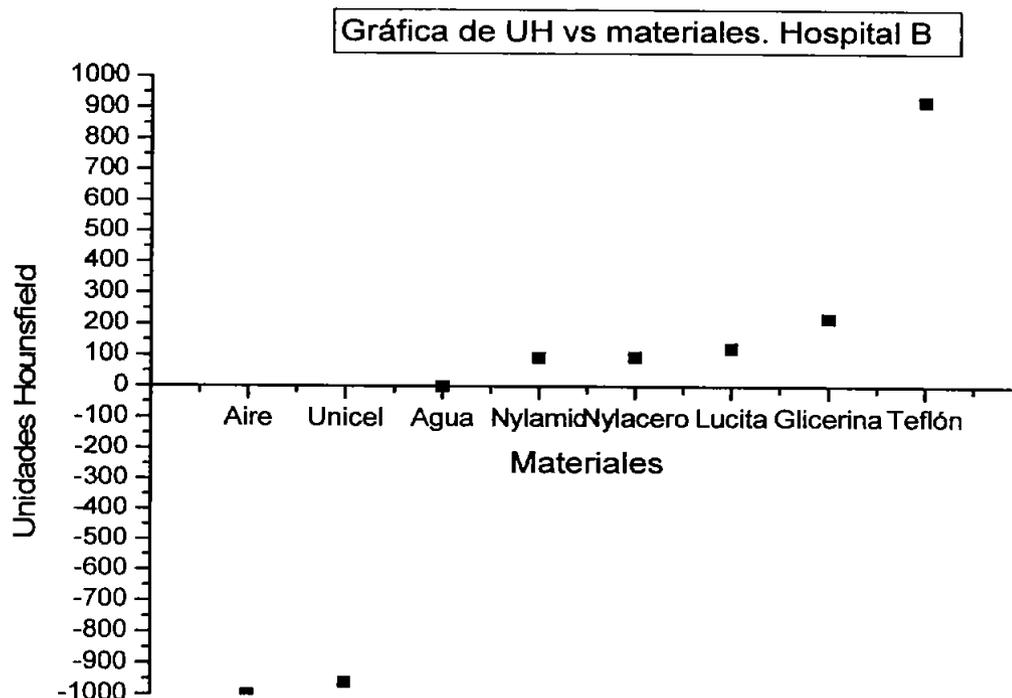


Figura 4.2. Se observan, para cada material los valores experimentales en unidades Hounsfield. Hospital B.

# CAPÍTULO V

## Discusión de los resultados y conclusiones

### 5.1 Discusión del diseño y construcción del maniquí

Uno de los objetivos de este trabajo fue diseñar y construir un maniquí de bajo costo, hecho con materiales que se encuentren en el país, y que sirva para evaluar las condiciones de funcionamiento de equipos de tomografía computarizada.

El maniquí es cilíndrico porque representa al cuerpo humano o alguna parte de él, además que así lo sugieren la AAPM y la NOM-158-SSA1-1996.

Está formado por tres módulos (agua, aire y lucita), que se pueden integrar en uno sólo mediante dos barras de nylon que lo sujetan por cada extremo. Cada módulo puede utilizarse de manera individual.

Se eligió la lucita como base del cuerpo del maniquí, debido a que es un material con alto grado de radiotransparencia, fácil de conseguir y de costo accesible. Cada módulo es una sección de un tubo de lucita; en la pared de cada tubo existe una marca en forma de cruz, utilizada para centrar el módulo con la luz de posicionamiento del *Gantry*.

La atenuación que presentan los materiales elegidos para su construcción tienen que presentar una gran similitud con la de ciertos tejidos que sirven como referencia, tales como pulmón, hueso, y con los parámetros establecidos como el agua, porque el cuerpo humano contiene un alto porcentaje de ella. Los materiales elegidos son: para el cuerpo del maniquí, tubo y placa de lucita y por dentro de los cilindros aire, uncel, agua destilada, nylamid, nylacero, lucita, glicerina y teflón.

El primer módulo corresponde al de agua; este cilindro tiene una capacidad de 1.5 l de agua, se utiliza agua destilada, misma que es inyectada a través de una perforación. Se utiliza el agua porque es un material de referencia, con un valor de 0 unidades Hounsfield.

El segundo módulo corresponde al de aire. Es un cilindro hueco cerrado en sus extremos. Contiene aire, porque es un material de referencia y se le asigna un valor de -1000 UH.

El módulo de lucita, está formado por una placa sólida, en la que se le hicieron perforaciones de diferente diámetro, como son:

- 5 perforaciones de 1 mm de diámetro, utilizadas para evaluar el alto contraste.
- 5 perforaciones de 2, 3 y 4 mm de diámetro, que pueden ser llenadas con diferentes materiales, según las necesidades que se tengan.
- 8 perforaciones de 5 mm de diámetro, para ser llenados con materiales que difieran en su atenuación en 1 %, del medio que los rodea, para evaluar el bajo contraste.

- 4 perforaciones de 6 y 7 mm de diámetro, para ser llenados con diferentes materiales según las necesidades que se tengan.

Se consideró conveniente hacer que el maniquí sirviera para poder determinar la calidad de la imagen generada por el TAC. Esto se realizó al establecer una relación entre ciertos materiales sólidos o líquidos, y las unidades Hounsfield que éstos producen en un estudio de TAC. Además se pueden relacionar estos valores con los obtenidos en UH, con los producidos por distintos tejidos del cuerpo humano, con la ventaja de que los usados no cambian su comportamiento ante la radiación al transcurrir del tiempo.

En el maniquí se pueden colocar diversos materiales o sustancias en los cilindros con tapa, que se construyeron como aditamentos, e insertarlos en las perforaciones de 30 mm de diámetro, ubicadas en el centro y en los cuatro extremos del mismo. También pueden ser colocados diversos cilindros de diferente material como los elaborados de teflón, nylamid y nylacero. Se emplearon estos materiales porque responden a los rayos X en forma similar a algunos tejidos del cuerpo humano, ver tabla 5.1.

| Material           | Tejidos   |
|--------------------|---|
| Aire (-1000 UH)    | Pulmón (-950 a -700 UH)   |
| Unicel (-965 UH)   | Pulmón (-959 a -700 UH)   |
| Agua (0 UH)        | Tejido conectivo (0 a 10 UH)                                    |
| Nylamid (96 UH)    | Sangre coagulada (70 a 100 UH)<br>Hueso esponjoso (30 a 230 UH) |
| Nylacero (103 UH)  | Hueso esponjoso (30 a 230 UH)                                   |
| Lucita (123 UH)    | Hueso esponjoso (30 a 230 UH)                                   |
| Glicerina (213 UH) | Hueso esponjoso (30 a 230 UH)                                   |
| Teflón (719 UH)    | Hueso compacto (700 a 1000 UH)                                  |

Tabla 5.1. Se muestra la relación de los materiales contenidos en el maniquí y su comparación con algunos tejidos.

Una prueba que se contempló durante el diseño y construcción del maniquí, consiste en medir la distancia entre dos puntos. Esta prueba no se contempla en la NOM. El interés surge al conocer el funcionamiento de los equipos y a partir de los comentarios de los técnicos y médicos radiólogos, que requieren medir en el monitor, el diámetro de alguna región en la que observan alguna anomalía.

En la construcción del maniquí se consideró esta situación y en la placa de lucita se

hicieron perforaciones de 1 mm de diámetro a determinadas distancias (5, 10, 20 y 40 mm).

El maniquí se construyó con materiales que se encuentran en el país, lo que implica un menor costo, en comparación con maniqués similares comercializados en el extranjero.

Ya construido el maniquí, al realizar pruebas en el equipo B se observó una imagen axial con un corte que abarcaba dos materiales distintos, presentando un valor del número CT, que no representaba el de ninguno de los dos materiales, sino una combinación de ambos. Esto se debió a que la mesa presentaba una inclinación, y se obtenían cortes diagonales y no perpendiculares al eje axial; por lo que fue necesario construir una base con 4 niveles y 4 tornillos ajustadores. Este aditamento ayuda a obtener un buen centrado del maniquí con respecto al *Gantry*, no importando si la mesa presenta alguna inclinación.

## **5.2 Discusión de los resultados obtenidos en los tomógrafos**

Al término de la construcción del maniquí, éste se utilizó para evaluar las condiciones de funcionamiento de estos equipos pertenecientes a dos hospitales públicos, obteniéndose lo siguiente:

### **Calibración del número CT**

Esta prueba se efectúa con los cilindros que contienen agua y aire, en ambos se toma una región de interés ubicada en el centro, se mide el valor en unidades Hounsfield para cada uno de ellos y se compara con lo establecido en la NOM-158-SSA1-1996

El equipo del hospital A, presenta fallas en su calibración, ya que una exposición en aire debe producir  $-1000 \pm 5$  UH y en el equipo obtenemos  $-974 \pm 10$  UH, presentando una diferencia de más de 20 UH. Sin embargo, la calibración con agua  $0 \pm 5$  UH, produce un número CT de  $-1.04 \pm 1$  UH, que se encuentra dentro del intervalo aceptable.

En el hospital B, la calibración está dentro de lo establecido. Para una exposición en aire se obtiene un valor de  $-999 \pm 1$  UH y una exposición en agua produce un valor de  $-1.40 \pm 2$  UH.

El equipo del hospital A, tiene una carga de trabajo inferior, aproximadamente 5 pacientes por día, y no se encuentra adecuadamente calibrado. El equipo del hospital B presenta una calibración adecuada, a pesar de la carga de trabajo a que está sujeto, aproximadamente 40 pacientes al día.

Esta prueba es importante, su periodo de realización es semanal, el valor del aire en unidades Hounsfield es una referencia y los equipos de tomografía deben presentar una adecuada calibración.

## **Constancia del número CT**

En esta prueba se utiliza el cilindro del maniquí que contiene agua. Se escogen cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí, como pueden ser centro, derecha, izquierda, inferior o superior. Se mide el valor del número CT en cada una de ellas y se verifica que presenten una constancia.

Al efectuar las pruebas en el equipo del hospital A, el número CT no presenta una constancia en las cuatro regiones de interés, dando valores de  $-1.3 \pm 10$ ,  $-1.2 \pm 11$ ,  $-1.1 \pm 10$  y  $-0.8 \pm 11$  UH. Por lo tanto, no cumple con lo establecido en la NOM-158-SSA1-1996. El valor correspondiente en agua es de  $0 \pm 5$  UH, dando una incertidumbre que sale del intervalo tolerado.

En el hospital B, el valor del número CT presenta una constancia en las cuatro regiones de interés seleccionadas. Los resultados son:  $(-1.9 \pm 4, -1.0 \pm 2, -0.2 \pm 3$  y  $^{\circ}-0.9 \pm 3)$  y se encuentran dentro del intervalo aceptable de acuerdo con la NOM-158-SSA1-1996.

El equipo del hospital A, no presenta una constancia adecuada. El hospital B si la presenta. El valor del número CT, usando como material irradiado el agua, es una buena referencia en todo equipo de TAC, por lo tanto, es indispensable que los equipos aprueben estas dos primeras pruebas, de ahí la frecuencia en su realización. Esta prueba se realiza quincenalmente.

## **Uniformidad del número CT**

Para efectuar esta prueba se considera un medio atenuador uniforme. Se utiliza la parte del maniquí formado con placa de lucita. Se toman dos regiones de 100 pixeles o ROI equivalente. Se mide su valor en UH. En ambas ROI los números CT deben ser uniformes, con una diferencia máxima de 5 UH; la prueba se efectúa cada tres meses.

El equipo de tomografía del hospital A, cumple con lo establecido en la NOM, porque los valores en unidades Hounsfield se encuentran dentro del intervalo establecido, para las dos regiones, dando valores de  $103 \pm 5$  UH y  $101 \pm 5$  UH.

El equipo del hospital B, cumple con lo establecido en la NOM, dando valores de  $111 \pm 8$  en la ROI 1 y de  $112 \pm 2$  en la ROI 2.

Ambos equipos presentan una adecuada uniformidad en un medio atenuador uniforme, en este caso, lucita.

## **Dependencia del número CT del espesor de corte**

Esta prueba se efectúa en cualquier cilindro del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se efectuó en el que contiene aire. Se eligieron distintos espesores de corte (2, 3 y 5 mm). En cada uno de ellos se selecciona una región de 100 pixeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT. Para considerar que la prueba es aceptable, la diferencia en el valor de cada una de

las tres regiones, no debe diferir en  $\pm 5$  UH. Esta prueba se efectúa cada 6 meses.

El equipo del hospital A, no cumple con la NOM-158-SSA1-1996, porque sus valores en UH, en los distintos espesores de corte se encuentran en  $-992 \pm 15$ ,  $-985 \pm 10$  y  $-962 \pm 25$ , presentando una diferencia superior a las 5 UH.

El equipo del hospital B, cumple con lo establecido en la NOM. Los valores para distintos espesores de corte son:  $-996 \pm 1$ ,  $-998 \pm 1$  y  $-999 \pm 1$ , y se encuentran entre el intervalo establecido de  $\pm 5$  unidades Hounsfield.

Al comparar los resultados en ambos equipos, los valores del número CT para el equipo del hospital A, varían según el espesor de corte que se utilice, en el caso del hospital B se encuentran dentro de  $\pm 5$  UH, para cualquier espesor de corte.

### **Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción**

Esta prueba se efectúa utilizando cualquier cilindro del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se realizó en el que contiene agua; antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción a "*smooth*", "*standard*" o "*sharp*". Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe de ser mayor que  $\pm 5$  UH. Esta prueba se efectúa anualmente.

En el equipo del hospital A, los valores en UH dependiendo del algoritmo de reconstrucción son:  $-1 \pm 5$  (*smooth*),  $-2 \pm 6$  (*standard*) y  $1 \pm 5$  (*sharp*) UH. La diferencia entre las tres medidas es de  $\pm 5$  UH, aceptada por la NOM-158-SSA1-1996.

Para el equipo del hospital B, los valores en UH dependiendo del algoritmo de reconstrucción se encuentran en  $0 \pm 3$  (*smooth*),  $0 \pm 4$  (*standard*) y  $0 \pm 5$  (*sharp*) UH respectivamente, por lo que se considera aceptable.

En los dos equipos, al cambiar el algoritmo de reconstrucción, la variación del número CT es menor que  $\pm 5$  UH, lo que es aceptable por la NOM-158-SSA1-1996.

### **Resolución de alto contraste**

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro, tal como se observa en la figura 3.6. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las 6 perforaciones y estas perforaciones deben ser visibles en el monitor, con respecto del medio que las rodea. Esta prueba se efectúa trimestralmente.

El equipo del hospital A, cumple con lo exigido por la NOM porque se observan las perforaciones en el monitor.

El equipo del hospital B, presenta una adecuada resolución, ya que en la imagen se pueden observar las perforaciones de 1 mm de diámetro con respecto al medio que los rodea.

Los dos equipos cumplen con la prueba de resolución de alto contraste.

### Distancia entre dos puntos

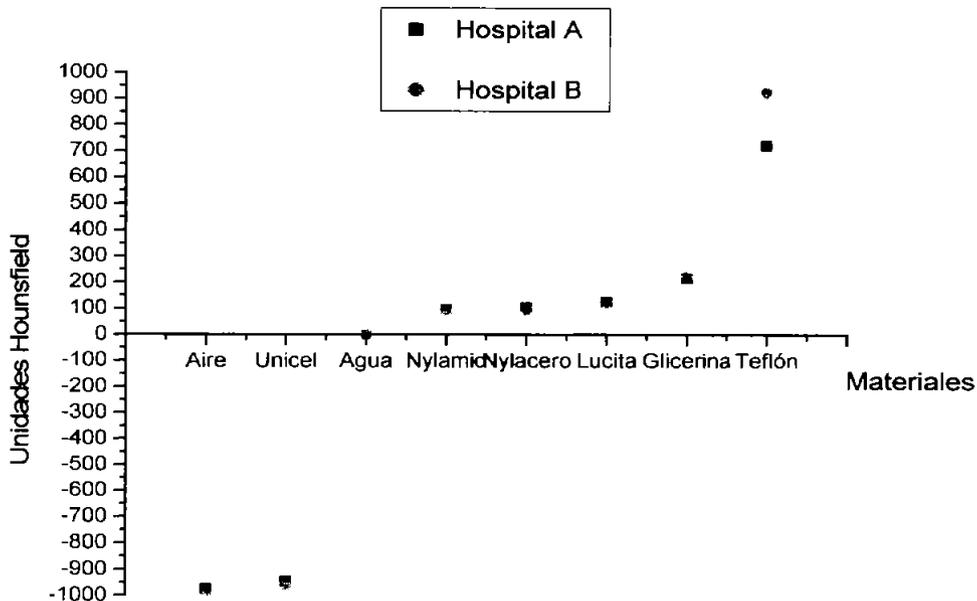
Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan las perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro, ubicadas a determinadas distancias entre ellas (5, 10, 20 y 40 mm), se mide en el monitor del tomógrafo con el comando función distancia y se verifica que las distancias sean iguales.

Las distancias nominales se midieron en el equipo del hospital A. Los resultados presentan una incertidumbre pequeña, determinada por el equipo, estos fueron  $5 \pm 0.01$ ,  $10 \pm 0.01$ ,  $20 \pm 0.01$  y  $40 \pm 0.01$  mm.

Con el equipo del hospital B, se obtuvieron los siguientes valores:  $5.1 \pm 0.02$ ,  $10 \pm 0.02$ ,  $20 \pm 0.02$  y  $40 \pm 0.02$  mm.

### Relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador

Esta prueba no se contempla en la NOM. Por lo que se procedió a medir diferentes materiales en los equipos de los hospitales A y B, obteniendo los resultados que se muestran en el dibujo siguiente:



Dibujo 5.1. Se presenta una comparación entre el valor de las UH para los distintos materiales de los dos equipos.

Al mostrar los valores de UH, asociados a cada uno de los equipos, se observa que los puntos se sobreponen, con excepción del caso del teflón, en el que hay una discrepancia de aproximadamente 200 UH.

El equipo de cada hospital presenta una problemática diferente en el control de calidad, sin embargo, el equipo del hospital B se encuentra mejor calibrado que el

del hospital A, en la constancia y uniformidad, de acuerdo a la NOM-158-SSA1-1996

### 5.3 Conclusiones

- ❖ Se diseñó y construyó un maniquí en el Instituto de Física de la UNAM, se basó en las necesidades que plantea la NOM-158-SSA1-1996, "Especificaciones técnicas para equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X", en su capítulo 9 referente a "Requisitos de funcionamiento para equipos de tomografía computarizada" [anexo 1]. Y tomando como referencia las recomendaciones de la AAPM, reportes 1 y 39 [AAPM-1] [AAPM-39].
- ❖ Con el maniquí construido en el IFUNAM también se puede evaluar la distancia entre dos puntos y la relación entre unidades Hounsfield y el material atenuador.
- ❖ El maniquí puede ser utilizado en cualquier equipo de tomografía computarizada.
- ❖ Se realizaron pruebas de control de calidad en dos equipos, uno de tercera y otro de cuarta generación. Las imágenes se obtuvieron usando técnica de cabeza. Los resultados con respecto a la NOM-158-SSA1-1996, son:

| Calibración del No. CT                                  | Hospital A    |                 |              | Hospital B    |                 |              |
|---|---------------|-----------------|--------------|---------------|-----------------|--------------|
|   | Aire          | Agua            |              | Aire          | Agua            |              |
| Cumple NOM  | No            | No              |              | Sí            | Sí              |              |
| Constancia del No. CT                                   | Agua          |                 |              |               |                 |              |
| Cumple NOM  | No            |                 |              | Sí            |                 |              |
| Uniformidad del No. CT                                  | Acrílico      |                 |              |               |                 |              |
| Cumple NOM  | Sí            |                 |              | Sí            |                 |              |
| Dependencia No. CT del espesor de corte (mm)            | Aire          |                 |              |               |                 |              |
|   | 2             | 3               | 5            | 2             | 3               | 5            |
| Cumple NOM  | No            | No              | No           | Sí            | Sí              | Sí           |
| Dependencia del No. CT del algoritmo de reconstrucción. | Agua          |                 |              |               |                 |              |
|   | <i>smooth</i> | <i>standard</i> | <i>sharp</i> | <i>smooth</i> | <i>standard</i> | <i>sharp</i> |
| No. CT medido   | -1±5          | -2±6            | 1±5          | 0±3           | 0±4             | 0±5          |
| Cumple NOM  | Sí            | Sí              | Sí           | Sí            | Sí              | Sí           |
| Resolución de alto contraste                            | Aire          |                 | Lucita       |               | Lucita          |              |
| Cumple NOM  | Sí            |                 | Sí           |               | Sí              |              |
| Resolución de bajo contraste                            | Nylamid       |                 | Nylacero     |               | Nylamid         |              |
| Cumple NOM  | *             |                 | *            |               | *               |              |
| Espesor de corte  | Lucita        |                 |              |               |                 |              |
| Espesor de corte  | 2 mm          | 3 mm            | 5 mm         | 2 mm          | 3 mm            | 5 mm         |
| Espesor de corte medido                                 | *             | *               | *            | *             | *               | *            |
| Cumple NOM  |               |                 |              |               |                 |              |

\* No se efectuó la prueba

- ❖ Se escribieron los protocolos y las hojas de registro, para efectuar las pruebas de control de calidad que requieren de un maniquí, solicitadas en la NOM-158-SSA1-1996. Éstos se presentan en los apéndices A y B.
- ❖ Se sugiere incrementar el número de materiales atenuadores para establecer una relación entre las unidades Hounsfield producidas por estos materiales y las generadas por distintos tejidos, sobre todo en la región comprendida entre -800 y -100 UH con las de distintos órganos.
- ❖ Se sugiere incluir una prueba de la calidad de la imagen en lo referente a las diferencias en tonos de gris, dependiendo de los materiales que sustituyan a los tejidos, producida por el sistema de tomografía computarizada, con objeto de asegurar que se está obteniendo una imagen con calidad diagnóstica.
- ❖ Se sugiere considerar en los posteriores ajustes a la NOM-158-SSA1-1996, la evaluación de la distancia entre dos puntos, porque es un parámetro que sirve como referencia en determinadas patologías para los médicos. Se manejan ciertos indicadores de calidad de los equipos, que actualmente se han incrementado al incluirse nuevas pruebas de control de calidad en la NOM. Todo esto es con el fin de exponer menos al paciente a la radiación y sus efectos y al personal técnico que maneja los equipos.
- ❖ Las mejoras que podemos efectuar en el maniquí de constancia son muchas. Este es un primer intento por construir un maniquí que permita evaluar las condiciones de funcionamiento de un tomógrafo computarizado (TAC). No se pretende sustituir al maniquí de cada equipo. Por el contrario, su función es contribuir a elevar la calidad en los estudios donde se utilice un equipo de TAC.

### **Trabajo a futuro**

Para la prueba de espesor de corte, el tomógrafo realiza una evaluación que denomina "Quality Control", sin utilizar el maniquí, y encuentra los valores para distintos espesores de corte (2, 3, 5 y 10 mm). Sin embargo, se busca encontrar un dispositivo que mida este parámetro sin aplicar este comando y utilizando el maniquí. Se trabajó para encontrar una solución en el diseño y construcción de un dispositivo que evaluara el espesor de corte. Al finalizar este trabajo se diseñó y construyó un dispositivo con base en cilindros de distinto diámetro y espesor, que van superpuestos formando una pirámide. Los resultados logrados con esta nueva modificación no pudieron incluirse en esta tesis. Por lo que se considera que, la prueba de espesor de corte no se efectuó

Para el bajo contraste no se encontraron materiales cuya diferencia en su atenuación fuera del 1%. En el maniquí se hicieron perforaciones de 5 mm de diámetro para ser llenadas con los materiales que presenten estas características.

Evaluar las pruebas faltantes: dependencia del número CT del tamaño del maniquí, resolución de bajo contraste y espesor de corte.

En lo referente a espesor de corte se construyó un dispositivo con base en cilindros de distinto diámetro y espesor que van superpuestos formando una pirámide, por lo que se sugiere efectuar mediciones con este dispositivo en distintos equipos.

Encontrar materiales atenuadores en regiones comprendidas entre 300 a 700 UH y -200 a -900 UH, continuar probando hasta encontrar materiales cuya diferencia en su atenuación sea del 1% o menor, con objeto de usarlos en la prueba de resolución de bajo contraste.

Introducir contenedores especiales para sustancias que entran en reacción con la lucita, tales como alcoholes (isopropílico), acetonas, soluciones, etc., ya que estas sustancias dañan al maniquí. Al considerarlas se ampliarían regiones de estudio, relacionándolas con distintos tejidos. Y abarcar todo el rango de valores comprendido entre -1000 y 1000 UH.

## BIBLIOGRAFÍA

[AAPM-1]

American Association of Physicists in Medicine. *Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners*. AAPM Report No 1. New York, NY: American Institute of Physics. 1980.

[AAPM-39]

American Association of Physicists in Medicine. *Specification and acceptance testing of computed Tomography Scanners*. AAPM Report No 39. New York, NY: American Institute of Physics. 1993.

[ACR2000]

CT Accreditation Phantom Gammex 464. Diagnostic Radiology. [www.gammex.com](http://www.gammex.com)

[BI-00]

Biophysical data tables. *Radioopacities of biological material on the hounsfield scal* Biophysical data tables. [http://www.kevinboone.com/biodat\\_hounsfield.html](http://www.kevinboone.com/biodat_hounsfield.html).

[Bu-94]

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore, MD, Williams and Wilkins. 1994 USA.

[Cu-90]

Curry, T. S., Dowdey, J.E, Murry, R. C. *Physics of Diagnostic Radiology*. Williams and Wilkins, 1990 USA.

[EU-2000] European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262 EN. European Communities, 2000. Luxembourg.

[Fi-75]

Fitchen, F. *Circuitos integrados y sistemas*. Reverte, S.A. Barcelona, España. 1975.

[Go-84]

González, B. J. *Ingeniería Electrónica*. Paraninfo Madrid, España. 1984.

[Ho-00]

Hofer, M. *Manual Práctico de TC*. Editorial Panamericana. México 2000.

[Kh-94]

Khan, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore, MD, Williams and Wilkins, 1994 USA.

[Ka-84]

Kaufman, M., Serdman, A. *Manual para ingenieros y técnicos en electrónica*. McGraw-Hill. México 1984.

[Ko-97]

Eastman Kodak Company. *Elementos de Radiografía*. 1997 USA.

[MF-75]

McCullough Edwin C. *Photon attenuation in computed tomography*. Medical Physics Vol. 2, No. 6 Nov./Dec., 1975.

[NIST]

Nacional Institute of Standards and Technology (NIST). Standart database. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab>.

[Ra-76]

*Performance Evaluation and Quality Assurance of Computed Tomography Scanners*, with illustrations from the EMI, ACTA, and Delta Scanners. Radiology 120: 173-188, July 1976.

[Ru-01]

Ruiz T., C. G., *Tesis de maestría "Calidad de imagen y dosis en mamografía. Evaluación de dos servicios de Salud Pública en el Distrito Federal*. México, D. F. 2001.

[SSA1-96]

SSA. Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X. NOM-158-SSA1-1996. México D. F. Secretaria de Salud, 1996.

[Sc-2000]

Scandax Se. <Http://wwwscandax.se/bilder/CT.png>.

[Si-90]

Siemens. *Imaging Systems for Medical Diagnostics*. Siemens 1990. Berlín, Germany.

[Si-98]

Siemens. *Manual de Somaris. Somatom AR*. Siemens AG. 1998. Germany. Tomo 2.

[Sp-87]

Sprawls, Jr, R. *Physical Principles of Medical Imaging*. Rockville, MD., Aspen Publishers, 1987 USA.

[PMB-02]

Homolka P, Nowotny R. *Production of phantom materials using polymer powder sintering under vacuum*. Physics in medicine and Biology. 47(2002) N47-N52.

[xtec-01]

Obtención de imágenes a través de un CT. 2001 <http://www.xtec.es/xvila12/funciona.htm>

# **APPENDICE**

**1**

**1. SECRETARÍA DE SALUD**  
NORMA OFICIAL MEXICANA  
**NOM-158-SSA1-1996**

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS PARA EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO  
MÉDICO CON RAYOS X

SECRETARIA DE REGULACIÓN Y FOMENTO SANITARIO  
DIRECCIÓN GENERAL DE SALUD AMBIENTAL

NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-158-SSA1-1996, SALUD AMBIENTAL.  
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS PARA EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO MÉDICO  
CON RAYOS X.

**9. Requisitos de funcionamiento para equipos de  
tomografía computarizada.**

**9.1 Pruebas de control de calidad.**

**9.1.1 *Calibración del número CT.***

Si el sistema de tomografía computarizada utiliza números CT expresados en Unidades Hounsfield, el sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$ , y en agua produzca un número CT promedio de  $0 \pm 5$ . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, semanalmente.

**9.1.2 *Constancia del número CT.***

El valor CT para agua debe medirse en diferentes regiones de interés utilizando el maniquí del operador. Esta prueba debe realizarse cuando menos quincenalmente.

**9.1.3 *Uniformidad del número CT.***

El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 píxeles o ROI cualesquiera. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, trimestralmente.

#### **9.1.4 Dependencia del número CT del espesor de corte.**

El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme debe estar dentro de  $\pm 5$  unidades CT para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

#### **9.1.5 Dependencia del número CT del tamaño del maniquí.**

El número CT del agua debe variar en menos de  $\pm 20$  unidades CT para maniqués cuyo diámetro varíe de 5 a 30 cm, siempre que las cuñas para filtración del haz y el algoritmo de reconstrucción sean los apropiados para el tamaño del maniquí.

#### **9.1.6 Dependencia del número CT del algoritmo de construcción.**

El promedio del número CT al centro del maniquí debe variar en menos de  $\pm 5$  unidades CT si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, siempre que se use el tamaño del maniquí apropiado para cada algoritmo. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, una vez al año.

#### **9.1.7 Resolución de bajo contraste.**

Postes o cavidades cilíndricas de 5 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes o cavidades difiere por 1% o menos de aquella del medio que los rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

#### **9.1.8 Resolución de alto contraste.**

Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que los rodea. Debe evaluarse la constancia del límite de resolución a lo largo del tiempo para los mismos parámetros de adquisición de la imagen. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

#### **9.1.9 Coincidencia de la imagen impresa y la imagen del monitor.**

Debe asegurarse que las imágenes radiográficas impresas y la observada en el monitor concuerden en iluminación y contraste y no presenten distorsiones. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

#### **9.1.10 Exactitud del indicador de posición de la mesa.**

La diferencia entre la verdadera posición de la mesa y la lectura del indicador de posición debe ser menor que 2 mm. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

#### **9.1.11 *Reubicación de la mesa.***

La ubicación de la mesa no debe diferir en más de 1 mm cuando se la coloque en un punto dado llegando por cualquiera de las dos direcciones posibles. Esta debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

#### **9.1.12 *Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.***

Con la mesa apropiadamente cargada (con el peso de un adulto), los desplazamientos por pasos deben corresponder al valor nominal del indicador ( $\pm 0.5$  mm). Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

#### **9.1.13 *Espesor de corte.***

El espesor de corte nominal no debe diferir del medido en más de 1 mm para espesores de corte nominales entre 1 y 10 mm. Esta prueba debe realizarse cuando menos, cada tres meses.

# APPENDICE

2

# CALIBRACIÓN DEL NÚMERO CT.

## Instrucciones

### OBJETIVO:

Verificar que el sistema está calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$  y en agua produzca un número CT promedio de  $0 \pm 5$  utilizando el maniquí del equipo o el de constancia.

### REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

### MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí CTIF.

### PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No.1. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el cabezal (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Seleccione en cada corte (cuatro), una región de interés al centro del maniquí, con un área determinada, no mayor a  $5 \text{ mm}^2$  ni menor a  $3 \text{ mm}^2$ , en el cilindro del maniquí con agua.
7. Seleccione en cada corte, una región de interés al centro del maniquí, con un área determinada, en el cilindro del maniquí con aire.
8. Registre sus datos en la hoja de registro No.1, usando tantos cortes como la hoja 1 lo requiera.
9. Obtenga su promedio y evalúe.

### CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$ , y en agua produzca un numero CT promedio de  $0 \pm 5$  UH.

HOJA DE REGISTRO 1

**CALIBRACIÓN DEL NÚMERO CT.**

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC: Marca \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_ Frecuencia: Semanal

| No.      | Agua | Aire | Área(mm <sup>2</sup> ) | kV | mA |
|----------|------|------|------------------------|----|----|
| 1        |      |      |                        |    |    |
| 2        |      |      |                        |    |    |
| 3        |      |      |                        |    |    |
| 4        |      |      |                        |    |    |
| Promedio |      |      |                        |    |    |

**Cumple: Si / No**

**Criterio de aceptación:**

El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de  $-1000 \pm 5$ , y en agua produzca un numero CT promedio de  $0 \pm 5$  UH.

Realizó: \_\_\_\_\_

# CONSTANCIA DEL NÚMERO CT.

## Instrucciones

### OBJETIVO:

Obtener el valor CT, para agua en diferentes regiones de interés, utilizando el maniquí del equipo o el de constancia.

### REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

### MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí CTIF.

### PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No.2. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el soporte de cabeza (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Efectúe un corte y seleccione cuatro regiones de interés: centro, izquierda, derecha, superior e inferior del maniquí, con un área determinada no mayor a  $5 \text{ mm}^2$  ni menor a  $3 \text{ mm}^2$  o de 500 pixeles, en el cilindro del maniquí con agua.
7. Registre sus datos en la hoja de registro No. 2.
8. Evalúe.

### CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor CT para el agua, debe permanecer constante en distintas regiones de interés. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente.

HOJA DE REGISTRO 2

**CONSTANCIA DEL NÚMERO CT.**

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC: Marca: \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_ Prueba: Quincenal

| No.      | UH Agua | Área<br>mm <sup>2</sup> | Espesor<br>de corte | kV | mA |
|----------|---------|-------------------------|---------------------|----|----|
| 1 Centro |         |                         |                     |    |    |
| 2 R. I.  |         |                         |                     |    |    |
| 3 R. D.  |         |                         |                     |    |    |
| 4 R. S.  |         |                         |                     |    |    |
| 5 R. In. |         |                         |                     |    |    |
| Promedio |         |                         |                     |    |    |

**Cumple: Si / No**

**Criterio de Aceptación:**

El valor CT para agua debe permanecer constante en las ROI.

- R. I. = Región izquierda.
- R. D. = Región derecha.
- R. S. = Región superior.
- R. In. = Región inferior.

Realizó: \_\_\_\_\_

# UNIFORMIDAD DEL NÚMERO CT.

## Instrucciones

### OBJETIVO:

Obtener el promedio del número CT de 100 pixeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada en la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme.

### REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

### MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí CTIF.

### PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No. 3. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el soporte de cabeza (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Efectúe un corte y seleccione cuatro regiones de interés: centro, izquierda, derecha, superior e inferior del maniquí, con un área determinada no mayor a  $5 \text{ mm}^2$  ni menor a  $3 \text{ mm}^2$ , en el cilindro del maniquí de acrílico.
7. Registre sus datos en la hoja de registro No. 3.
8. Obtenga su promedio y evalúe.

### CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El promedio del número CT de 100 pixeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme, no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 pixeles o ROI cualesquiera.

HOJA DE REGISTRO 3

**UNIFORMIDAD DEL NÚMERO CT.**

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC: Marca: \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_ Prueba: Trimestral

| No.      | UH<br>Acrílico | Área<br>mm <sup>2</sup> | Espesor<br>de corte | kV | mA |
|----------|----------------|-------------------------|---------------------|----|----|
| 1 Centro |                |                         |                     |    |    |
| 2 R. I.  |                |                         |                     |    |    |
| 3 R. D.  |                |                         |                     |    |    |
| 4 R. S.  |                |                         |                     |    |    |
| 5 R. In. |                |                         |                     |    |    |
| Promedio |                |                         |                     |    |    |

**Cumple: Si / No**

**Criterio de Aceptación:**

El valor CT en acrílico debe permanecer constante en las cinco ROI.

- R. I. = Región izquierda.
- R. D. = Región derecha.
- R. S. = Región superior.
- R. In. = Región inferior.

# DEPENDENCIA DEL NÚMERO CT DEL ESPESOR DE CORTE.

Instrucciones

## OBJETIVO:

Calcular el promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí lleno con un medio atenuador uniforme, para cualquier espesor de corte.

## REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

## MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí IFCT.

## PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No. 4. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el soporte de cabeza (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Efectúe cinco cortes de diferente espesor (1, 2, 3, 5 y 10 mm), en el cilindro de acrílico. Seleccione en cada corte una región de interés no mayor a 5 mm<sup>2</sup>, ni menor a 3 mm<sup>2</sup> y encuentre el valor de las unidades CT.
7. Registre sus datos en la hoja de registro No. 4.
8. Obtenga su promedio y evalúe.

## CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El promedio del número CT en una ROI cualquiera ubicada al centro de la imagen de un maniquí con un medio atenuador uniforme debe estar dentro de  $\pm 5$  unidades CT, para cualquier espesor de corte.

HOJA DE REGISTRO 4

**DEPENDENCIA DEL NÚMERO CT DEL ESPESOR DE CORTE.**

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC Marca: \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_ Prueba: Anual

| Corte mm | UH Acrílico | Área mm <sup>2</sup> | Espesor de corte | kV | mA |
|----------|-------------|----------------------|------------------|----|----|
| 1        |             |                      |                  |    |    |
| 2        |             |                      |                  |    |    |
| 3        |             |                      |                  |    |    |
| 5        |             |                      |                  |    |    |
| 10       |             |                      |                  |    |    |

**Cumple: Si / No**

**Criterio de Aceptación:**

El promedio del número CT en una ROI cualquiera ubicada al centro de la imagen de un maniquí con un medio atenuador uniforme debe estar dentro de  $\pm 5$  unidades CT, para cualquier espesor de corte.

Realizó: \_\_\_\_\_

# DEPENDENCIA DEL NÚMERO CT DEL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN.

## Instrucciones

### OBJETIVO:

Encontrar el promedio del número CT al centro del maniquí, si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, usando el tamaño del maniquí apropiado para cada algoritmo.

### REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

### MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí CTIF.

### PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No. 5. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el soporte de cabeza (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Elija el algoritmo de reconstrucción en el equipo: *smooth*, *standard* o *s(harp)*, y en cada uno de ellos efectúe un corte, en el módulo de lucita y seleccione una región de interés no mayor a  $5 \text{ mm}^2$  ni menor a  $3 \text{ mm}^2$ , mida el valor de las unidades CT en cada ROI.
7. Registre sus datos en la hoja de registro No. 6.
8. Evalúe.

### CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El promedio del número CT al centro del maniquí debe variar en menos de  $\pm 5$  unidades CT si se cambia el algoritmo para reconstruir la imagen.

HOJA DE REGISTRO 5

DEPENDENCIA DEL NÚMERO CT DEL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN.

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC Marca: \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_ Prueba: Anual

| No.      | UH Smooth | UH Standard | UH Sharp | Área mm <sup>2</sup> | Espesor de corte | kV | mA |
|----------|-----------|-------------|----------|----------------------|------------------|----|----|
| 1        |           |             |          |                      |                  |    |    |
| 2        |           |             |          |                      |                  |    |    |
| 3        |           |             |          |                      |                  |    |    |
| 4        |           |             |          |                      |                  |    |    |
| 5        |           |             |          |                      |                  |    |    |
| Promedio |           |             |          |                      |                  |    |    |

Cumple: Si / No

**Criterio de Aceptación:**

El promedio del número CT al centro del maniquí debe variar en menos de  $\pm 5$  unidades CT, si se cambia el algoritmo para reconstruir la imagen.

Realizó: \_\_\_\_\_

# RESOLUCIÓN DE ALTO CONTRASTE.

## Instrucciones

### OBJETIVO:

Calcular el promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí lleno con un medio atenuador uniforme, para cualquier espesor de corte.

### REFERENCIAS:

- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

### MATERIAL Y EQUIPO:

Maniquí CTIF.

### PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No.6. Registre en ella todo lo que solicite.
2. Coloque el maniquí sobre la mesa o en el soporte de cabeza (de ser posible retire la colchoneta de la mesa).
3. Nivele el maniquí, observando que no presente ninguna inclinación.
4. Centre el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del Gantry, con la marca que presenta el maniquí.
5. La evaluación se efectuará como si fuera un estudio de cabeza.
6. Efectúe un corte en el maniquí de acrílico, donde se encuentran los postes cilíndricos de 1 mm de diámetro y observe si son visibles con respecto del medio que les rodea.
7. Registre sus datos en la hoja de registro No.6.
8. Obtenga su promedio y evalúe.

### CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Los postes cilíndricos de 1 mm de diámetro, deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea.

HOJA DE REGISTRO 6

**RESOLUCIÓN DE ALTO CONTRASTE.**

Hospital \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_  
Equipo de TAC Marca: \_\_\_\_\_ Modelo \_\_\_\_\_  
Maniquí \_\_\_\_\_  
Prueba: Trimestral

| Poste No. | Visible | No Visible | kV | mA |
|-----------|---------|------------|----|----|
| 1         |         |            |    |    |
| 2         |         |            |    |    |
| 3         |         |            |    |    |
| 4         |         |            |    |    |
| 5         |         |            |    |    |

**Cumple: Si / No**

**Criterio de Aceptación:**

Los postes cilíndricos de 1 mm de diámetro deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que los rodea.

Realizó: \_\_\_\_\_