



**UNIVERSIDAD
ANDRÉS BELLO**

Universidad Nacional Andrés Bello
Facultad de Medicina
Escuela de Tecnología Médica
Campus República

Proyecto de Unidad de Investigación:

**“OPTIMIZACIÓN DE LA CORRIENTE DE TUBO (mA) EN
TOMOGRAFÍA COMPUTADA CEREBRAL MULTICANAL
UTILIZANDO LA MODALIDAD SECUENCIAL EN PACIENTES
ADULTOS, EN CORRELACIÓN AL ÍNDICE DE RUIDO COMO
FACTOR DE CALIDAD DE IMAGEN.”**

**Aliaga Leiva, Camilo
Álvarez Vergara, Carolina
Parraguirre Oñate, Franco
Ponce Franke, Maryory**

2013

ÍNDICE:

1. RESUMEN	9
2. INTRODUCCIÓN	10
3. MARCO TEÓRICO	12
3.1 Sistema Nervioso	12
3.1.1 Sistema Nervioso Central	13
3.1.1.1 Médula espinal	13
3.1.1.2 Encéfalo	13
3.1.1.2.1 Romboencéfalo	13
3.1.1.2.2 Mesencéfalo	14
3.1.1.2.3 Diencéfalo	14
3.1.1.2.4 Cerebro	15
3.1.2 Estructura y función de las células nerviosas	16
3.1.2.1 Neuronas	16
3.1.2.2 Clasificación para grupos neuronales	17
3.1.2.3 Neuroglias	18
3.2 Neuroimagen por Tomografía Computada (TC)	19
3.3 GENERALIDADES DE LA TOMOGRAFIA COMPUTADA	23
3.3.1 Componentes básicos de un Tomógrafo Computado	23
3.3.1.1 Gantry	23
3.3.1.2 Tubo de rayos X en TC	23
3.3.1.3 Colimadores	23
3.3.1.3.1 Colimadores pre paciente	24
3.3.1.3.2 Colimadores pre detector	24
3.3.1.4 Filtros	24
3.3.1.5 Detectores	25
3.3.1.6 Sistema de adquisición de datos (DAS)	26
3.3.1.7 Sistema de reconstrucción de imagen (IRS)	26
3.3.1.8 Slip ring (anillo deslizante)	26
3.3.1.9 Generador de alta tensión	27
3.3.1.10 Camilla del paciente	27
3.3.1.11 Estación de trabajo	27
3.3.2 Generaciones en Tomografía Computada	28
3.3.2.1 Primera generación	28
3.3.2.2 Segunda generación	29
3.3.2.3 Tercera generación	29
3.3.2.4 Cuarta generación	30
3.3.2.5 Quinta generación	32
3.4 Principios básicos de tomografía computada	33
3.4.1 ¿En base a qué funciona la TC?	33
3.4.2 Número CT o Unidad de Hounsfield (UH)	34
3.5 Fundamentos de Reconstrucción en Tomografía Computada	36
3.5.1 Técnicas de Reconstrucción Algebraica (ART)	37
3.5.2 Reconstrucción Iterativa	39
3.5.3 El teorema de Fourier	40

3.5.4 Retroproyección filtrada	43
3.6 Calidad de imagen	46
3.6.1 Unidades CT, uniformidad, contraste y linealidad	47
3.6.2 Ruido del Pixel	48
3.6.3 Resolución espacial – Resolución del alto contraste	50
3.6.4 Resolución de bajo contraste	51
3.6.5 Artefactos	56
3.7 Tomografía Computada: un examen de alta dosis de radiación	58
3.7.1 Parámetros técnicos para la medición de dosis	60
3.7.2 Barridos secuenciales single-slice	61
3.7.3 Radiación parásita	69
3.7.4 Consideraciones especiales para TC multicanal	70
3.7.5 Dosis del paciente en TC	72
3.7.5.1 Influencia en los parámetros de adquisición en la dosis del paciente.	73
3.7.5.2 Estimación de los valores de dosis en órganos y de la dosis efectiva.	74
3.8 Riesgo de contraer cáncer por absorción de dosis	76
3.8.1 Fase física	76
3.8.2 Fase química	77
3.8.3 Fase biológica	77
3.9 Riesgo del cáncer v/s la dosis	79
3.10 Optimización y reducción de dosis en MDCT enfocado en calidad de imagen	83
3.10.1 ¿De qué depende la optimización de la dosis?	83
3.10.2 ¿Por qué aumento la dosis en los equipos MDCT?	84
3.10.3 Factores que incrementan la dosis en MDCT	85
3.10.4 ¿El operador es quien determina la dosis del paciente?	86
3.10.5 Optimización del mA y mAs	90
4. HIPÓTESIS	93
5. OBJETIVOS GENERALES	93
6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	93
7. METODOLOGÍA	94
7.1 Sistema de recolección de datos	94
7.2 Materiales y Métodos	96
7.2.1 Tipo de Estudio	96
7.2.2 Lugar de Estudio	96
7.3 Definición de la Muestra	97
7.3.1 Muestra	97
7.3.2 Tipo de Muestreo	98
7.3.3 Tamaño de la Muestra	98
7.4 Criterios de Inclusión y Exclusión	98
7.4.1 Criterios de Inclusión	98
7.4.2 Criterios de Exclusión	99
7.5 Variables	99
7.6 Análisis estadístico	100
8. ESTADISTICA DESCRIPTIVA	101
9. RESULTADOS	102
9.1 Análisis descriptivo	106

10. DISCUSIÓN	110
11. CONCLUSIÓN	114
12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	116
13. GLOSARIO DE TÉRMINOS	119
Anexo A: Consentimiento Informado	121
Anexo B: Protocolo Secuencial de Cerebro sin Contraste.	122
Anexo C: Ruido medido con corriente de 250 mA.	123

ÍNDICE DE ECUACIONES

A	Valor TC	35
B	Ecuación ART	37
C	Teorema de Fourier	40
D	Transformada de Fourier	40
E	Transformada de Fourier en dos dimensiones	41
F	Teorema de corte de Fourier	41
G	Proyección p	41
H	Transformada de Fourier de la proyección p	42
I	Transformación de coordenadas de la ecuación H	42
J	Determinante Jacobiano	42
K	Transformada de Fourier 2D	42
L	Relación entre ecuación J y K	42
M	Retroproyección filtrada	44
N	Desarrollo ecuación M	44
Ñ	Inversa bidimensional de Radon	44
O	Retroproyección filtrada	45
P	Desarrollo ecuación O	45
Q	Simplificación ecuación P	45
R	Imagen I	47
S	Ecuación de Ruido	49
T	Variación del Ruido	49
U	MSAD	64

V	CTDI-FDA	65
W	nCTDI	65
X	nCTDI 100, aire	67
Y	nCTDI 100, agua	67
Z	Eficiencia Geométrica	68
AA	DLP	68
AB	Coefficiente de Variación.	100
AC	Desviación Estandar	100
AD	Media Aritmética	101

ÍNDICE DE TABLAS:

TABLA N°1 Valores Normalizados de CTDI y Valores de Kerma	69
TABLA N°2 Valores de Dosis para exámenes típicos en TC	75
TABLA N°3 Posibilidades de reducción de dosis en TC	87
TABLA N°4 Posibilidades para disminuir la Dosis en TC	88
TABLA N° 5 Valores mAs Relativo según edad para TC de Cerebro	91
TABLA N°6 Ruido Medido en 130 mAs constantes	92
TABLA N°7 Corriente Medida en Ruido Constante de 13.0 UH	92
TABLA N° 8: División de la Muestra	97
TABLA N° 9: Ruido medido con corriente de 150 mA	103
TABLA N° 10: Ruido medido con corriente de 180 mA	104
TABLA N° 11: Ruido medido con corriente de 200 mA	105

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 3.1	
Anatomía cerebral axial en Tomografía Computada _____	16
FIGURA 3.2	
Estructura neuronal _____	17
FIGURA 3.3	
Tomografía Computada v/s radiología convencional _____	20
FIGURA 3.4	
Evolución de la Neuroimagen en Tomografía Computada _____	22
FIGURA 3.5	
Esquema de un Tubo de Rayos X en Tomografía Computada _____	24
FIGURA 3.6	
Equipo de Primera Generación _____	28
FIGURA 3.7	
Equipo de Segunda generación _____	29
FIGURA 3.8	
Equipo de Tercera generación _____	30
FIGURA 3.9	
Equipo de Cuarta generación Rotación/Estacionario _____	31
FIGURA 3.10	
Equipo de Cuarta generación Rotación/Nutación _____	32
FIGURA 3.11	
Equipo de Quinta generación _____	33
FIGURA 3.12	
Sistema de coordenadas utilizadas en tomografía computada _____	33
FIGURA 3.13	
Patrón de muestreo _____	37
FIGURA 3.14	
Ejemplo de objeto y proyecciones _____	39
FIGURA 3.15	
Ilustración de reconstrucción iterativa _____	39
FIGURA 3.16	
Ilustración del teorema de corte de Fourier _____	41
FIGURA 3.17	
Retroproyección filtrada _____	44
FIGURA 3.18	
Uniformidad en fantoma de agua _____	48
FIGURA 3.19	
Detalles del bajo contraste _____	50

FIGURA 3.20	Fantoma de bajo contraste con discos de tamaño descendente _____	52
FIGURA 3.21	Fantoma de bajo contraste con discos del mismo tamaño _____	53
FIGURA 3.22	Fantoma de bajo contraste con distintas corrientes y algoritmos _____	54
FIGURA 3.23	Fantoma de bajo contraste con distintos espesores de corte _____	55
FIGURA 3.24	Ejemplo de artefactos típicos en tomografía computada _____	57
FIGURA 3.25	Distribución de dosis de radiación según exámenes _____	60
FIGURA 3.26	Distribuciones de dosis _____	62
FIGURA 3.27	Fantomas CTDI _____	63
FIGURA 3.28	Perfiles de dosis _____	66
FIGURA 3.29	Dosis para varios cortes contiguos _____	67
FIGURA 3.30	Distribución típica de la radiación dispersa _____	70
FIGURA 3.31	Penumbra en MDCT _____	72
FIGURA 3.32	Muertes en Japón tras bomba nuclear _____	80
FIGURA 3.33	Leucemias en Japón tras bomba nuclear _____	80
FIGURA 7.1	Posición de los ROI en corte cerebral _____	96
FIGURA 7.2	Diagrama de Flujo de los pacientes _____	101
FIGURA 9.1	Gráfico de Ruido 150 mA vs 250 mA _____	106
FIGURA 9.2	Gráfico de Ruido 180 mA vs 250 mA _____	107
FIGURA 9.3	Gráfico de Ruido 200 mA vs 250 mA _____	107
FIGURA 9.4	Gráfico de Ruido en SG y SB según corrientes (mA) _____	108

1. RESUMEN

El presente trabajo de investigación trató en optimizar el valor de corriente de tubo (mA) en el protocolo de cerebro sin contraste mediante Tomografía Computada Multicanal, en el cual se utilizó el modo secuencial para realizar la adquisición, ya que gracias a este método se obtiene una imagen fiel a la estructura a estudiar y sin interpolación de datos. Para esto, se sometieron 102 pacientes a exploraciones de cerebro utilizando distintas corrientes de tubo (mA) optimizadas, separados en 3 grupos de 34 pacientes cada uno; al primero se le realizó una adquisición de cerebro completo con una corriente estandarizada por protocolo de 250 mA, luego se le agregaron 4 cortes con 150 mA (corriente optimizada) a nivel de los núcleos de la base. En el segundo y tercer grupo se realizó lo mismo, pero en los 4 cortes agregados se utilizaron corrientes de 180 mA y 200 mA respectivamente. Una vez obtenidas las imágenes se compararon objetivamente midiendo el índice de ruido tanto en sustancia gris como en sustancia blanca con las diferentes corrientes de tubo (mA) en cortes reconstruidos de 5 mm de espesor. Tales mediciones de índices de ruidos obtenidos de las 3 optimizaciones de corriente (150 mA, 180 mA y 200 mA) presentaron valores bastante aceptables con ruidos menores al 5%, demostrando que se puede reducir el valor de mA en cada adquisición, de tal manera de obtener una buena calidad de imagen con el mínimo de dosis de radiación posible, utilizando así el criterio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), el cual toma mayor importancia en Tomografía Computada Multicanal, por el alto nivel de dosis entregada al paciente en cada examen.

Palabras claves: *ALARA, Ruido, optimización*

2. INTRODUCCIÓN

Antes de la década de los 70 la radiología convencional era la principal técnica de estudio por imágenes del cuerpo, sin embargo, esta poseía limitaciones en cuanto a la problemática de poder representar una estructura tridimensional, en solo 2 planos, por lo que muchas estructuras del cuerpo quedaban superpuestas. Esta problemática no era la única en la radiología convencional, sino que también su mala resolución de bajo contraste, es decir, las estructuras con densidades similares no podían observarse como estructuras independientes.

Con la llegada de la tomografía computada, se marca un antes y un después en las técnicas diagnósticas por imagen, ya que se logró obtener la representación del cuerpo humano en las 3 dimensiones y también se pudo separar e interpretar como independientes los tejidos con coeficientes de atenuación similares.

Todos los tejidos u órganos del cuerpo presentan diferentes coeficientes de atenuación, los cuales se traducen en el grado de atenuación que presentan frente a los rayos X. En tomografía computada estos coeficientes se interpretan mediante las Unidades Hounsfield (UH) o números CT (desde -1000 para el aire hasta los +1500 para el hueso, tomando como 0 el agua). Existen ciertas estructuras del cuerpo que poseen densidades bastante similares que se traducen en Unidades Hounsfield muy cercanos, entre ellas se tienen la sustancia gris (30 a 40 UH) y la sustancia blanca (20 A 35 UH) del cerebro.

La sustancia gris y la sustancia blanca son un sistema organizado de células nerviosas que componen el sistema nervioso central. La sustancia gris está compuesta de cuerpos neuronales, incluyendo las neuroglías; mientras que la sustancia blanca está compuesta de fibras nerviosas, las cuales presentan material lipídico en su envoltura o vaina de mielina¹.

Como los somas neuronales contienen una mayor cantidad de agua, el coeficiente de atenuación de los rayos X en la sustancia gris será mayor que el coeficiente de atenuación que presentará la sustancia blanca debido a su componente graso (la grasa es menos densa que el agua). Siendo así la sustancia gris levemente más densa en comparación a la sustancia blanca.

Para poder obtener una buena resolución de bajo contraste, es necesario que la cantidad de fotones de rayos X remanentes que llegan a los detectores después de haber atravesado cierta estructura, sean los suficientes como para lograr distinguir por separado los componentes cerebrales antes descritos. Es por esta razón que los operadores de los equipos de tomografía computada optan por proporcionar una cantidad cuántica de fotones o corriente de tubo no despreciable.

En el siguiente estudio se buscó optimizar la corriente de tubo (mA) sin perjudicar la resolución de bajo contraste (diferenciación entre sustancia gris y sustancia blanca) por el aumento de ruido que se presenta al disminuir el registro cuántico de fotones en imágenes de cerebro mediante Tomografía Computada.

Esto se realizó en la unidad ambulatoria del Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile, utilizando un Tomógrafo Computado General Electric de 16 canales, mediante el uso de un protocolo estándar en tomografía computada cerebral en 102 pacientes, aplicando una adquisición secuencial con cortes de 2,5mm de espesor y un espaciado entre cortes del mismo grosor. El resto de los parámetros se mantuvieron con el mismo valor. A cada tomografía computada cerebral sin contraste se le agregaron exploraciones (con 4 cortes cada una) a nivel de los núcleos de la base, en donde se optimizó la corriente de tubo (mA). De esta forma se logró comparar los índices de ruido de ambas imágenes, analizadas objetivamente en reconstrucciones de 5mm de espesor mediante la ecuación del ruido y se concluyó la mínima corriente de tubo necesaria para obtener imágenes de óptima calidad en tomografía computada cerebral.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 Sistema Nervioso

El sistema nervioso corresponde a uno de los sistemas más complejos que tiene el organismo, está compuesto por un conjunto de órganos y células especializadas, los cuales tienen a la neurona como unidad básica. Este sistema posee tres funciones básicas: sensitiva, integradora y motora. La función sensitiva es la que permite reaccionar ante estímulos que vienen desde el organismo o del medio externo. Además, el sistema nervioso de los humanos tiene la capacidad de almacenar información sensitiva de experiencias pasadas, esta información se analiza con la capacidad de generar futuras decisiones, así como también generar contracciones musculares como respuesta motora ante algún estímulo.

El sistema nervioso se divide en dos sistemas principales; el Sistema Nervioso Central (SNC) que está formado por el encéfalo y la médula espinal, y el Sistema Nervioso Periférico (SNP) que lo componen los nervios craneales y espinales junto a sus ganglios asociados.

El SNC es el lugar en donde se correlaciona e integra la información nerviosa. El encéfalo y la médula espinal están cubiertos por membranas llamadas meninges, y se encuentran rodeados de líquido cerebroespinal, todo esto es protegido gracias a los huesos del cráneo y la columna vertebral.

El interior del SNC se encuentra organizado en sustancia gris y sustancia blanca. La sustancia gris está formada por los somas o cuerpos neuronales, la cual no posee mielina y se relaciona con el procesamiento de la información. La sustancia blanca se forma de fibras nerviosas (axones) los cuales están envueltos en un material lipídico (vaina de mielina), la cual le confiere el color blanco a este tipo de tejido.

En el SNP, los nervios craneales y espinales, son axones que conducen información hacia el Sistema Nervioso Central y luego traen la información desde éste para generar respuestas. Aunque se encuentran rodeados por vainas fibrosas en su origen, a

medida que avanzan hacia diferentes partes del cuerpo van quedando medianamente desprotegidos, por lo que es más común que resulten dañados en casos de traumatismos en estos sectores.

3.1.1 Sistema Nervioso Central

Como se mencionó anteriormente, este sistema complejo tiene como función la ejecución de gran parte de las acciones del cuerpo. Este sistema está subdividido en dos partes: Médula Espinal y el Encéfalo.

3.1.1.1 Médula espinal

Posee una forma “cilíndrica”, comienza en el agujero occipital y termina en la región lumbar, existiendo una prolongación de piamadre la cual se conoce como *filum terminale* que llega hasta la parte posterior del cóccix. De la médula salen 31 pares de raíces nerviosas que inervan a todo el cuerpo y tiene una configuración donde la sustancia gris es central y la sustancia blanca posee una posición periférica.

3.1.1.2 Encéfalo

Está situado entre la cavidad craneana y el comienzo de la médula espinal y se subdivide en tres secciones: Romboencéfalo, Mesencéfalo y Prosencéfalo.

3.1.1.2.1 Romboencéfalo

La primera estructura que se encuentra en el romboencéfalo es el bulbo raquídeo, el cual tiene forma cónica y está ubicado entre la médula y la protuberancia. Esta estructura sirve principalmente como conducto para las fibras nerviosas tanto ascendentes como descendentes. Aquí se encuentran muchos conglomerados neuronales, los cuales se denominan núcleos.

Por encima del bulbo raquídeo se encuentra la protuberancia, la cual tiene como límite posterior el cerebelo y como límite superior el mesencéfalo. Esta estructura está compuesta por una gran cantidad de fibras transversas ubicadas en la cara anterior y que conectan los dos hemisferios cerebelosos. La protuberancia contiene núcleos al igual que el bulbo, y trabaja como intermediario para el paso de las fibras ascendentes y descendentes.

Posterior al puente o protuberancia está el cerebelo, el que se posa en la fosa craneana posterior. El cerebelo contiene dos hemisferios que están conectados por el vermis cerebelar, este posee otras tres conexiones; una formada por los pedúnculos cerebelares superiores que lo unen con el mesencéfalo, otra compuesta por los pedúnculos cerebelares medios con el puente, y por último una conexión constituida por los pedúnculos cerebelares inferiores con el bulbo raquídeo. Estos pedúnculos están formados por grandes haces de fibras nerviosas las cuales están encargadas de unir al cerebelo con el mesencéfalo, el puente y el bulbo raquídeo. El cerebelo posee una capa externa compuesta por Sustancia Gris denominada corteza, también contiene núcleos centrales, los cuales están formados por Sustancia Gris. Entre las funciones más destacadas del cerebelo está la recepción de información aferente que está relacionada con el movimiento voluntario que proviene de la corteza cerebral, también procesa información relacionada con el equilibrio convirtiéndose en el órgano encargado de la coordinación de los movimientos.

3.1.1.2.2 Mesencéfalo

Es una parte pequeña que conecta el Prosencéfalo con el Romboencéfalo. En el mesencéfalo se encuentra el acueducto cerebral, el cual conecta el tercer con el cuarto ventrículo, lugar donde circula el líquido cerebrospinal. Cabe mencionar que aquí también existen núcleos y fibras nerviosas.

3.1.1.2.3 Diencefalo

Esta parte del encéfalo está compuesta por el tálamo, el cual se encuentra ubicado al lado del tercer ventrículo. Inferior al Tálamo encontramos el Hipotálamo, el cual también forma parte del diencefalo, ambos formados por conglomerados de Sustancia Gris. Por la parte posterior del diencefalo encontramos una pequeña estructura denominada Glándula pineal la cual está relacionada con labores endocrinas. El Tálamo recibe información sensorial como el dolor, la temperatura, información visual y auditiva, antes de que ésta información llegue a la corteza cerebral. Por otro lado, el Hipotálamo actúa como centro regulador de variadas funciones, como la regulación del metabolismo de los hidratos de carbono, proteínas y grasas, también ahí se genera la sensación de saciedad, regulación de la temperatura, el sueño y la producción de ciertas hormonas.

3.1.1.2.4 Cerebro

Es el órgano más importante del sistema nervioso y la parte más grande del encéfalo. Está constituido por dos hemisferios unidos por el cuerpo calloso que es una masa de sustancia blanca, estos dos hemisferios están separados por la cisura longitudinal hacia donde se proyecta la hoz del cerebro. Al igual que el cerebelo, la capa más superficial es la corteza y también está compuesta por Sustancia Gris. El cerebro posee pliegues o circunvoluciones separadas por surcos o cisuras. En el centro se encuentran núcleos o ganglios basales compuestos por sustancia gris, los cuales se conectan con la corteza a través de la sustancia blanca que se ubica entre la corteza y estos núcleos centrales. Las fibras que conectan la corteza y los núcleos de la base se denominan corona radiada. El núcleo que se ubica medial a la cápsula interna se denomina núcleo caudado, el cual termina en una pequeña estructura redondeada denominada núcleo o cuerpo amigdalino. Lateral a la cápsula interna está el núcleo lenticular formado por el Globo pálido y el Putamen. Estos ganglios son participe en la regulación del movimiento voluntario, aprendizaje de habilidades motoras y procesos sensitivos, entre otras funciones. Por otro lado el cerebro es el “computador del cuerpo”, el cual tiene una infinidad de funciones, participando en muchos procesos de carácter sensorial, de control y coordinación de los movimientos, también está relacionado con actividades cognitivas como el aprendizaje, el lenguaje, el comportamiento, la expresión de emociones y la memoria. El cerebro también posee relevancia en la regulación de procesos fisiológicos, entre otras tantas funciones que posee y que se siguen estudiando hoy en día.

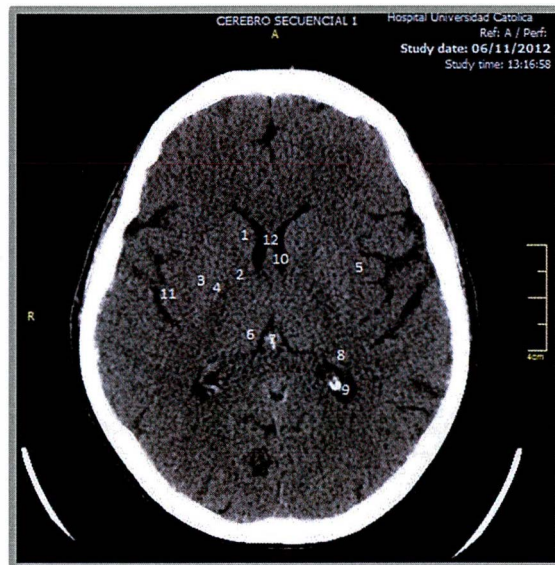


FIGURA 3.1: Corte Axial de Cerebro en los cuales se muestra 1. Cabeza del Núcleo Caudado, 2 Cápsula Interna, 3 Putamen, 4 Globo Pálido, 5 Cápsula externa, 6 Tálamo, 7 Glándula Pineal, 8 Cola Del Núcleo Caudado, 9 Ventriculo Lateral Asta posterior, 10 Ventriculo Lateral Asta anterior 11 Ínsula, 12 Septum Pelúsido. Imagen extraída del Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

3.1.2 Estructura y función de las células nerviosas

Las células nerviosas son la unidad funcional y estructural del sistema nervioso, las cuales están capacitadas para manejar información de lo que ocurre en todo el cuerpo, por lo que poseen un enorme gasto de energía.

Las neuronas reciben, procesan y envían información, mientras que el rol de las células gliales no es recibir ni transmitir información, sino que controlar el ambiente interno del SNC, es decir, transfieren nutrientes desde los vasos sanguíneos a las neuronas, eliminan productos de desecho y mantienen el ambiente electroquímico.

3.1.2.1 Neuronas

La neurona arquetípica consta de un soma o cuerpo neuronal, desde donde nacen las dendritas y el axón (FIGURA 3.2). Dentro del soma neuronal encontramos el núcleo y los orgánulos necesarios para la producción de proteínas y el metabolismo celular, todos estos inmersos en el citoplasma celular, que es un ambiente líquido. Desde el soma, o cuerpo neuronal nacen múltiples prolongaciones o dendritas, por donde se reciben las señales desde el axón de neuronas vecinas, sin embargo, el axón, a diferencia de las

dendritas, surge del soma desde un cono implantado (cono axónico) como una prolongación única.

El citoplasma del axón posee densos haces de microtúbulos y neurofilamentos, que presentan un papel clave como elementos estructurales, para el transporte de metabolitos y orgánulos a lo largo del axón. En el SNC, los axones terminan en arborizaciones terminales (una especie de ramificación) donde cada “rama” finaliza en un botón terminal, el cual se conecta con otras células nerviosas (punto de sinapsis).

Los axones están recubiertos por una sustancia lipoproteica, con bicapas fosolípídicas que forman una envoltura gruesa denominada vaina de Mielina. Esta sustancia es producida por las células de Schwann (para el SNP) y los Oligodendrocitos (para el SNC). La Vaina de mielina actúa como una sustancia aislante, acelerando la conducción eléctrica de los impulsos nerviosos.

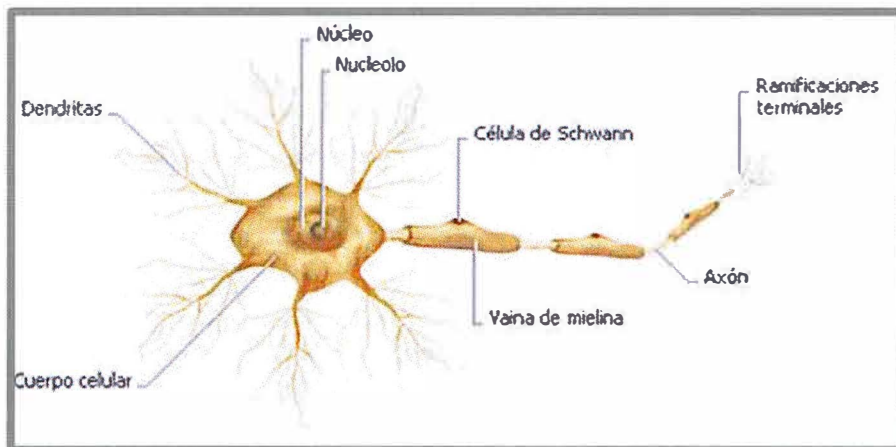


FIGURA 3.2: Imagen que muestra la estructura de una neurona, desde su cuerpo celular con sus prolongaciones dendríticas, hasta las ramificaciones terminales del axón. Imagen extraída de: <http://www.ferato.com/wiki/index.php/Neurona>.

3.1.2.2 Clasificación para grupos neuronales

Normalmente los grupos de somas o axones en el tejido nervioso, se juntan para formar estructuras bien definidas. Los grupos de somas relacionados funcionalmente en el SNC se denominan *núcleos*, como por ejemplo el núcleo caudado y en el SNP los grupos de cuerpos neuronales se denominan ganglios. En el caso de que un grupo de somas

formara una capa, se denominan *capa*, *lámina* o *estrato*. Por otro lado los grupos columnares que se relacionan por función o posición en el cerebro, se denominan *columns* y se encuentran perpendiculares a la superficie cortical, sin embargo, en la médula espinal también existen *columns*, pero estas corresponden a conjuntos de células en dirección longitudinal que pueden recorrer parcial o totalmente la médula espinal, y también se encuentran funcionalmente relacionadas.

Por otro lado, los grupos de axones se denominan *haces*, *fibras* o *lemniscos*, y principalmente son fibras asociadas por función.

3.1.2.3 Neuroglías

Aparte de las neuronas, el sistema nervioso posee otros tipos de células de apoyo llamadas Células Gliales, las cuales desarrollan otro tipo de funciones, como la mantención del ambiente neuronal, la eliminación de desechos, y la defensa contra microorganismos. Estas células Gliales, también llamadas Neuroglías, pueden separarse en dos grandes grupos; el primer grupo son las Neuroglías del Sistema Nervioso Central en donde encontramos:

- **Astroцитos:** También son llamados *glía limitans*, ya que es el límite entre el organismo y el sistema nervioso, se entrelaza alrededor de la neurona formando una red sostén y actúa como barrera filtradora entre la neurona y los vasos sanguíneos.
- **Oligodendrocitos:** Son más pequeños que los Astroцитos y poseen funciones como la producción de la Vaina de mielina en el SNC. Su citoplasma es bastante denso y posee un núcleo relativamente pequeño.
- **Microglía:** Corresponden a células pequeñas y alargadas que poseen una capacidad fagocitaria.
- **Células Ependimarias:** Tienen la función de revestimiento de los ventrículos del encéfalo y del conducto endodimario en la médula espinal.

El segundo grupo está conformado por las Neuroglías que forman parte del Sistema Nervioso Periférico, entre las cuales tenemos:

- Células de Schwann: Cumplen la misma función que el Oligodendrocitos, pero para el SNP.
- Células Capsulares o satélites: Son células pequeñas que rodean el cuerpo, dendritas y axón de las neuronas que conforman los ganglios del SNP, formando una cápsula alrededor de estos, es por esto que se les llaman células capsulares.
- Células de Müller: Células gliales especiales, que conforman parte de las capas externas del ojo y que se extienden a través de todas las capas retinarias.

3.2 Neuroimagen por Tomografía Computada (TC)

La radiología convencional consta de un sistema de radiación, la cual es emitida desde un foco del tubo de rayos X y es atenuada al atravesar una estructura para posteriormente llegar a un sistema de detección. Las imágenes en radiología convencional se adquieren desde un solo plano, por lo que todos los elementos del volumen irradiado contribuyen a la atenuación de los rayos X, es decir, cada imagen muestra una suma de todos los componentes de un volumen, es por esta razón que el contraste viene dado solo por las estructuras de alto coeficiente de atenuación (huesos y medios de contraste), mientras que los componentes de bajo coeficiente de atenuación forman parte de una integral (integrales de línea) lo que no permite la observación de los componentes como independientes.⁴

Por otro lado, la tomografía axial computada o TAC es una técnica de diagnóstico por imagen en la cual el contraste viene dado directamente por los valores de atenuación de cada elemento constituyente de un corte o sección, y no por una integral de ellos, es por esta razón que el contraste se define localmente por la composición de los

tejidos, sin verse influenciados por estructuras vecinas. Debido a esto la Tomografía computada (TC) permite evaluar la anatomía cerebral.

La Tomografía Computada surgió en 1972 como la primera técnica de neuroimagen disponible, y fue gracias a este descubrimiento que Allan Cormack y Godfrey Hounsfield recibieron el premio nobel en 1979.³

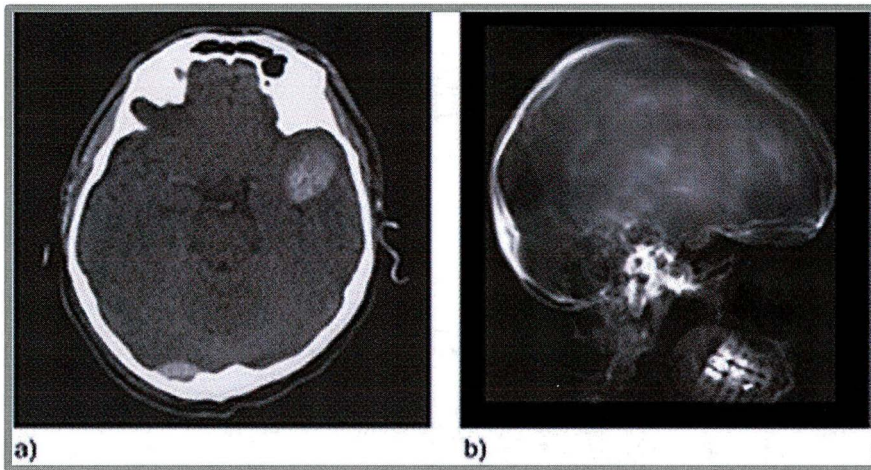


FIGURA 3.3 : (a) La TC muestra la atenuación resultante de cada elemento que constituye un volumen. El contraste en la TC viene dado por las diferencias locales de la atenuación, por lo que puede reconocerse fácilmente una lesión. (b) Proyección lateral de cráneo por radiografía convencional, donde se suman todos los componentes que contribuyan a la atenuación a lo largo del haz de rayos X. Sólo se pueden reconocer estructuras que presentan diferencias muy elevadas en la atenuación con respecto a sus alrededores. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2 Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

La TC consiste en una exploración realizada con rayos X la cual produce múltiples imágenes axiales muy detalladas del cuerpo, lo que no se obtiene en una radiografía convencional, ya que éste método ofrece sólo una imagen con estructuras superpuestas (FIGURA 3.3). Las imágenes en TC se obtienen gracias a que un tubo de rayos X gira ya sea en 180° o en 360° alrededor del área que se quiere examinar, en oposición a este tubo se encuentran los detectores, los cuales pueden obtener múltiples proyecciones angulares del área de interés. Estos detectores pueden girar en conjunto con el tubo de rayos X o pueden mantenerse estáticos cuando se encuentran en los 360° alrededor de la superficie que se desea examinar. Dichos detectores son mucho más sensibles que una película utilizada en radiología convencional, ya que son capaces de detectar variaciones

muy pequeñas de densidad en el tejido blando equivalentes al 1%, mientras que la radiografía convencional detecta entre un 10% y un 15%. La información obtenida por los detectores se analiza en el ordenador del equipo y luego se realizan las reconstrucciones de los datos para formar una imagen.

La característica más importante de este método es que el ordenador analiza los tejidos y les asigna una densidad en Unidades de Hounsfield (UH), atribuyendo el valor de -1000 al aire, 0 al agua y +1000 al hueso compacto. A partir de dicha escala el computador asigna valores numéricos a las densidades que son recibidas por los detectores, es decir, mientras más radiación absorba un tejido, menos radiación será detectada por los detectores, por lo que se le asignará un valor mayor en UH. Las zonas hipodensas aparecen oscuras, como lo son los senos frontal y esfenoidal, el líquido cerebroespinal y la grasa; mientras que las zonas hiperdensas aparecen claras, como el hueso, las estructuras calcificadas o la sangre fresca.

Gracias a la TC es posible visualizar estructuras como: el espacio subaracnoideo, los ventrículos, los núcleos de la base, el tálamo, cápsula interna y externa, sustancia blanca y gris de los hemisferios cerebrales, la cisura de Silvio y otros surcos corticales además del hueso de la bóveda craneal

Con el tiempo se comenzaron a realizar estudios con la administración de medio de contraste yodado con el cual se permite visualizar la hoz del cerebro, la tienda del cerebelo, los plexos coroideos, los senos venosos duros, las principales venas profundas y vasos sanguíneos mayores del cerebro.

La detección de cambios patológicos mediante el uso de la TC depende de la desviación de valores estándar de absorción en cierta zona del cerebro, es así como la presencia de un edema, infarto o tumor alterará la absorción normal de los rayos X en la región anatómica afectada y como consecuencia producirá una imagen anormal. Los infartos isquémicos, aparecen con una progresiva alteración en la densidad mostrando un color gris oscuro, el cual con el tiempo se transforma en una zona hipodensa, debido a que comienza a aparecer líquido cerebroespinal ocupando el espacio necrosado. Las

hemorragias cerebrales, por el contrario en un estado agudo muestran una hiperdensidad evidente, la cual con el tiempo comienza a mostrarse hipodensa debido a la necrosis tisular.

Si bien la TC provocó la innovación en el diagnóstico por imagen, esta aún tiene la desventaja de utilizar radiación ionizante para la realización del examen.

Si bien en un principio las matrices eran muy pequeñas (FIGURA 3.4), con el avance de los años han surgido matrices más amplias las que ofrecen mayor resolución en las imágenes además de la tecnología multicanal, la cual ha permitido realizar estudios de tipo angiográfico con una alta resolución espacial, convirtiéndose en un examen bastante bueno con resultados similares a los obtenidos con otros métodos diagnósticos como los realizados en hemodinamia.

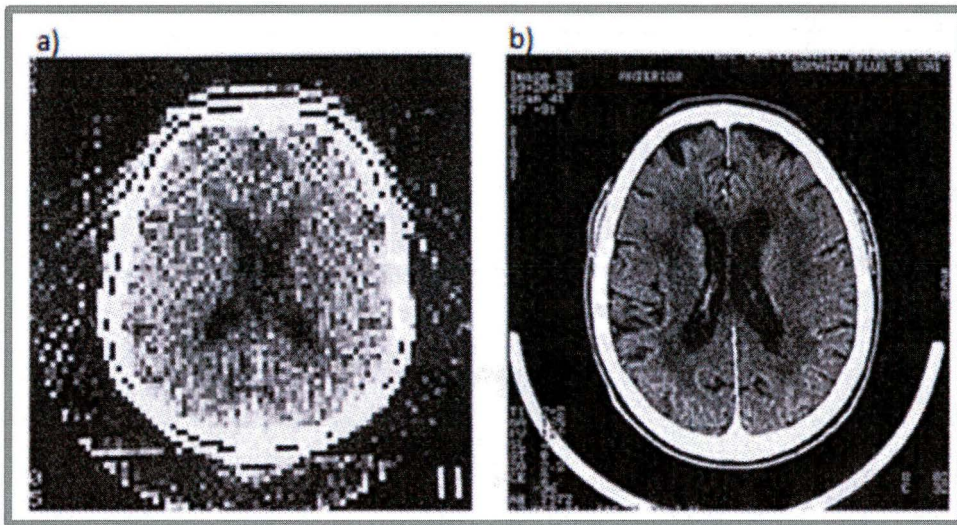


FIGURA 3.4: La imagen muestra cómo ha evolucionado la Tomografía Computada: a) Realizada en el año 1972, con una matriz de 80×80 , una resolución espacial de 3 lp/cm y un tiempo de barrido de 5 minutos, mientras que b) Realizada en 1993 con una matriz de 1024×1024 , posee una resolución espacial de 15 lp/cm y el barrido se realizó en 1 segundo. Imagen extraída del sitio web http://frank.mtsu.edu/~phys4600/Syllabus/CT/Lecture_5/lecture_5.html

3.3 GENERALIDADES DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTADA

3.3.1 Componentes básicos de un Tomógrafo Computado

Lo que genera que todos los equipos de scanner o TC funcionen de la manera correcta son los componentes que poseen (FIGURA 3.5), los cuales trabajan acordes para lograr una imagen lo más fiel a la estructura estudiada.

A continuación se definen los componentes principales de la Tomografía Computada.

3.3.1.1 Gantry.

Es un término que proviene del inglés (Gantry = portal) que hace referencia a la parte física del equipo de un TC, posee una abertura en forma circular de 70 a 85 cm de diámetro donde va posicionado el paciente para el examen, también dentro del Gantry se alojan los elementos fundamentales de la adquisición en tomografía computada, los cuales son: Tubo de rayos X, sistema de colimación y filtros, sistema de detectores, DAS (sistema de adquisición de datos) y un sistema de anillos giratorios .

3.3.1.2 Tubo de rayos X en TC.

El tubo de rayos X se compone de una ampolla de vidrio cubierta de plomo herméticamente sellada al vacío (la cual evita que se frenen los electrones), tiene una pequeña ventanilla con un filtro de aluminio (la cual filtra los fotones de baja energía y permite la salida de los más energéticos) por donde sale la radiación. El tubo está formado de un filamento llamado Cátodo (-) el cual libera electrones que son eyectados hacia un componente giratorio llamado Ánodo (+) donde estos son frenados, perdiendo su energía cinética y transformándola en fotones de rayos X. Debido a la alta producción de energía calórica, el ánodo posee un potente sistema de disipación del calor.

3.3.1.3 Colimadores.

En la TC existen dos tipos de colimadores, los primeros se denominan pre paciente y están ubicados a la salida del tubo de rayos X (en la carcasa), mientras que los segundos se ubican justo antes de los detectores y se denominan colimadores pre detector.

3.3.1.3.1 Colimadores pre paciente:

- Dependen del tamaño del punto focal que se eligió para el ánodo.
- Crean haces paralelos en el eje z, si bien la emisión de rayos X tiende a ser divergente cuando sale del tubo, estos colimadores generan que el haz sea lo más paralelo posible en el eje z, de tal forma que el espesor de corte que se está ocupando sea el adecuado.
- Reducen la dosis al paciente.

3.3.1.3.2 Colimadores pre detector:

- Restringe el tamaño de campo de los detectores (FOV).
- Reduce radiación dispersa en detectores.
- Su apertura determina espesor de corte.

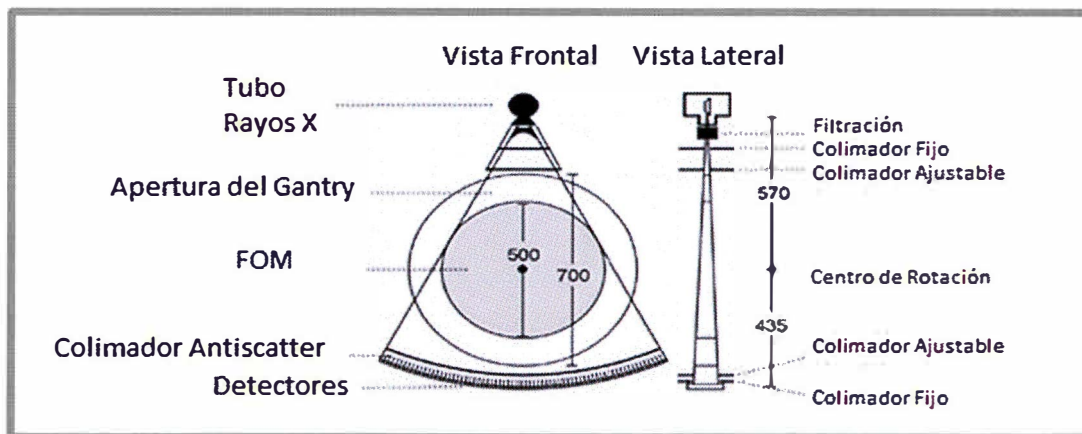


FIGURA 3.5: Esquema que muestra el tubo de rayos X visto de frente y de perfil. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2 Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

3.3.1.4 Filtros.

Estos están ubicados a la salida del tubo y aportan en la calidad de imagen en TC. Están compuestos de aluminio o grafito y pueden tener diferentes formas; Curvos, planos y en cuña.

Los filtros poseen finalidades como:

- Proporcionar igual distribución de fotones en el haz de radiación, es decir, genera que el haz de radiación sea lo más mono energético posible, absorbiendo los fotones de menor energía.
- Disminuir dosis de radiación al paciente

Aparte de los filtros, el tubo de rayos X tiene una filtración inherente que está relacionada con la carcasa del tubo, la cual es equivalente a 3mm de aluminio.

3.3.1.5 Detectores.

Se ubican al lado opuesto del tubo de rayos X, estos miden la energía depositada en ellos una vez sean impactados por los fotones de rayos X que no fueron absorbidos, dicha energía es transformada en corriente eléctrica que después se envía hasta el computador donde es cuantificada electrónicamente. Como características principales de los detectores se encuentran: eficiencia de conversión, tiempo de respuesta corto, linealidad, eficiencia geométrica y la histéresis de cada tipo de detector.

Tipos de detectores:

- *Detector de Cristal o centelleo*: compuestos por un cristal de centelleo que actúa como transductor, el cual transforma la energía de los rayos X que incidan en él en luz visible, estos fotones de luz a su vez liberan electrones en el cátodo de un tubo fotomultiplicador y posteriormente son multiplicados. En un comienzo se utilizaban cristales de yoduro de sodio, luego estos fueron reemplazados por los de Germanato de Bismuto. Estos detectores corresponden a los utilizados en la *primera generación* de tomógrafos (ver sección 3.3.2.1).
- *Detector de gas Xenón*: Es una cámara que contiene un gas a alta presión y también tiene un par de placas. El rayo que entra hasta la cámara ioniza el gas y los electrones son atraídos por una de las placas cargada positivamente.



la corriente generada es proporcional a la radiación incidente. Estos detectores pertenecen a los utilizados en la *tercera generación* de tomógrafos (ver sección 3.3.2.3).

- *Detectores sólidos o semiconductores*: Hechos de material cerámico que convierte los Rayos X en luz y esta a su vez se transforma en una señal eléctrica a través de un fotodiodo. Estos detectores pertenecen a *la tercera generación* en adelante incluyendo a los de tecnología Helicoidal.

3.3.1.6 Sistema de adquisición de datos (DAS).

Se encuentra ubicado después del detector, su función es captar la información del detector y transformarla, decodificando esta señal análoga y convirtiéndola en digital, también amplifica y ordena esta lectura de datos binario en matrices. Recibe y envía información hasta 4 Gb/seg.

3.3.1.7 Sistema de reconstrucción de imagen (IRS).

El sistema de reconstrucción de la imagen asigna logaritmos de reconstrucción e interpola datos volumétricos para formar la imagen. De esta forma reconstruye actualmente una tasa de hasta 24 imágenes por segundo.

3.3.1.8 Slip ring (anillo deslizante).

En el año 1989 Willy Kalender desarrolló la tecnología de anillos giratorios que es la base de la tomografía helicoidal, donde creó una conexión electromagnética con los distintos elementos del Gantry sin la utilización de cables, permitiendo un giro continuo del tubo a través de una lámina de cobre la cual recibe y entrega datos mediante una conexión electromagnética.

3.3.1.9 Generador de alta tensión.

Los Tomógrafos Computados en la actualidad funcionan con una energía eléctrica trifásica o de alta frecuencia, de esta manera se pueden obtener altas velocidades del rotor del tubo de rayos X así como las altas potencia de los sistemas pulsátiles.

3.3.1.10 Camilla del paciente.

Lugar en donde se posiciona el paciente, es un dispositivo automático con apoya cabezas móvil, esta se encuentra conectada al computador y al Gantry de donde se puede manejar, y tiene una movilidad automática para poder realizar los barridos necesarios. Consta de un potente motor que garantiza los movimientos precisos. Debe ser de un material de número atómico bajo (fibra de carbono) para no interferir en la adquisición. La camilla resiste un peso entre 136 a 272 kg.

3.3.1.11 Estación de trabajo.

El ordenador o computador debe ser muy potente por la gran cantidad de operaciones de datos que debe realizar rápidamente.

En la consola de trabajo el Tecnólogo Médico ingresa la información requerida para la realización del estudio, para establecer la manera correcta de realizar el examen. En los monitores de la estación de trabajo, el operador puede acceder a la información recopilada y a las imágenes reconstruidas. En esta estación el operador posee el control a distancia de inyectoras de medio de contraste, también se encuentran herramientas útiles como un altavoz para la comunicación oportuna con el paciente. En la estación de trabajo se permite un post proceso de las imágenes, archivarlas, y también la post visualización de estudios.

3.3.2 Generaciones en Tomografía Computada

3.3.2.1 Primera generación

El primer scanner fue “EMI escáner” el cual fue construido para la exploración del cerebro humano, dando un gran paso en la neuro-radiología ya que el cerebro humano carecía de herramientas de diagnóstico simple.

Los equipos de primera generación (FIGURA 3.6) obtenían la atenuación de 160 trayectorias paralelas por medio de la traslación del tubo emisor y del detector, luego giraba todo el conjunto 1° para realizar sucesivamente la operación anterior hasta completar los 180° (movimiento de traslación y rotación), con lo cual se obtenían 180 estudios de 160 muestras cada uno, teniendo 28.800 atenuaciones, para una imagen con una matriz de 80×80 , se obtienen en total 6.400 celdas. Para lograr encontrar la atenuación de cada celda hay que resolver 6.400 incógnitas con 28.800 ecuaciones. El equipo se demoraba cerca de cinco minutos por cada corte realizado, y en total demoraban entre 30 minutos a una hora por examen.

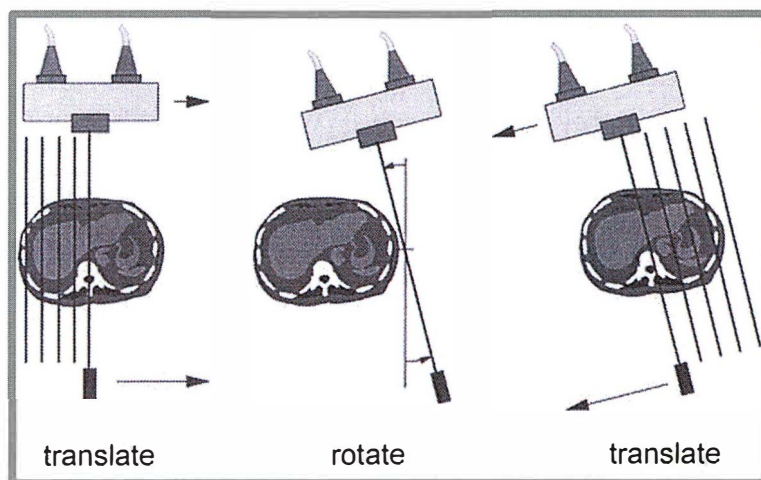


FIGURA 3.6: Equipo de primera generación en la cual se utilizaba un haz de radiación en forma de pencil beam,. Imagen extraída de: http://frank.mtsu.edu/~phys4600/Syllabus/CT/Lecture5/lecture_5.html

3.3.2.2 Segunda generación

El primer scanner de segunda generación (FIGURA 3.7) es el Delta 50, mostrado en diciembre de 1974 por Ohio Nuclear³, tenía dos renglones de tres detectores. En marzo de 1975, EMI presentó un scanner con 30 detectores. Con este incremento de detectores los scanner pasaron a ser 10 veces más rápidos.

Este scanner es similar al de primera generación por los movimientos que realiza (traslación y rotación), sin embargo, varía en la utilización de un haz de rayos X en forma de abanico con un ángulo de apertura de 5° y posee un conjunto de detectores (entre 10 y 30), y matrices de 160x160. Con estos cambios se logró reducir el tiempo de exploración a aproximadamente dos minutos, además de esto, se logró tener una utilización diagnóstica no solo de cerebro, sino que de cuerpo completo.

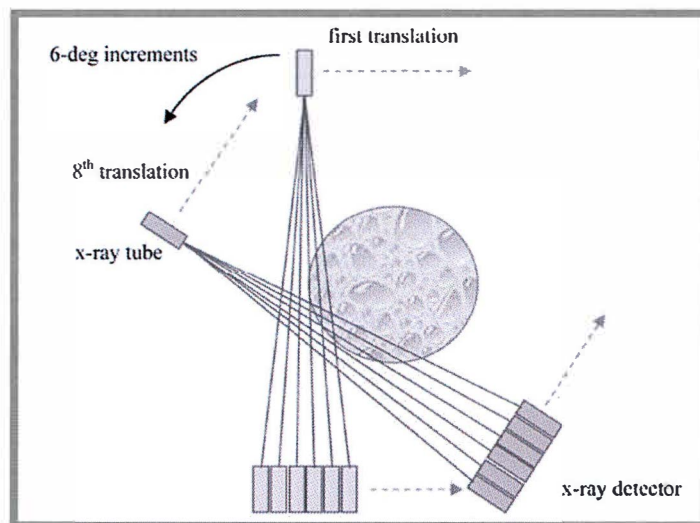


FIGURA 3.7: Scanner de segunda generación en la cual el gran cambio fue que ahora se utilizaba un haz en forma de abanico. Imagen extraída de: Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

3.3.2.3 Tercera generación

Esta corresponde a la generación de scanner más utilizada en la actualidad, donde el movimiento de traslación ha sido eliminado y el haz de rayos con forma de abanico se expandió a 25° - 35° de apertura, para incorporar el cuerpo entero. Además, se aumentó el sistema de detectores entre 300 y 500. Ambos elementos, tubo y sistema de

detectores realizan un movimiento de rotación de 360° en oposición (FIGURA 3.8), logrando así dos ventajas importantes: el tiempo de exploración se reduce llegando a 2 o 3 segundos por corte, generando menor susceptibilidad al movimiento y aprovechando en forma eficiente la radiación del tubo.

El problema de la tercera generación es que debido a la continua exposición de los detectores, estos se descalibraban originando el artefacto con forma de anillo que se presentaba conjuntamente en el eje de rotación. Sin embargo, este problema después fue solucionado usando detectores estables y procedimientos de calibración adecuados.

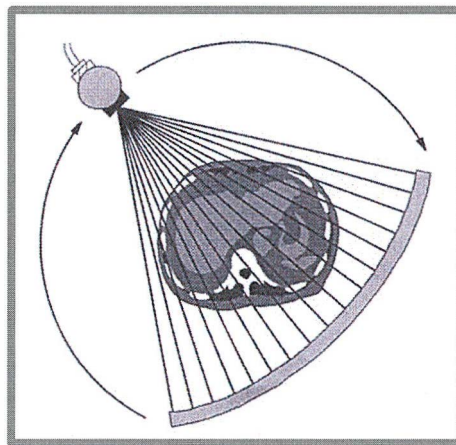


FIGURA 3.8: *Scanner de tercera generación en la cual se utiliza un haz en abanico de mayor amplitud y los movimientos tanto de detectores y fuente de rayos X es de Rotación-Rotación. Imagen extraída de: http://frank.mtsu.edu/~phys4600/Syllabus/CT/Lecture5/lecture_5.html.*

3.3.2.4 Cuarta generación

Se distinguen dos modelos de scanner de cuarta generación: Rotación/Estacionario (FIGURA 3.9) y Rotación/Nutación (FIGURA 3.10).

El primer tipo (Rotación/Estacionario) utiliza un anillo fijo de detectores dentro del cual gira el tubo de rayos X. Las ventajas que aporta este scanner son; que el tubo puede alcanzar velocidades de giro altas lo que disminuye el tiempo de exploración y, que el equipo es poco sensible a las diferencias de comportamiento de los detectores. Dentro de las desventajas se encuentran la gran dimensión del equipo y su alto costo, debido al gran número de detectores.

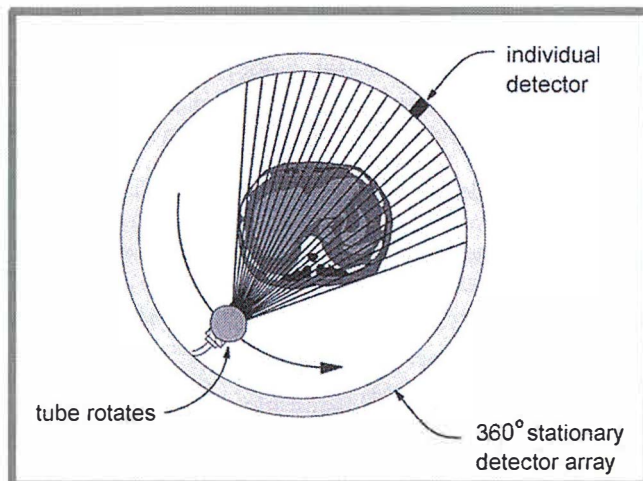


FIGURA 3.9: Scanner de cuarta generación con sistema Rotación/Estacionario en el cual los detectores se encuentran en los 360°. Imagen extraída de: http://frank.mtsu.edu/~phys4600/Syllabus/CT/Lecture5/lecture_5.html.

El segundo scanner de cuarta generación (Rotación/Nutación) también posee un anillo de detectores, pero en este modelo el tubo de rayos X gira por fuera del anillo y el sistema de detectores realizan una oscilación de pequeña amplitud de eje de rotación (nutación) para permitir el paso del haz de rayos X (Figura 3.10). Aunque este sistema mecánico que se genera para producir el movimiento de nutación de los detectores es complejo y costoso, con este tipo de scanner se han realizado exploraciones de muy alta resolución en tan sólo un segundo.

Como gran desventaja de esta cuarta generación de scanner es que poseía muchos detectores (1.200-4.800 detectores de tipo sólido) para cubrir los 360°, si se dañaba uno de estos podría generar que la imagen saliera con problemas y debido a esto no se podía cambiar un detector si no que se debía cambiar un paquete de por lo menos 45° de detectores.

Actualmente en Chile sólo existe un equipo de cuarta generación de marca Picker.

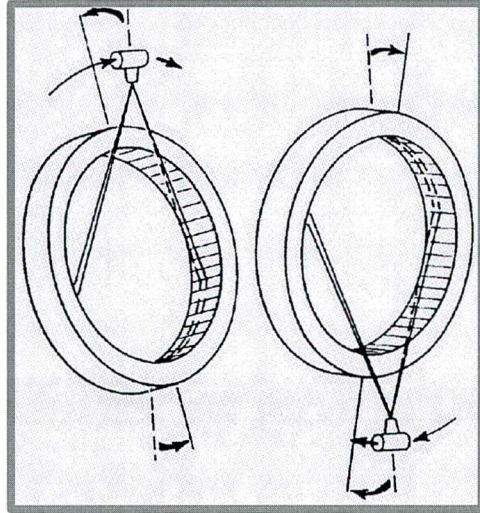


FIGURA 3.10: *Imagen muestra scanner de cuarta generación con sistema Rotación/Nutación, en la cual la fuente de radiación X se encuentra fuera del anillo de detectores imagen extraída de : <http://www.dalcame.com/wdescarga/tomcom.pdf>*

3.3.2.5 Quinta generación

Este tipo de equipos inicialmente se utilizó con fines investigativos, desde el punto de vista fisiológico para estudios cardiológicos.

La fuente de rayos X, no es un tubo de rayos X, se utiliza un ALE (Acelerador Lineal de Electrones) (FIGURA 3.11) que emite en forma continua este haz de electrones, los cuales posteriormente son deflectados con un sistema de campos magnéticos para que estos incidan sobre una placa de tungsteno y así producir rayos X. Genera radiación en forma continua y con tiempo de resolución temporal muy pequeño. Es por esto, que todos los estudios cardiacos sobre todo de cuantificación de calcio cardiaco se hicieron en este tipo de equipo.

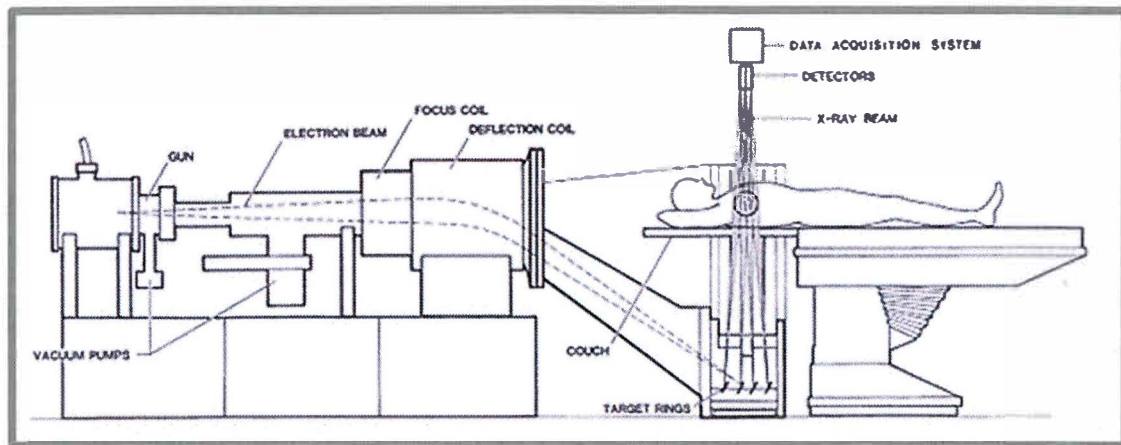


FIGURA 3.11: Scanner de quinta generación en el cual se utiliza un acelerador lineal para generar la radiación X. Imagen extraída de: http://frank.mtsu.edu/~phys4600/Syllabus/CT/Lecture_5/lecture_5.html

3.4 Principios básicos de tomografía computada

3.4.1 ¿En base a qué funciona la TC?

Los cortes en Tomografía Computada están generados con una orientación arbitraria, donde el eje x e y se encuentran en el plano transversal de la dirección del barrido, mientras que el eje z se encuentra orientado perpendicular a la dirección del barrido (FIGURA 3.12). En resultado, los cortes sagitales vienen dados por los planos y/z , mientras que los cortes coronales vienen dados por los planos x/z .

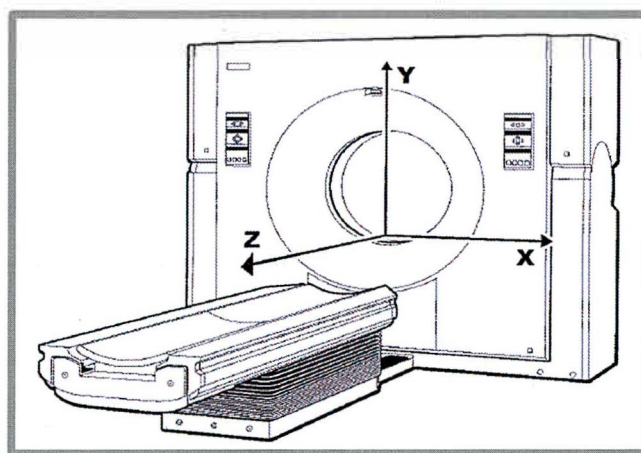


FIGURA 3.12: Sistema de coordenadas utilizado en TC. Imagen extraída de *Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart Circulation*. 2003; 107, 917-922.

Estas secciones o cortes corresponden a un volumen compuesto por pequeños elementos cúbicos (elemento de volumen o vóxel), a los cuales la TC le asigna un valor en la imagen de la matriz digital (elemento de imagen o píxel).

En términos generales, la TC consiste en medir una cantidad física (intensidad de los rayos X) en distintas direcciones para evitar la superposición de los datos. En este principio de medición, la TC no sólo mide la intensidad de rayos X que fue atenuada por un objeto (I), sino que también la intensidad primaria de rayos X (I_0) de tal manera de poder medir el coeficiente de atenuación (μ) para cada elemento de volumen.

Si se tuviera un haz monocromático y un objeto homogéneo (no es el caso de la TC) la intensidad de rayos X cae exponencialmente en relación al espesor absorbente, el coeficiente de atenuación lineal (μ) se puede calcular directamente.

En el caso de un objeto no homogéneo con un haz monocromático, la atenuación total de la trayectoria de rayos X depende del valor local del coeficiente de atenuación (μ_i) por lo que se debe tomar como una integral de coeficientes de atenuación a lo largo de la trayectoria de los rayos X.

Lo que se tiene en Tomografía Computada es un haz policromático con un objeto no homogéneo. Por lo que en esta situación medir la atenuación real es bastante engorroso, debido a que los coeficientes de atenuación deberán integrar todos los intervalos de energía (E) para las diferentes proyecciones (x,y,z) y el valor local de la atenuación debido al grosor, a esto también se le puede sumar la dependencia del tiempo (t), en el caso de la utilización de medios de contraste.³

3.4.2 Número CT o Unidad de Hounsfield (UH)

Como se mencionó anteriormente, la utilización de un haz policromático (de distintas energías) en una estructura no homogénea, dificulta la medición de la atenuación lineal en una determinada distribución espacial $\mu(x,y)$. Es por esto que el coeficiente de atenuación μ , no sirve completamente como una característica cuantitativa de atenuación, debido a su dependencia con las diferencias de energía y filtración. Debido a esta problemática, no es utilizado el coeficiente de atenuación lineal como tal, sino que un valor

relativo a la atenuación del agua, el cual se denomina número CT o Unidad de Hounsfield (UH).

$$\text{Valor TC} = (\mu_T - \mu_{\text{agua}}) / \mu_{\text{agua}} \cdot 1000 \text{ UH} \quad (A)$$

Donde μ_T y μ_{agua} son los coeficientes de atenuación del tejido a medir y del agua respectivamente. Por lo que se concluye que si μ_T es igual a μ_{agua} , el valor UH se hace 0. Estos valores son arbitrarios debido a que los coeficientes de atenuación del agua (0 UH) y del aire (-1000 UH) son independientes de la energía del haz de rayos X, es por esto que se utilizan como puntos de referencia. Es así como los diferentes tejidos y estructuras del cuerpo, van adoptando distintos valores UH. Un ejemplo es el hueso, el cual adopta el valor más alto con 2000 UH, sin embargo no existe un límite superior para los valores de UH, por otro lado el tejido pulmonar adopta valores negativos debido a su alta cantidad de aire.

Con esta nueva modalidad de medición, los números CT o UH tienden a ser relativamente estables y con cierta independencia a la energía del haz de rayos X.

El intervalo de números CT o UH van desde los -1024 UH hasta 3071 UH (4096 niveles de gris), todos estos niveles de grises no se pueden observar, debido a que el ojo humano sólo es capaz de diferenciar 60 a 80 niveles de grises, es por esto que se ha propuesto el uso de ventana en TC, la cual debe ser ajustada para elegir el intervalo de números CT de interés. Los números que estén bajo los valores de interés se verán negros, mientras que los mayores al intervalo se verán como blancos.

El nivel o centro de ventana (C) corresponde a la media de los valores de número CT de interés, mientras que el ancho de ventana (W) corresponde a la cantidad de contraste que se le quiera dar a la imagen. Por ejemplo; el nivel de ventana del cerebro va alrededor de las 40 UH debido a los valores CT que poseen las estructuras de interés (30-40 UH para la sustancia gris y 20-35 UH para la sustancia blanca) y se elige una ventana estrecha para separar mejor el contraste de las estructuras.

El número CT o UH se incrementa, cuando el número atómico o la densidad del material son mayores que las del agua, es por esto que las estructuras con alto número atómico, como por ejemplo el hueso, presentan números CT elevados y se observarán como

imágenes hiperdensas en TC, mientras que la grasa presentará un valor CT o UH negativo (-80 a -100 UH) debido a su bajo número atómico (5,88 aproximadamente) y su baja densidad (0,96 g/cm³).

Es necesario tener en cuenta que la interpretación de números CT no sólo se refiere a un material químico o elemento único en un vóxel, sino que a todos los elementos que lo constituyan, es por esto que se obtiene la media de él.³

3.5 Fundamentos de Reconstrucción en Tomografía Computada

Al tratar de reconstruir un objeto se puede considerar una distribución en 2 dimensiones de una función que represente los coeficientes de atenuación lineales de un objeto.

Al suponer que se tiene un conjunto de mediciones, cada una representa una línea que integra todos los coeficientes de atenuación del objeto a lo largo de la trayectoria del haz de rayos X. Esta línea integral se obtendrá en cada medición angular y a diferentes distancias del iso-centro.

Para evitar la superposición de datos, en primer lugar se obtiene una serie de medidas en caminos paralelos que se mantienen uniformes para cada proyección angular, luego, este proceso se repite en un ángulo ligeramente diferente pero con incremento constante como muestra la figura 3.13. Este proceso continúa hasta obtener datos en 360° (aunque teóricamente, sólo se necesitan en 180°) para cubrir todo el objeto.

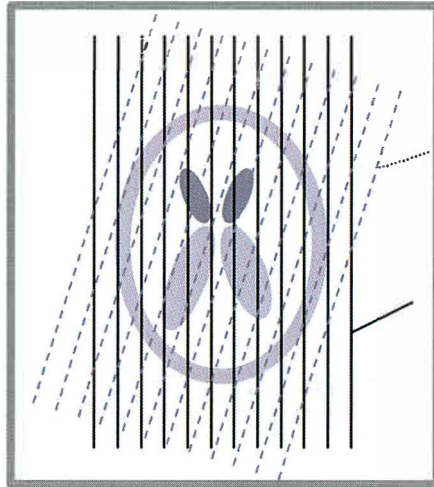


FIGURA 3.13: Patrón de muestreo. Las muestras dentro de una vista son paralelos entre sí y están espaciadas uniformemente. Cada una de las vistas también están espaciadas uniformemente en la dirección angular. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

3.5.1 Técnicas de Reconstrucción Algebraica (ART)

En un caso simplificado, se posee un objeto compuesto por 4 bloques pequeños. Cada uno de estos bloques posee un coeficiente de atenuación homogéneo y están etiquetados por μ_1 , μ_2 , μ_3 y μ_4 .

Considerando que las integrales de línea son obtenidas por mediciones verticales, horizontales y diagonales, nos entregarán un conjunto de ecuaciones diferentes, como por ejemplo:

$$P_1 = \mu_1 + \mu_2 \quad (B)$$

$$P_2 = \mu_3 + \mu_4$$

$$P_3 = \mu_1 + \mu_3$$

$$P_4 = \mu_1 + \mu_4$$

Aquí se establecen 4 ecuaciones para 4 incógnitas. Por un principio de conocimiento algebraico elemental, el número de ecuaciones lineales que se obtienen es igual al número de incógnitas.

El método más fácil de comprender este proceso es: obteniendo una cantidad N de valores desconocidos, para una matriz de $N \times N$, que se calcula obteniendo $N \times$ ecuaciones independientes (FIGURA 3.14), estas dependerán del número de proyecciones dadas (Np) y el número de datos que se obtengan para cada proyección (Nd). Por lo tanto, en el caso más simple de una matriz de 2×2 , con dos mediciones para dos proyecciones, producirá un sistema de 4 ecuaciones y 4 incógnitas que pueden resolverse fácilmente. Una matriz de 3×3 también podrá resolverse de la misma manera con 9 incógnitas. Estas técnicas algebraicas se denominan ART y se utilizaban en un principio en TC, sin embargo, en volúmenes grandes se conseguían una cantidad de datos inaceptablemente altos para la computación de aquellos tiempos, incluso cuando el objeto se divide en elementos aún más finos, la tarea de resolver estos conjuntos de ecuaciones simultáneas se convierte en todo un reto, incluso en la tecnología informática de hoy en día.

Además, para asegurar que se obtenga un número suficiente de ecuaciones independientes, a menudo se necesitan más de N^2 mediciones, donde algunas ecuaciones pueden no ser independientes. Por ejemplo; si tenemos cuatro mediciones, p_1 , p_2 , p_3 , y p_5 , las cuales se obtienen en dirección vertical y horizontal. Se puede demostrar que estas mediciones no son linealmente independientes ($p_5 = p_1 + p_2 - p_3$). Es por esto que se debe añadir un valor mediante una medición diagonal para asegurar su ortogonalidad. Cuando el número de ecuaciones supera el número de incógnitas, no siempre se dispone de una solución sencilla. A este problema se le agrega el inevitable error que pueda existir en alguna de las mediciones.

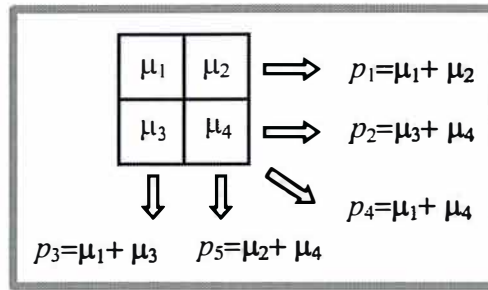


FIGURA 3.14: Un ejemplo sencillo de un objeto y sus proyecciones. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009.

3.5.2 Reconstrucción Iterativa

Considerando el mismo problema anteriormente discutido de un objeto de 4 bloques (FIGURA 3.15) donde se asignan valores de atenuación específicos para cada bloque. Al suponer que se trata de un objeto homogéneo, la suma de proyecciones verticales son $3+7=10$ y la suma de proyecciones horizontales $4+6=10$, por lo tanto al dividir por 4 tendremos un valor de 2,5 para cada bloque.

Reconociendo que la suma de valores debe ser 5, al analizar la imagen (o) vemos que la fila superior se subestima en 2 ($5-3$), mientras que la fila inferior se sobrestima en 2 ($5-7$).

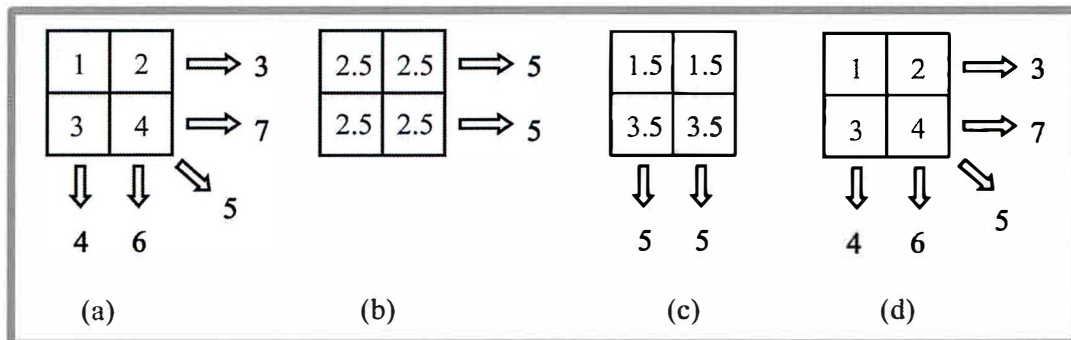


FIGURA 3.15: Ilustración de reconstrucción iterativa. (a) Objeto original y sus proyecciones, (b) estimación inicial del objeto y su proyección, (c) la estimación actualizada del objeto y su proyección, y (d) una estimación final y sus proyecciones. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

Como no se conoce el objeto a priori se debe suponer que el valor de los bloques debe ser dividido en partes iguales a lo largo de cada proyección del haz de rayos X, por lo tanto se debe disminuir el valor de los bloques superiores en 1 (1,5), y aumentar el valor de los bloques inferiores en 1 (3,5).

Al calcular el valor de las proyecciones en dirección vertical (columnas), se obtiene un resultado coherente, con un valor de 5. Mientras que si se calculan los valores en las proyecciones horizontales (filas), se observa que el elemento debe disminuir en 0,5 en la primera columna, y aumentar en 0,5 en la segunda columna. Con esto se obtiene que todas las proyecciones sean coherentes, incluyendo las proyecciones diagonales. De esta forma el objeto se construye correctamente.

Es evidente que este proceso algebraico requiere de métodos computacionales avanzados, ya que las proyecciones diagonales deben realizarse repetidamente, es por esto que se le denomina iteración.

3.5.3 El teorema de Fourier

Este método es utilizado en muchos de los escáneres comerciales actuales, en esta notación, $f(x,y)$ representa el objeto reconstruido, $p(t, \theta)$ una proyección paralela de $f(x,y)$ tomada en un ángulo θ , y t que representa la distancia de la proyección del rayo al iso-centro (centro de rotación). Por lo tanto; la transformada de Fourier que se le aplica a una proyección paralela de un objeto $f(x, y)$ obtenida en el ángulo θ es igual a una línea en una transformación de Fourier 2D de $f(x, y)$ tomada en el mismo ángulo.

Si se considera el caso en que una proyección de $f(x, y)$ se obtiene paralela al eje y , como se muestra en la figura 3.15. La proyección $p(x, \theta)$ se relaciona con la función original $f(x, y)$ de la siguiente manera:

$$P(x, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \quad (C)$$

Si se toma la transformada de Fourier con respecto a x en ambos lados de la ecuación C, se puede obtener:

$$P(\mu) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x, 0) e^{-j2\pi\mu x} dx = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi\mu x} dx dy \quad (D)$$

Y a continuación se considera la transformada de Fourier en dos dimensiones de la función original $f(x, y)$ evaluados en $V = 0$:

$$F(\mu, \nu)|_{\nu=0} = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(\mu x + \nu y)} dx |_{\nu=0} = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi\mu x} dx dy \quad (E)$$

Comparando el lado derecho de la ecuación D con la ecuación E , se puede concluir que las dos ecuaciones son idénticas. Esto indica que la transformada de Fourier de un objeto en una proyección de 0° es $\theta = 0$. Debido a que las coordenadas del sistema se seleccionan arbitrariamente, la conclusión anterior es válida en cualquier ángulo del sistema de coordenadas.

El teorema de corte de Fourier se puede explicar de la siguiente manera: Se va a seleccionar un sistema de coordenadas anguladas de tal manera que el eje s sea paralelo al camino de la proyección del ángulo θ . Como se muestra en la figura 3.16 El objeto $f(x, y)$ puede ser representada por $f'(t, s)$ en el sistema de coordenadas anguladas, donde los dos sistemas de coordenadas están relacionadas por el siguiente conjunto de ecuaciones:

$$\begin{cases} t = x \cos \theta + y \sin \theta \\ s = -x \sin \theta + y \cos \theta \end{cases} \quad (F)$$

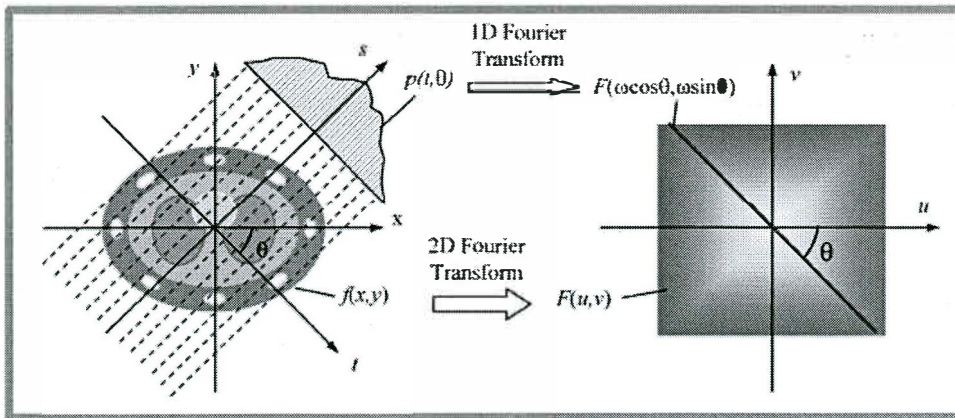


FIGURA 3.16: Ilustración del teorema de corte de Fourier. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

La proyección $p(t, \theta)$ simplemente se encuentra integrando la función $f'(t, s)$ a lo largo el eje s :

$$p(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f'(t, s) ds \quad (G)$$

Si se denota por $P(\omega, \theta)$ la transformada de Fourier de $p(t, \theta)$ sobre la variable t , se obtiene:

$$p(\omega, \theta) = \iint_{-\infty}^{\infty} f'(t, s) ds e^{-i2\pi\omega t} dt \quad (\mathbf{H})$$

A continuación se realiza la transformación de coordenadas en el lado derecho de la ecuación H. Tomando una teoría general de cálculo, se sabe que el área diferencial de los dos sistemas de coordenadas, se relacionan mediante la siguiente ecuación:

$$dsdt = J dxdy = \begin{vmatrix} \frac{\partial t}{\partial x} & \frac{\partial s}{\partial x} \\ \frac{\partial t}{\partial y} & \frac{\partial s}{\partial y} \end{vmatrix} dxdy \quad (\mathbf{I})$$

En donde J representa un determinante Jacobiano. Combinando las ecuaciones (G), (H) y (I), se puede obtener:

$$P(\omega, \theta) \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)} dxdy \quad (\mathbf{J})$$

Para relacionar la transformada de Fourier de una proyección $P(\omega, \theta)$ a la transformada de Fourier de la función original $f(x, y)$, se debe examinar la transformada de Fourier en 2D $f(x, y)$, $F(u, v)$. En esta definición se obtiene:

$$F(\mu, \nu) \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(x\mu + y\nu)} dxdy \quad (\mathbf{K})$$

Nótese la similitud entre los lados derechos de las ecuaciones J y K. Si se dejan que las dos ecuaciones $u = \omega\cos\theta$ y $v = \omega\sin\theta$, se vuelven idénticos. Matemáticamente, existe la siguiente relación:

$$f(\omega\cos\theta, \omega\sin\theta) = P(\omega, \theta) \quad (\mathbf{L})$$

En el espacio de Fourier, las dos variables ($u = \omega\cos\theta$ y $v = \omega\sin\theta$), definen una línea recta a través del origen que forma un ángulo θ con respecto al eje u , tal como se muestra en la figura 3.16. Por lo tanto, se ha demostrado que la transformada de Fourier de

una proyección paralela de un objeto $f(x, y)$ es una transformada de Fourier de dos dimensiones (2D) en una rebanada del objeto. La rebanada es tomada en el mismo ángulo que la proyección, y si se logran recoger un número suficiente de proyecciones a lo largo de 0 a θ se puede llenar el espacio de Fourier por completo con el objeto que está siendo reconstruido.

3.5.4 Retroproyección filtrada

En 1917 Johann Radón descubrió que es posible reconstruir un objeto a partir de un conjunto de infinitas proyecciones, lo cual se realiza mediante la transformada de Radón. Este principio fue mejorado posteriormente gracias a Cormack y Hounsfield.

La retroproyección filtrada se planteó en un inicio, como un algoritmo de inversión de la transformada de Radón, esta hace uso del análisis de las transformadas de Fourier, como los teoremas de proyecciones y el producto convolución.

Si se tiene como ejemplo un objeto de densidad variable (k) que tiene como función $f(x,y,z)$, donde k es atravesado por una haz de radiación que dibuja una recta (s), donde se puede obtener y medir la radiación de entrada y de salida a k . Esta función de rayo es $F(s)$ y a partir de $f(x,y,z)$ se logra reconstruir la imagen, desde un conjunto de rectas.

Esto consiste en dividir al objeto k en varias secciones planas o cortes, de tal forma de poder resolver este conjunto de rectas, sección por sección, para luego integrar todas las secciones del objeto. Al dividir el objeto en secciones se tiene que la función: $f(x,y,z)$ se reduce temporalmente a $f(x,y)$.

Si a cada uno de los cortes o secciones planares se le colocara una cuadrícula, el corte ahora quedaría dividido en filas y columnas, en donde a cada una de las celdas o cuadros le corresponde una densidad promedio. Entonces, las proyecciones son sumas de varios términos (integra varios elementos) en distintas direcciones.

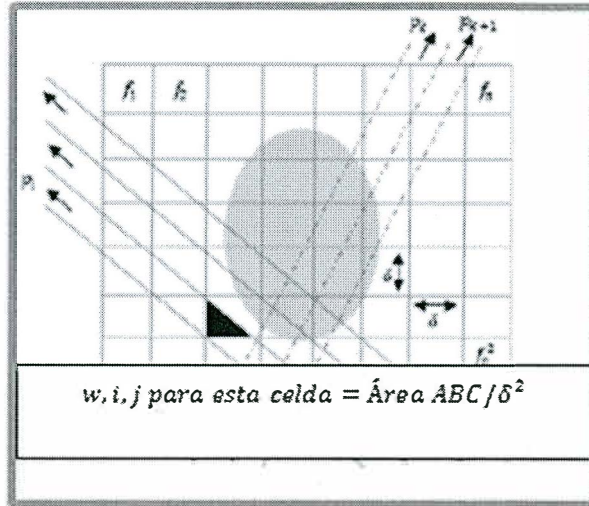


FIGURA 3.17: Donde M corresponde al número total de proyecciones de un haz de rayos X y W_{ij} corresponde a una fracción del área de cada celda atravesado por un rayo. El triángulo ABC sombreado en la figura indica esta área en particular, y F_j son las incógnitas que se deben determinar. Sin embargo, si se posee N celdas, el número de rayos M como mínimo (proyecciones de rayos X) debe ser igual a N .

$$\sum_{j=1}^N w_{ij} f_j = p_i; \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (M)$$

Por consiguiente, si se hace que cada celda con un área δl (FIGURA 3.17) se convierte en infinitesimales ds , el límite de la sumatoria pasa a ser una integral de línea a lo largo de la trayectoria del rayo.

$$p = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) ds \quad (N)$$

Esta ecuación (N) coincide con la transformada bidimensional de Radón de la función $f(x, y)$, el problema está en la aproximación a la función $f(x, y)$ la cual se realiza mediante la transformada inversa bidimensional de Radón, que se define como:

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\left[\frac{\partial \tilde{f}(p, \varphi)}{\partial p} \right]}{x \cos \varphi + y \sin \varphi - p} \partial p \partial \varphi \quad (\tilde{N})$$

Si se observa con claridad, la ecuación anterior integra infinitos rayos, práctica que es imposible de realizar, ya que no se puede atravesar una sección de un objeto con infinitas proyecciones de rayos X . Es por esta razón que surge un método de aproximación de la transformada inversa de Radón, la cual se conoce como retroproyección filtrada.

La retroproyección filtrada surge del teorema de corte de Fourier, en donde la transformada unidimensional de Fourier de la proyección de una imagen $f(x,y)$ obtenida a partir de rayos paralelos entre si y formando un ángulo θ con el eje , es el corte o muestreo de la transformada bidimensional de Fourier de la imagen $f(u,v)$ a lo largo de una línea que forma un ángulo θ con el eje.

Por lo tanto, si se aumenta la cantidad de proyecciones $f(u,v)$ termina definida en casi todo un punto y utilizando la transformada bidimensional de Fourier se obtiene:

$$f(x,y) = \iint_{-\infty}^{\infty} F(u,v)e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad (O)$$

Sustituyendo las coordenadas rectangulares (u,v) de la ecuación O , por las polares (p, θ) de la siguiente forma:

$$u = p \cos \theta \qquad v = p \sin \theta$$

$$f(x,y) = \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(u,v)e^{j2\pi p(x\cos\theta+y\sin\theta)} p dp d\theta \quad (P)$$

Y en base a la simetría se puede simplificar la ecuación P tomando $t (x\cos\theta + y\sin\theta)$, usando el teorema de corte de Fourier y considerando $F(p,\theta)$ como la transformada unidimensional de la proyección $S_{\theta}(p)$ se obtiene:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} s_{\theta}(p)e^{j2\pi p t} |p| dp \right] d\theta \quad (Q)$$

Este resultado es el que se conoce como retroproyección filtrada, donde la suma de cada proyección permite acercarse a la imagen original del objeto a estudiar, este tipo de reconstrucción de imágenes, corresponde al más utilizado hoy en día, sin embargo, mientras más proyecciones del objeto se obtengan, más fiel será la imagen resultante, es por esto que en este tipo de reconstrucciones la tasa de dosis al paciente es bastante elevada en comparación a los sistemas iterativos.

El perfil obtenido por retroproyección puede ser un poco engorroso para el diagnóstico de estructuras complejas. Es por esto que antes de la retroproyección, cada proyección debe pasar por un proceso de convolución, en donde se le aplica una multiplicación de cada punto y la adición de los valores resultantes. Además, la

convolución permite seleccionar el núcleo de convolución, por lo que se puede aumentar o disminuir la resolución de alto contraste (o espacial), pero a la vez aumentar el ruido.

Hoy en día se utilizan los métodos de Fourier para el procedimiento de reconstrucción de imagen, este método es matemáticamente el equivalente a la retroproyección con convolución.

3.6 Calidad de imagen

La calidad de imagen es un concepto de gran importancia en la evaluación de sistemas en los cuales se emplean imágenes, entre ellos la TC. Lo idóneo es que las imágenes solicitadas sean de una gran calidad, sin embargo estas son evaluadas sólo de manera subjetiva.

El fundamento principal de la calidad de imagen está en cómo el sistema de adquisición pueda representar de manera exacta el objeto en estudio. Es por eso que la TC tiene una representación exacta del objeto en función $O(x,y,z)$, así como también una distribución tridimensional de la atenuación $\mu(x,y,z)$ por lo tanto, se espera una imagen de alta fidelidad.

Lo primero a evaluar en una imagen es la nitidez que esta posee, la que depende del *blurring* o borrosidad de la imagen, la cual se describe mediante la función de punto extendido. Matemáticamente, la imagen resultante es producto de la función de la convolución del objeto O , junto con la función de punto extendido *PSF* (*Point Spread Function*). Los componentes del ruido y posibles artefactos pueden impedir el reconocimiento de estructuras por separado, las cuales podrían estar superpuestas en la imagen.

Para TC, especialmente en los equipos que utilizan energía que proviene de un tubo de rayos X, se debe tomar en cuenta la filtración del equipo y los tipos de detectores. También existe un factor denominado K que es el factor de contraste el cual es dependiente de la energía. Conociendo los puntos individuales, una imagen I puede ser calculada con la siguiente fórmula³:

$$I(x, y, z) = K \cdot O(x, y, z) * PSF(x, y, z) + ruido + artefactos \quad (R)$$

3.6.1 Unidades CT, uniformidad, contraste y linealidad

“La escala de unidades CT están definidas por dos puntos fijos los cuales son: aire = -1000 UH y el agua= 0 UH. Para cada unidad CT esos puntos fijos están establecidos mediante una medición realizada a fantomas para cada valor de voltaje de tubo y para cada una de las filtraciones de rayos X que se pueden seleccionar en el equipo”⁽¹⁾. Estos valores se deben comprobar y se deben chequear los intervalos normales en cada mantenimiento que se realice al equipo, o en cada test de consistencia. Las mediciones se realizan con el objetivo de asegurar la homogeneidad y la uniformidad, es decir, para mantener un valor CT constante de agua en una sección transversal de un objeto. La tolerancia específica es aceptada en 0 ± 4 UH para cada unidad y ± 2 UH para la uniformidad, esta tolerancia se puede comprobar fácilmente con mediciones simples (FIGURA 3.18). La experiencia muestra que estos requisitos no muestran ningún problema para fantomas cilíndricos de agua.

Las unidades CT de los tejidos blandos y, por lo tanto, su contraste está definido por las diferencias en las unidades CT de las estructuras vecinas, estas son ligeramente dependientes de la sección transversal del objeto. Para elementos con un número atómico efectivo diferente del agua, los valores CT y su contraste, pueden ser muy diferentes entre distintos equipos en función de un espectro particular y del diámetro del paciente.

1 Willi A. Kalender. 2005 Erlanger, Germany. Computer Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications Pag 99.

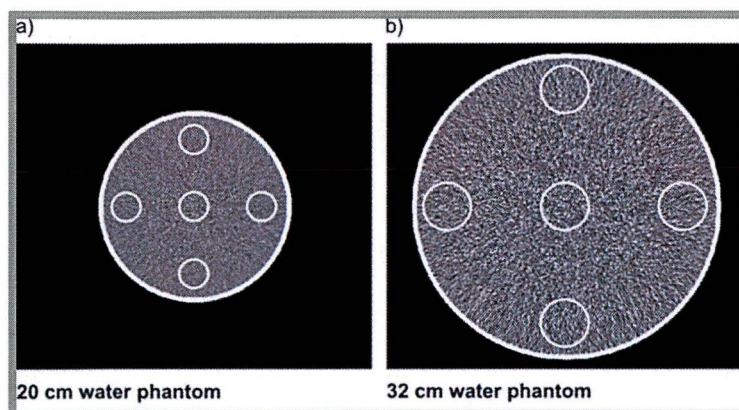


FIGURA 3.18: La uniformidad de la imagen se mide normalmente con un fantoma de agua cilíndrico. Los valores CT para agua no deberían diferir en más de 4 UH del valor definido fijo de 0 UH para una sección transversal completa del fantoma, siendo **a)** un fantoma de 20cm de diámetro y **b)** un fantoma de 32 cm de diámetro. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.*[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

La linealidad es una característica general, la cual se espera que esté garantizada por un buen sistema de medición de cualquier tipo. Para TC esto implicaría, por ejemplo que si existe un cambio en la variable de entrada, esta tiene un coeficiente de atenuación lineal μ , el cual tiene que ser reflejado en un cambio equivalente en la variable de salida, esto sería $\#CT$.³

3.6.2 Ruido del Pixel

Cada valor medido, incluyendo la atenuación en TC, está unido a un principio de incertidumbre. Para un sistema ideal, este error debería ser puramente estadístico, por ejemplo puede ser causado por una fluctuación en el número de cuantos de radiación registrados en el detector. Es por esta razón que se habla de “ruido cuántico”. Como sistema ideal se podría definir: “que las influencias o errores originarios de la unidad misma deben ser despreciablemente pequeños”⁽²⁾.

Los errores relacionados con el ruido en la medición de la intensidad entran en los valores de atenuación calculados y además se propagan a través de la reconstrucción de

2 Willi A. Kalender. 2005 Erlanger, Germany. Computer Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications Pag 101.

la imagen, los cuales finalmente aparecen en la imagen resultante. Estos errores nombrados anteriormente son reconocidos como ruido en la imagen o ruido del pixel.

“El ruido del pixel, designado σ , es determinado por la desviación estándar de los valores P_i de N pixeles de una región de interés (ROI) en una sección homogénea de la imagen con respecto a su valor medio P ”⁽³⁾.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2 \quad (S)$$

La medida es normalmente realizada utilizando un fantoma de agua (FIGURA 3.18)

El valor de ruido σ aumenta cuando: *“el detector registra menos cuantos de rayos X , lo cual puede deberse a una alta atenuación I_0/I por objetos altamente absorbentes, también por una baja corriente de tubo y su producto con el tiempo de exploración Q (mAs) y un pequeño espesor de corte S (mm).”*⁽⁴⁾

Es muy importante destacar que ese ruido cambia con la raíz cuadrada de estos parámetros y no es una función lineal.

$$\sigma = f_A \cdot \sqrt{\frac{I_0/I}{\epsilon \cdot Q \cdot S}} \quad (T)$$

Esto significa por ejemplo, que para el producto mAs se deduce que la dosis se debe incrementar por un factor de 4 para reducir el ruido en un factor de 2. El término ϵ es una medida de la eficiencia de todo el sistema, en la cual el usuario no puede influir de manera significativa. El factor f_A toma en cuenta el efecto del algoritmo de reconstrucción. Los “Sharp” o algoritmos de alta resolución que aumentan el nivel de ruido y “smoothing” o algoritmos de suavizado del contraste, los cuales reducen el nivel de ruido.

3 Willi A. Kalender. 2005 Erlanger, Germany. Computer Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications Pag 101.

4 Willi A. Kalender. 2005 Erlanger, Germany. Computer Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications Pag 101.

La influencia del ruido cuántico es detectable en detalles de bajo contraste, los cuales son ilustrados en la FIGURA 3.19 para dos barridos realizados con diferentes parámetros de adquisición.

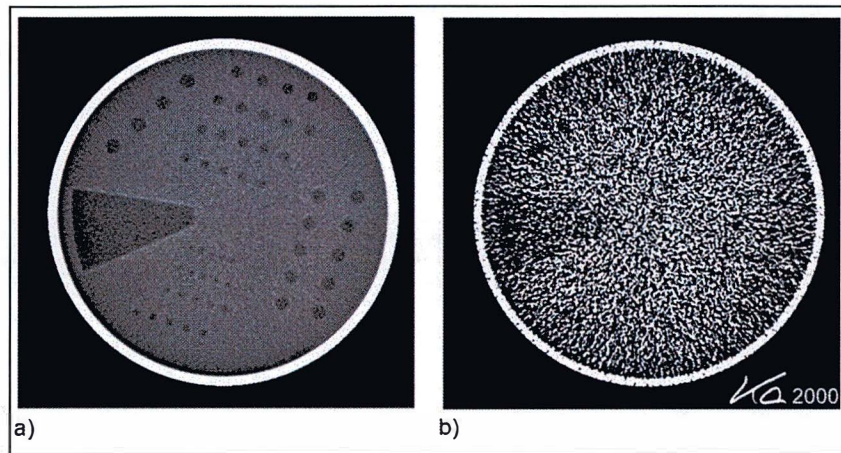


FIGURA 3.19: La capacidad de detectar detalles de bajo contraste depende del nivel de ruido de los píxeles, tal como se demuestra con **a)** Dosis altas, las cuales corresponden a un examen de cerebro y **b)** Dosis muy bajas que corresponden a una medición de densidad ósea. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2a Ed.* [CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

Este ejemplo demuestra que el nivel de ruido y por lo tanto la diferenciación del contraste, dependen en gran medida de la dosis y los parámetros de exploración, también se puede destacar que una reducción excesiva de la dosis puede poner en peligro el diagnóstico, en este caso influiría directamente en la detección de estructuras de bajo contraste.³

3.6.3 Resolución espacial – Resolución del alto contraste

La resolución espacial se entiende como la capacidad que tiene un sistema de imagen en mostrar detalles muy finos de manera separada, en gran parte está determinada por estructuras de alto contraste con el propósito de eliminar la influencia del ruido en esta medición. Para poder corroborar lo anterior se hacen pruebas con fantasmas especiales los cuales están configurados con estructuras con diferencias de números CT de al menos varios cientos de UH.

Es necesario hacer la distinción entre la resolución en el plano de corte x/y y la resolución en el eje z o eje longitudinal del cuerpo, ya que estos dependen de distintos factores. La combinación de estos valores generará la imagen en tres dimensiones, la cual es una de las características fundamentales de la TC.

3.6.4 Resolución de bajo contraste

La capacidad de diferenciar una estructura de contraste bajo de su fondo, es lo que se conoce como resolución de bajo contraste. La capacidad para detectar las diferencias entre estructuras de contrastes similares o LCD (*Low-contrast detectability*), es la diferencia fundamental que posee la TC con la radiología convencional. Es por esto que la TC actualmente ha abierto muchas de las puertas en la Imagenología clínica.

La resolución de bajo contraste se mide con fantomas que poseen estructuras de bajo contraste y de diferentes tamaños, donde el nivel de contraste se traduce en un porcentaje de coeficiente de atenuación lineal. Por ejemplo, una diferencia de 1% se traduce en que el número CT o UH del objeto difiere en 10UH de su fondo.

El LCD trata de explicar que la visibilidad de un objeto no sólo depende de su tamaño, sino que también de la diferencia de coeficiente de atenuación que esté presente con su fondo. La figura 3.20 representa un fantoma con objetos de distintos tamaños y con distintos contrastes, pero a la cual no se le ha añadido el factor ruido.

El LCD o capacidad para detectar las estructuras de bajo contraste se ve bastante influenciada por el ruido en la imagen, para demostrar esto se genera un patrón de prueba en la figura 3.21 en donde el tamaño de los círculos es constante, mientras que su contraste va disminuyendo de abajo hacia arriba. A este patrón de prueba se le añade ruido a cada columna. Es evidente en esta imagen que la capacidad de visualizar el objeto circular va disminuyendo al aumentar el ruido.

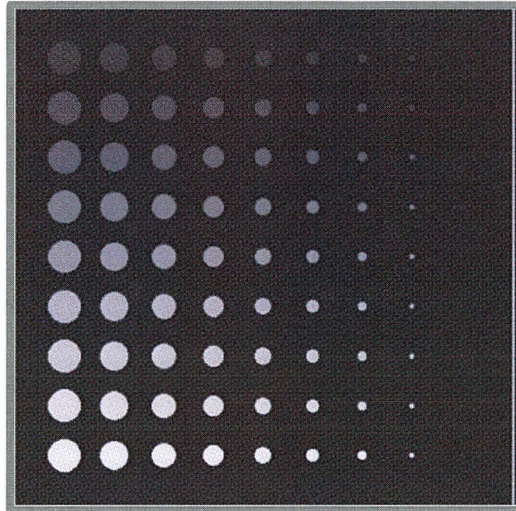


FIGURA 3.20 Para los objetos de un mismo contraste, la visibilidad es menor al disminuir su tamaño, mientras que para objetos del mismo tamaño, la visibilidad es menor al disminuir el contraste. Los diámetros de los discos (de izquierda a derecha) son 33, 29, 25, 21, 17, 13, 9, 5, y 1 pixel. Las intensidades de los discos (de arriba a abajo) son 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y UH. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

El LCD o capacidad para detectar las estructuras de bajo contraste se ve bastante influenciadas por el ruido en la imagen, para demostrar esto se genera un patrón de prueba en la figura 3.21 en donde el tamaño de los círculos es constante, mientras que su contraste va disminuyendo de abajo hacia arriba. A este patrón de prueba se le añade ruido en cada columna.

Muchos factores pueden influir en la mayor o menor presencia de ruido en una imagen de TC, entre estos factores tenemos; el espesor de corte, la tensión del tubo, la corriente de tubo, el tamaño del objeto analizado y el algoritmo de reconstrucción.

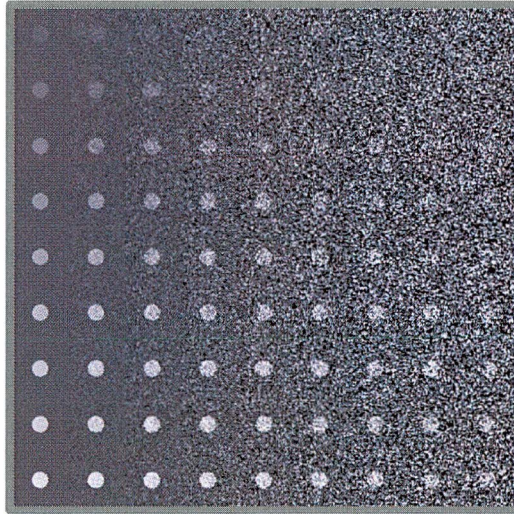


FIGURA 3.21: Cada disco posee el mismo tamaño, pero su contraste va aumentando de superior a inferior. A esto se le añade un patrón de ruido. El ruido dificulta la visibilidad de los discos de menor contraste, es decir, el ruido actúa inversamente proporcional a la resolución de bajo contraste. El diámetro de cada disco es de 15 píxeles. Las intensidades de los discos (de arriba hacia abajo) son 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, y 90 UH. Las desviaciones estándar de los ruidos (de izquierda a derecha) dentro de cada sub-bloque son 0, 11,5, 23, 34,5, 46, 57,5, 69, 81, y 92,5 UH. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

Por ejemplo en la figura 3.22 se explora un fantoma con discos de diferente tamaño en un TC General Electric, al cual se le aplica una tensión de 120kV y cortes de 5mm que son reconstruidos en un algoritmo estándar, la primera imagen (a) se exploró con 200mA, mientras que la segunda (b) se exploró con 50mA. Se puede observar que a menor corriente de tubo, existe un mayor índice de ruido, que se traduce en una menor visibilidad de los discos pequeños, es decir, a mayor ruido, menor LCD. En la imagen (c) en cambio, se mantienen los mismos parámetros que la imagen (a) (200 mA, cortes de 5mm) pero con un algoritmo de hueso (*bone*), el cual presenta una mayor resolución espacial y que presenta mayor cantidad de ruido en la imagen, por lo que la visibilidad de los discos en comparación a la imagen (a) disminuye.

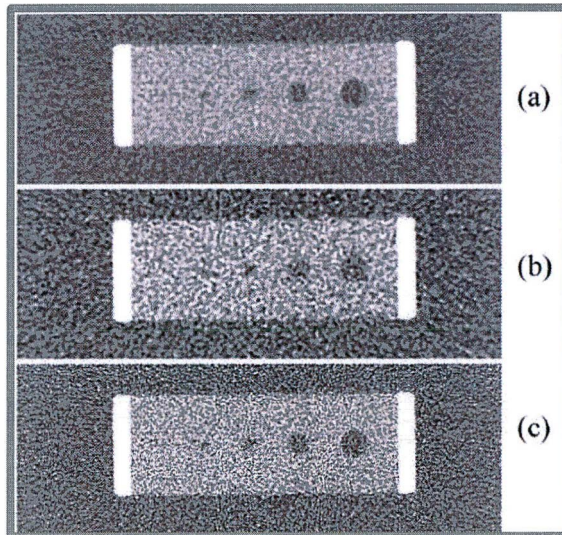


FIGURA 3.22: En la imagen se muestra una ilustración de los efectos del ruido para una imagen adquirida con (a) 200 mA y un algoritmo estándar, (b) 50 mA y un algoritmo estándar, y (c) 200 mA y un algoritmo de hueso. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

Al igual que en los ejemplos anteriores, el ruido de la imagen también se ve influenciado por el espesor de corte que elija el operador para realizar un estudio. A menor espesor de corte aumenta la cantidad de ruido en la imagen, por lo que se hace necesario aumentar la corriente de tubo para evitar este exceso de ruido, o bien, reconstruir la imagen en cortes más gruesos para evitar el uso de dosis elevadas.

En la figura 3.23 se obtuvieron exploraciones con distintos espesores de corte (2,5mm, 5mm, 7,5mm y 10mm). En donde se muestra que la resolución de los discos disminuye al aumentar el espesor de corte, pero en cortes más pequeños el ruido aumenta.

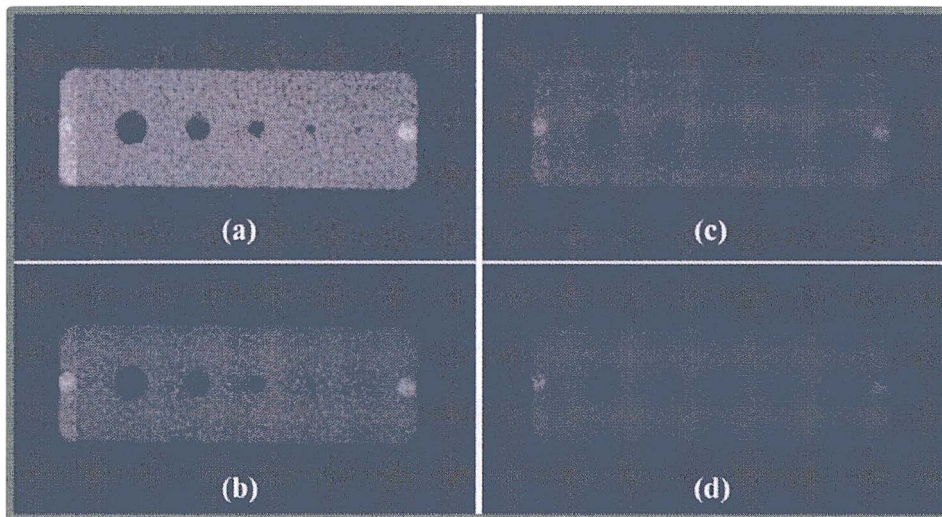


FIGURA 3.23: Imagen que demuestra la disminución de contraste y resolución a mayor grosor de corte. Los datos fueron adquiridos con los siguientes espesores de corte: (a) 2,5 mm, (b) 5 mm, (c) 7,5 mm, y (d) 10 mm. Imagen extraída de Hsieh J. *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and recent advances*. 2 Ed. Bellingham, Washington, USA, 2009

Por un lado las mediciones del ruido del pixel son muy simples de realizar, mientras que las especificaciones de la resolución de contraste no, ya que siempre son hechas de manera subjetiva, es decir, al realizar un barrido a un fantoma, es el observador u operador el que puede decidir si las estructuras en estudio, pueden ser reconocidas de manera separada o no. La evaluación de tipo subjetiva da como resultado, que no siempre sea posible reproducir de manera fidedigna la resolución de contraste específica para el sistema de TC, al igual que la evaluación de artefactos.

La resolución de contraste no sólo está determinada por la relación señal ruido (SNR) es decir, el cociente de la diferencia entre los valores CT para el nivel de ruido, sino que también por la resolución espacial del sistema, ya que cabe la posibilidad de que puedan existir estructuras de bajo contraste de diferentes tamaños. La baja resolución espacial generará una falta de definición y pequeñas lesiones oscuras de bajo contraste. El valor límite de las curvas para objetos de pequeño tamaño corresponde al límite de resolución espacial y de los resultados de los parámetros del sistema. Estos valores son obtenidos sólo para alto contraste, en relación con la definición de la resolución espacial. Los valores dependiendo de la resolución de contraste de objetos de tamaño más grande, dependen del nivel de ruido y por lo tanto con el nivel de dosis y la eficacia de la dosis que

provee el sistema. Debido a la naturaleza del ruido y al criterio subjetivo de evaluación, se genera una gran incertidumbre para la determinación individual de los valores medidos. *“La región de transición entre las dos secciones indica que para el mismo nivel de ruido, el sistema con alta resolución espacial ofrece una mayor resolución de contraste para las lesiones pequeñas”*³ (5)

3.6.5 Artefactos

Como se vio anteriormente, los parámetros de calidad de imagen se pueden analizar de forma objetiva y cuantitativa, sin embargo, también es necesario evaluar si la imagen que se obtiene reproduce con fidelidad el objeto que está en estudio. El sistema puede producir imágenes artificiales que alteren la calidad original del objeto. Estas imágenes artificiales se denominan artefactos (lat: art factum). El uso de un correcto análisis que permita separar lo que es reflejado fidedignamente o lo que es más bien un artefacto, no es una tarea fácil de implementar. Afortunadamente, la tecnología de hoy en día ha permitido superar bastantes deficiencias técnicas que producían artefactos, como por ejemplo la diferencia de sensibilidad de los canales de detectores que producían el artefacto de anillo. Sin embargo, es inevitable no encontrarse alguna vez con un artefacto de naturaleza física, los cuales el operador debe conocer para proponer una buena elección en el barrido de TC.

Algunos de los artefactos más comunes son producidos por; movimiento del paciente, endurecimiento del haz, radiación dispersa, efectos de volumen parcial, materiales metálicos, errores en el muestreo y por un área del paciente superior al área de medición del TC (FIGURA 3.24).

Cuando existe movimiento en el paciente, no sólo se conduce a una pérdida de los contornos de la imagen, sino que también esta se extiende a toda la imagen debido a los principios de reconstrucción de la imagen en TC (ver sección 3.5). Existen otros tipos de artefactos que se presentan por las diferencias de atenuación del haz de rayos X al atravesar

5 Willi A. Kalender. 2005 Erlanger, Germany. Computer Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications Pag 116.

una cierta sección, estos artefactos son conocidos como endurecimiento del haz, un ejemplo ilustrativo es el de la llamada barra de Hounsfield (Hounsfield fue el primero en descubrir este fenómeno) la cual se presenta como una barra oscura entre los huesos petrosos en la fosa posterior.

El artefacto de volumen parcial suele producirse por la presencia de una estructura con un coeficiente de atenuación muy elevado, el cual se extiende a todo el segmento examinado, ya que los detectores del sistema trabajan con los promedios de las intensidades de radiación en la dirección Z, en lugar de cada valor de atenuación determinado. Para este artefacto sigue siendo la zona craneal posterior la más afectada, debido a las grandes diferencias entre estructuras de alto coeficiente de atenuación (hueso) y bajo coeficiente de atenuación (parénquima cerebral). Una forma de reducir este artefacto, es utilizando secciones o cortes más delgados, sin embargo esto aumentaría el ruido de la imagen.

Debido al altísimo coeficiente de atenuación que presentan los materiales metálicos (implantes y amalgamas), es posible observar un completo apagado de las estructuras vecinas a este, debido a la intensificación de los artefactos de volumen parcial y endurecimiento del haz. La única manera de evitar este tipo de artefactos, por ejemplo, es dejando el implante metálico fuera de la zona a examinar a través de TC.

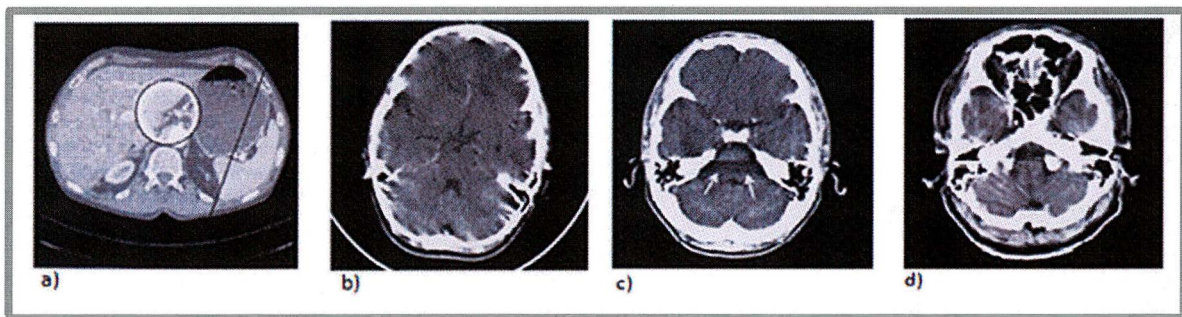


FIGURA 3.24: Ejemplos típicos de los artefactos en la TC que puedan derivarse de fallos de la electrónica del detector (a), movimiento del paciente (b), endurecimiento del haz (c) y los efectos de volumen parcial (d). Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2 Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

3.7 Tomografía Computada: un examen de alta dosis de radiación

La tomografía computada está asociada a un examen de alta calidad en la radiología diagnóstica, pero con una alta dosis. La clasificación que tiene, de ser “un procedimiento de examinación de alta dosis” no es entendible inmediatamente, debido a esto, en esta sección se explicará el concepto de dosimetría en TC.

Este tema fue visto en una declaración oficial en el consejo de la unión europea en la cual se determinó: “el consejo directivo de 97/43/EURATOM el 30 de Junio de 1997 sobre la protección de la salud frente a los peligros de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas”. [Comunidades Europeas, 1997] en el artículo 9, sección 1:

Los estados miembros garantizarán que los equipos radiológicos, las técnicas prácticas y el equipo auxiliar que se utiliza en exposición médica de:

- *Niños.*
- *Parte de un programa de screening sanitario.*
- *Que impliquen altas dosis al paciente, ya sea la radiología intervencionista, Tomografía Computada o Radioterapia.*

Tendrán especial atención a los programas de garantía de calidad, incluyendo medidas de control de calidad, evaluación de la dosis al paciente y actividad administrada.

La tomografía computada se coloca entonces en la misma categoría que la radiología intervencionista y radioterapia, aunque los niveles de dosis son diferentes en órdenes de magnitud entre estas 3 áreas. El aseguramiento de la calidad y la evaluación de la dosis del paciente son obligatorios por ley en la Unión Europea desde el 13 de mayo del año 2000, ¿Cuál será la justificación para estas decisiones? y, ¿Cuáles son las consecuencias al no llevarlas a cabo?

Contrariamente a las expectativas que surgieron con la llegada de la imagen por resonancia magnética, método con la cual se esperaba que disminuyera rápidamente el uso de la Tomografía Computada, estas no se cumplieron en su totalidad y la TC continúa ganando importancia en la actualidad. La introducción de la TC helicoidal además de las

mejoras relacionadas con la técnica de rayos X y con la tecnología de los detectores han dado un nuevo renacimiento a la TC, a esto se le agrega que la gama de exámenes utilizados va en aumento ya que ahora se puede realizar Angio-CT, Cardio-CT y estudios con medio de contraste multifásicos, además, el rango de aplicación de la TC está aumentando, por ejemplo; se están sustituyendo procedimientos con rayos X o incluso reemplazando exámenes clínicos, como la colonoscopia convencional que ha sido sustituida por la colonoscopia virtual en TC. También el realizar screening en TC se ha visto que ha ganado popularidad, aunque todavía está en estudio. Por todos los motivos anteriores existen razones por las cuales se espera que exista un aumento continuo en el número de exámenes por tomografía computada en el tiempo.

La TC aumentará la contribución relativa de dosis per cápita derivado del total de exámenes médicos, y a pesar que los exámenes por TC constituyen un porcentaje relativamente bajo de todos los exámenes radiológicos, es la contribución a la dosis total de la población la considerable en todos los países del mundo occidental. Cifras en Alemania, la Unión Europea y los EE.UU. de entre un 5% y un 8% son de frecuencia relativa de los exámenes de TC y el porcentaje de 40% al 60% con respecto a su contribución relativa a la dosis total de exámenes que utilizan radiación X (FIGURA 3.25). Por esta razón, la TC entra al debate de las medidas de protección radiológica, donde existen demandas para limitar o reducir los niveles de dosis, los cuales surgen en el uso de la TC. Este desarrollo de la TC ha constituido la base para que la nueva directiva de la Unión Europea tome nuevas medidas relacionadas con la protección de las personas contra los peligros de la radiación ionizante durante la exposición con fines médicos. Junto con la clasificación de la TC como una “exposición médica con altas dosis para el paciente”, la evaluación de dosis del paciente y el establecimiento de valores de referencia de dosis obligatoria han sido definidos en Europa.

Debido a los avances en la TC, ha sido necesario implementar medidas esenciales, tales como la introducción y el establecimiento de niveles de dosis de referencia para los exámenes de rutina en TC. Esta medida ya se ha completado en la mayoría de los países europeos y es necesario implementarla en el resto del mundo, para así cuidar la dosis

que se le está entregando al paciente, de este modo la TC ya no sería catalogada como un examen diagnóstico de alta dosis para el paciente.

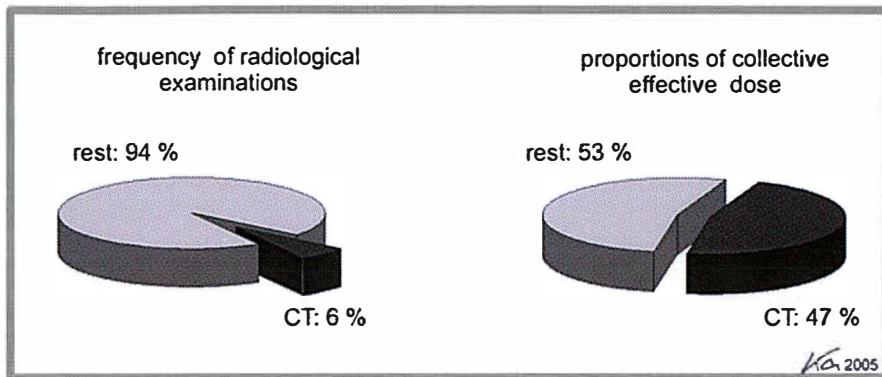


FIGURA 3.25: Aunque los exámenes por TC constituyen sólo una parte relativamente pequeña del número total de exámenes que utilizan radiación X, es la TC quien aporta una alta proporción de la dosis efectiva colectiva. Las figuras mostradas se refieren a Alemania para el año 2003, pero son representativas para la mayoría de los países occidentales. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.*[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

3.7.1 Parámetros técnicos para la medición de dosis

Los parámetros para la medición física de la dosis fue establecida hace mucho tiempo. Esta medición se define como:

- La distribución de dosis en el plano de exploración $D(x,y)$.
- La distribución de dosis normal en el plano de exploración en el perfil de dosis $D(z)$.
- La distribución de dosis en el espacio, radiación parásita $D(x,y,z)$.

Los primeros dos parámetros están directamente relacionados con el paciente, mientras que el tercero es de principal interés para la evaluación de la exposición al que realiza el examen y también por consideraciones de protección radiológica. Estos

parámetros los cuales están definidos y determinados para la TC secuencial, también permiten una descripción completa tanto para la TC helicoidal y para la TC multicorte (para este último es necesario que tomar en cuenta una serie de aspectos especiales para la dosimetría).

3.7.2 Barridos secuenciales single-slice

Para una radiografía convencional, la dosis cae desde el punto de entrada hasta el punto de salida, de acuerdo al comportamiento de la intensidad primaria del haz de radiación, sumado a los componentes de radiación dispersa que son superpuestos con el haz primario. (Figura 3.26 a, b). En TC, sin embargo las contribución corresponde a todas las proyecciones adquiridas sobre los 360° de exploración; la distribución de la dosis que resulta en el corte examinado $D(x,y)$ es relativamente homogénea (figura 3.26 c). Aquí en TC, la dosis en los puntos de entrada, es decir, sobre toda la superficie exterior, es mayor que en el centro. Sin embargo, las mayores variaciones que se producen son en un factor de 2 o 5 y no por órdenes de magnitud. Sólo para las exploraciones parciales en un intervalo angular limitado se produce una distribución asimétrica más pronunciada de la dosis (figura 3.26 d).

Del mismo modo que para el cálculo de unidades CT y el ruido, la dosis también debe ser medida en diferentes posiciones en el espectro y en diferentes tamaños de fantomas. Es por este motivo que se ha establecido un fantoma estándar para medir el CTDI (Índice de Dosis en Tomografía Computada) el cual posee diámetros de 16 cm con el fin de asemejarse a las condiciones de atenuación para cabeza y de 32 cm para los exámenes de cuerpo y posee una extensión axial de a lo menos 14 cm (FIGURA 3.27 a,b). Los fantomas CTDI están hechos de plexiglás o de un plástico agua equivalente, poseen una abertura central y 4 más periféricas las cuales poseen una profundidad de 10 mm. Además de determinar la distribución de dosis en los puntos seleccionados, lo cual es realizado con cámaras de ionización tipo lápiz, también es posible medir el perfil de dosis en el eje z en las mismas posiciones nombradas, por ejemplo, mediante TLD (dosímetros de termoluminiscencia).

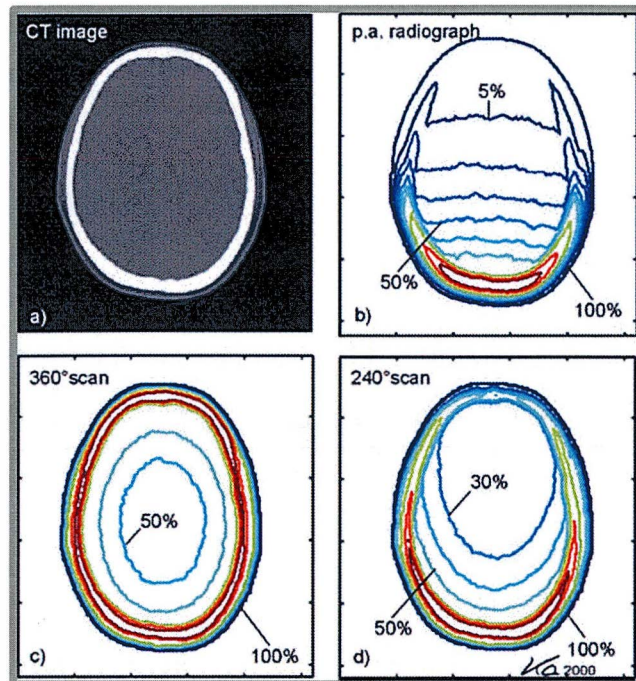


FIGURA 3.26: Distribuciones de dosis en (a) un corte de cráneo en TC, fueron calculadas con método Monte Carlo para (b) radiografía convencional postero-anterior, (c) un barrido CT en 360° y un barrido parcial en 240°. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.*[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

Los fantomas cilíndricos CTDI tienen consigo algunas desventajas, ya que no representan de forma adecuada las secciones transversales de los pacientes, las cuales son raramente de forma circular. Por lo tanto, no permiten la evaluación de los efectos de las técnicas modernas de modulación de corriente de tubo, la cual se adapta a la anatomía del paciente según su variación en la atenuación; en la actualidad existen modelos como los IMP los cuales están siendo usados como fantomas físicos y matemáticos (Figura 3.27 c, d) y han ganado una gran aceptación, un ejemplo es el fantoma utilizado para Cardio-CT el cual se usa para la calibración y la normalización, en la actualidad este fantoma está equipado con orificios para mediciones de dosis respectivas en el corazón.

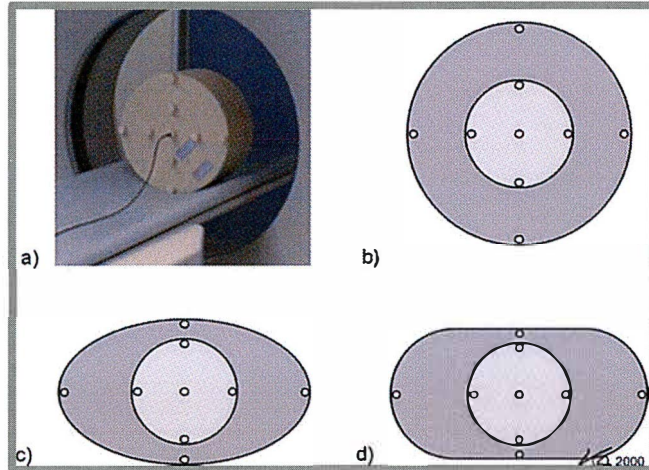


FIGURA 3.27: La distribución de la dosis en el corte adquirido se determina mediante el uso de los fantomas CTDI cilíndricos y no cilíndricos, o adaptaciones de los mismos a, b) fantomas CTDI con 16 y 32 cm de diámetro. c, d) fantomas hechos de un plástico agua equivalente con secciones transversales que se aproximan a condiciones antropomórficas, lo que permite una estimación más realista de la dosis y también la evaluación de las técnicas modernas de modulación de corriente. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.*[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

El perfil de dosis, el cual es similar al perfil de sensibilidad, se determina en gran parte por el tamaño del foco, por la geometría del scanner y especialmente por la colimación primaria. El perfil de sensibilidad es algo más estrecho que el perfil de dosis, especialmente cuando se emplea un colimador en el lado del detector, lo que afecta sólo al perfil de sensibilidad pero no al perfil de dosis. Además, como resultado de la radiación dispersa, los perfiles de dosis muestran colas de largo alcance; por razones físicas este efecto es inevitable y depende tanto del tamaño del objeto como del espesor de corte. Al igual que en una radiografía convencional, esto conduce a la exposición de órganos fuera de la región examinada y con el fin de evaluar estas influencias, es necesario medir la dosis total del perfil de dosis de $D(z)$ y no sólo la dosis dentro de la porción del cuerpo que fue adquirida.

La medición de los perfiles de dosis se realiza solamente en el centro de rotación, ya sea en el aire libre, con una película de rayos X o bien en fantomas CTDI con dosímetros TLD. Esta medición con la película de rayos X se puede realizar de forma rápida y muy fácil, pero sólo permite un control cualitativo de los anchos del colimador,

prueba que se utiliza principalmente en los test de consistencia, ya que no es posible realizar una medición fiable con una película. Por otro lado, las mediciones TLD necesitan un esfuerzo considerable, esto es debido a que los componentes espectrales de la radiación tienden a ser heterogéneos; además la radiación dispersa complica aún más esta medición. Otros procedimientos de medición simple, como los realizados con sensores electrónicos, están aún en etapa de desarrollo, por lo cual no están disponibles en su totalidad.

La figura 3.28 muestra varios perfiles de dosis medidos con TLD. La columna de la izquierda muestra las mediciones en el aire libre con las cuales se puede chequear la colimación. Las mediciones realizadas en el fantoma tanto de 16 cm como en el de 32 cm, muestran que existe una contribución considerable a la dosis en la porción exterior la cual está directamente expuesta a la radiación dispersa, así aumenta con el espesor de corte y con el diámetro del objeto. De una manera análoga, las contribuciones de la radiación dispersa aumentan con colimadores más amplios los cuales son utilizados en TC multicorte. Esto no tiene consecuencias inmediatas para la dosis del paciente en exámenes de rutina ya sea de órganos o de volúmenes, ya que no existe alguna diferencia entre una colimación amplia para una exploración o varias exploraciones con colimación fina que cubra el mismo volumen.

Debido a la contribución de la radiación dispersa y también a que el “*Full Width at Half Maximum*” (FWHM) del perfil de dosis es ligeramente superior a la del perfil de sensibilidad, para una serie de cortes contiguos se produce un exceso de dosis en comparación con la dosis que se recibe en un corte único (FIGURA 3.28). Esto significa, que el valor máximo del perfil de dosis para un sólo corte no es un indicador para un valor de dosis máxima el cual se puede esperar para un examen completo. Con el fin de estimar la dosis resultante de múltiples cortes o de un examen volumétrico, se creó el “*Multiple Slice Average Dose*” (MSAD) el cual es determinado por el número de cortes y el incremento de exploración I que fue elegido para el examen.

$$MSAD = \frac{1}{I} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (U)$$

La idea del MSAD se ha convertido en la forma estándar de índice de dosis en CT (CTDI). La primera definición fue propuesta por la FDA (*Food and Drugs*

Administration) de USA y se ancló a la legislación del mismo país de la siguiente forma [Shope, 1981]:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{S} \int_{-7S}^{+7S} D(z) dz \quad (V)$$

Con el CTDI, las contribuciones de dosis correspondientes a la porción directamente expuesta también son incluidas, por lo tanto el valor de CTDI es mayor que el valor peak del perfil de dosis (FIGURA 3.29). Si bien la idea básica del CTDI fue aceptada, la definición de la FDA sólo fue aceptada por los fabricantes destinados para el mercado en USA, lo cual ha conllevado problemas prácticos, por ejemplo en la medición de los límites de las variables de integración, las cuales dependen del espesor de corte S, ya que las cámaras de ionización no están disponibles en longitudes arbitrarias de $14 \cdot S$, ya que las mediciones son realizadas típicamente con cámaras de ionización de 10 cm de longitud. Esto hace una corrección a los valores necesarios medidos, los cuales requieren el conocimiento del perfil de dosis completo.

El problema esencial en la definición del $CTDI_{FDA}$ surge debido a los variables límites de integración, los cuales son definidos en relación al espesor de corte nominal, así para cortes finos una pequeña radiación dispersa es incluida lo cual no es así para cortes gruesos. Entonces para cortes finos, esto conduce a una incorrecta subestimación. Este problema es conocido, lo que ha traído como consecuencia que a nivel europeo y en comités surjan nuevas propuestas las cuales prevén una integración fija de 100 mm. [Grupo de Estudio de la Comisión Europea, 1998, EIC, 2004] siendo entonces:

$$nCTDI_{100,x} = \frac{1}{M \cdot S} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (W)$$

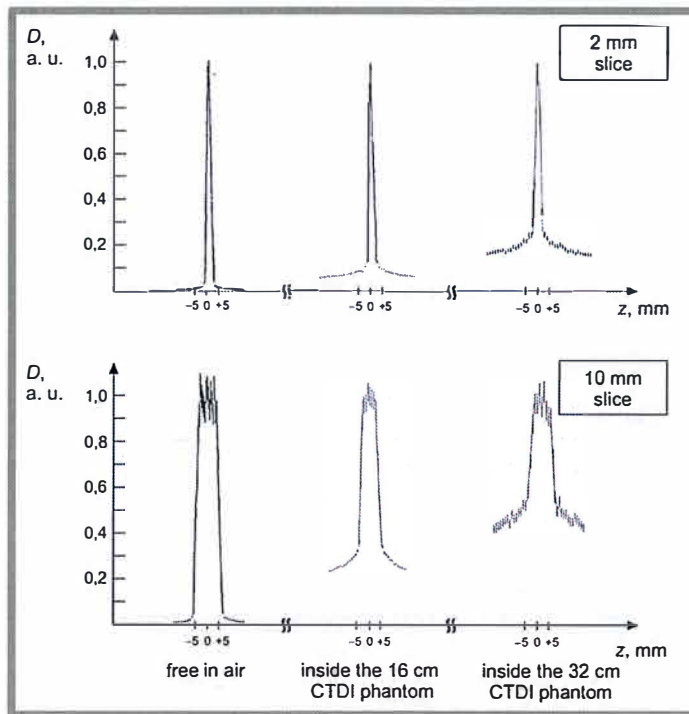


FIGURA 3.28: *Perfiles de dosis para los diferentes espesores de corte medidos con dosímetro TLD en el centro de rotación y en el centro del fantoma. Como era de esperar las contribuciones de la radiación dispersa aumentan con el espesor de corte y el espesor del fantoma. Imagen Extraída de Kalender W, A. Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.*

El subíndice n indica que el valor de CTDI se normalizó con respecto a un producto mAs estándar el cual generalmente es de 100 mAs. El subíndice 100 indica la longitud de integración de 100 mm. El subíndice x indica si los valores medidos se dan para aire ($x = \text{aire}$) o para un fantoma en el centro ($x = c$), en la periferia ($x = p$) o ponderada ($x = w$).

La ecuación señalada anteriormente (W) corresponde a la definición original [Rothenberg, 1995] la cual debía considerar el número M (número de cortes) debido al uso frecuente de “Sistemas Multicorte”. La normalización de $M \cdot S$ es necesaria y significativa, ya que en caso de no hacerlo los valores de CTDI se encontrarían por encima de los valores conocidos con solo un factor M . Esto es debido a que una comparación entre scanners los cuales posean una, dos o más filas de detectores se hace muy difícil y del mismo modo esto se aplica para la definición del factor *Pitch*.

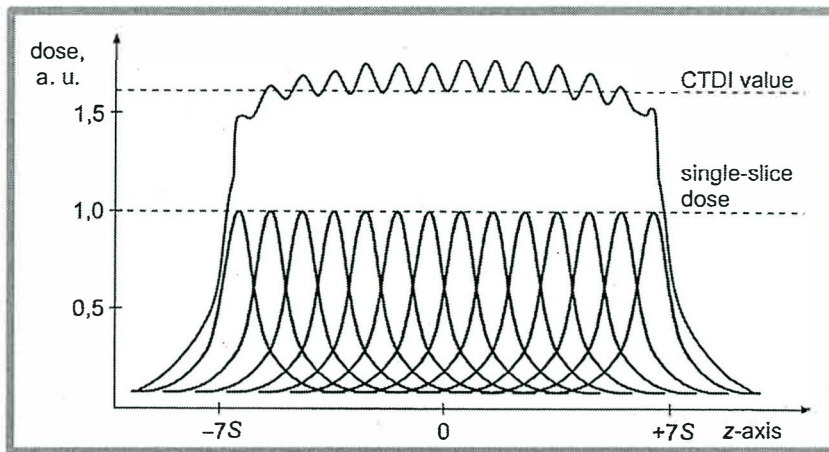


FIGURA 3.29: Para la adquisición de varios cortes contiguos, la dosis resultante es excesiva en comparación con la dosis esperada de cualquier corte de manera individual, lo cual es mostrado en el esquema. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2 Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

La medición de dosis en aire libre, el llamado valor de “*kinetic energy released per unit mass*” (KERMA) en aire sigue siendo requerida en la república Federal de Alemania para la prueba de aceptación de TC, esta medición corresponde a:

$$nCTDI_{100,aire} = \frac{1}{M \cdot S} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (X)$$

Sin embargo, la medición en el fantoma es la preferida, debido a que esta cuenta con la influencia de la pre-filtración y filtración

Una suma ponderada de los valores de CTDI periférico y central también ha sido propuesta por el Grupo de Estudio de la Comisión Europea en 1998, mientras que también ha ganado una amplia aceptación la siguiente fórmula [IEC, 2004]:

$$nCTDI_{100,w} = \frac{1}{3} \cdot nCTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot nCTDI_{100,p} \quad (Y)$$

En la tabla 1 se muestran los valores típicos de CTDI para diferentes espesores de corte y colimaciones. Los valores disminuyen ligeramente con el espesor de colimación, ya que el volumen de radiación dispersa se hace más pequeño. Para cortes muy finos, los

valores aumentan, lo cual se puede atribuir al ligero ensanchamiento del perfil de dosis en relación al perfil de sensibilidad resultante.

Una evaluación del perfil de dosis se puede realizar también a través de una comparación de los valores medios de anchura para el perfil de sensibilidad y del perfil de dosis. Entonces la eficiencia geométrica del sistema en el eje z está dada por:

$$\varepsilon_g = \frac{\text{FWHM ssp}}{\text{FWHM dp}} \quad (Z)$$

Idealmente los valores son cercanos al 100% los cuales pueden lograrse para cortes anchos. Valores inferiores resultan por el uso del detector cercano al colimador. Valores inferiores al 70% se deben ver como críticos y el usuario debe ser informado de tales valores realizar alguna acción al respecto [IEC, 1999]

El valor CTDI normalizado es característico y particular de cada scanner. También se puede utilizar para obtener una primera estimación de la dosis, la cual se dará en un examen completo, para este propósito se ha propuesto por el Grupo de Estudio de la Comisión Europea en 1998 el Producto de Dosis Longitud (DLP) el cual se representa con la siguiente fórmula:

$$\text{DLP} = \sum_i n \text{CTDI}_{100,w,i} \cdot N_i \cdot M_i \cdot S_i \cdot C_i \quad (AA)$$

La sumatoria significa la contribución de todas las secuencias de exploración i de un examen, así como debe ser considerada el plano de la exploración. C_i indica el valor individual de mAs, N_i indica el número de exploración ya sean secuenciales o helicoidales según corresponda. S_i indica la colimación elegida para la exploración y M_i indica el número de cortes de adquisición simultánea, el cual puede variar de un ciclo a otro en un paciente para determinado examen, lo cual es poco frecuente.

La definición de DLP, como se explicó anteriormente es aplicable tanto para el uso de una exploración secuencial para un volumen completo, así como también para una adquisición helicoidal. Sin embargo el DLP no permite una evaluación directa de la dosis del paciente ya que no toma en cuenta como específicas las regiones anatómicas escaneadas.

TABLA N°1 Valores Normalizados de CTDI y Valores de Kerma				
Colimación [mm]	nCTDI _{100, c} [mGy/100mAs]	nCTDI _{100, p} [mGy/100mAs]	nCTDI _w [mGy/100mAs]	Air Kerma [mGy/100mAs]
Fantoma CTDI de 16 cm				
1	12.1	13.7	13.2	16.9
2	10.5	11.4	11.1	14.0
3	10.7	11.7	11.3	14.5
5	11.2	12.3	11.9	15.2
8	11.3	12.2	11.9	15.3
10	11.4	12.3	12.0	15.5
20 x 1.2	13.2	13.5	13.4	18.5
Fantoma CTDI de 32 cm				
1	4.4	9.1	7.5	16.9
3	3.8	7.9	6.5	14.5
10	4.1	8.3	6.9	15.5
20 x 1.2	4.3	7.8	6.6	18.5

TABLA N°1: Valores normalizados de CTDI y valores de kerma en aire para diferentes espesores de corte, la medición fue realizada en el centro y la periferia de los fantomas CTDI de plexiglás de 16 cm y 32 cm a 120 kV en un equipo SOMATON PLUS 4 y un SOMATON Sensation 64.

3.7.3 Radiación parásita

Dentro de la distribución de la dosis en la proximidad del scanner se encuentra la radiación parásita la cual es resultado del scatter que tiene procedencia ya sea del paciente y objeto escaneado además de la posible radiación de fuga. La determinación de los niveles de dosis de ésta radiación parásita es importante tanto para la protección radiológica como para estimar el nivel de exposición del personal que está expuesto a la radiación en caso de que este deba permanecer con el paciente durante el examen. En la sala de control y habitaciones contiguas a la zona de scanner la radiación dispersa se debe medir para las pruebas de aceptación con el fin de determinar si se cumplen con los valores límites legales para la protección radiológica. Siempre que el personal deba estar presente en la sala de examen, ya sea para un proceso de intervención, para administración de medio

de contraste o para el cuidado de un paciente; la distribución de la radiación dispersa es el mejor indicador de radiación a la cual está expuesto potencialmente el personal (FIGURA 3.30). Los valores de tasa de dosis en particular son muy bajos, cuando el personal está en la “sombra del gantry”. La dosis se puede estimar usando el producto mAs para una posición en un punto con la tasa de la radiación dispersa de $0.5 \mu\text{Sv}/100\text{mAs}$, entonces como ejemplo, para 40 exploraciones, cada una con 250 mAs dan un valor de radiación dispersa de $50 \mu\text{Sv}$. Estos valores se aplican por ejemplo, para el cristalino el cual esta generalmente sin protección, mientras que la mayor parte de la superficie del cuerpo está protegida con un delantal plomado.

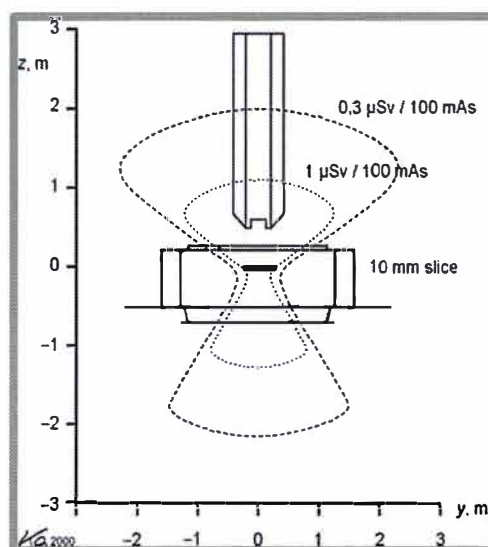


FIGURA 3.30: Distribución típica de la radiación dispersa. Se muestran líneas de isodosis para un barrido único de 100 mAs en un equipo SOMATON PLUS 4 con una colimación de 10 mm. La exposición resultante de la radiación dispersa en la sala es más baja en el lado del gantry. Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 Ed.*[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

3.7.4 Consideraciones especiales para TC multicanal

Las nuevas tecnologías multidetector o multicorte tienen cambios considerables en el modo de adquisición de los datos y también en lo que se refiere a dosis.

Es importante recalcar que para la definición del factor Pitch, el número M que proviene del número de cortes que son adquiridos simultáneamente, ya se había tomado en

cuenta en la definición de la ecuación del CTDI. La interrogante que se genera en la tecnología secuencial es ¿hasta qué punto los volúmenes examinados son mayores que los volúmenes mostrados en las imágenes?, lo cual es de mayor importancia en equipos multicorte. La respuesta depende directamente de la implementación de cada fabricante. Por otro lado, se recomienda que el DLP se utilice con el propósito de comparar, ya que tiene en consideración los volúmenes expuestos

Los componentes de la radiación dispersa y los de la radiación parásita, aumentan para los equipos con M cortes adquiridos simultáneamente, por otra parte sin cambios en los parámetros de exposición. Esto es de poca relevancia, sin embargo el tiempo de examinación y la totalidad del producto mAs se reduce y como consecuencia no se observa ninguna diferencia significativa comparada entre el TC secuencial y el TC helicoidal.

Hay un problema principal asociado a la TC multicanal (*Multi-Detector Computed Tomography* MDCT) con respecto a la dosis. Para garantizar la adecuada normalización de todos los valores de intensidad medidos, es deseable que todas las filas de detectores proporcionen el mismo valor de intensidad primaria I_0 , esto implica que las regiones de penumbra del haz de abanico son de poco o ningún interés en la TC secuencial (*Single-Detector Computed Tomography* SDCT) y tienen que evitarse en MDCT. Esta situación es explicada en la figura 3.31. Mientras que la intensidad de la radiación de penumbra es totalmente usada en la adquisición de un corte, que han de ser excluidos en las implementaciones prácticas del MDCT con el fin de excluir inconsistencias en los datos de los cortes centrales y los cortes periféricos. Esto implica una reducción en la eficiencia geométrica y a un correspondiente incremento de los valores del CTDI, con un aumento esperado en la dosis que fluctúa entre 5% y 30% en función del diseño, del número de cortes y del espesor de corte.

Los problemas respecto a esto han aumentado de manera significativa, se ha reportado tempranamente para un tipo MDCT; McCollough midió el incremento del CTDI en más del 100% para cortes de 4.125 mm en un General Electric (GE) LightSpeed (McCollough 1999).

Los fabricantes tratan de construir los equipos con un margen de seguridad al mantener un perfil de dosis más amplio. El control apropiado de todos los parámetros del sistema, en especial la posición del foco es una alternativa, el cual seguirá siendo un particular desafío para los diseñadores de MDCT ya que el límite de dosis crece debido a la falta de uso de la radiación de penumbra. El efecto de la penumbra tiene una importancia, la que es relativa ya que disminuye con el aumento de los valores de $M \cdot S$ es decir es de una menor importancia para una mayor matriz, ya que la proporción relativa de la región de penumbra disminuye. Los valores de eficiencia están por encima del 90% y se aproxima al 100% lo cual es relativo para casos de adquisición de un solo corte.

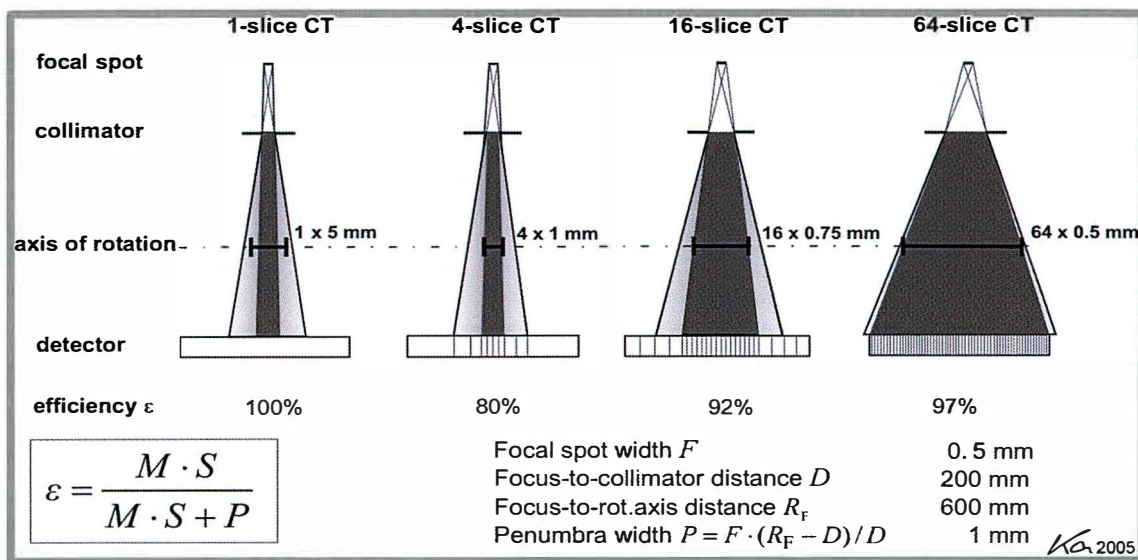


FIGURA 3.31: Mientras la intensidad de radiación en la región de penumbra es totalmente utilizada en adquisiciones single-detector (un solo canal) esto es generalmente excluido en MDCT lo que implica una pérdida de la eficiencia geométrica y un aumento relativo en los valores del CTDI. Esta diferencia en la eficacia disminuye por el incremento del valor de $M \cdot S$ mostrando un ejemplo de los cálculos. Imagen Extraída de: Kalender WA. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2a Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

3.7.5 Dosis del paciente en TC

La información técnica de la dosis es requerida por la ley y generalmente se dispone la información de la dosis derivada del paciente por cualquier examen de rutina, el cual no es fácil de obtener en todos los países que utilicen la TC como herramienta

diagnóstica. La dosimetría en el paciente depende de variados factores, además de las características técnicas del sistema y la selección de los parámetros de adquisición, esto también depende del tamaño del paciente y de la región anatómica seleccionada para el examen.

3.7.5.1 Influencia en los parámetros de adquisición en la dosis del paciente.

La dosis depende en gran medida del espectro de rayos X elegido, que es el voltaje del tubo y la filtración del espectro. Puede de modo general que para un determinado nivel de calidad de imagen, en particular para un mismo nivel de ruido, la dosis en el paciente es menor con un escáner que tiene una mayor energía eficaz la que resulta de la configuración de kV mayores o de los altos grados de filtración de la radiación. Este comportamiento es similar a la radiografía convencional; sin embargo la influencia del contraste es menos crítica para TC. Esto hace evidente que el valor kV tiene que ser adaptado al diámetro de la sección transversal del paciente, por ejemplo usando 80 kV en un niño pequeño y 140 kV en un paciente obeso. Esto tiene que ser reconocido, sin embargo el espectro óptimo para las diferentes aplicaciones en TC que hoy son de primera línea y se están usando en varios países, no han sido determinadas.

Existe una simple relación entre la dosis, la corriente del tubo (mA) y el tiempo de exposición (s): la dosis es una función lineal del producto entre la corriente del tubo y el tiempo de exposición (mAs). Una reducción en el valor del mAs, por ejemplo por un factor de 2, reduce la dosis en la misma proporción, pero también causa un incremento en el nivel de ruido por un factor de $\sqrt{2}$ ya que en muchos casos la región a examinar es definida y todos los otros parámetros se mantienen constante, el producto mAs es frecuentemente usado para estimar la dosis, el que es significativo para la comparación relativa de los protocolos de examen en el mismo escáner. Si se quisiera realizar una comparación entre diferentes equipos de TC esto sería engañoso y fundamentalmente incorrecto para comparar los productos del mAs, ya que para llegar a una estimación de la dosis correcta, se requieren productos de mAs altos y un alto grado de pre-filtración, la cual es muy importante para poder disminuir la dosis en el paciente.

También existe una relación simple entre el volumen expuesto y la dosis que absorbe el paciente: la dosis integral, da por ejemplo como el producto de longitud de dosis, la cual varía linealmente con el tamaño de la región en exploración. La linealidad estricta ya no se aplica con valores como la dosis del órgano o dosis efectiva, ya que son determinados por el cuerpo humano está compuesto por distintas estructuras que le da un carácter de inhomogeneidad y que se extiende por toda la región examinada, con lo que se puede adquirir información proveniente de distintas regiones de los órganos. Una regla importante, es que el total de la dosis depende linealmente del tamaño del volumen a examinar, por lo tanto el volumen de exploración debe ser lo más pequeño que sea posible.

Cabe decir que cuando se hace un barrido single slice o sólo unos pocos cortes con grandes intervalos, la dosis aumenta con el espesor de corte, ya que en la mayoría de los casos la elección del espesor de corte no tiene influencia cuando un volumen completo es examinado. Indirectamente puede haber un efecto, por ejemplo cuando se seleccionan valores de mAs altos con cortes muy finos hacen que incremente el valor del CTDI los que son asociados a estos cortes finos.

3.7.5.2 Estimación de los valores de dosis en órganos y de la dosis efectiva.

Las cantidades físicas determinadas por la medición de la relación dosis con fantomas no permiten una simple conversión para los valores de dosis del paciente. La geometría y el material de los fantomas difícilmente pueden describir la forma humana y de los órganos, los que no se tienen en cuenta. Una estimación de la dosis dada por exámenes en TC es exigida por la ley como método para poder cuantificar cuanta dosis se le está dando al paciente, ésta información debería estar disponible para el staff médico y para el paciente independiente de cualquier requerimiento legal.

Se pueden encontrar numerosas investigaciones sobre la dosis en el paciente en la literatura, todos han sido promediados sobre un largo número de pacientes y las diferentes condiciones de exámenes de TC. Los valores típicos están adjuntados en la tabla 2 para algunos exámenes y así proporcionar orientación sobre los órdenes de magnitud esperados. Además de la dosis para cada región, están las dosis que deben recibir directamente los órganos críticos expuestos, también está en la lista la dosis efectiva que

expresa la suma de la dosis en todos los órganos ponderados por sus radio sensibilidades, las que fueron acordadas por recomendaciones internacionalmente ICRP 1990.

Con el fin del hacer más precisa la estimación específica para la examinación, se realizaron cálculos con el método de Montecarlo para un paciente estándar para varios grupos y los resultados fueron sumados en tablas. Esta presentación dificulta su lectura e interpretación en una simple tabla y de forma simple, esto fue escrito en un programa computacional que permite la definición arbitraria de cualquier región a explorar, además de parámetros de adquisición y del cálculo de los valores de dosis para todos los órganos de interés, así como también la dosis efectiva.

TABLA N°2 Valores de Dosis para exámenes típicos en TC.				
Regiones Anatómicas	Cabeza	Tórax	Abdomen	Pelvis
Rango Exploración, cm	12	30	40	20
Grosos de Corte, mm	16 x 1.5	16 x 1.5	16 x 1.5	16 x 1.5
Corriente Tubo x tiempo, mAs	320	100	160	160
Voltaje , Kv	120	120	120	120
Kerma en aire, mGy/100mAs	25.0	16.9	16.9	16.9
Órgano Crítico	Cerebro	Pulmón	Estómago	Colon
Dosis Órganos, mSv	54.6	11.2	15.7	11.7
Dosis Efectiva, mSv	2.9	3.8	8.2	3.9
Años de Radiación Natural a 3mSv/a	1.0	1.3	2.7	1.3

TABLA N°2: Ejemplos de valores de dosis para exámenes típicos de TC, adquirido de modo single slice o helicoidal con pitch =1 Nota: Valores fueron determinados para equipo SOMATOM Sensation 16, en paciente estándar. Tabla extraída de Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2a Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.*

Es importante la confirmación de los resultados de la examinación en TC que dan en la región del órgano, fueron realizados con valores típicos de dosis efectiva que están entre 1.0 mSv y 10 mSv. Incluso el resultado de un barrido de cuerpo completo debería ser menos a 20 mSv de dosis efectiva. Los valores peak de dosis y los valores de

dosis en el órgano de la región examinada se encuentran muy por debajo de los 50 mSv y bajo 1 mSv en regiones más lejanas.

Es importante tener en cuenta que los valores de dosis efectiva están en el mismo orden de magnitud que la radiación de fondo. En Alemania esto fue oficialmente determinado en 2.4 mSv por año con un rango de 1 a 10 mSv observado en diferentes regiones (BMU 1996) para los EE.UU. el valor medio es de 3.0 mSv, por lo tanto la dosis efectiva en TC pueden ser citados en general entre 0.2 y 5 veces la radiación natural proporcionada por el Background por año en una examen de rutina. Como es evidente la dosis aumenta en el paciente cuando este es sometido a múltiples exámenes, y se tiene que tener en cuenta también el tipo de examen que se está realizando y si es secuencial o helicoidal ya que también varía la dosis.

3.8 Riesgo de contraer cáncer por absorción de dosis

Primero que todo es necesario entender las interacciones que tiene los rayos X con el cuerpo humano, las que están descritas por varios autores, los que separan estas interacciones en tres fases: Física, química y biológica.

3.8.1 Fase física

Corresponde a la primera fase la que incluye a todas la interacciones que se producen entre las partículas cargadas y los átomos del tejido, al interactuar estas se produce una ionización la que genera 2 productos, un ion pesado que corresponde al átomo original ionizado, más el electrón que es expulsado de este átomo del tejido y sale eyectado con energía cinética. Estos electrones se les denominan “electrones rápidos”, sin embargo, existen electrones denominados “secundarios” que son generados en la cascada electrónica producida por la interacción entre estos electrones rápidos, provocando daño directo a la célula y en este caso al ADN, éste mecanismo de daño celular también se le denomina directo ya que existe uno indirecto que es cuando la radiación interactúa con agua (mayor componente de la célula), generando radicales libre dañinos para el ADN por medio de la radiólisis del agua.

3.8.2 Fase química

Esta fase está constituida en su mayoría por las reacciones químicas que produce la interacción de la radiación con partículas que existen en la célula, siendo la más importante la radiólisis del agua la que genera radicales libre (transformando H_2O en H_2O_2) siendo estos muy tóxicos ya que provocan una desconfiguración electrónica en el ADN, provocado por la inestabilidad electrónica que tienen estos radicales.

3.8.3 Fase biológica

Esta fase incluye a todos los procesos anteriores, y este comienza con las reacciones enzimáticas que actúan sobre el daño producido por los radicales libres generados por las interacciones antes descritas. La mayoría de las lesiones son reparadas por el conjunto enzimático de la célula demostrando la gran eficiencia del sistema de reparación pero cabe la posibilidad de que no todas las hebras sean reparadas exitosamente y justamente son esas las que conducen a la muerte celular y las mutaciones que generarían cáncer después de ser expuesto a radiación.

Debido a lo anterior se realizan variados estudios para ver el comportamiento que sufre el humano al exponerse a la radiación y se ha descrito en muchas investigaciones realizadas hasta la fecha que cualquier dosis de radiación, no importando lo pequeña que ésta sea puede generar cáncer. La base para esta afirmación es la teoría lineal sin umbral de radiación (carcinogénesis) o en inglés "*lineal no-threshold theory*" (LNT), ésta teoría describe que si 1 Gy (100 Rad) de la radiación da un riesgo de cáncer R, el riesgo de 0,01 Gy (1 Rad) de la radiación es de R/100, el riesgo de 0,00001 Gy (1 mRad) es R=100.000 y así sucesivamente. Lo que hace que el riesgo de contraer cáncer nunca sea cero independiente de lo pequeña que sea la dosis que absorba el paciente.

La inclusión de esta teoría (LNT) fue a mediados del siglo XX, teniendo como base que cuando una sola partícula o fotón de rayos X interaccionaba con una hebra de ácido desoxirribonucleico (ADN) en una célula del cuerpo puede desencadenar cáncer.

La probabilidad de generar tal cáncer es proporcional al número de interacciones que tengan los fotones con el ADN, la que a su vez también es proporcional

al número de partículas (órgano blanco o ADN) y a la cantidad de dosis suministrada siendo esta la base de la “teoría lineal sin umbral”. Pero existe un problema con este postulado, ya que la generación de cáncer es afectado por muchos factores y no sólo los mencionados en la LNT. El cuerpo humano tiene un mecanismo de defensa biológica que impide que la gran mayoría de las reacciones que provoca los rayos X en el cuerpo se conviertan en esa fatal enfermedad, a continuación algunos ejemplos de cómo el cuerpo se defiende de estas reacciones:

- El cuerpo produce en grandes cantidades enzimas de reparación de la hebra de ADN que evitarían la producción del cáncer, la producción de esta enzima aumenta cuando el cuerpo absorbe niveles bajos de radiación.
- La apoptosis, el cual es un proceso en el que las células dañadas por los fotones se “auto aniquilan” para evitar que los daños provocados se dispersen en el cuerpo.
- El sistema inmune es muy importante para prevenir que las mutaciones provocadas por la radiación terminen convirtiéndose en cáncer, si bien los bajos niveles de radiación estimulan ésta respuesta del sistema inmune, niveles altos de radiación deprimen la respuesta por parte del sistema inmune.
- La radiación puede alterar el tiempo del ciclo de división celular, ésta puede prolongar el tiempo antes de la próxima división (mitosis). La reparación es más eficaz antes de que se produzca la siguiente mitosis por lo que cambiar el tiempo disponible entre estos procesos puede ser muy importante para reparación del ADN

Hoy en día se reconoce que el desarrollo del cáncer es un proceso mucho más complejo de lo que originalmente se había definido. Uno de los comportamientos complejos que se ha podido observar es el “efecto espectador” o “*bystander effect*” de señalización entre las células vecinas, el cual trasmite información a las células adyacentes, haciendo que el proceso que esté viviendo una célula pueda ser traspasado a las células vecinas.

Para tener un enfoque teórico detallado con el cual evaluar la validez del LNT, habría que basarse en la aceptación de la idea de que la principal causa de la producción de cáncer es la rotura de la doble hebra en las moléculas de ADN. La rotura de la doble hebra también es producida por productos químicos corrosivos de procedencia endógena, por ejemplo el “*Reactive oxygen species*” (ROS), éste es producido por la interacción de las radiación con el agua presente en toda la célula que produce peróxido, el que tiene radicales libres que son lo que van a afectar al ADN. Se estima que el ROS endógeno produce alrededor de 0.1 rupturas de la doble hebra en una célula por día, mientras que 100 mSv (100 rem) que se encuentra cerca del límite superior causa alrededor de 4 rupturas de ADN por célula.

3.9 Riesgo del cáncer v/s la dosis

Los principales datos que han sido citados para apoyar la influencia que tiene LNT, en todos los tumores de carácter sólidos (todos los cánceres excepto la leucemia), los datos hasta 1990 provenientes de los japoneses sobrevivientes de la bomba atómica (Pierce et al. 1996) se pueden ver en la figura 3.32 las barras de error que están representando el 95% de los límites de confianza (2 derivaciones estándar), si se hiciera el ejercicio de ignorar las barras de error, los puntos que entrega el gráfico sugieren una relación lineal con la intercepción cerca de la dosis cero. Pero los datos no son indicadores estadísticamente significativos de casos de cáncer adicionales para las dosis inferiores a 25 cSv.

Esta conclusión se aplica a los datos de incidencia así como a los de mortalidad. De hecho se ha demostrado que teniendo en cuenta sólo los tres puntos más bajos de la dosis (hasta a 20 cSv) la pendiente de la curva dosis-respuesta tiene una probabilidad del 20% de ser negativa (disminución del riesgo con aumento de la dosis).

Los datos sobre la leucemia que contraían los sobrevivientes japoneses (FIGURA 3.33) con barras de error que indican los límites de confianza del 95%. Estos datos insinúan un umbral por encima de los 20 cSv y ésta es la diferencia de las expectativas de la LNT la cual se ha reconocido por los autores.

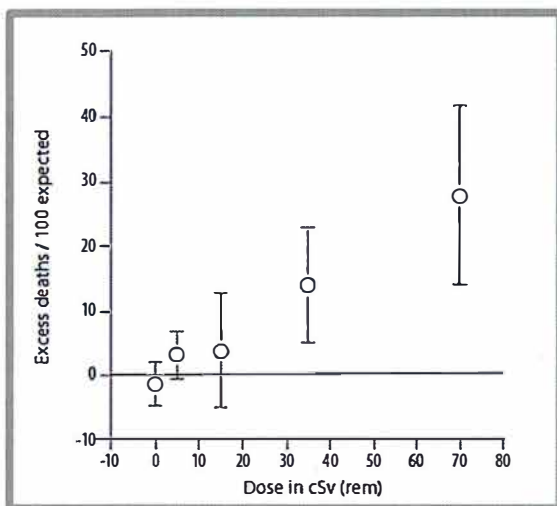


FIGURA 3.32: Excesos de muerte producido por tumores sólidos esperado por cada 100 japoneses supervivientes de la bomba atómica (1950-1990) versus la dosis. (Pierce et al.1996). Barras de error son el 95% límites de confianza. Imagen extraída de A.L. Baert, M Knauth, K. Sartor, “Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography”, Springer 1a Ed. Bruselas, Bélgica, 2007

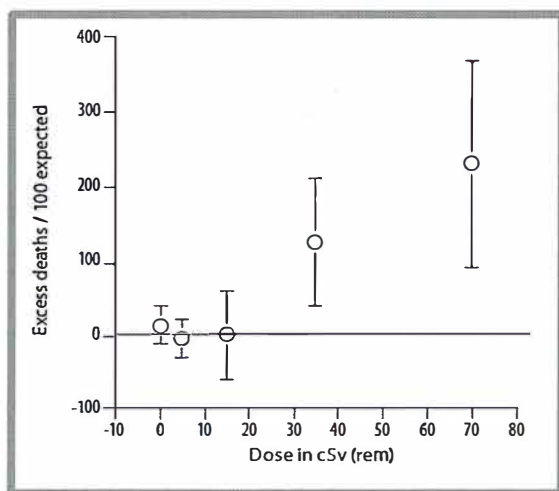


FIGURA 3.33: Excesos de muertes por leucemia esperadas por cada 100 japoneses sobrevivientes de la bomba atómica (1950-1990) versus la dosis (Pierce et al.1996). Barras de error son el 95% límites de confianza. Imagen extraída de A.L. Baert, M Knauth, K. Sartor, “Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography”, Springer 1a Ed. Bruselas, Bélgica, 2007

Por otro lado la International Association for Research on Cancer (IARC) hizo un estudio monitoreando a trabajadores expuestos a radiación proporcionando la principal prueba como apoyo a la LNT, el primero y más informado fue un estudio que se realizó con

95.673 trabajadores monitoreados los cuales estaban expuestos a radiación en EE.UU., Reino Unido y Canadá. Para todos los tipos de cáncer excepto la leucemia, había 3.830 muertes las cuales estaban por debajo del número que se esperaban. El riesgo es reportado como $-0.07/\text{Sv}$ con límites de confianza del 90% ($-0,4, +0,3$).

Sin embargo, para las 146 muertes por leucemia reportaron una relación positiva de riesgo versus dosis, lo que sirvió como apoyo para la LNT. Los datos se muestran en la tabla 3.3. Es evidente que a partir de las cifras expuestas no existe ninguna indicación de riesgo por debajo de los 40 cSv (incluso el exceso > 40 cSv es sólo el 1,4 por desviaciones estándar).

Otros estudios sobre la tasa de cáncer entre las personas que tenían un empleo que implica exposición a la radiación:

- Estudios en radiólogos británicos en comparación a otros médicos británicos (Berrington et al. 2001) encontraron que los radiólogos que comenzaron a trabajar cuando las normas de dosimetría eran menos estrictas que las normas que rigen en la actualidad, tenían una mayor incidencia de cáncer. Sin embargo, en el grupo de radiólogos que comenzaron a trabajar entre 1955 y 1979 (donde ya se tenía un mayor cuidado con la exposición a la radiación), la mortalidad por cáncer fue sólo 0,71 (95% límites de confianza 0,49 hasta 1,00) veces mayor que la de otros profesionales de la medicina que presumiblemente tenían menor exposición a la radiación.
- Un estudio de rayos X utilizados en medicina veía a los trabajadores en China (Wang et al. 2002), el que veía la incidencia del cáncer en vez de la mortalidad y los comparaba con un grupo de trabajadores de los mismos hospitales que no utilizaban rayos X en los procedimientos. Los riesgos relativos para los trabajadores (los que trabajaban con rayos X) cuya exposición promedio fue de 55 cGy fueron del 2,4 por leucemias y 1,2 para cánceres sólidos. Para los trabajadores que no estaban expuestos a rayos X el promedio fue sólo del 8,2 cGy, para este grupo el riesgo de leucemia era de 1,73 para las leucemias (basado en 11 casos) y 1,06 (basado en 232 casos)

para cánceres sólidos, dando como resultado diferencias que no son estadísticamente significativas.

Si bien las diferencias no son significativas, la exposición a radiación si es capaz de causar un aumento en la producción de cáncer en algún individuo, la mayoría de los estudios en humanos no son 100% ya que la dosimetría siempre es un aproximado y no se tiene un método que pueda dar resultados fidedignos. Es necesario tener en cuenta que esto es de vital importancia, ya que la masificación de la TC como método diagnóstico hace que los niveles de radiación absorbidos por los pacientes aumenten, y existe una desinformación tremenda por parte de los pacientes sobre cuáles son los niveles de radiación a la cual se les somete en un examen de estas características. Estudios del radiólogo David Brenner estimaron que la realización de dos a tres TC equivaldría a los mismos niveles de radiación recibidos Hiroshima y Nagasaki (N Engl J Med, 2007; 357: 2277-84) y por otro lado un estudio realizado por el Real Colegio de Médicos de Edimburgo consideró que al someterse a una TC la dosis de radiación que proporciona es similar al que brindan 500 radiografía de tórax. Siguiendo con la idea el Dr. Brenner señala que la TC podría ser responsable hasta un 2% de los casos reportados en tierras Americanas (N Engl J Med, 2007; 357: 2277-84) ⁽⁸⁾.

La dosis que puede llegar a brindar la realización de TC es de 15 mSv (por barrido) para un adulto y siendo el doble para un neonato, si se analiza un poco que un protocolo estándar consta de 2 a 3 barridos acumulando ya 45 mSv (J Radil Prot, 2000; 20: 353-9). Cabe recordar que la dosis proporcionada por la TC se asemeja mucho a la que recibieron en el desastre atómico los ciudadanos japoneses siendo levemente menor la de la TC, lo que hace extrapolable la información extraída de las investigaciones que se realizó en esa población oriental, lo que sugiere como un factor de la generación de cáncer la absorción de radiación en esas magnitudes.

3.10 Optimización y reducción de dosis en MDCT enfocado en calidad de imagen

La primera pregunta que surge es ¿será necesario optimizar o reducir la dosis de radiación al paciente? El peligro que tiene la radiación ionizante está relacionado con el riesgo potencial de producir carcinogénesis a largo plazo, sobre todo con las dosis que se está otorgando en las imágenes diagnósticas como es en TC. Esta carcinogénesis se basa en el riesgo de provocar mutaciones hereditarias que se derivan de los efectos celulares en las células germinales. La teoría de la carcinogénesis considera que el riesgo de cáncer es proporcional a la dosis de forma lineal, ya sea para altas dosis como para bajas.

La ICRP en su publicación 60 (ICRP 1991) indica recomendaciones ya que ha adoptado el concepto de LNT (*lineal no-threshold theory*) antes mencionada como un principio de precaución. La institución considera que los riesgos estimados utilizando el concepto de LNT son probablemente conservadores y es debido a este concepto que nace el desarrollo de una filosofía de protección radiológica que incluye como base el principio ALARA.

La dosis de radiación que reciben los pacientes sometidos a exámenes radiológicos de diagnóstico como la TC son del orden de 1-24 mSv por examen para adultos y de 2-6.5 mSv para niños. Estas dosis efectivas pueden ser consideradas como bajas a pesar de que son mayores a lo que se otorgaría en radiología convencional. Normalmente una radiografía de tórax en ambos planos ofrece un aporte de 0.08 y 0.30 mSv, mientras que la dosis estándar en MDCT representa un riesgo 100 veces mayor ya que entrega 8 mSv. La probabilidad de producir un cáncer fatal en radiología convencional es de 1 cada 250.000 radiografías de tórax, mientras que el riesgo en TC es de 1 por cada 2.500 MDCT de tórax. Como es sabido más de la mitad de la dosis colectiva entregada por diagnóstico de imagen corresponde a TC y es por esto que se debe tratar de optimizar y reducir la dosis de radiación en MDCT.

3.10.1 ¿De qué depende la optimización de la dosis?

Dentro de los factores que determinan la calidad de imagen se encuentra el ruido, el cual como se vio anteriormente es inversamente proporcional a la energía del haz de rayos X, aunque una disminución en la energía de este haz o en la corriente del tubo

produce una reducción en la dosis de radiación, la cual se asocia a un aumento del ruido en la imagen y como consecuencia se podría comprometer la calidad de imagen.

Si bien es importante la reducción de dosis debido a los posibles riesgos asociados a la exposición de radiación ionizante, es de la misma manera esta dosis esencial para una “calidad de imagen en TC” la que debe ser diagnóstica, para así poder atender adecuadamente los problemas clínicos relevantes que afectan la atención del paciente. Por lo tanto, esta reducción de dosis de radiación se debe implementar cuando sea necesario y apropiado (sobre todo en pacientes pediátricos) sin peligrar las imágenes resultantes, las cuales son clínicamente relevantes para el diagnóstico. Cabe destacar, que la mayoría de las veces las estrategias deben orientarse hacia la optimización de la dosis de radiación en vez de reducir ésta, de modo que la calidad de imagen mantenga un estándar diagnóstico. Por ejemplo, una alta dosis de radiación puede no necesariamente proporcionar una calidad de imagen mejorada sustancialmente o una visibilidad aumentada de una lesión, en comparación con un examen estándar o incluso con bajas dosis.

3.10.2 ¿Por qué aumento la dosis en los equipos MDCT?

Luego de que la tecnología Multicanal se introdujera en el mercado, se incrementó la dosis entregada a los pacientes en comparación con los sistemas SDCT, las principales razones de este aumento de dosis en MDCT son que los primeros equipos de 4 canales eran ineficientes en lo que a calidad de imagen se refiere, por lo que se necesitaban altas dosis para disminuir el ruido en las imágenes de espesor de corte muy delgado, las cuales eran utilizadas para reconstrucciones en 3D. Otro factor que aumentaba la dosis de los pacientes, es la posibilidad de examinar grandes volúmenes en los pacientes además de poder realizar estudios multifásicos con medios de contraste.

Después de la introducción de los equipos de 4 canales MDCT en 1998, se crearon nuevas estrategias para analizar los parámetros de adquisición en los protocolos. Al poco tiempo de instalados estos nuevos equipos se reportó la ineficiencia de la dosis en espesores de corte muy finos, y dependiendo del espesor de corte las dosis se incrementan hasta en un factor de 2 para mantener un ruido comparable.

Dependiendo del modelo del equipo y los parámetros de adquisición, el aumento de la dosis también fue reportada, ahora se le atribuía a la que la fuente de rayos X se encontraba a una menor distancia del paciente y el perfil de estos rayos X eran mayores que el ancho del detector, además del uso de la superposición de los haces de radiación el cual reportó un incremento en la dosis efectiva del paciente en un 30% para exámenes de cabeza y hasta un 150% para los exámenes de cuerpo.

Si se comparan los sistemas SDCT modernos con los MDCT, estos últimos muestran un ligero aumento de la dosis, lo que demuestra que a partir de los años 80 hasta finales de los 90 la dosis se redujo en los sistemas SDCT ya que la industria habría abandonado el uso de detectores con gas de ionización los cuales eran ineficientes. Un aspecto importante es que las dosis altas en los primeros MDCT eran debido a que gran proporción del haz de radiación no era utilizado para formar imágenes. Sin embargo los sistemas MDCT modernos son más eficientes en ese sentido, ya que el ancho del haz que no se utiliza para la formación de imágenes se ha reducido 2 o 3 mm. Esto resulta en un aumento de la dosis sólo para un pequeño porcentaje en que el ancho del haz sea mayor a 20 mm, sin embargo aumenta al doble o más la dosis para haces menores de 4 mm.

En los equipos SDCT los parámetros de adquisición están limitados generalmente por la capacidad de calor que tenga el tubo de rayos X. Por otro lado en MDCT el incremento del ruido al realizar cortes de un espesor de corte muy delgado llevó a los usuarios a aumentar la corriente del tubo para compensar este ruido provocado por estos finos cortes. Gracias a la tecnología MDCT el tubo de rayos X también evolucionó y ahora son capaces de funcionar con niveles de potencia más alto, además de disminuir el tiempo de rotación y el tiempo de exploración total. Esta reducción en las restricciones del tubo de rayos X en MDCT ofrece la posibilidad de mejorar la calidad de imagen de diagnóstico, pero también se pueden producir mayores dosis si no se tiene cuidado al optimizar los protocolos.

3.10.3 Factores que incrementan la dosis en MDCT

El mA utilizado en SDCT se puede mantener en MDCT incluso si son del mismo fabricante, por lo que no debe haber un aumento innecesario en la dosis que se le

administra al paciente. Esto se debe principalmente a las diferencias en la distancia existente entre el tubo de rayos x y el paciente, así como también de los detectores aunque este diseño esta optimizado en la última tecnología, no implica que se cambien los protocolos y se podrían “mantener” entre un equipo y otro, este proceso debe realizarse con mucho cuidado, y acá es donde el Tecnólogo Médico tiene gran influencia, ya que se puede mantener la calidad de imagen con la misma dosis de radiación o incluso con menos dosis, lo cual depende de las características del equipo.

El Tecnólogo Médico también debe ser consciente de que utilizar un espesor de corte fino puede aumentar la dosis de forma exponencial. Sin embargo que en las imágenes aumente el nivel de ruido hasta un valor de tolerancia aceptable no necesariamente afectaría la precisión diagnóstica, pero es necesario tomar en cuenta que si se reduce un espesor de corte de 5 a 1 mm la fracción de intensidad de rayos x que reciben los detectores se reduce en un factor de 5 y el ruido sube por la raíz cuadrada de 5, en términos simples aumentaría de un 100% a un 224% y la única manera de compensar esto sería dar 5 veces la dosis, cosa que se busca evitar para irradiar sólo lo necesario al paciente.

3.10.4 ¿El operador es quien determina la dosis del paciente?

Aunque parezca trivial, siempre sigue siendo importante destacar que la reducción de la dosis está relacionada con que la solicitud del examen concuerde con la necesidad objetiva del mismo (TABLA 3). Es importante enfatizar repetidamente que la primera aproximación de la dosis en el paciente es directamente proporcional al tamaño del área a explorar en el examen, así junto con la indicación también se debe comprobar si es posible reducir el volumen de estudio lo que más se pueda. Finalmente cabe mencionar que todas las exploraciones deberían ser realizadas con la dosis óptima para cada paciente de acuerdo al procedimiento que este necesita, es decir, con la mínima dosis necesaria para asegurar una calidad de imagen adecuada. La minimización de la dosis sin importar la calidad de imagen puede dar lugar a imágenes que no son adecuadas para el diagnóstico, pero no es necesario extremar las dosis para asegurar una alta calidad de imagen. Por otro lado también es importante la selección adecuada de los parámetros de reconstrucción, en particular para la reducción del ruido, el cual tiene mucha influencia en la diferenciación de los tejidos blandos y las estructuras de bajo contraste.

Es absolutamente esencial que la medición para la selección de la optimización de la dosis se encuentre en adaptación para los parámetros de adquisición según el diámetro del paciente, es decir, para los valores de atenuación esperados. La selección adecuada de ambos valores Kv y mAs la mayoría de las veces se ha hecho sin aplicar fielmente el criterio ALARA, y es preciso que sea al pie de la letra sobre todo en TC debido a los valores altos de dosis que este provee.

TABLA N°3 Posibilidades de reducción de dosis en TC	
Parámetro	Influencia en la dosis al paciente
Voltaje de Tubo	El kV debiese ser adaptado al diámetro del paciente y a la indicación médica, no existe una relación simple entre voltaje y dosis, se establece como una relación exponencial
Filtración	Un mayor grado de filtración es beneficioso.
Corriente de Tubo	Incremento lineal de la dosis con valores de mA.
Tiempo Exploración	Incremento lineal de la dosis en relación al tiempo de exploración.
Espesor de Corte T	Aproximadamente incremento lineal en la dosis con T.
Volumen Explorado	Incremento lineal en la dosis con L.
L	

TABLA N°3: Posibilidades de reducción de dosis en TC. Tabla extraída de Imagen Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 2a Ed.[CD-ROM]. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

TABLA N°4 Posibilidades para disminuir la Dosis en TC.	
Realizadas por el Tecnólogo Médico	Realizadas por el Tecnólogo Médico
Considerando la exploración y limitando el volumen explorado.	Incrementando la pre-filtración del espectro de radiación.
Adaptando parámetros del examen al diámetro del paciente.	Modulación de corriente.
Realizando reducciones de mAs y Kv para niños.	Protocolos Pediátricos e indicaciones especiales.
Uso de pitch mayor > 1 y realizando “overlapping” (traslape) de imágenes en reconstrucciones, no en adquisición.	Control automático de exposición para adquisiciones secuenciales y helicoidales.
Adecuada selección de parámetros de reconstrucción de imágenes	Filtros de reducción de ruido
Utilizar filtros especiales (eje z) en adquisiciones multicanal.	Desarrollo de algoritmos para filtros (eje z) y filtros adaptativos.

TABLA N°4: Posibilidades para la reducción de dosis en CT. Tabla Extraída de Kalender W, A. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications.*. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishin: 2005.

Las medidas objetivas, como el ruido en la imagen o el contraste/ruido deben implementarse para asegurar una calidad de imagen “optima” ya sea de manera objetiva midiendo el ruido o con percepciones subjetivas como la de los radiólogos que informan los exámenes, ya que una reducción excesiva en la dosis puede afectar de forma negativa la calidad de imagen y puede reducir la detección de una lesión. Del mismo modo la visibilidad de las lesiones en “imágenes bonitas” las cuales son adquiridas con mayores dosis se pueden ver con dosis más bajas. Es por esto que se debe conocer a cabalidad los sistemas de TC su funcionamiento y los parámetros de adquisición y reconstrucción, ya que la buena utilización y optimización de estas herramientas ayudan a mantener una calidad de imagen al mismo tiempo que se da una baja dosis de radiación a los pacientes.

En lo que se refiere a calidad de imagen, el ruido o moteado cuántico, es el que está directamente relacionado con la dosis de radiación que se utiliza para un examen TC. Un aumento de la dosis típicamente disminuye el ruido y viceversa, este ruido se puede cuantificar como la desviación estándar de los números CT y se puede utilizar para la optimización de la dosis de radiación relacionada con la calidad de imagen. Este ruido es importante en la detección de lesiones de bajo contraste, las cuales pueden estar ocultas cuando la imagen presenta mayores niveles de ruido en la imagen, debido a esto es la importancia de optimizar la dosis en cerebro, ya que su estructura a nivel de sustancia gris y sustancia blanca presenta un bajo contraste, entonces ese nivel de ruido podría afectar la detección de lesiones, es por esto que se selecciona un margen de tolerancia de ruido para así optimizar la dosis sin pasar a llevar la calidad de imagen.

El tecnólogo es quien tiene el control sobre varios parámetros de adquisición los cuales se pueden ajustar para obtener una calidad de imagen aceptada además de una dosis óptima. Debido a que los factores de exposición pueden mejorar la calidad de imagen si se aumentan, por consecuencia el tecnólogo debe ser consciente de no dar más dosis de lo que realmente es necesario para el examen. Si se realizara una encuesta a nivel de país para el mismo equipo en un protocolo "x", es posible que existan amplias variaciones en los factores de exposición seleccionados, es por esto que se debería optimizar y estandarizar la dosis de radiación con sólidas bases como las que presenta este estudio para así mejorar la calidad de atención que se le da al paciente y cuidar su salud exponiéndolo solo lo necesario a la radiación ionizante.

Otro punto importante es la variedad de equipos entre las distintas marcas, ya que existe una diferencia considerable entre las geometrías la cuales afectan la distancia entre el punto focal del tubo de rayos x y el isocentro del equipo. Además existen diferencias de: filtración del haz de rayos x, eficiencia de los sistemas de detección, niveles de ruido en la electrónica de adquisición de datos y los algoritmos de reconstrucción. Por lo tanto el ruido de la imagen obtenida con un determinado mAs, kV en un equipo puede diferir con respecto a otro modelo de scanner. Si bien estos atributos de un sistema no son dependientes del operador ya que son intrínsecos del equipo, no es raro que los grandes centros médicos tengan más de un equipo y de marcas distintas o distintos modelos , debido

a esto cuando se analizan o implementan protocolos preparados para un sistema determinado, es necesario ser muy cauteloso si se quieren “transferir” esos protocolos de un modelo a otro, ya que se debe tener precaución y enfoque en mantener una calidad de imagen óptima a una dosis de radiación similar o menor para el equipo que se busca utilizar.

3.10.5 Optimización del mA y mAs

A diferencia de la radiología convencional, una imagen por TC nunca se ve “sobre-expuesta”, ya que la naturaleza de la TC se basa en datos llamados números CT (los cuales representan una cantidad fija de atenuación relativa al agua) los cuales garantizan que la imagen siempre fue expuesta de manera correcta. Como consecuencia a esto los Tecnólogos Médicos no están técnicamente obligados a disminuir el mAs para pacientes pequeños, lo que da como resultado un exceso de dosis de radiación para los pacientes, sin embargo es responsabilidad del operador de tomar en cuenta el tamaño del paciente para seleccionar los parámetros que afectan a la dosis de radiación. Sin embargo existen regiones del cuerpo que no varían entre un paciente y otro, por ejemplo la cabeza, y es en esta región donde la atenuación está relativamente definida por la edad, ya que la atenuación primaria corresponde al cráneo y este está consolidado dependiendo de cuantos años tiene el paciente, y es este el indicador preferido para la atenuación en cabeza y se muestra en la tabla 5.

Dentro de las marcas de equipos General Electric tiene el concepto de *Noise Index*, el cual hace referencia a la desviación estándar de los valores de pixel en un fantoma de agua de un tamaño específico. Con el scout se establecen los valores de mA por rotación del tubo de acuerdo con un algoritmo establecido. Este algoritmo está diseñado para mantener el ruido en la imagen respecto a los cambios de atenuación del paciente que se presentan en la siguiente rotación del tubo, este índice de ruido puede variar entre distintos tamaños de paciente y también depende el tipo de estudio.

TABLA N° 5 Valores mAs Relativo según edad para TC de Cerebro		
Edad	Tamaño de la imagen en mm	mAs relativo
0-6 meses	3x3	0.46
6.1-18 meses	3x3	0.57
18.1-3 años	3x3	0.61
3.1-10 años	3x3	0.73
Más de 10 años	3x3	1.00
0-6 meses	7x7	0.40
6.1-18 meses	7x7	0.50
18.1-3 años	7x7	0.54
3.1-10 años	7x7	0.65
Más de 10 años	7x7	1.00

TABLA N°5: Muestra los valores de mAs relativo según edad para CT de cerebro. Tabla extraída de, 2000. *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30 (4).

La calidad de imagen también presenta un grado de evaluación subjetiva, la cual debe ser realizada por un observador entrenado. Si bien medir el ruido en una imagen se puede hacer con relativa facilidad, no se pueden capturar todas las características pertinentes sobre si esa imagen cumple con los fines diagnósticos o no. Por lo tanto una determinación “óptima de calidad” es una tarea compleja, ya que ambos indicadores, tanto el cuantitativo como el ruido y el subjetivo como el de un observador entrenado son primordiales para esta evaluación, aunque lo más sencillo y práctico sería exigir un nivel de ruido específico para una tarea diagnóstica específica.

TABLA N°6 Ruido Medido en 130 mAs constantes						
Diámetro (cm)	10	14	20	25	30	40
Ruido (HU)	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0	33.6

TABLA N° 6: Proporciona un ruido medido para un mAs constante de 130 mAs, y se varió el diámetro del fantoma de agua. Tabla extraída de, 2000. *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30 (4).

TABLA N°7 Corriente Medida en Ruido Constante de 13.0 UH						
Diámetro (cm)	10	14	20	25	30	40
Corriente (mAs)	2.9	6.2	19	50	130	869

TABLA N°7: Demuestra el mAs necesario para obtener un ruido constante el cual es de 13.0 UH y se varió el diámetro del fantoma de agua. Tabla extraída de 2000. *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30 (4).

Como se demuestra en las tablas no es técnicamente factible mantener un nivel de ruido para todos los tamaños de paciente, incluso si esto se desea clínicamente, ya que los equipos no pueden alcanzar estos niveles de mAs extremadamente bajos y altos. La amplia gama de valores de mAs requeridos para mantener constante el ruido en la imagen es tan variada, debido a que la naturaleza de la absorción de los rayos x es exponencial.

Toda la información mostrada anteriormente es vital en la generación de conciencia tanto para los pacientes como para el equipo médico que realiza estos procedimientos, sin embargo, las mejoras en la tecnologías que crean las empresas manufactureras de los equipos que comercializan los TC son bastantes buenas, la optimización de la dosis va por el lado del tecnólogo médico y de cómo éste puede amoldarse y cambiar los protocolos según sea la necesidad.

4. HIPÓTESIS

Es posible obtener imágenes de tomografía computada cerebral, sin contraste, utilizando dosis bajas de corriente de tubo (mA), sin dificultar la visualización del parénquima cerebral al no provocar un aumento considerable del ruido (sobre el 5%) por dicha optimización de la corriente.

5. OBJETIVOS GENERALES

Optimizar la corriente de tubo (mA), utilizando valores mínimos de corriente necesaria para obtener un nivel aceptable de ruido en las imágenes de Tomografía Computada Cerebral Multicanal sin contraste, de tal forma de poder reducir la dosis en los pacientes, sin afectar la calidad de imagen.

6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1) Determinar el índice de ruido en sustancia gris y sustancia blanca, a nivel de los núcleos de la base mediante Tomografía Computada Cerebral Multicanal en pacientes adultos utilizando una corriente de tubo de 250 mA, en cortes reconstruidos de 5 mm de espesor que fueron adquiridos de 2,5 mm, espaciado de 2,5 mm y 120 kV.
- 2) Obtener el índice de ruido en un corte reconstruido de 5 mm de espesor ubicado al mismo nivel de los núcleos de la base con corrientes de tubo menores (200 mA, 180 mA y 150 mA) manteniendo los demás parámetros técnicos.
- 3) Determinar estadísticamente que tan aceptable es la medición utilizando el Coeficiente de Variación como análisis estadístico.
- 4) Reducir la dosis de radiación en la Tomografía Computada cerebral, utilizando corrientes bajas de tubo (mA) sin afectar la calidad de imagen.

7. METODOLOGÍA

Este trabajo investigativo de carácter prospectivo, se realizó en la Pontificia Universidad Católica de Chile, donde se obtuvieron datos a partir de la realización de 102 tomografías computadas de cerebro sin medio de contraste, en un Tomógrafo Multicanal de 16 canales de detección (BrightSpeed™ Series 16; General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI), Periodo comprendido entre el 14 de noviembre del 2012, hasta el 10 de enero del 2013.

7.1 Sistema de recolección de datos

Previo a la realización del examen, el personal a cargo del estudio hizo entrega de un consentimiento informado (ANEXO A) a los pacientes que concurrían a realizarse un estudio de Tomografía Computada Cerebral en el Centro de Especialidades Médicas (CEM) de la Pontificia Universidad Católica de Chile, a los cuales se les explicó en qué consistía su participación en el estudio. Subsecuente a la lectura y aprobación del consentimiento informado por parte del paciente, se llevó a cabo la realización del examen en forma rutinaria mediante un protocolo especial para cerebro (ANEXO B), el cual a pesar de realizarse en un tomógrafo computado multicanal, se adquirió de forma secuencial, es decir, no hubo una irradiación continua (modo helicoidal) y con corriente de tubo fija de 250 mA tanto en nivel supratentorial como infratentorial. Este protocolo fue aplicado para los 102 pacientes en estudio.

El número total de 102 pacientes, fue dividido en 3 grupos de 34 pacientes cada uno, para aplicar posteriormente las diferentes corrientes (150 mA, 180 mA y 200 mA) en una segunda medición. Al primer grupo de 34 pacientes se le realizó una segunda exploración de 4 cortes a nivel de los núcleos de la base con 150 mA, estos 4 cortes se obtuvieron de tal manera de mantener la configuración de los detectores utilizada en la primera adquisición de cerebro completo con 250 mA. De esta forma fue posible comparar de forma fidedigna el nivel de ruido obtenido con los dos valores de corriente (250mA y 180 mA). Al segundo grupo de 34 pacientes, también se les realizó una segunda exploración de 4 cortes, pero esta vez con 180 mA, y al tercer y último grupo de 34 pacientes, se le realizó la segunda exploración de 4 cortes con 200 mA.

En todas las adquisiciones tanto en la de cerebro completo con 250 mA, como en las exploraciones adicionales con optimización de corriente (150 mA, 180 mA y 200 mA) se mantuvieron constantes el resto de los parámetros (kV, colimación, rotación de tubo, SFOV, etc.).

Una vez obtenidos los datos de los 102 pacientes, se procedió a calcular el índice de ruido sobre las imágenes adquiridas, las cuales fueron previamente reconstruidas en cortes de 5 mm con un nivel de ventana (C) de 35 y un ancho de ventana (W) de 90. Todo esto se realizó en la estación de trabajo o *Workstation*, la cual cuenta con su mantención y controles de calidad al día, obteniendo las mediciones de la forma más exacta y precisa.

Tanto para los cortes de la adquisición Tomográfica Cerebral completa como para los cortes agregados en los 3 grupos de pacientes con optimización de corriente (150 mA, 180 mA y 200 mA), se calculó el índice de ruido utilizando dos ROI (Region Of Interest) de 9 mm² área aproximadamente como se muestra en la figura 7.1. Estos ROI fueron ubicados uno en sustancia Gris (Globo pálido) y otro en Sustancia Blanca (Cápsula interna) ambos al mismo nivel del núcleo basal. Para obtener una medición objetiva, se utilizó la ecuación del ruido como parámetro de calidad de imagen, con el objetivo de demostrar que con la optimización de la corriente de tubo se puede lograr obtener un nivel de ruido aceptable, sin perjudicar la calidad de imagen en los estudios de tomografía computada cerebral. Los valores obtenidos fueron comparados mediante métodos estadísticos de variabilidad y dispersión.

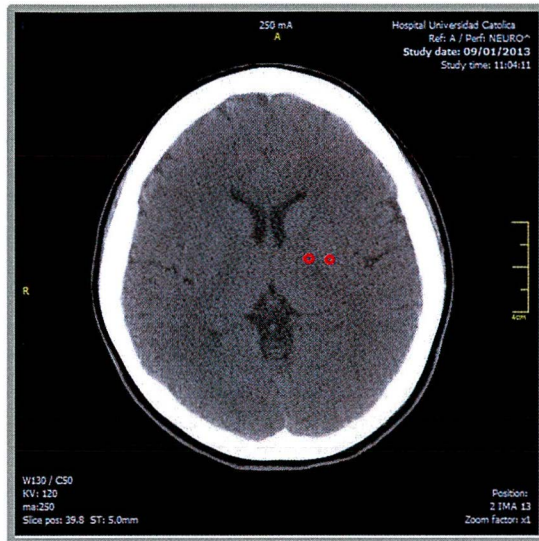


FIGURA 7.1: La imagen muestra la posición de los 2 ROI (representados de color rojo), uno a nivel Cápsula Interna para medir el ruido en la Sustancia Blanca y otro a nivel del Globo Pálido para medir el ruido en la Sustancia Gris.

7.2 Materiales y Métodos

7.2.1 Tipo de Estudio

La investigación es de tipo descriptivo, donde en la recolección de datos se usó el método prospectivo no probabilístico, el cual posee un carácter cuantitativo ya que mediante datos numéricos trata de demostrar si es posible obtener una imagen con límites de ruido aceptables optimizando la corriente de tubo (mA) en dicho examen.

7.2.2 Lugar de Estudio

La realización del estudio se llevó a cabo en las instalaciones del servicio de imagenología del Centro de Especialidades Médicas (CEM) de la Pontificia Universidad Católica de Chile, ubicado en Marcoleta #350, Santiago, Chile.

7.3 Definición de la Muestra

7.3.1 Muestra

Para el desarrollo del estudio se usó como grupo de muestra, a todos los pacientes que tengan indicación médica para realizarse un estudio de Cerebro por Tomografía Computada, que cumplieran con los criterios de inclusión y que aceptaban participar en el estudio.

El tamaño de la muestra es de 102 pacientes para obtener valores representativos, a los cuales se les realizó una exploración de cerebro completo con 250 mA (ANEXO C), sin embargo, los 102 pacientes fueron separados en 3 grupos (TABLA 8); al primer grupo de 34 pacientes se le agregó una segunda exploración de 4 cortes con 150 mA (TABLA 9), al segundo grupo con 34 pacientes se le agregó una segunda exploración de 4 cortes con 180 mA (TABLA 10), mientras que al último grupo de 34 pacientes se le agregó una segunda exploración de 4 cortes con 200 (TABLA 11). Estas segundas adquisiciones en todos los grupos fueron a nivel de los núcleos de la base, y se mantuvieron todos los demás parámetros (120 kV, FOV de 23 cm, espesor de corte de 2.5 mm).

TABLA N° 8: División de la Muestra			
	GRUPO N° 1	GRUPO N° 2	GRUPO N° 3
Adquisición cerebro completo	250 mA	250 Ma	250 Ma
Optimización de mA (solo 4 cortes)	200 mA	180 mA	150 Ma

TABLA 8: División de la muestra total en tres grupos para el estudio con sus respectivas corrientes.

7.3.2 Tipo de Muestreo

La investigación utiliza un tipo de muestreo no probabilístico no aleatorio simple, ya que la muestra no está constituida por pacientes seleccionados aleatoriamente, sino que de forma estandarizada, sin patologías diagnosticadas y que requieran la realización de un examen de tomografía computada cerebral mediante orden médica.

7.3.3 Tamaño de la Muestra

El tamaño de la muestra se estandarizó en un mínimo de 100 pacientes, sin embargo para obtener 3 grupos de pacientes del mismo tamaño, fue necesario obtener una muestra de 102 pacientes (3 grupos de 34) estos podrán ser mujeres y hombres que cumplan todos los criterios de inclusión.

7.4 Criterios de Inclusión y Exclusión

7.4.1 Criterios de Inclusión

El paciente será incluido en el estudio solo si cumple con las siguientes condiciones:

- Pacientes hombres y mujeres entre 30 y 90 años (el límite inferior de edad está dado por la radiosensibilidad de los órganos reproductores, ya que a más temprana edad estos son más sensibles a los daños que provocan los rayos X).
- Paciente que haya firmado el consentimiento informado y esté al tanto de la práctica que se realizará en este estudio.
- Paciente que se le aplique el protocolo de TC cerebral, previamente realizado por el personal del estudio.
- Paciente con indicación médica de TC cerebral.

7.4.2 Criterios de exclusión

Un paciente será catalogado como no apto para que participe en el estudio si tiene como mínimo una de las siguientes condiciones:

- Mujeres embarazadas o en puerperio.
- Pacientes con patología cerebral ya diagnosticada, o que si al momento de realizar el estudio se encuentre algún hallazgo de carácter patológico que dificulte la adquisición de datos
- Pacientes con compromiso neurológico incapacitados para responder la encuesta.
- Pacientes con compromiso neurológico o alguna incapacidad, la cual dificulte la óptima realización del examen.
- Paciente analfabetos.
- Paciente que sufra claustrofobia.

7.5 Variables

Las variables a considerar en el estudio son las siguientes:

- La corriente (mA) con la que se realice el estudio, la cual se define como la intensidad de corriente eléctrica. Esta variable es de tipo independiente y corresponde a un factor de 3 niveles, ya que toma 3 valores dentro del estudio, los cuales son 200 mA, 180 mA y 150 mA.
- El ruido (σ) que se genere en el estudio cerebral, el cual se define como la desviación estándar de los valores P_i de N pixeles de una región de interés (ROI) en una sección homogénea de la imagen con respecto a su valor medio

P. El valor de tolerancia del ruido no debería pasar el 5% para una imagen aceptable.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2 \quad (S)$$

Esta variable es de tipo cuantitativa continua y es dependiente de la variable mA ya que para reducir el ruido en un factor de 2 hay que aumentar el mA en un factor de 4.

7.6 Análisis estadístico.

Para el siguiente estudio se utilizaron las medidas de variabilidad y dispersión, las cuales nos indican si los valores obtenidos en cada grupo de estudio están próximos o muy dispersos entre sí.

Una de las medidas descriptivas de mayor utilidad en este estudio es el *coeficiente de Variación*, el cual permite comparar la dispersión entre poblaciones distintas o incluso en una misma población utilizando distintas variables, en palabras más simples, el coeficiente de variación es una medida de dispersión relativa de un conjunto de datos.

Al usar el coeficiente de variación se está expresando la variación como una fracción de la media, de tal forma de eliminar la dimensionalidad de las variables, es decir, corresponde a la razón entre la media aritmética y la desviación típica o estándar, la cual generalmente se expresa en términos porcentuales.

$$cv = \frac{s}{\bar{x}} \quad (AB)$$

Donde S corresponde a la desviación estándar, la cual es una medida de centralización o dispersión que utiliza el cuadrado de la varianza. La desviación estándar es una medida cuadrática que entrega la media de distancias que tienen los datos respecto a la media aritmética.

$$s^2 = \sum \frac{(x - \bar{x})^2}{N} \quad (AC)$$

La media aritmética se define como:

$$\bar{X} = \frac{\sum X_i}{N} \text{ (AD)}$$

Donde X_i son los datos i -ésimo, mientras N es el total de los datos.

8. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

De los 112 pacientes con indicación de Tomografía Computada Cerebral, encuestados para este estudio en el Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile, 7 de ellos no consintieron a participar. De los 105 pacientes que aceptaron participar, a 3 de ellos no se le pudo concluir el examen, debido a que no cumplían con los criterios de inclusión, ya que presentaban patologías que interferían con la posterior medición. Por lo tanto, la muestra analizada quedó conformada por 102 pacientes (FIGURA 7.2).



FIGURA 7.2: Diagrama de Flujo de los Pacientes.

Se incluyeron 102 pacientes en el período comprendido entre el 14 de noviembre DEL 2012 y el 10 de enero de 2013. Del total de pacientes, un 67% estuvo conformado por mujeres ($n=63$) y un 33% por hombres ($n=39$). La muestra se dividió en 3 grupos de 34 pacientes cada una, en las cuales se usaron corrientes distintas, estas corrientes fueron 150 mA, 180 mA y 200 mA.

Las imágenes se analizaron en la estación de trabajo posicionando un ROI en sustancia gris a nivel del Globo Pálido y otro en sustancia blanca en cápsula interna cada ROI tenía un área de 9mm^2 y este determinó el ruido de la imagen, utilizando en el equipo la fórmula que corresponde al Ruido, la cual fue descrita en el punto 3.6.2.

9. RESULTADOS

En base a la hipótesis planteada anteriormente: “con bajos valores de corriente (mA) se puede obtener una calidad de imagen aceptable (ruido menor a 5%) utilizando cortes de 5mm de espesor”. Se esperaba que esta hipótesis se cumpliera para todos los pacientes de los 3 grupos en estudio, una vez realizadas las mediciones se obtuvieron los siguientes resultados.

El primer grupo conformado por 34 pacientes fueron estudiados con una corriente de 150 mA (TABLA 9) y 250 mA (ANEXO C) siguiendo el protocolo descrito en el anexo B. De estos 34 pacientes 22 correspondían a mujeres (65%) y 12 a hombres (35%). En la tabla 8 se muestran los valores de ruido, separados en mediciones tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

El promedio de los resultados de ruido obtenidos en sustancia blanca corresponde a 4,185 con una desviación estándar de 0,556 y un coeficiente de variación de 13,285% el cual debido a su porcentaje corresponde a una medición aceptable, ya que se encuentra en el rango entre el 11% y 16%, sin mayor dispersión, según la clasificación de coeficientes de variación (7). Por otro lado en sustancia gris el promedio es de 4,235; sin embargo 3 valores sobrepasan el 5% de ruido, los cuales corresponden a los pacientes 19, 25 y 28. En sustancia gris se obtuvo una desviación estándar de 0,588 y un coeficiente de variación de 13,89%, indicando al igual que en sustancia blanca una medición aceptable.

El segundo grupo conformado por 34 pacientes fueron estudiados con una corriente de 180 mA (TABLA 10) y 250 mA (ANEXO C). De estos 34 pacientes 19 correspondían a mujeres (56%) y 15 a hombres (44%). En la tabla 9 se muestran los valores de ruido, separados en mediciones tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

TABLA N° 9: Ruido medido con corriente de 150 mA

N° Paciente	mA	Ruido	Sustancia blanca (SB)			Sustancia gris (SG)			
			Promedio SB	DS SB	CV SB	Promedio SG	DS SG	CV SG	
Paciente 1	150	4,84	4,185294118	0,556032348	13,28538288	4,51	4,235	0,588558846	13,89749341
Paciente 2	150	3,86				3,31			
Paciente 3	150	4,51				4,06			
Paciente 4	150	3,35				4,3			
Paciente 5	150	4,46				4,71			
Paciente 6	150	4,68				4,69			
Paciente 7	150	4,37				3,87			
Paciente 8	150	3,4				3,15			
Paciente 9	150	3,05				4,41			
Paciente 10	150	3,89				3,83			
Paciente 11	150	4,86				3,08			
Paciente 12	150	4,66				4,62			
Paciente 13	150	4,78				4,86			
Paciente 14	150	3,29				3,86			
Paciente 15	150	3,53				3,38			
Paciente 16	150	4,18				3,81			
Paciente 17	150	4,77				4,52			
Paciente 18	150	4,86				3,98			
Paciente 19	150	4,62				5,06			
Paciente 20	150	4,63				4,77			
Paciente 21	150	4,25				4,87			
Paciente 22	150	4,03				4,74			
Paciente 23	150	4,01				3,59			
Paciente 24	150	4,05				4,81			
Paciente 25	150	4,96				5,11			
Paciente 26	150	4,67				4,57			
Paciente 27	150	4,42				4,73			
Paciente 28	150	4,86				5,07			
Paciente 29	150	3,72				3,87			
Paciente 30	150	3,79				3,92			
Paciente 31	150	3,6				4,04			
Paciente 32	150	4,46				4,47			
Paciente 33	150	3,63				3,27			
Paciente 34	150	3,26				4,15			

TABLA 9: Tabulación de los valores de ruido obtenidos a partir del examen (TC) aplicado a 34 pacientes utilizando una corriente de 150 mA con cortes de 5mm de espesor. Estos valores fueron medidos tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

El promedio de los resultados de ruido obtenidos con una corriente de 180 mA, en sustancia blanca corresponde a 3,886 con una desviación estándar de 0,415 y un coeficiente de variación de 10,68%. Por otro lado en sustancia gris el promedio fue de 3,924 con una desviación estándar de 0,404 y un coeficiente de variación de 10,306%,

ambos, tanto sustancia gris como sustancia blanca muestran una medición aceptable. Ninguno de los valores de ruido presentes en esta muestra sobrepasó el valor límite de ruido (5%).

TABLA N° 10: Ruido medido con corriente de 180 mA										
N° Paciente	mA	Sustancia blanca (SB)				Sustancia gris (SG)				
		Ruido	Promedio SB	DS SB	CV SB	Ruido	Promedio SG	DS SG	CV SG	
Paciente 1	180	3,41	3,886176471	0,41508337	10,68102216	3,77	3,924117647	0,404430896	10,30628875	
Paciente 2	180	3,72				3,4				
Paciente 3	180	4,77				4,92				
Paciente 4	180	4,64				4,84				
Paciente 5	180	3,73				4,02				
Paciente 6	180	3,54				3,63				
Paciente 7	180	3,74				3,98				
Paciente 8	180	3,67				3,99				
Paciente 9	180	3,37				3,13				
Paciente 10	180	3,36				4,09				
Paciente 11	180	3,87				3,92				
Paciente 12	180	3,84				3,56				
Paciente 13	180	3,42				4,06				
Paciente 14	180	3,78				3,86				
Paciente 15	180	3,92				4,39				
Paciente 16	180	3,97				3,96				
Paciente 17	180	3,79				3,08				
Paciente 18	180	3,97				3,97				
Paciente 19	180	4,31				3,87				
Paciente 20	180	3,82				4,02				
Paciente 21	180	4,22				4,3				
Paciente 22	180	3,95				3,98				
Paciente 23	180	3,52				3,86				
Paciente 24	180	4,74				4,05				
Paciente 25	180	3,21				3,84				
Paciente 26	180	3,87				3,9				
Paciente 27	180	4,81				4,66				
Paciente 28	180	4,34				4,13				
Paciente 29	180	3,98				4,06				
Paciente 30	180	3,87				3,98				
Paciente 31	180	3,2				3,39				
Paciente 32	180	3,86				3,75				
Paciente 33	180	3,77				3,49				
Paciente 34	180	4,15				3,57				

TABLA 10: Tabulación de los valores de ruido obtenidos a partir del examen (TC) aplicado a 34 pacientes utilizando una corriente de 180 mA con cortes de 5mm de espesor. Estos valores fueron medidos tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

El tercer y último grupo conformado por 34 pacientes, fueron estudiados con una corriente de 200 mA (TABLA N° 11) y 250 mA (ANEXO C) siguiendo el protocolo descrito en el anexo B. De estos 34 pacientes 24 correspondían a mujeres (71%) y 10 a

hombres (29%). En la TABLA 11 se muestran los valores de ruido, separados en mediciones tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

TABLA N° 11: Ruido medido con corriente de 200 mA									
N° Paciente	mA	Sustancia blanca (SB)				Sustancia gris (SG)			
		Ruido	Promedio SB	DS SB	CV SB	Ruido	Promedio SG	DS SG	CV SG
Paciente 1	200	3,93	3,767058824	0,42714364	11,3389162	3,85	3,951470588	0,46897782	11,86843759
Paciente 2	200	3,55				3,55			
Paciente 3	200	4,17				4,33			
Paciente 4	200	3,61				4,49			
Paciente 5	200	3,29				3,94			
Paciente 6	200	3,85				2,54			
Paciente 7	200	4,23				4,17			
Paciente 8	200	3,79				4,04			
Paciente 9	200	4,17				4,45			
Paciente 10	200	4,27				4,37			
Paciente 11	200	3,54				3,59			
Paciente 12	200	3,26				3,76			
Paciente 13	200	4,64				3,82			
Paciente 14	200	4,23				4,09			
Paciente 15	200	3,39				3,98			
Paciente 16	200	3,22				3,52			
Paciente 17	200	4				4,31			
Paciente 18	200	3,63				3,37			
Paciente 19	200	3,65				4,11			
Paciente 20	200	4,09				4,07			
Paciente 21	200	4,29				4,86			
Paciente 22	200	4,28				4,04			
Paciente 23	200	3,15				3,83			
Paciente 24	200	3,11				4,72			
Paciente 25	200	3,13				4,77			
Paciente 26	200	3,78				3,52			
Paciente 27	200	4,56				4,03			
Paciente 28	200	4,09				3,07			
Paciente 29	200	3,76				3,55			
Paciente 30	200	3,6				3,8			
Paciente 31	200	3,62				4,02			
Paciente 32	200	3,51				3,91			
Paciente 33	200	3,25				3,85			
Paciente 34	200	3,44				4,03			

TABLA 11: Tabulación del valor de ruido obtenido a partir del examen aplicado a 34 pacientes utilizando una corriente de 200 mA con cortes de 5mm de espesor. Estos valores fueron medidos tanto en sustancia gris como en sustancia blanca.

El promedio de los resultados de ruido obtenidos con una corriente de 200 mA, en sustancia blanca corresponde a 3,784 con una desviación estándar de 0,416 y un coeficiente de variación de 10,99% el cual muestra una medición aceptable. Por otro lado en sustancia gris el promedio fue de 3,951 con una desviación estándar de 0,468 y un coeficiente de variación de 11,868% el cual cumple con el rango de aceptable. Ninguno de los valores de ruido presentes en esta muestra sobrepasó el valor límite de ruido (5%).

9.1 Análisis descriptivo

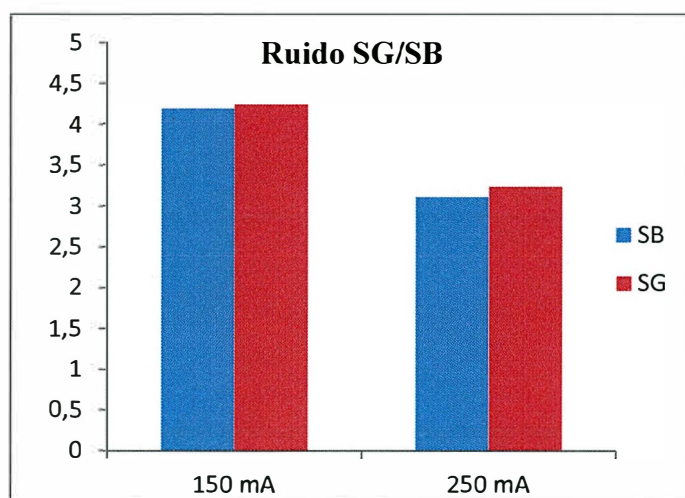


FIGURA 9.1: Gráfico de barras que representa la variación entre los promedios de ruido que fueron obtenidos en 34 pacientes con una corriente de 150 y 250 mA.

En la figura 9.1 es posible observar la diferencia existente entre los promedios de ruido obtenidos en los exámenes de tomografía computada cerebral multicanal en 34 pacientes, utilizando corrientes de 150 mA (TABLA 9) y comparados con corrientes de 250 mA (ANEXO C), donde se presenta un promedio de valores de ruido obtenidos en sustancia Blanca y Gris más alto al aplicar corrientes de 150 mA, en comparación con las de 250 mA. Se muestran también las diferencias de los promedios de ruido entre Sustancia Gris (Rojo) y Sustancia Blanca (Azul) de cada grupo, la cual no es significativa.

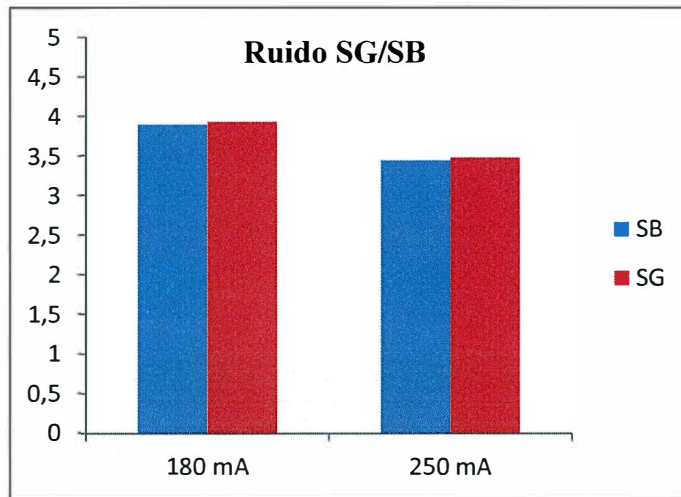


FIGURA 9.2: Gráfico de barras que representa la variación entre los promedios de ruido que fueron obtenidos en 34 pacientes con una corriente de 180 y 250 mA.

En el figura 9.2 se observan los promedios de valores de ruido obtenidos en Sustancia Gris y Blanca utilizando corrientes de 180 mA (TABLA 10), comprándolo con los valores de ruido que se obtienen al utilizar corrientes de 250 mA (ANEXO C), en donde se observa una menor diferencia entre los valores en promedio de ruido, la cual es menor que la existente en la figura 9.1. Aun así, la menor corriente (180 mA) sigue presentando mayores valores promedio de ruido que las corrientes mayores (250 mA).

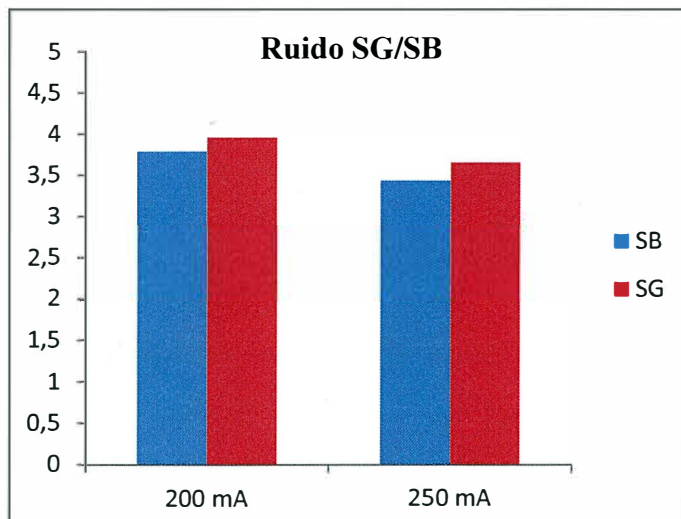


FIGURA 9.3: Gráfico de barras que representa la variación entre los promedios de ruido que fueron obtenidos en 34 pacientes con una corriente de 200 y 250 mA.

En la figura 9.3 se muestra la comparación entre los valores promedios de ruido obtenidos en Sustancia gris y Sustancia blanca, utilizando los datos resultantes al aplicar corrientes de 200 mA (TABLA 11) y comparándolos con los datos resultantes al utilizar corrientes de 250 mA (ANEXO C), se observa una mayor disminución en la diferencia de los promedios resultantes en cada uno de los grupos, pero aun manteniéndose mayores niveles de ruido al utilizar menores corrientes.

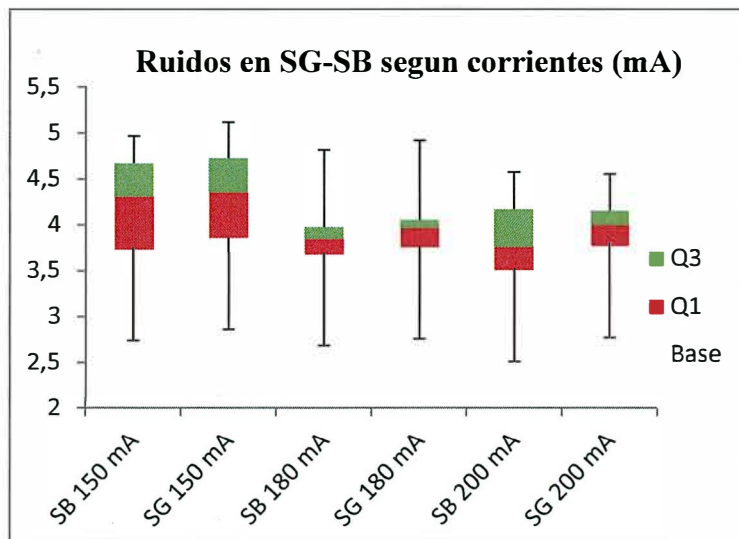


FIGURA 9.4: Gráfico de barras y bigotes (Box and whisker Plot), correspondiente al comportamiento de los valores de ruido en cuanto a dispersión de los cuartiles, mediana, valores mínimos y máximos, medido en los tres grupos con diferentes intensidades de corrientes

La figura 9.4 muestra el comportamiento de la dispersión de los valores de ruido obtenidos en Sustancia Blanca y Sustancia Gris, en los tres grupos en estudio separados por las diferentes corrientes utilizadas (150, 200 y 250 mA), en el cual se demuestra lo siguiente:

En cuanto a la simetría de la distribución de los datos obtenidos en el primer grupo en estudio con corriente de 150 mA; el primer cuartil (Q1), es decir, el 25% de los valores de ruido inferiores se encuentran levemente más dispersos que los cuartiles superiores (Q3), sin embargo, las diferencias entre la simetría de los valores obtenidos en sustancian gris y sustancia blanca de este grupo (150 mA), presentan un comportamiento

bastante homogéneo. Por otro lado, la Sustancia Gris presenta un valor máximo levemente elevado en comparación a la sustancia Blanca.

En el segundo grupo en estudio, en el cual se utilizó una corriente de 180 mA; la dispersión del primer cuartil (Q1) y tercer cuartil (Q3) es inferior al grupo anterior (250 mA) y al tercer grupo (200 mA), es decir, es el grupo con menor dispersión de los datos. Por otro lado, el comportamiento de simetrías es levemente distinto en ambas Sustancias (Blanca y Gris), ya que en la sustancia Gris se observó un aumento en la dispersión de los valores correspondientes al primer cuartil (Q1). Al igual que en el grupo de estudio anterior (150 mA) la sustancia gris presenta un valor máximo más elevado que la sustancia blanca.

En el tercer y último grupo en estudio correspondiente a los pacientes obtenidos con corrientes de 200 mA, la simetría de las dispersiones en ambas Sustancias (Blanca y Gris), vuelve a ser levemente diferente. Se observa también una mayor dispersión en el tercer cuartil de la Sustancia Blanca. Por otro lado, el valor máximo de la Sustancia Gris sigue siendo superior al de la sustancia blanca.

En los tres grupos en estudio no se observan valores atípicos, que se alejen de la mediana.

10. DISCUSION

No existe evidencia o algún estudio previo que muestre cual es el límite inferior de dosis a utilizar en una tomografía computada cerebral utilizando reconstrucciones de 5 mm de espesor, teniendo en cuenta que el valor del ruido no supere el 5%. Ahora si bien en el estudio se estableció una corriente estándar de 250 mA. En este trabajo se busca dar respuesta a la interrogante de si es posible disminuir la corriente de tubo, sin afectar la calidad imagen, teniendo como referencia que el valor del ruido no sea sobre un 5% en reconstrucciones de 5 mm de espesor, para ello se estudiaron 3 grupos con 34 pacientes cada uno, utilizando en el primer grupo una intensidad de corriente de 150 mA, 180 mA en el segundo y 200 mA en el último grupo en estudio.

En el primer grupo de pacientes (150 mA) se observa que los valores fluctúan entre 3,05- 4,96 % de ruido en Sustancia Blanca y desde 3,08- 5,11 % de ruido en Sustancia Gris (TABLA 9), estos valores de ruido son más altos que los obtenidos con la corriente estándar (250 mA), el promedio de las mediciones no sobrepasa el límite permitido en Sustancia Blanca, sin embargo los valores de ruido en 3 pacientes superaron levemente el 5% de ruido obteniendo valores de 5,06; 5,11 y 5,07 % en Sustancia Gris.

El alza de ruido en Sustancia Gris en el grupo de 150 mA puede ser explicado por:

1. La poca homogeneidad que presenta la conformación histológica de la Sustancia Gris, ya que está compuesta por somas neuronales, los cuales presentan diversos tipos de orgánulos, distribución y concentración de estos. Por esta razón, la medición depende de la distribución de estas estructuras en la zona donde fue ubicado el ROI en Globo Pálido.
2. La corriente utilizada en este grupo fue de 150 mA, la cual generó que los valores de ruido obtenidos bordearan las cifras máximas permitidas, quizás solo en estos 3 pacientes la corriente fue insuficiente para estar bajo el porcentaje de ruido permitido, esto se puede deber a que la corriente utilizada para este grupo en estudio (150 mA), quizás no fue tan eficiente con respecto a la capacidad de detección de los detectores, lo cual pudo generar un aumento del ruido.

3. Las mediciones realizadas para obtener los valores de ruido, al ser operador dependiente le agrega un margen de error a la medida.

En el segundo grupo estudiado con una intensidad de corriente de 180 mA, se observa que los valores fluctúan entre 3,2- 4,77 % de ruido en Sustancia Blanca y desde 3,08- 4,92 % de ruido en Sustancia Gris (TABLA 10), en este grupo de pacientes ningún valor de ruido tanto en Sustancia Blanca como en Sustancia Gris supero el 5 % de ruido permitido.

En el tercer grupo estudiado con una intensidad de corriente de 200 mA, se observa que los valores fluctúan entre 3,22- 4,65 % de ruido en Sustancia Blanca y desde 3,07- 4,77 % de ruido en Sustancia Gris (TABLA 11), si se comparan los valores de ruido con el grupo anterior (TABLA 10) se observa que la diferencia tanto en Sustancia Blanca como en Sustancia Gris no es considerable.

En general se puede decir que la Sustancia Gris presentó valores de ruido mayores en comparación a los medidos en Sustancia Blanca, en las intensidades de corriente medidas (150 mA, 180 mA y 200 mA) esto podría deberse a que como se explica en la sección 3.1.2.1, la composición de la sustancia Gris posee una densidad mayor que la Sustancia Blanca, esto se debe a que la Sustancia gris está compuesta mayoritariamente por somas, los cuales se caracterizan por su conformación líquida (citoplasma), esta podría generar que la atenuación sea mayor en este tipo de tejido, lo que se traduce en un menor registro cuántico de los detectores, y a su vez, en un aumento del ruido.

Según el análisis de los resultados, es posible disminuir la intensidad de corriente (mA) en una tomografía computada cerebral con reconstrucciones de 5 mm de espesor, sin comprometer considerablemente la calidad de imagen, sin embargo el primer grupo presentó valores muy cercanos al límite del ruido en toda la muestra exceptuando 3 pacientes los cuales superaron el 5% permitido, por lo que no se podría asegurar que con esta corriente (150 mA) se obtenga una óptima calidad de imagen. Ahora bien, tanto en el segundo como en el tercer grupo, se obtienen valores de ruido más cercanos a los valores de ruido obtenidos con la corriente estándar (250mA), sin embargo el segundo grupo de

estudio (180 mA) se considera el más adecuado, ya que fue posible obtener imágenes con un ruido menor al 5%, con menor dosis que el tercer grupo y presentó la menor dispersión.

Por otro lado, la utilización de la modalidad secuencial en un equipo multicanal en este estudio, tiene las siguientes funciones:

1. Evitar la interpolación de datos que se genera en las adquisiciones helicoidales, ya que en las adquisiciones secuenciales se obtienen datos más fidedignos.
2. La dosis de radiación es menor en la modalidad secuencial, debido a que la adquisición de los datos no es de forma continua, por ende la emisión de rayos X tampoco lo es.

Por otra parte el protocolo utilizado (ANEXO B) fue elegido con esas características para poder ser extrapolable en otros tomógrafos, ya que los parámetros utilizados son los más básicos disponibles en los equipos utilizados en los centros diagnósticos en Chile. En particular cabe mencionar:

1. El Tiempo de Rotación elegido fue elegido de 1 segundo, ya que no todos los equipos pueden utilizar tiempos más cortos que el elegido. Sin embargo el tomógrafo utilizado permite tiempos menores de rotación, y es aquí donde surge una problemática, ya que si se seleccionaran estos, se gana en resolución temporal al poder realizar el examen en menos tiempo, pero como consecuencia se pierde en resolución espacial, por lo que para compensar esta pérdida se tienen que utilizar corrientes más altas para poder obtener una calidad de imagen aceptable.

2. Si bien el espesor de corte utilizado en la adquisición fue de 2,5 mm con una configuración de matriz de 4 x 2,5 mm, las mediciones se realizaron en cortes reconstruidos en 5 mm, gracias a la herramienta de reconstrucción "*Sliding Thin Slab Average*", la cual permite a un modelo de dos planos (x, y) darle profundidad en el eje z , de esta manera se puede reducir considerablemente el Ruido en la imagen sin tener que aumentar la corriente de tubo para compensar esta calidad, es decir, utilizar esta herramienta permitirá indirectamente disminuir la dosis de radiación al paciente.

3. El protocolo utilizado como estándar para la adquisición de tomografía computada cerebral, consta de una corriente de 250 mA, ya que este es el valor aproximado que se utiliza para este espesor de corte en la mayoría de los centros médicos. No se analiza en profundidad este tipo de corriente (250 mA), ya que se utiliza como el valor estándar, realizando estudios con mA menores a este valor, es decir, analizando los resultados obtenidos al optimizar la corriente de tubo (150 mA, 180 mA y 200 mA).

4. La angulación del Gantry fue de 0° , elegido por convención para realizar la respectivas mediciones. Si bien se trató de que la línea orbito meatal (LOM) quedara lo más paralela al eje y , cabe mencionar que la posición no estricta de esta línea pudo haber generado variaciones en las mediciones de ruido realizadas.

11. CONCLUSIÓN

En vista de lo expuesto anteriormente durante el desarrollo de la presente Unidad de Investigación, se concluye que:

- La hipótesis planteada “Es posible obtener imágenes de tomografía computada cerebral, sin contraste, utilizando dosis bajas de corriente de tubo (mA), sin dificultar la visualización del parénquima cerebral al no provocar un aumento considerable del ruido (sobre el 5%) por dicha optimización de la corriente” se cumple en 99 de 102 pacientes.
- En relación a los valores de ruido obtenidos con una intensidad de corriente de 150 mA (grupo N°1) se concluye que no es un valor óptimo para realizar un examen, ya que al medir el ruido en una reconstrucción de 5 mm, 31 pacientes bordearon el límite tanto en Sustancia Gris como en Sustancia Blanca, y 3 pacientes superaron el 5% en Sustancia Gris.
- Se concluye que la corriente utilizada en el segundo grupo en estudio (180 mA) es la más idónea como límite inferior para ser utilizada en Tomografía Computada de cerebro, siempre que se utilicen reconstrucciones de 5mm de espesor, ya que ninguno de sus valores superó el límite de ruido permitido, también presenta un comportamiento de poca dispersión de los valores de ruido.
- Con respecto a los valores de ruido obtenidos con la intensidad de corriente de 200 mA, si bien se aproxima al estándar (250 mA), no es elegido como valor mínimo de corriente, debido a que la corriente de 180 mA cumplió con los objetivos de este estudio, ya que de igual manera se obtienen imágenes con valores de ruido menor al 5% pero con una dosis más baja en reconstrucciones de 5 mm

- Es deber de los Tecnólogos Médicos velar por la radio protección de los pacientes, ya que en el presente estudio quedó demostrado que se pueden disminuir los valores de corrientes, sin comprometer la calidad diagnóstica de las imágenes de Tomografía Computada cerebral.

12. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Snell R. **Neuroanatomía Clínica**. 5 ed. Montevideo, Uruguay: 2001. 34-38
- 2- Hsiech J. **X-ray Radiation and Dose Reduction Techniques**. En *Computed Tomography: Principles. Design, Artifacts and recent advances*. 2 ed. Bellinham, Estados Unidos: SPIE Press: 2009.433-468.
- 3- Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, Straten M, et al. **Technical approaches to the optimization of CT**. *Physica Medica*: 2008 Jun; 24 (2):71-79.
- 4- Galindo S. **Principios matemáticos de la reconstrucción de imágenes Tomográficas**. *Ciencia Ergo Sum*: Noviembre 2003 – Febrero 2004. Vol. 10, número 003. Universidad Autónoma del Estado de México. Toluca, México. Pp271-282.
- 5- Casal J, Mateu E. **Tipos de muestreo CReSA**. Centre de Recerca en Sanitat Animal / Dep. Sanitat i Anatomia Animals, Universitat Autònoma de Barcelona. 2003 Bellaterra, Barcelona. Pp 08193.
- 6- Devore J. **Probabilidad y estadística para Ingenierías y Ciencias**. 7 ed. Cengage Learning Editores, 2008. D.F. México.
- 7- International Commission on Radiological Protection ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37(2-4): 1-332.
- 8- (COMARE Twelfth Report. **The impact of personally initiated X-ray computed tomography scanning for the health assessment of asymptomatic individuals**. Health Protection Agency, 2007; online En www.comare.org.uk/documents/COMARE12thReport.pdf)
- 9- Hsiech J. **Key performance Parameters of the CT scanner**. En *Computed Tomography: Principles. Design, Artifacts and recent advances*. 2 ed. Bellinham, Estados Unidos: SPIE Press: 2009.143-178.

- 10-Zarb F, Raunford L, F. McEntee M. **Image quality assessment tools for optimization of CT images**. Radiography. 2009; 16: 147-153.
- 11-Rothenberg LN, Pentlow KS. **Radiation dose in CT**. Radiographics. 1992 Nov; 12 (6):1225-43.
- 12-Kalender WA. **Dose**. En Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2 ed. Erlangen, Alemania: Publicis; 2005. p. 154-193.
- 13-Shrimpton, PC. **Assessment of patient dose in CT. National Radiological Protection Board NRPB Report PE 1. 2004**. Disponible en línea como: Appendix C of the 2004 CT Quality Criteria; http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm
- 14-Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, Straten M, et al. **Technical approaches to the optimization of CT**. Physica Medica 2008 Jun; 24 (2):71-79.
- 15-International Commission On radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Reporte 60)**. Annals of the ICRP1991 1990; 21:1-3.
- 16-Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. **Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques**. Radiology. 2005 235(3):756-73.
- 17-Hsieh J. **X-ray Radiation and Dose Reduction Techniques**. En Computed Tomography: Principles. Design, Artifacts and recent advances. 2 ed. Bellinham, Estados Unidos: SPIE Press: 2009.433-468
- 18-Valentin J; International Commission on Radiation Protection. **Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT)**. ICRP Publication 102 Ann ICRP. 2007;37(1):1-79, iii. Extraído el 9 de Junio de 2011 en: [/www.icrp.org/docs/ICRP-MDCT-for_web_cons_32_219_06.pdf](http://www.icrp.org/docs/ICRP-MDCT-for_web_cons_32_219_06.pdf)

- 19- McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. **Strategies for reducing radiation dose in CT.** Radiol Clin North Am. 2009 47(1):27-40.
- 20- AAPM (American Association Of Physicists In Medicine): **Report N° 1 phantoms for performance and quality assurance of CT scanners.** Chicago 1977
- 21- Cohen G. Di Bianca FA: **The use of contrast- detail-dose evaluation of image quality in a computed tomography scanner.** J.Comput. Assist. Tomog. 1979;3 (2): 189-195.
- 22- European Comision's Study Group (Hrsg): **Quality Criteria for computed tomography.** EUR 16262. 1988.
- 23- European Communities (Hrsg): **Council Directive 97/43/ Euratom of the 30 june 1997 on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure.** Official Journal of the European Community No. L 180/22 1997.
- 24- Flohr T, Schaller S, Ohnesorg BM, Klingenbeck-Regn K, Kopp AF: **Evaluation of image artefacts in Multi-Slice CT.** Radiology 1999; 213 (P):317.
- 25- Fuchs T, Kalender WA: On the correlation of pixel noise, spatial resolution and dose in computed tomography: **Theoretical Prediction and Verification by simulation and measurement.** Physica Medica 2003; XIX (2): 153-164.

13. GLOSARIO DE TÉRMINOS

1. **ALE (Acelerador lineal de electrones):** Equipo construido para la aceleración de partículas cargadas, al atravesar una secuencia de campos eléctricos alternos.
2. **Cardio CT:** Modalidad de imágenes de Tomografía computada que se obtienen de estudios cardiacos en equipos que poseen una alta resolución temporal.
3. **Eficiencia de conversión:** Que tan eficiente es un detector en transformar los fotones de rayos X en fotones de luz visible para generar una señal.
4. **Eficiencia geométrica:** Eficiencia dada por el área y número de septos entre la matriz de detectores.
5. **Estudios angiográficos:** Es un tipo de examen de diagnóstico por imagen, en donde gracias a un medio de contraste intravenoso y un equipo de radiología, es posible visualizar los vasos circulatorios del cuerpo.
6. **Filum terminale:** Corresponde a una prolongación de la Piamadre desde la médula espinal, que se extiende desde el cono medular, hasta la base del cóccix.
7. **Hemodinamia:** Corresponde a un área de la cardiología que se encarga de los estudios anatómicos y funcionales del corazón.
8. **Histéresis:** Término que se relaciona con la distancia de activación y restablecimiento de un detector para sensar una partícula.
9. **Linealidad:** También denominada correlación lineal de los detectores, corresponde a la respuesta que tienen los detectores para medir las distintas densidades como tales (Por ejemplo: 0 UH para el agua).
10. **Modulación de corriente:** Corrientes rectangulares o progresivas a las cuales se les puede aumentar o disminuir la frecuencia de corriente, dependiendo de lo exigido.
11. **Piamadre:** Corresponde a la meninge más interna que protege el SNC.

12. **PITCH:** Concepto utilizado en Tomografía Helicoidal que se traduce en; desplazamiento de la camilla en una rotación del tubo de 360°/ colimación del haz.
13. **TC Secuencial:** Concepto utilizado para referirse a la primera modalidad de tomografías computadas, en la cual el tubo no rotaba continuamente, sino que entre cada giro, dejaba de emitir radiación para dar paso al avance de la camilla, y luego nuevamente el tubo rotaba.
14. **TC Helicoidal:** Modalidad de Tomografía Computada en la cual el tubo gira continuamente a la par con un continuo desplazamiento de la camilla y continua radiación. Al reconstruir las imágenes obtenidas por este tipo de modalidad, se deben interpolar los datos que se pierden por el movimiento (promediar datos).
15. **TC Multicanal o Multi-slice:** Modalidad de Tomografía Computada que presenta varias líneas de canales (por donde se recibe la información), en la cual se pueden hacer tanto adquisiciones secuenciales como helicoidales multicorte.
16. **Tiempo de respuesta:** Tiempo necesario para que el detector produzca una señal al sensar un fotón.

Anexo A: Consentimiento Informado



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PROTOCOLO DE

INVESTIGACIÓN CLÍNICA PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CHILE.



__/__/201_. Santiago.

Por medio del presente consentimiento acepto participar en el protocolo de investigación titulado:

“Optimización de la corriente de tubo (mA) en Tomografía Computada Cerebral Multicanal en pacientes adultos, en correlación al índice de ruido como factor de calidad de imagen”

El cual será Realizado por la Universidad Nacional Andrés Bello en conjunto con el Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

El objetivo es optimizar la corriente de tubo (mA) en relación con la calidad de imagen midiendo el ruido presente en esta, para así lograr una calidad de imagen óptima con la menor corriente posible (mA) en el estudio de Tomografía Computada Multicanal de cerebro sin contraste.

El personal responsable del estudio me ha explicado de forma clara de que consta el procedimiento y mi participación en este, así como también se ha comprometido a responder cualquier pregunta y aclarar cualquier duda que le plantee acerca de los procedimientos que se llevarán a cabo, los riesgos, beneficios o cualquier otro asunto relacionado con la investigación o con mi examen.

El Investigador Responsable me ha dado la seguridad de que se conservarán mis datos tales como nombre, RUT, edad, etc. en anonimato en el caso de que se hagan publicaciones o exposiciones sobre el estudio realizado de modo que los datos relacionados con mi privacidad serán manejados en forma confidencial.

Se me ha explicado que mi participación en este estudio no tendrá ningún costo adicional al examen a realizar y no obtendré remuneración alguna al aceptar mi inclusión en el estudio.

Declaro que se me ha informado que al participar en la investigación, no habrá un riesgo adicional a los ya ligados a una tomografía multicanal de cerebro sin contraste, los cuales están relacionados con la exposición a radiación ionizante (rayos X).

Entiendo que conservo el derecho a retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente, sin que ello afecte la atención médica que recibo en el Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile

He leído y comprendido esta carta de consentimiento y acepto la inclusión en el estudio.

Nombre del Paciente: _____

RUT: _____

Firma: _____

Anexo B: Protocolo Secuencial de Cerebro sin Contraste.

mágenes	Tipo de exploración	Posición inicial	Posición final	Número de imágenes	Espesor (mm)	Angulo de gantry	SFOV	kv	mA	Tiempo exploración total
1-48	Axial Full 1 segundo	S 0.000	I117.500	48	2,5 4i	0°	HEAD	120	250	12 segundos
Exploración con 150 mA										
1-4	Axial Full 1 segundo	S 0.000	S 7.500	4	2,5 4i	0°	HEAD	120	150	1 segundo
Exploración con 180 mA										
1-4	Axial Full 1 segundo	S 0.000	S 7.500	4	2,5 4i	0°	HEAD	120	180	1 segundo
Exploración con 200 mA										
1-4	Axial Full 1 segundo	S 0.000	S 7.500	4	2,5 4i	0°	HEAD	120	200	1 segundo

Anexo C: Ruido medido con corriente de 250 mA.

Nº Paciente	mA	Ruido	Sustancia blanca (SB)			Sustancia gris (SG)			
			Promedio SB	DS SB	CV SB	Promedio SG	DS SG	CV SG	
Paciente 1	250	3,41	3,333069307	0,54663652	16,4003946	3,23	3,451980198	0,501041	14,51459531
Paciente 2	250	2,20				2,67			
Paciente 3	250	2,19				2,54			
Paciente 4	250	2,59				2,81			
Paciente 5	250	2,85				2,98			
Paciente 6	250	2,6				2,71			
Paciente 7	250	2,07				2,95			
Paciente 8	250	2,18				2,47			
Paciente 9	250	3,63				3,27			
Paciente 10	250	3,85				3,92			
Paciente 11	250	2,47				3,2			
Paciente 12	250	2,29				2,66			
Paciente 13	250	2,32				2,69			
Paciente 14	250	2,36				2,83			
Paciente 15	250	2,74				3,11			
Paciente 16	250	3,26				3,9			
Paciente 17	250	2,81				2,88			
Paciente 18	250	3,95				3,75			
Paciente 19	250	3,13				3,5			
Paciente 20	250	4,18				3,93			
Paciente 21	250	3,87				3,76			
Paciente 22	250	3,96				3,38			
Paciente 23	250	3,8				3,3			
Paciente 24	250	2,34				3,17			
Paciente 25	250	3,02				2,77			
Paciente 26	250	3,04				3,2			
Paciente 27	250	3,65				3,68			
Paciente 28	250	3,99				4,05			
Paciente 29	250	3,72				3,66			
Paciente 30	250	3,02				2,49			
Paciente 31	250	3,7				3,78			
Paciente 32	250	3,01				2,99			
Paciente 33	250	3,33				3,91			
Paciente 34	250	3,73				3,77			
Paciente 35	250	2,86				2,98			
Paciente 36	250	2,94				3			
Paciente 37	250	2,68				2,69			
Paciente 38	250	3,16				2,95			
Paciente 39	250	3,99				3,53			
Paciente 40	250	3,37				3,67			
Paciente 41	250	3,43				3,7			
Paciente 42	250	3,64				3,89			
Paciente 43	250	3,31				3,28			
Paciente 44	250	3,86				3,54			
Paciente 45	250	3,06				3,43			
Paciente 46	250	3,75				3,77			
Paciente 47	250	3,66				3,82			
Paciente 48	250	3,43				3,55			
Paciente 49	250	3,21				3,36			
Paciente 50	250	3,39				3,29			
Paciente 51	250	3,26				3,64			
Paciente 52	250	3,17				3,82			
Paciente 53	250	4,07				3,97			
Paciente 54	250	3,89				3,9			
Paciente 55	250	4				3,9			
Paciente 56	250	3,67				3,99			
Paciente 57	250	3,78				3,75			
Paciente 58	250	3,99				3,92			
Paciente 59	250	3,08				2,66			
Paciente 60	250	3,4				3,84			
Paciente 61	250	3,14				3,14			
Paciente 62	250	3,97				3,63			
Paciente 63	250	3,87				3,21			
Paciente 64	250	3,65				3,2			
Paciente 65	250	2,27				2,28			
Paciente 66	250	3				3,12			
Paciente 67	250	3,71				3,9			
Paciente 68	250	3,26				3,8			

Paciente 69	250	3,84				3,99			
Paciente 70	250	3,31				3,17			
Paciente 71	250	4,14				3,39			
Paciente 72	250	2,66				3,91			
Paciente 73	250	2,23				3,42			
Paciente 74	250	3,26				3,66			
Paciente 75	250	3,99				3,54			
Paciente 76	250	2,77				2,92			
Paciente 77	250	3,47				3,49			
Paciente 78	250	3,7				3,46			
Paciente 79	250	3,13				3,67			
Paciente 80	250	3,35				3,73			
Paciente 81	250	3,54				3,47			
Paciente 82	250	4				4,56			
Paciente 83	250	2,81				2,9			
Paciente 84	250	4,05				4,35			
Paciente 85	250	3,27				4,72			
Paciente 86	250	3,3				3,77			
Paciente 87	250	3,9				3,84			
Paciente 88	250	4,04				4,13			
Paciente 89	250	3,83				3,99			
Paciente 90	250	3,57				3,48			
Paciente 91	250	3,62				2,66			
Paciente 92	250	4,07				4,19			
Paciente 93	250	3,88				3,89			
Paciente 94	250	3,49				3,47			
Paciente 95	250	4,36				4,64			
Paciente 96	250	3,17				3,84			
Paciente 97	250	2,95				3,44			
Paciente 98	250	3,03				3,76			
Paciente 99	250	2,79				3,07			
Paciente 100	250	3,1				3,2			
Paciente 101	250	2,99				2,99			
Paciente 102	250	3,05				3,41			