



Universidad Nacional
Federico Villarreal

Vicerrectorado de
INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA

**“CALIDAD DE VIDA EN IMÁGENES DE TORAX CON TOMOGRAFIA
COMPUTADA DE 5mm AL APLICAR ALGORITMO STANDART Y
FILTRO HCE COMPARADO CON LA TECNICA CONVENCIONAL
CON EQUIPOS SIEMENS 2018”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
TOMOGRAFIA COMPUTADA**

AUTOR

Villena Jauregui Fredy Wilson

ASESOR

Bobadilla Minaya David Elías

JURADOS

Cruz Gonzales Gloria Esperanza

Zuzunaga Infantes Flor de María

Checa Chávez Elena Ernestina

Lima – Perú

2019

DEDICATORIA

A María; mi esposa, sin su apoyo constante, no
hubiera podido concluir la presente Tesis

A María y Pedro, mis padres.

A mis hijos; mi mayor fuente de orgullo.

Y Luigui, por su apoyo incondicional.

ÍNDICE

CAPÍTULO I:	
INTRODUCCION.....	7
1.1 DESCRIPCION Y FORMULACION DEL PROBLEMA.....	9
1.2 ANTECEDENTES.....	10
1.3 OBJETIVOS.....	14
OBJETIVO GENERAL.....	14
OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	14
1.4 JUSTIFICACION.....	15
CAPÍTULO II: MARCO TEORICO.....	18
2.1 BASES TEORICAS SOBRE EL TEMA.....	18
CAPÍTULO III: METODO.....	61
3.1 TIPO DE INVESTIGACION.....	61
3.2 AMBITO TEMPORAL Y ESPACIAL.....	62
3.3 VARIABLES.....	62
3.4 POBLACION Y MUESTRA.....	62
3.5 INSTRUMENTOS.....	66
3.6 PROCEDIMIENTOS.....	66
3.7 ANALISIS DE DATOS.....	71
CAPITULO IV: RESULTADOS.....	72
CAPITULO V: DISCUSION DE RESULTADOS.....	85
CAPITULO VI: CONCLUSIONES.....	86

CAPITULO VII: RECOMENDACIONES.....	88
CAPITULO VIII: REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	90
CAPITULO IX: ANEXOS.....	92
ANEXO 1: APROBACIÓN Y AUTORIZACIÓN DE LA INSTITUCIÓN DONDE SE REALIZÓ LA INVESTIGACIÓN.....	93
ANEXO 2: MATRIZ DE CONSISTENCIA.....	94

RESUMEN

Objetivo: Encontrar los efectos al aplicar la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE en las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018.

Método: El tipo de estudio es un estudio experimental prospectivo, transversal, la población de estudio estuvo constituida por 238 y la muestra cumpliendo los criterios de inclusión llego a 148 pacientes, la recolección de datos se realizó mediante ficha de recolección de datos, apoyados por la base de datos de la institución, utilizando el programa SPSS para el procesamiento de los datos.

Resultado: Se realizaron 148 exámenes de tomografía computada en Resomasa, se comparo el metodo usado (método A) y el método propuesto (método B) analizando el pulmón 76% Vs 0%, mediastino 10% Vs 4%, partes blandas 34.7% Vs 9.3% y partes óseas 33.3% Vs 0%; llegando a demostrar estadísticamente que los expertos eligieron el Método B (propuesto) con mejor resultado que el método A

Conclusión: El uso del filtro Standart unido a un filtro de imagen de alta resolución llamado HCE mejora significativamente las imagenes del tórax en los estudios de tomografía computada.

PALABRAS CLAVE: TAC de tórax normal, filtros standart y sharp en pulmon, filtros de imagen HCE Siemens.

SUMMARY

Objective: To find the effects when applying the combination of standard algorithm and HCE filter in the 5mm computed tomography images of the lung compared with conventional technique with Siemens 2018 equipment.

Method: The type of study is a prospective, cross-sectional experimental study, the study population consisted of 238 and the sample fulfilling the inclusion criteria reached 148 patients, data collection was done through data collection card, supported by the database of the institution, using the SPSS program for data processing.

Result: 148 computed tomography exams were performed in Resomasa, the method used (method A) and the proposed method (method B) were compared analyzing the lung 76% Vs 0%, mediastinum 10% Vs 4%, soft tissues 34.7% Vs 9.3% and bone parts 33.3% Vs 0%; getting to demonstrate statistically that the experts chose Method B (proposed) with better result than method A

Conclusion: The use of the Standart filter together with a high resolution image filter called HCE significantly improves the images of the thorax in tomography studies computed

KEYWORDS: Normal chest CT, standart and sharp lung filters, Siemens HCE image filters.

Capítulo I: Introducción

La tuberculosis es causa mundial en mortalidad que ocupa el segundo puesto, ocasionada por un agente patógeno. Se ha confirmado que el 95 de cada 100 muertes por tuberculosis ocurren en países de ingresos medios y bajos.

Esta es una enfermedad silenciosa, ya que los síntomas (tos, fiebre, sudores nocturnos, pérdida de peso) se mantienen leves durante varios meses. Según estudio publicado en la revista “The Lancet”, son más de 650 mil casos de niños que padecen de tuberculosis cada año en los 22 países con más riesgo de contagio. Estos datos superan en 25% a los estimados por la Organización Mundial de la Salud (OMS) (Comercio, 2014).

Las estimaciones de la OMS (la organización mundial de la salud), anualmente tenemos que la incidencia de esta enfermedad a nivel mundial baja ligeramente, casi 1,5% desde el 2000; pero, el número total de casos de esta enfermedad aún se ve incrementado. Se estima que en el 2015, tuvimos: 10,4 millones con infección del *Mycobacterium tuberculosis*, 580 mil de los cuales fueron multidrogosresistente (MDR), 1.2 millones casos nuevos de Tuberculosis con VIH y 1,8 millones de muertes, por lo que el bacilo *Mycobacterium tuberculosis* es el agente infeccioso que está ocasionando más muertes, sobre el SIDA y la enfermedad de la malaria. (Alarcon, Alarcon, Figueroa, & Mendoza-Ticona, 2017)

Según Valentina Alarcón y et al en su artículo: Tuberculosis en el Perú; dice “que las personas afectadas por Tuberculosis en el Perú son diagnosticadas y tratadas de manera gratuita por las instituciones del sistema de salud del país: el 73% se atienden en el MINSA, el 19% en la Seguridad Social (ESSALUD), el 7% en el Instituto Nacional Penitenciario (INPE) y el 1% en las Sanidades de la Policía Nacional y las Fuerzas Armadas”. Asimismo afirma: “La atención privada de la TB es limitada, dada la prohibición de la venta libre de

medicamentos anti-TB en el Perú. Los pacientes diagnosticados en el sector privado son atendidos en coordinación con EsSalud y el MINSA, tanto las formas sensibles como las resistentes de Tuberculosis”. (Alarcon, Alarcon, Figueroa, & Mendoza-Ticona, 2017)

Seún Mendoza y Ticona “en el año 2015 se notificaron 30 988 casos de Tuberculosis, la OMS estima que en el Perú se produce un mayor número de casos de Tuberculosis de los que son notificados. Para el año 2015, la OMS estimó que se produjeron 37 mil casos de Tuberculosis, con una tasa de incidencia de 119 casos por 100 mil habitantes y 2500 defunciones por Tuberculosis”. (Alarcón, Alarcon, Figueroa, & Mendoza-Ticona, 2017)

En el caso del caso del cáncer de pulmón Ramos y Muñoz nos dice “El análisis del cáncer en el Perú 2013; nos dice: Se estima que para el año 2011, se produjeron a nivel nacional un total de 30 792 defunciones por cáncer con una tasa ajustada de mortalidad de 107 defunciones por 100 000 habitantes, los departamentos con mayor tasa ajustada de mortalidad por cáncer fueron Huánuco, Amazonas, Huancavelica, Pasco y Junín”. Acerca de la mortalidad también nos dice: “La mortalidad por cáncer en el Perú para el año 2011 muestra evidentes variaciones geográficas. Se observa elevada mortalidad por cáncer de estómago en departamentos de la sierra como Huánuco, Pasco y Cusco. Los departamentos de la selva o con parte de selva presentan las más altas tasas mortalidad por cáncer de hígado (Amazonas, Apurímac y Madre de Dios) y por cáncer de cérvix (Loreto, Huánuco y Ucayali); mientras que, los departamentos de la costa presentan las más altas tasas de mortalidad por cáncer de pulmón (Callao, Tumbes y Lima), cáncer de mama (Tumbes, Lima y Moquegua) y cáncer de próstata (Callao, Tumbes, Tacna y Lambayeque)”. (Ramos Muñoz, 2013, pág. 38)

1.1 Descripción y formulación del problema

1.1.1 Descripción.

La tomografía computada del tórax actualmente ha experimentado una profunda transformación de la mano de la tecnología de la informática. Desde 1971 en la que Hounsfield demostró la enorme utilidad de la TAC en la cabeza ya la población médica quería aplicarla a otras regiones del cuerpo llegando recién en 1974 usando a cuerpo total siendo favorables para los estudios de abdomen pero aún desfavorables para los del tórax.

En el año 1977 con la tecnología de ese tiempo se logró disponer equipos capaces de realizar estudios de tórax actualmente de innegable ventajas en todas las patologías torácicas.

Esto me llevo a investigar en cómo aprovechar aún más la tecnología disponible haciendo combinaciones entre los diferentes softwares en los equipos de tomografía siemens llegando a resultados que ahora concluyo en la presente investigación.

1.1.2 Formulación del problema

Por toda la patología pulmonar y revisada se concluye que es muy importante obtener imágenes del tórax de alta calidad.

1.1.2.1 Problema General

¿Existe alguna mejora al usar una combinación con algoritmo estándar y filtro HCE en las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018?

1.1.2.3 Problemas Específicos

- 1) ¿El uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018?
- 2) ¿El uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018?
- 3) ¿El uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018?
- 4) ¿El uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018?

1.2 Antecedentes

Volt, J. et al, en el año 1997 presento un paper titulado “High-Resolution CT of the Lung: Determination of the Usefulness of CT Scans Obtained with the Patient Prone Based on Plain Radiographic Findings” (determinar la utilidad de las tomografías de tórax con filtros de alta resolución comparados con los hallazgos radiográficos” llega a la siguiente conclusión: En los pacientes con enfermedad pulmonar difusa obteniendo tomografías computadas de alta resolución fueron útiles cuando la radiografía de tórax mostraba hallazgos normales, o mínimas anormalidades indicativas de enfermedad pulmonar difusa. (Volpe, Storto, Lee, & Webb, 1997)

Toluee A. et al, en el año 2008 en su paper “ Texture Analysis in lung HRCT imágenes” (Análisis de la Textura pulmonar en tomografías computadas de alta resolución) En equipos de Siemens y General eléctrica utilizando matriz de 512x512 grosor de corte de 1mm e incremento de 10mm usando dos filtros de dominio de las frecuencias espaciales DWY Y RWF, que la combinación de ambos filtros lleva a altos ratios en la precisión de patrones de reconocimiento en los pacientes que tienen enfermedad pulmonar difusa, excepto en el signo panal de abeja. (Tolouee, Azar & Moghaddam, Hamid & Garnavi, Rahil & Forouzanfar, & Mohamad & Gity, Masoumeh, 2008)

Kaira M., et al en su paper de 2003 titulado: “Can Noise Reduction Filters Improve Low-Radiation-Dose Chest CT Images? Pilot Study” (Los filtros pueden reducir la dosis de radiación en la tomografías computadas del Tórax? Llegan a las siguientes conclusiones: Después de posprocesar con seis filtros de reducción de ruido la adquisición reducida al 50% en dosis; se compararon con imágenes de dosis estandar para el ruido nitidez y contraste en pulmones, mediastino y pared torácica. Las imágenes CT con filtros de reducción de dosis resultaron en una mejora cualitativa en los campos pulmonares, el mediastino y la pared torácica con los seis filtros. Mostraron mejor resolución contraste ruido y relación señal ruido; sin embargo tuvo algún compromiso en la nitidez y el contraste. (Kaira, y otros, 2003)

Carrillo de Gea, en su Tesis de maestría con título “Detección de la normalidad y anormalidad de las radiografías de tórax digitales usando el Algoritmo LB” llega a las siguientes conclusiones:

“Como conclusiones generales derivadas de la realización de este proyecto, podemos observar en primer lugar que la utilización del operador LBP de análisis de textura se ha

revelado como un medio efectivo para el estudio de las radiografías, y más concretamente de las radiografías de tórax, que son el objeto de este proyecto. La obtención de los histogramas de las imágenes a las que se ha aplicado la técnica de *Local Binary Patterns*, permite diferenciar con una gran precisión entre lo que es una radiografía y lo que no mediante la comparación de los histogramas calculados. En particular, cuando este proceso se lleva a cabo para distintas regiones de una imagen radiológica, correspondientes a las estructuras anatómicas bajo estudio que resultan visibles mediante dicha técnica de imagen, se puede obtener información determinante para clasificar dicha región. De hecho, el seguir este camino ha demostrado ser bastante provechoso para el análisis de imágenes médicas en general”. (Carrillo de Gea, 2010)

Neubauer, J. et al en un estudio prospectivo en 2016 titulado “Image quality of mixed convolution kernel in thoracic computed tomografía” (Calidad de imagen de una mezcla de filtros de convolucion en las tomografías computadas del tórax) publicado en la revista MEDICE, llegó a las siguientes conclusiones: Encontramos que el kernel de convolucion mixta tiene propiedades muy similares al kernel de convolución suave. Únicamente el parénquima pulmonar y unas pocas estructuras adyacentes se representaron con mayor calidad con el núcleo de convolución mixta en comparación con el núcleo de convolución suave. Sin embargo, el kernel de convolución mixta no pudo alcanzar la calidad para la representación pulmonar mostrada por el kernel de convolución dura. El kernel de convolución mixta, por lo tanto, no puede sustituir la reconstrucción del kernel de convolución dura y las reconstrucciones de kernel de convolución dura y blanda estándar aún son necesarias. (Neubauer, y otros, 2016)

Salito, C, et al en el 2011 publicó un paper titulado “Influence of CT reconstruction setting on extremely low attenuation values for specific gas volume calculation in severe emphysema” (Influencia de un set CT de reconstrucción con valores de atenuación extremadamente bajos para calcular volumen de gas específico en enfisema severo) llegó a la conclusión: El efecto desproporcionado de píxeles de baja atenuación causa sobrestimación en el gas retenido por el enfisema. Sin embargo esto puede ser significativamente reducido, usando cortes gruesos con filtros blandos para la reconstrucción de la imagen. (Salito, Woods, & Aliverti, 2011)

Ramirez, J. et al publicaron un paper en la Revista de Ingeniería Biomédica en el año 2010, titulado “Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico” sus conclusiones fueron: “Se encontró que el FBA permite mantener una mejor relación entre el ruido, la resolución espacial y la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se le compara con el método tradicional de retroproyección filtrada que utilizan los escáneres de tomografía clínicos. Los resultados del fantoma, sugieren que es posible reducir las dosis de radiación hasta en un 50% sin afectar la resolución espacial o la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se le compara con la dosis de referencia. Los estudios clínicos, revelaron que el FBA puede disminuir el ruido de las imágenes y aún garantizar una calidad adecuada para el diagnóstico. Estudios clínicos prospectivos, son necesarios para demostrar que la disminución del ruido puede permitir una reducción significativa de las dosis de radiación”. (Ramirez Giraldo, Fletcher, & McCollough, 2011)

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general:

Encontrar los efectos al aplicar la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE en las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

1.3.2 Objetivos específicos:

1. Describir que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018
2. Determinar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018
3. Encontrar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018
4. Determinar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

1.4 Justificación

Desde las primeras aplicaciones de la tomografía computada al cerebro dio a la comunidad médica una herramienta muy útil este órgano. Desde entonces, los constantes avances

tecnológicos han permitido la aplicación a todo el cuerpo actualmente se pueden hacer adquisiciones mientras el paciente realiza un apnea debido a la mejora en los tiempos de adquisición y a la mejor calidad de la imagen. La Tomografía computada ha sido aceptada como una técnica de diagnóstico exacta y práctica, se ha ganado el prestigio de su uso a otras partes del cuerpo; como es al tórax.

En muchos casos la información obtenida con Tomografía computada es única, esto es que la información obtenida ha cambiado muchos diagnósticos realizados con radiología convencional en determinadas enfermedades y más aún ha eliminado algunos procedimientos como por ejemplo las antiguas broncografías, y las angiografías de las arterias pulmonares en busca de una patología vascular llamada tromboembolia pulmonar.

En el caso de las enfermedades pulmonares difusas, la tomografía computada es capaz de mostrar la anatomía pulmonar y caracterizar los hallazgos anormales y su correlación anatomopatológica es excelente.

Por todo lo anterior la Tomografía computada y especialmente al tórax actualmente es una herramienta indispensable para realizar el diagnóstico de patologías de esta parte del cuerpo. Y el presente trabajo pretende proporcionar una alternativa que mejore la calidad de las imágenes en las tomografías del tórax.

1.5 Hipótesis

1.5.1 General

Ho: Los efectos de la aplicación de la combinación del algoritmo estándar y filtro HCE no mejora significativamente las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: Los efectos de la aplicación de la combinación del algoritmo estándar y filtro HCE mejora significativamente las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

1.5.2 Específicas

1. Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018

2. Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

3. Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

4. Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Capítulo II: Marco Teórico

2.1 Bases teóricas sobre el tema de investigación

Historia de la tomografía computarizada

La formulación matemática para la reconstrucción de un objeto con múltiples proyecciones vino del matemático Austriaco J. Radón. En 1917, Radón demostró matemáticamente que un objeto puede ser replicado desde un conjunto infinito de sus proyecciones.

Es notable que la reconstrucción de imágenes desde proyecciones se intentara tan temprano como en la década de 1940. Cabe aclarar que estos intentos fueron realizados sin la ayuda de recursos como la tecnología informática moderna. En una patente concedida en 1940, a Gabriel Frank, se describe la idea básica del concepto actual de tomografía.

“La patente incluye los dibujos de los equipos para formar sinogramas (representaciones de los datos de medición en una forma gráfica) y técnicas ópticas de retroproyección para reconstruir imágenes” (Galindo Urribarri, 2003)

Veinte años más tarde, William Henry Oldendorf, neurólogo norteamericano de Los Ángeles USA, realizó varios experimentos basados que llevaron más adelante en TC (Tomografía Computarizada). El objetivo de su trabajo fue determinar si las estructuras internas dentro de las estructuras densas podrían ser identificadas por medio de medio de transmisión. Su aparato experimental se esquematiza en la figura 1.

El fantoma estuvo compuesto de 2 anillos concéntricos de clavos de hierro incrustados en un bloque plástico que representaba la bóveda craneal.

Otro clavo de hierro y un clavo de aluminio se colocaron 1.5 cm de distancia, cerca del centro del anillo. El fantasma se colocó en una especie de tren.

El tren fue retirado a lo largo de la pista por medio de un motor de reloj a baja velocidad (88 mm por hora). El equipo tenía un movimiento rotacional algo rápido y proporcionado por la colocación del aparato en una base rotatoria a 16 rpm. Un yodo radiactivo colimado (^{131}I) es la fuente que proporciona un lápiz de rayos gamma. (López Rincon, 2016)

En la reconstrucción tomográfica se representan una serie de proyecciones medidas en 360° (aunque teóricamente sólo es necesario un número de proyecciones que cubra un ángulo π) en el llamado sinograma. (Impactscan.org, 2013)

Para irradiar el fantoma y el haz de rayos gamma siempre pasa a través del centro de rotación. La detección de la señal fue adquirida por un cristal denominado de centelleo “yoduro de sodio” unido a un fotomultiplicador. Para entender las medidas, consideraban modular la intensidad del haz medida. La radiación gamma pasó dos veces por rotación en cada clavo del fantoma.

Con rotación de 16 rpm, la variación rápida de la intensidad del haz de transmisión causada por los clavos periféricos generaba una señal de alta frecuencia. El movimiento translacional de los clavos cercanos al centro de rotación causó una variación relativamente baja en el haz transmitido, resultando señales de baja frecuencia. La señal de baja frecuencia puede ser separada desde la señal de alta frecuencia por un filtrado, Oldendorf usó un filtro electrónico. Para este experimento solo se reconstruyó una línea que pasaba por el centro de rotación.

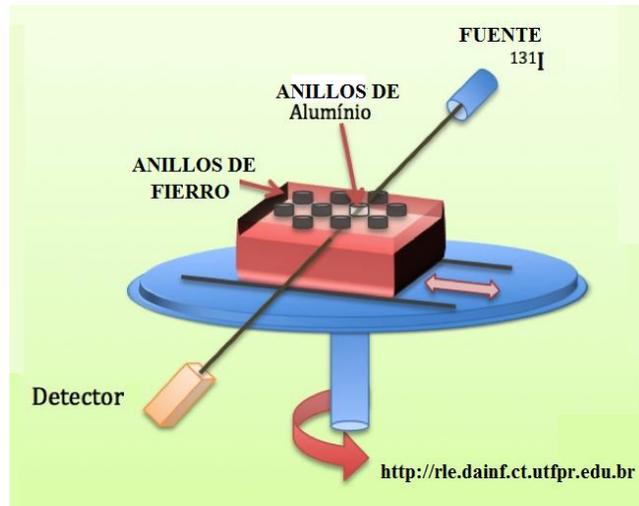


FIGURA. 1

Diagrama simplificado del experimento de Oldendorf (tomado de <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br>)

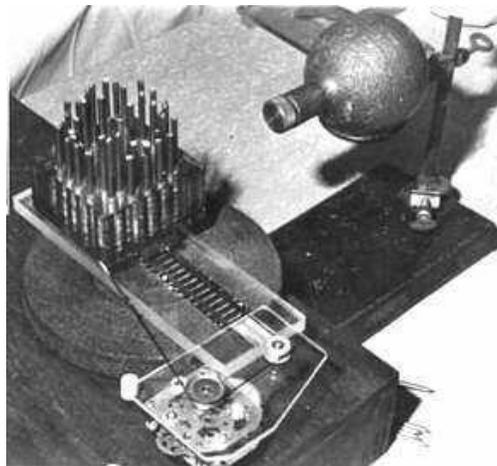


Fig. 2 Prototipo de CT de William Oldendorf (Tomado de http://www.cerebromente.org.br/n20/history/neuroimage3_p.htm)

La reconstruir las líneas adicionales requiere cambiar el fantoma respecto al centro de rotación.

Aproximadamente cada tomografía requeriría 1 hora para terminar el estudio y era muy escaso los recursos para el almacenar los datos, difícil de hacer una reconstrucción de la estructura en 2D.

En 1963, David E. Kuhl y Roy Q. Edwards produjeron la tomografía transversal con isótopos radiactivos, el objetivo era promover el desarrollo la tomografía computarizada de emisión que muy utilizada en la actualidad. Una secuencia de tomografías fue adquirida mediante pasos iguales a ángulos regulares con 2 detectores de radiación colocados opuestos. En cada uno de los ángulos, la película era expuesta con una luz lineal estrecha cruzando la cara del cátodo del tubo de rayos con una ubicación y orientación que correspondía a la posición directa de los detectores. Esto es esencialmente muy análoga de la reconstrucción denominada retroproyección. Se repetirá a intervalos de 15 grados con incrementos angulares (la película se rotaba respecto a todas las vistas retroproyectadas). En experimentos posteriores, las películas fueron reemplazadas por medio de un proceso de retroproyección basado en la tecnología computacional. Lo que faltó en estos intentos fue la técnica de reconstrucción exacta. (Impactscan.org, 2013)

El concepto matemático de Radón, fue aplicado por primera vez por R. N. Bracewell en 1956 para reconstruir un mapa de emisiones de microondas solares de una serie de mediciones de radiación a través la superficie solar. Entre 1956 y 1958 se formularon una serie de documentos Rusos que aseguraban el problema de la reconstrucción tomográfica como la transformada inversa de Radón. Artículos discuten asuntos asociados de la implementación y metodologías propuestas de reconstrucciones de las imágenes.

Aunque estos algoritmos fueron un poco ineficientes en esa época, pero ofrecieron una función satisfactoria. (Impactscan.org, 2013)

Allan M. Cormack, como el único físico en Cape Town en 1955 supervisaba el uso de isotopos radiactivos en el hospital Groote Schuur trabajando a tiempo parcial. Él se llegó a interesar por el planeamiento y curvas de isodosis en radioterapia. Las cartas de isodosis se usaban asumiendo que el cuerpo era homogéneo Cormack alrededor de 1963 Cormack escribió sus experimentos que en fantomas que no tenían simetría circular el trabajo fue hecho en el verano de 1963. Cormack consideraba cuantas medidas se necesitan hacer con un haz de grosor finito. El resultado fue presentado en forma gráfica y publicada en 1964. (Thomas & Banerjee, 2013)

En 1963, Allan M. Cormack, fue el primero en presentar resultados de investigaciones relacionadas con el primer tomógrafo (TC) construido en la actualidad. Su trabajo puede remontarse a 1955 cuando “pidió invertir un día y medio a la semana en el Groote Schuur Hospital intentando usar isótopos después de la renuncia de los físicos del hospital” (Cormack único físico nuclear en Capetown). Mientras contemplaba los planes de los tratamientos de radioterapia, Cormack reconoció la importancia de la distribución del coeficiente de atenuación de los rayos x en el interior del cuerpo. Cormack intentó reconstruir “mu” (coeficientes de atenuación de tejidos) para mejorar la precisión de la radioterapia. Cuando estuvo en la Universidad de Harvard en 1956, obtuvo una teoría matemática para reconstruir las imágenes. Cuando regresó a Sudáfrica en 1957, el comprobó su teoría en el laboratorio de simulación usando un disco de 5 cm de espesor y 20 cm de diámetro. El disco estaba compuesto de un cilindro central de aluminio puro (1.13 cm de diámetro) siendo rodeado por un anillo de aluminio a su vez rodeado por un anillo de madera roble. Como

fente de radiación se usó isótopo de Co^{60} y para detectar la radiación un contador Geiger. El disco fue atravesado por los rayos gamma dentro de 5 mm para formar una exploración lineal. Dada la simetría circular, el disco fue explorado solo en una posición angular. (Las tomas lineales obtenidas desde otros ángulos pudieron ser idénticas). Los “mu” (coeficientes de atenuación) fueron calculados desde la atenuación que producían el aluminio y la madera usando su técnica de reconstrucción. (Impactscan.org, 2013)

En 1963, Cormack repitió su experimento en la Tufts University (donde paso a ser miembro en 1957 del departamento de física) con un fantoma asimétrico circular de aluminio y plástico. El fantasma consistía en un anillo exterior de aluminio para representar el cráneo, Lucita (plástico) para representar las partes blandas, y dos discos de aluminio unido a Lucita que representaba algún tumor.

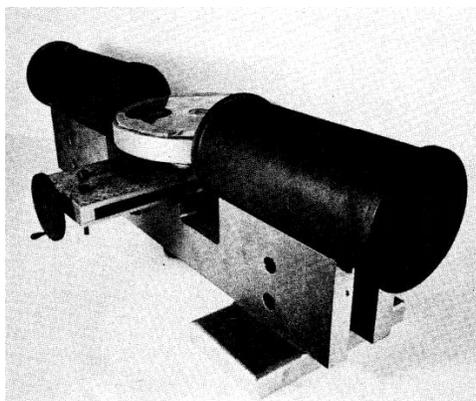


Figura 3. Fantoma de Cormack (tomado del artículo escrito por Allan Cormack)
(Cormack, 1979, pág. 554)

Como en experimentos anteriores, se usó como fuente un colimador para colimar el haz de rayos gamma. Se obtuvieron 25 tomas lineales a 7.5 grados de ángulo sobre un total de 180 grados. Los resultados de los dos experimentos fueron publicados en 1963 y 1964, respectivamente. Desafortunadamente, fue muy poco el servicio que se le pagó en el tiempo

de su trabajo y eso dificultó la realización de los cálculos necesarios. Cormack, dijo en la lectura del premio Nobel 1979, “Prácticamente no hubo respuesta”. La solicitud de mayor interés para una reedición vino del Centro Suizo para la Investigación de Avalanchas. El método podría funcionar para los depósitos de nieve en las montañas si se pudiera obtener ya sea el detector o la fuente en la montaña bajo la nieve. (Cormack, 1979, pág. 554)

El desarrollo del primer tomógrafo TC clínico comenzó en 1967 con Godfrey Newbold Hounsfield en El Laboratorio de Investigación Central of EMI, Ltd. en Inglaterra. Mientras el modelo de investigación de las técnicas de reconocimiento, él dedujo, independientemente de Cormack, que medir con rayos X a un cuerpo desde diferentes direcciones permitiría la reconstruir su estructura interna. Preliminarmente, los cálculos hechos por Hounsfield indicaron que su enfoque podría conseguir un 0.5% de precisión en los coeficientes de atenuación de los R-x de un corte. Está en una mejora de un valor cercano de 100 sobre la radiografía convencional. Por sus trabajos pioneros en Tomografía Computada, Cormack y Hounsfield compartieron el Premio Nobel de 1979 en fisiología y medicina. (Impactscan.org, 2013)



Figura 4 Cormack y Hounsfield previo a recibir el premio nobel de medicina en 1979

(tomado de (CapeRay, 2012))



Housfield y Cormack recibiendo el premio nobel de Medicina en 1979

Figura 5. Tomado de la Revista Argentina de Radiología

(Ortega Hrescak & Socolsky, 2012, pág. 337)

El primer tomógrafo de laboratorio fue construido en 1967, como se muestra en la figura.

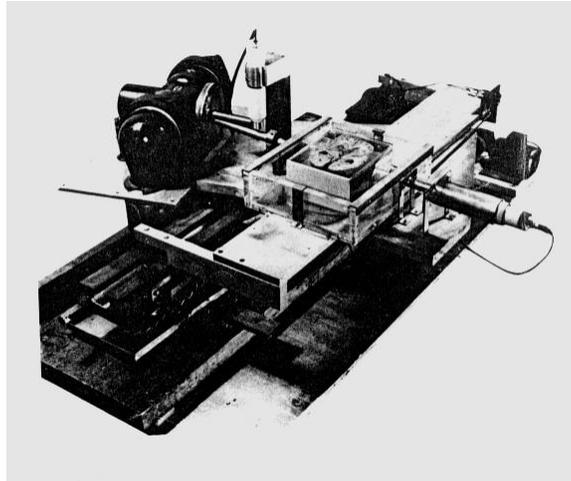


FIGURA 6 Fantoma de Hounsfield

(Tomado de IMPACT) (Impact, 2013)

Tomógrafo usado en el primer experimento de CT hecho por Hounsfield en el EMI Central Research Laboratory en 1967. Las adquisiciones en línea se realizaron en una especie de rotación angulando un grado (La posición estuvo quieta en cada toma). Por la baja intensidad de radiación de la fuente (rayos gamma), tomó nueve días para completar la adquisición de todos los datos para producir una sola imagen.

La diferencia con el método de reconstrucción de Cormack, se obtuvo un total de 28,000 ecuaciones al mismo tiempo que tuvieron que ser resueltas por una computadora que tomó consideración a los equipos actuales dos horas y treinta minutos resolver las ecuaciones planteadas. El uso de un método de interpolación modificado, se usó

el tubo de rayos X de alta intensidad, un detector de cristal NaI con un fotomultiplicador redujo el tiempo de exposición a nueve horas y mejoró la precisión desde un 4% a un 0.5%.

La historia menciona que el primer equipo de Tomografía Computada que nos daba imágenes clínicas aceptables fue instalado en el Atkinson-Morley Hospital de Londres en Septiembre de 1971, el primer paciente, que tenía un gran tumor quístico, fueron adquiridas

las imágenes y la patología se definió claramente en la imagen resultante. (Impactscan.org, 2013)

La figura 7 muestra la realización de una tomografía computada de la cabeza de un paciente en el primer tomógrafo aceptado clínicamente adecuado.



Figura 7: Early CT scanner in use, 1980. Credits: Science Museum, London

Realización de una tomografía computada de la cabeza de un paciente en el primer tomógrafo de uso clínico.



Figura 8(tomado de IMPACT) (Impact, 2013)

Y la figura 8 muestra una de las primeras imágenes clínicas de la cabeza obtenidas desde un tomógrafo TC.

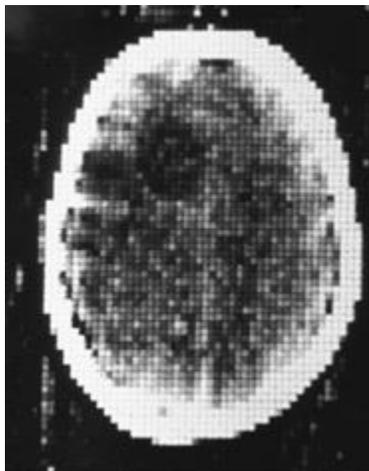


Figura 8 tomado de IMPACT (Impact, 2013)

Los humanos no son los únicos beneficiados de este maravilloso invento. A través de los años, las tomas de TC han sido usadas para estudiar árboles, animales, partes industriales, momias y todo lo que pueda encajar en el Gantry de TC. Como un ejemplo, se muestra en la figura 9 dos imágenes de procedimientos tomográficos en los felinos del zoológico. Teniendo

en cuenta el hecho que el TC es frecuentemente llamado CAT scanner (por sus siglas en inglés computer-aided tomography).

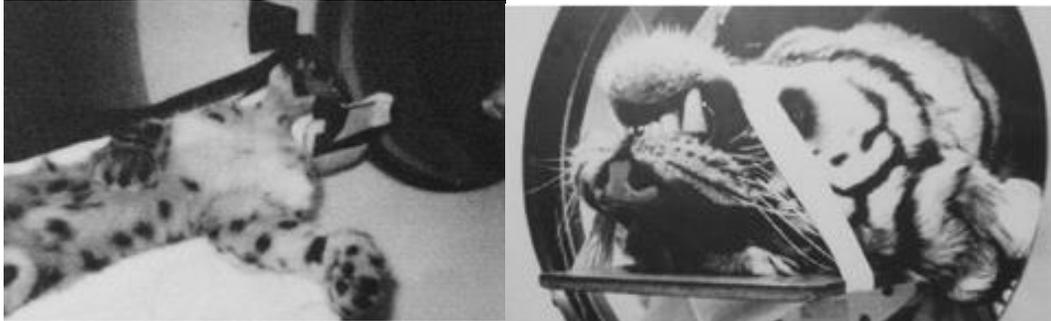


FIGURA 9(Tomado de IMPACT)



FIGURA 10 (Tomado de <https://pe.tuhistory.com/>)

Una de la primera toma en CT. Desde la introducción del primer tomógrafo clínico, han ocurrido tremendos avances en la tecnología de CT. Actualmente las imágenes de CT de la cabeza son obtenidas con el equipo en el estado del arte. Teniendo mejoras en cuanto al espacio y la resolución de bajo contraste son evidentes en las imágenes. Como otro ejemplo,

podemos examinar el proceso hecho en una presentación como punto de referencia: tiempo para adquirir una toma. Cubrir el volumen, toma consecutivas podrían ser obtenidas con un espaciado entre cada toma que es aproximadamente igual al espesor de un corte. Por lo tanto, el tiempo de exposición para obtener una toma incluye el tiempo de la adquisición de datos actual así como retrasos entre cada toma.

Además de otros puntos de referencia como la velocidad del Gantry, el tiempo de reconstrucción, la potencia del tubo puede ser considerada, el tiempo de análisis por toma es un indicador más directo para cubrir un volumen fijo. El gráfico de la figura 11, refleja un reporte el tiempo de análisis de un examen de TC a lo largo de los 40 años de historia. Para mayor claridad, se usa una escala logarítmica. La reducción del tiempo de análisis siguió una relación exponencial a lo largo del tiempo. Basado en la pendiente de la línea recta podemos calcular el tiempo que se tomó en reducir el tiempo de exposición a la mitad; y el resultado es 2.3 años. Esto significa que las TC doblaron la potencia de adquisición en 2.3 años sobre los últimos 30 años. (Impactscan.org, 2013)

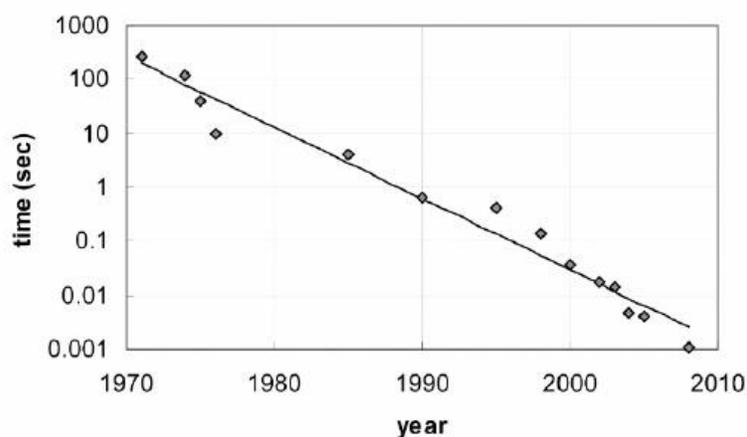


Figura 11 Gráfica del tiempo de exposición versus la toma a lo largo de 40 años. (Impact, 2013)

La formación de las imágenes en tomografía computada por los equipos de tomografía computada, envuelve a tres procesos que son: la adquisición de datos, la reconstrucción de las imágenes y el proceso que implica el mostrar los resultados en un monitor unido a archivo, grabado y manipulación.

Evolución de los equipos de tomografía computada

Equipos experimentales iniciales y cómo fue su desarrollo:

El investigador Allen M. Cormack otorgó sus resultados experimentales iniciales en el año de 1964 usando los coeficientes de atenuación de un objeto (de un corte); estos fueron reconstruidos desde una serie de proyecciones obtenidas angularmente, aún así su investigación promocionada no recibió atención en aquellos años.

Posteriormente, Godfrey N. Hounsfield condujo experimentos similares pero mucho más extensos usando primero fuentes de radiación gamma y posteriormente una fuente de Rx. En sus experimentos iniciales con $R\gamma$, le tomó 9 días para adquirir los datos (~ a 28,000 mediciones) y 2.5 horas para reconstruir la imagen en una computadora principal. Reemplazando la fuente de $R\gamma$ por un tubo de Rayos x redujo el tiempo de escan a 9 horas. Con tubo de Rayos x y en detector montado en un banco de torno con un corte seccional de un espécimen preservado de cerebro humano. Al final del choque de traslación el espécimen cerebral era rotado un grado y el movimiento de era repetido con el tubo de Rayos x y el detector. Con este aparato Hounsfield fue capaz de diferenciar sustancia gris de blanca en el espécimen preservado. El Sr. Hounsfield empleó en aquella época los laboratorios de investigación de la EMI en Londres, Inglaterra. Su éxito le condujo al desarrollo de los escáneres para cabeza y cuerpo EMI y la revolución en la práctica de la medicina. En 1979

Cormack y Hounsfield recibieron el premio nobel en medicina por sus contribuciones a CT.

(Zonneveld, 1999, pág. 3)

Generaciones

Primera generación:

A inicios de 1972 un prototipo clínico el scanner EMI para la cabeza (EMI Mark I) fue instalado en el hospital de Atkinson Morley, Londres Inglaterra. Y probó ser un éxito inmediato con la primera imagen clínica.

Una versión mejorada fue introducida en el mercado de EU en la reunión de RSNA. El scanner consistía en un tubo de Rayos x con ánodo estacionario enfriado por aceite circulante. El haz de Rayos x era colimado hasta convertirlo en forma de un lápiz de allí su nombre de Haz en lápiz y después de pasar a través de la cabeza del paciente y una bolsa de agua era detectada por un cristal de yoduro de sodio acoplado a un tubo foto multiplicador. . Dos detectores lado a lado con una apertura de 5 x 13 mm fueron empleados para permitir que dos cortes se obtuvieran simultáneamente. El tubo de Rayos x y los detectores fueron acoplados rígidamente por una estructura que se le denominaba el YOKE (yugo) como se ilustra en la figura 12:

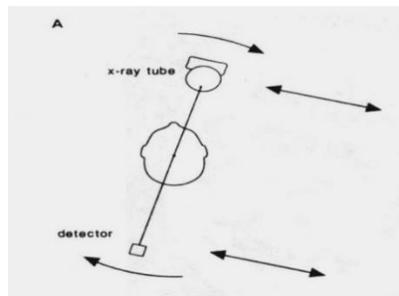


Figura 12. Movimiento de traslación y rotación del equipo de Hounsfield (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Las vistas son obtenidas por la traslación del Yugo; tubo de Rayos X y detectores dibujados por flechas rectas y muestreando la salidas de los detectores durante este escan translaciones (160 muestras a través de 24 cm. de FOV). El tubo y los detectores fueron rotados un grado (dibujados por flechas curvas) seguida por otro escan translacional para obtener una segunda vista. Este movimiento de traslación y rotación fue repetido hasta obtener 180 perfiles de atenuación, cada un grado de angulación fue obtenido. Esto tomó 4,5 minutos fig. 13:

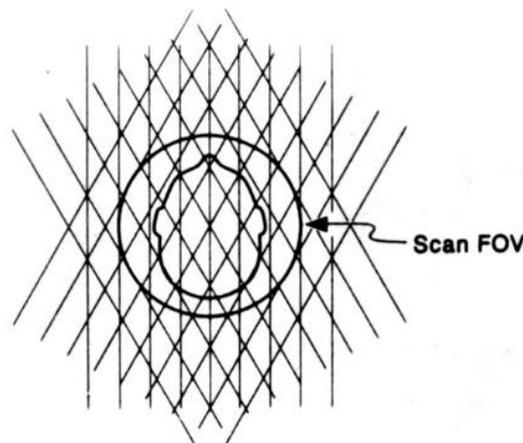


Figura 13: Líneas formadas por los movimientos de traslación y rotación en el campo de visión (FOV) (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

La figura anterior muestra los rayos simples para tres vistas. Otros 1,5 min. Fueron requeridos para reconstruir imágenes de 80 x 80 (píxel de 3mm) de dos cortes. La bolsa de agua fue empleada para otorgar un tejido constante equivalente en el camino longitudinal del haz de Rx y para minimizar los problemas del endurecimiento del haz. También permitía la calibración del detector antes y después de escanear al paciente.

Segunda generación

Aplicando estos principios para escanear el cuerpo así como la cabeza fue el siguiente paso lógico, y condujo al desarrollo de la segunda generación el escáner EMI 5000 conceptualmente ilustrado en la figura 14.

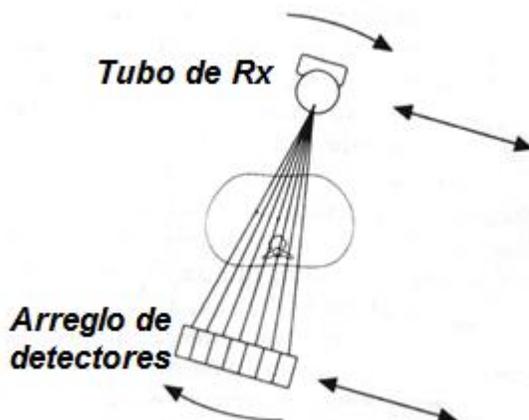


Figura 14: Movimiento de traslación y rotación con haz en abanico de la segunda generación de tomógrafos. (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

El haz en lápiz empleado en el escáner MARK I daba como resultado en una pobre utilización geométrica del Haz de Rayos x y alargamiento de los tiempos de escan. Esto fue mejorado con los escáneres de segunda generación EMI 5000 por el empleo de 30 detectores, 3mm x 13 mm y 10° de haz abanicado. Como se ilustra en la figura14.

Los detectores y el haz de Rayos x escaneaban al paciente linealmente. Cada detector muestreaba durante el movimiento traslación arreglo tubo-detector y resultaba en 30 vistas con 0,33° de diferencia angular entre las vistas obtenidas por los detectores vecinos. El tubo de Rayos x y el arreglo de detectores deberían entonces rotar 10° y el movimiento de traslación fue repetido. Dieciocho movimientos de traslación y rotación ocurrían, resultando un total de 5400 perfiles de proyección o vistas de tal manera que cada vista comprendía 600 rayos simples. Los tiempos

de adquisición más rápidos fueron de 18 segundos. Debería notarse que esta máquina también fue del tipo de traslación y rotación y que las vistas consistían en rayos paralelos similares a aquellos vistos en los escáneres de primera generación. Sin embargo la calidad de la imagen fue marcadamente mejorada sobre el escáner EMI MARK I debido a varios factores: más vistas, muestreo del rayo fino, una matriz grande (320 x 80), una apertura del detector pequeña y tiempo de escan reducido. En estos y en todos los subsecuentes escáneres de CT, la cubierta de bolsa de agua fue omitida. El primer scanner de cuerpo de segunda generación fue el OHIO Nuclear Delta 50 con treinta detectores. Con un tiempo de escan de 20 segundos, este fue el primer escáner capaz de escasear un corte durante una pausa en la respiración.

Tercera generación

El primer scanner de 3ra generación fue introducido por Artronix en 1974, Philips introdujo su tercera generación en la primavera de 1977 con un sistema denominado Geometric enlargement. En 1975 General Electric (GE) y también Varian Associates anunciaron su diseño de tercera generación como se ilustra:

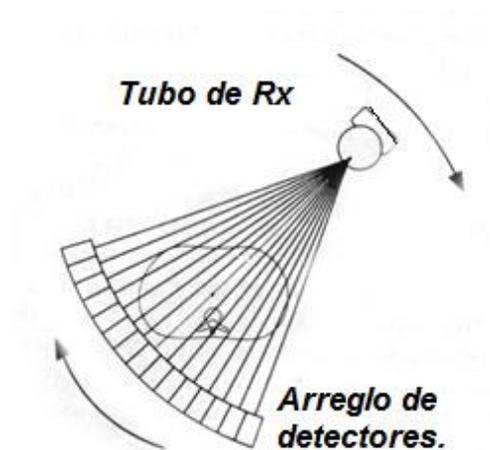


Figura 15: Movimiento de la tercera generación, en sentido de las agujas del reloj y en contra del movimiento de las agujas de reloj. (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

El tubo y los detectores arreglados en un pívot alrededor del paciente en un simple movimiento rotacional durante el cual las vistas son adquiridas. En la geometría de tercera generación, los rayos de las vistas son todas adquiridas simultáneamente, y cada detector activo (el número de detectores activos está determinado por el escan FOV) está asociado con un rayo. También las vistas son comprimidas en una manera convergente en vez de las muestras de rayos paralelos. Dependiendo del fabricante del tubo de Rayos x puede ser pulsado o continuo. En los primeros escáneres GE y Varían, el tubo de Rayos x fue pulsado para obtener una vista. Durante los 4,8 segundos de escan en el GE 7800 y los escáneres 8800, él tubo fue pulsado 288 veces y durante 9,6 segundos De escan 576 veces (60 pulsos/seg.) Así en un escan de 4,8 segundos. Comprendían 288 vistas y en un escan de 9,6 segundos 576 vistas. En ambos escáneres Varían y GE el tubo y los detectores rotaban 360°. El diseño Varían original empleo Slip Ring (anillos rozantes) que permitía al tubo de Rayos x y el arreglo de los detectores girar continuamente. En los escáneres GE utilizaron un ensamblaje de cables.

Corrientemente, los escáneres de tercera generación fueron vendidos por GE, Philips, Siemens, Toshiba, Elsin y Shimatzu. El top de la línea fueron los modelos que tenían aproximadamente 750 detectores y un tiempo de escan en 360° de 2 a 4 segundos. Significativamente tiempos más cortos que los 18 segundos de tiempo de escan obtenidas con los primeros escáneres de cuerpo. Siemens introdujo escáneres con 0,75 segundos de tiempo de escan el cual es llevado a cabo gracias a los slip ring como fue hecho en los primeros diseños Varían. Esto minimiza el problema de una rápida aceleración y una desaceleración de la gran masa que representa el tubo de Rayos x, el colimador, el sistema de adquisición de datos y las estructuras de soporte asociadas.

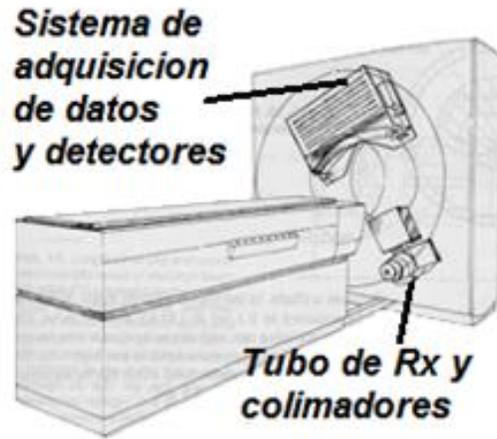


Figura 16: Partes principales del sistema de adquisición de los Tomógrafos de tercera generación (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Cuarta generación

En 1975 Jay Stein de AS&E propusieron la geometría de la cuarta generación consistiendo en un arreglo de detectores estacionarios y un tubo de Rx que rotaba a través de un círculo dentro de este arreglo.

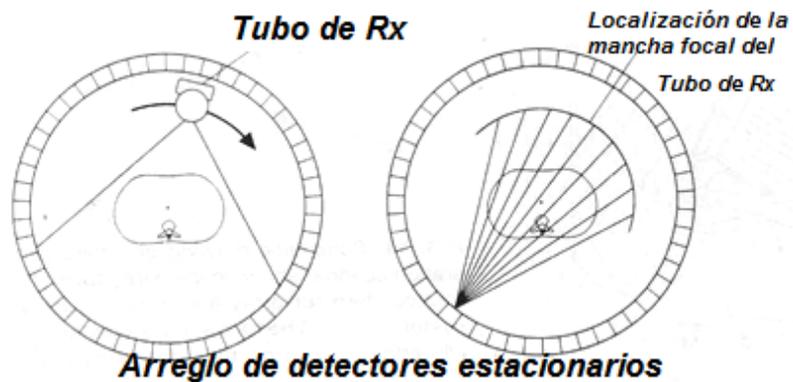


Figura 17: Sistema de detectores en los equipos de cuarta generación. (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Los perfiles de atenuación son obtenidos por los detectores cuando el tubo de Rayos x rota y cada detector resulta en una vista angular diferente del corte de interés. En el diseño original de la AS&E el diseño tenía 600 detectores y obtenía 600 vistas con 512 rayos por vista en 5 segundos (en los escáner de cuarta generación, el número de detectores determina el número de vistas en 360° de escan). Cristales de Germanato de Bismuto acoplados a un tubo foto multiplicador comprendían los elementos detectores. Al final de 1970 los escáner de 4ta. Generación fueron tardíamente ofrecidos por la Ohio Nuclear (720 detectores) Pfizer (600 y 2400 detectores) Picker (600 y 1200 detectores) y la EMI (1088 detectores). Los escáneres EMI 7000 tuvieron un diseño diferente a otros de cuarta generación ya que ellos emplearon el anillo detector “nutante”:

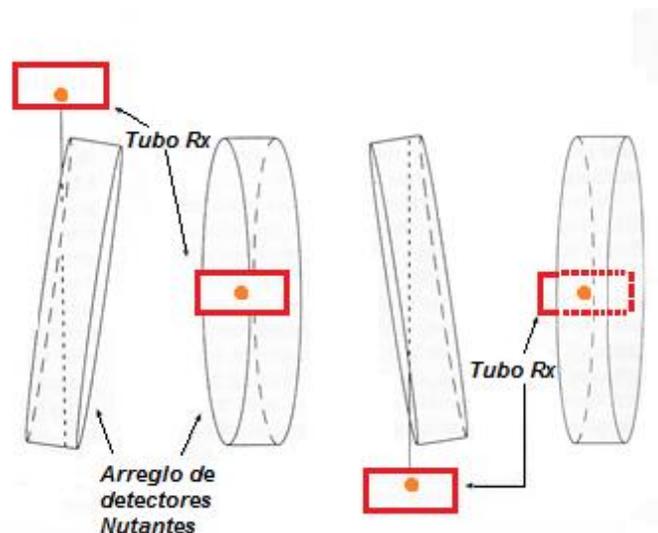


Figura 18: Anillos de detectores “nutantes” de la cuarta generación. (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Tres compañías ofrecían tomógrafos de cuarta generación diseños Varian, Picker, Toshiba e Imatron. Picker ofrecía el diseño clásico de cuarta generación, Toshiba vendía el diseño nutante. Grandes ángulos abanicados eran generalmente empleados con los escáneres de cuarta generación, esto reducía la carga al tubo de Rayos x. Como resultado de esto y de la pequeña

masa inercial de los tubos de Rayos x, tiempos de escan verdaderamente cortos fueron posibles. El escáner Picker 1200SX, por ejemplo, podía realizar tiempos de 1,6 s. en 360° de escan y 1,9 s. para la generalmente más preferido sobrebarrido de 398°. (Zonneveld, 1999, pág. 4-7)

Avances técnicos posteriores en lo CT scanner con partes rotantes es el uso de la rotación continua utilizando anillos rozantes (slips-Rings). El primer producto comercial que usaba esta tecnología fue el sistema de la marca Varian en 1979, este fue un scanner de tercera generación usando un slip-ring de alto voltaje.

La última innovación en el sistema de imagen CT es el scanner con partes no movibles. La primera unidad de este tipo fue introducido por Imatron en 1982. Este equipo está caracterizado por su habilidad de realizar ultra-fast escan. Los tiempos de escan son tan cortos como de 20 msecs. A estos scanner también se le conoce como de 5ta generación.

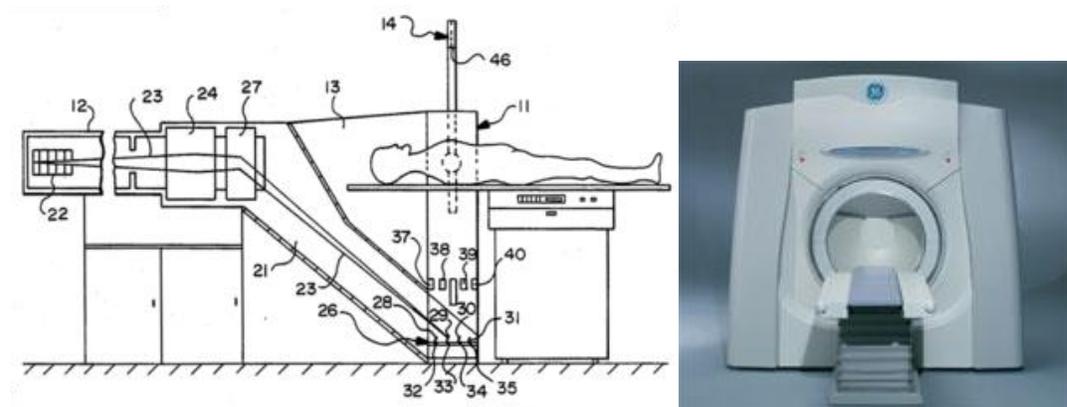


Figura 19: Quinta generación, equipo sin partes en movimiento. (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)



Figura 20: Equipos actuales Siemens. Dos tubos de Rx y dos arreglos de detectores.

(SIEMENS, 2015)

Un scanner que usa dos fuentes de Rayos x y dos grupos de detectores al mismo tiempo y permite realizar adquisiciones del corazón con cualquier tipo de frecuencia de latido cardiaco; de cualquier corazón y con la dosis de radiación más baja posible (ALARA). Otorga el diagnostico en pacientes agudos, cualquier tamaño, en cualquier condición y ratio cardiaco. Es una herramienta increíble para explorar nuevas oportunidades clínicas con un escaneo de doble energía. (Zonneveld, 1999, pág. 8)

Procesos para formar una imagen en tomografía computada

Euclid Seeram, nos define los procesos que se tiene lugar para formar imágenes con tomografía computada (TC): (Seeram, 1994, págs. 4-5)

Adquisición de datos: es una colección de las medidas de transmisión desde el paciente.

Reconstrucción de la imagen: la gran cantidad de medidas de transmisión coleccionadas por los detectores deben ser enviadas a la computadora. La computadora usa técnicas matemáticas especiales para reconstruir las imágenes de Tomografía computada con un finito número de pasos llamado algoritmos de reconstrucción.

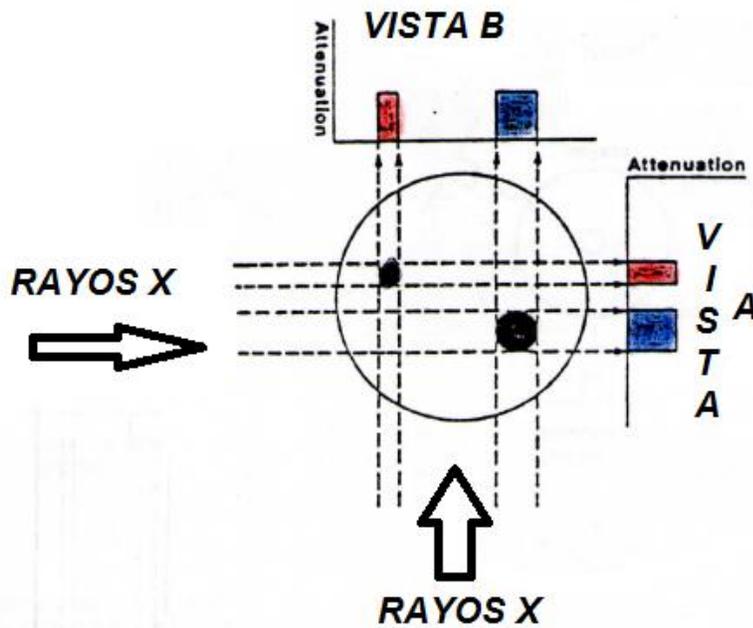


Figura 21: Medidas de trasmisión de dos vistas

(PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

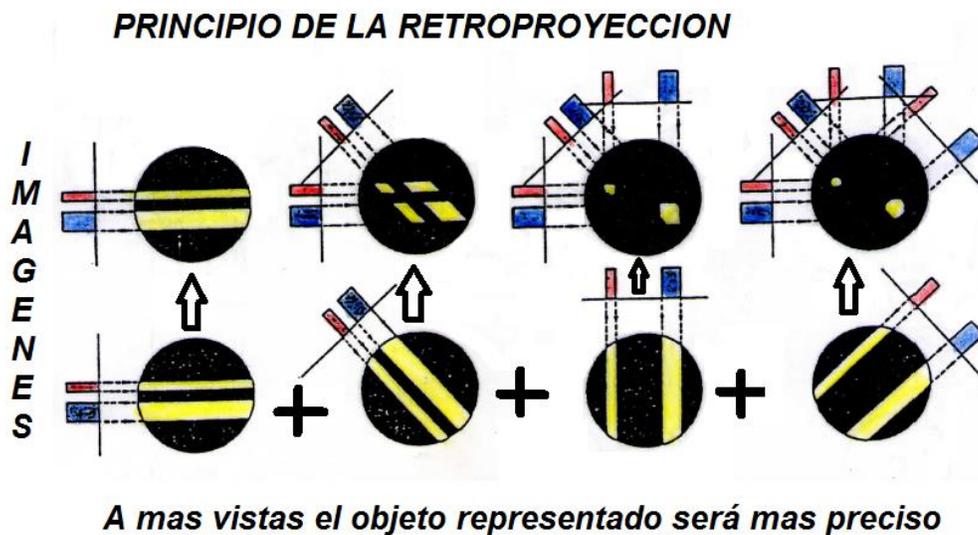


Figura 22: La retroproyección.

(PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Display de la imagen, manipulación, archivo y grabado: la imagen reconstruida debe ser mostrada y grabada para poder revisarla, así como archivada para su reanálisis para un tiempo posterior.

La manipulación de la imagen es muy popular en TC, y actualmente muchos paquetes de software están disponibles. Las imágenes pueden ser modificadas para ser más útiles para el observador; por ejemplo; imágenes en coronal axial y sagital; imágenes suavizadas, realce de borde, manipulación de las escalas de grises y procesamiento tridimensional.

Reconstrucción de la imagen con más detalle

Vamos a dar una explicación del proceso de reconstrucción de la imagen a un nivel útil para los Tecnólogos que realizan tomografías, la idea es otorgar un entendimiento a la enorme complejidad matemática del proceso de TC.

Principios básicos

Los principios básicos relativos al proceso de reconstrucción incluyen algoritmos, la transformada de Fourier filtros de convolución e interpolación.

Algoritmos

La palabra deriva del Persa *SCHOLAR* (825AC), un algoritmo es "...un set de reglas o direcciones que nos conducen a una salida específica de una entrada específica. La característica distintiva de un algoritmo es que todas las vaguedades deben ser eliminadas; las reglas deben definir operaciones que son simples y bien definidas, ellos pueden ser ejecutados por una máquina. Además un algoritmo debe siempre terminar en un número finito de pasos" (Knuth, 1977)

La solución al problema matemático en TC requieren que programas de computadoras sean usadas para reconstruir las imágenes. Estos programas son referidos como algoritmos de reconstrucción.

Según Mathias Prokop; los convolution Kernels (algoritmos de reconstrucción) usados para que la retroproyección filtrada determine las propiedades de los cortes de tomografía computada en términos de resolución espacial y ruido de la imagen pueden variar desde blando o Smooth a Sharp o de realce de borde. (Prokop & Galanski, 2003)

Los datos primario obtenidos en la medición no pueden utilizarse para el cálculo directo de las imágenes. Los perfiles de intensidad medidos se deben reelaborar en primer lugar para evitar borronamientos en la imagen. El método matemático utilizado para ello se denomina convolución. Las reglas de cálculo empleadas en este proceso –algoritmos- sirven para reconstruir imágenes netas. Siemens los denomina por dos letras y una o dos cifras por ejemplo AB1.

- AB Adulto Body
- AH Adulto Head
- CB Child Body
- CH Child Head.

Al aumentar la cifra, crece la nitidez del tomograma. (Siemens, 2007)

Núcleos de convolución de tomogramas: cuerpo de adulto

AB1	Baja resolución espacial. Para exámenes detallados de tejidos blandos con pequeño valor de dosis y reducido espesor del corte o pacientes obesos.
AB2	Resolución espacial bastante baja. Para exámenes de tejidos blandos con pequeño valor de dosis y reducido espesor del corte o pacientes obesos.
AB3	Resolución espacial reducida. Para exámenes de tejidos blandos con pequeño valor de dosis y reducido espesor del corte o pacientes obesos.
AB4	Resolución espacial bastante buena. Para exámenes de tejidos blandos con valor de dosis normal y espesor del corte normal.
AB5	Buena resolución espacial. Para exámenes de tejidos blandos.
AB6	Elevada resolución espacial. Para objetos pequeños con alto contraste.
AB7	Alta resolución espacial. Para detalles finos.
AB8	Resolución espacial muy alta. Para detalles finos de los huesos.
AB9	Resolución espacial máxima. Para los más finos detalles de los huesos.

Manual de Siemens ARC para tomografía Computada

The screenshot shows the 'Set Mode' window for a Siemens ARC CT scanner. It is divided into several sections:

- Head/Body Selection:** A grid of buttons for selecting anatomical regions like Cerebrum, Corona1, Larynx, etc.
- Tube Position:** Options for a.p., lateral, and p.a. with associated mA and Length settings.
- Topo Section:** Includes Slice [mm] (1, 2, 3, 5, 10), Feed [mm] (10), FOV [mm] (210), and Center_x/y [mm] (-35).
- Algorithm Selection:** A dropdown menu is highlighted in red, showing 'smooth AH2 AB1', 'standard AH3 AB2', and 'sharp AH5 AB4'. The 'AB' codes correspond to the convolution kernels listed in the table above.
- Windowing:** Settings for Window1 and Window2, including Width and Center.
- Range:** No. Scans (10) and Feed Direction (in/out).

Manual de equipos Siemens AR-C

Filtros de la imagen en los equipos siemens en tomografía computada

Los Kernels reconstruyen con un valor si se usa filtros de imagen, las imágenes no se reconstruyen de nuevo y el resultado es mucho más rápido.

Se tiene tres diferentes filtros:

LCE: The low-contrast enhancement filter, realza la detectabilidad de bajo contraste. Reduce el ruido de la imagen.

- Similar a la reconstrucción con filtro smooth
- Reduce el ruido
- Realza la detectabilidad de bajo contraste
- Es un procesamiento automático.

HCE The high contrast enhancement filter, realza la detectabilidad de alto contraste. Incrementa la nitidez de la imagen.

- Incrementa la nitidez
- Reconstrucción más rápida que con raw data
- Realza la detectabilidad de alto contraste
- Procesamiento automático.

ASA The advanced Smoothing Algorithm, filtro que reduce el ruido en las partes blandas mientras preserva los bordes.

- Reduce el ruido con borrado de los bordes
- Realza la detectabilidad de bajo contraste
- Adaptable al individuo
- Post procesamiento automático.

Tranformada de Fourier

Una simple y comprensiva descripción de la transformada de Fourier ha sido dado por (Bracewell, 1989). La transformada de Fourier actualmente tiene gran uso y de amplia distribución en la ciencia e ingeniería, es una herramienta útil en muchas áreas, incluyendo matemáticas, ciencia, ingeniería, astronomía, química, física, medicina y radiología. En radiología la TF es usada para reconstruir imágenes de la anatomía del paciente no solo en TC sino también en Resonancia magnética.

Bracewell presentó una analogía con los sonidos audibles. Las ondas sonoras que llegan y entran a la oreja son separadas en diferentes señales con diferentes intensidades, estas llegan al cerebro con nuevos arreglos para producir la percepción del sonido original. Los definió “una función que describe la amplitud y la fases de cada senoide, las cuales corresponden a frecuencias específicas. (La amplitud describe la altura del senoide, la fase especifica el punto de inicio del ciclo del senoide”. En otras palabras la TF es una función matemática que convierte una señal en dominio espacial a una señal del dominio de las frecuencias.

La TF es un procedimiento matemático para romper la onda (senoide) en una serie de funciones senos y cosenos de diferentes frecuencias y amplitudes. Esos componentes pueden ser separados unos de otros. En las imágenes, cuando el haz de rayos X pasa a través del paciente, un perfil de la imagen denotado como $f(x)$ es obtenido, esto puede ser expresado matemáticamente en forma de series de Fourier como:

$$F(x) = a_0/2 + (a_1 \cos x + b_1 \sin x) + (a_2 \cos 2x + b_2 \sin 2x) + \dots + (a_n \cos nx + b_n \sin nx)$$

Las constantes $-a_0$, a_1 , b_1 , y así en Adelante- son llamados coeficientes de Fourier (Gibson, 1981) y pueden ser fácilmente calculados. Usando estos coeficientes de Fourier es posible reconstruir una imagen en TC.

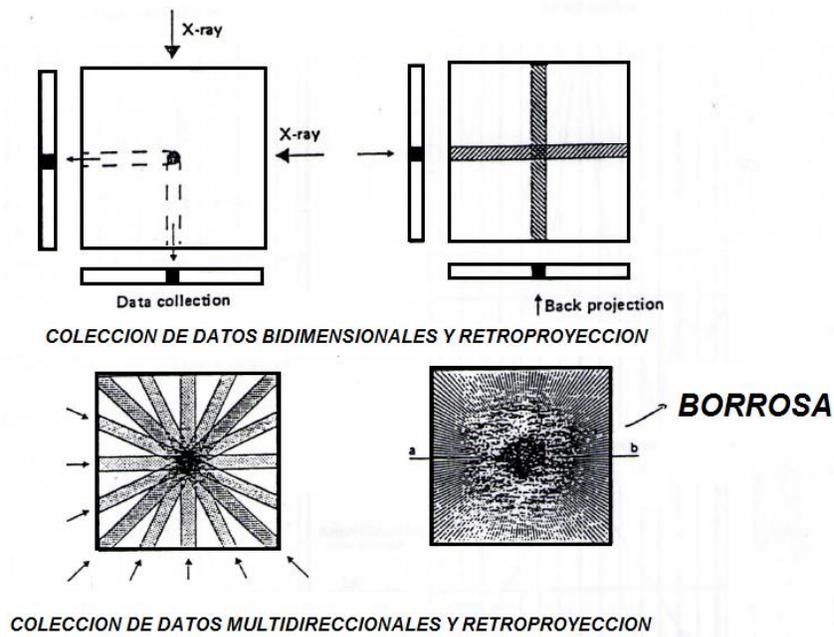


FIGURA 23: RETROPROYECCION BI Y MULTIDIMENCIONAL
(PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

USO DE LA FUNCION FILTRO

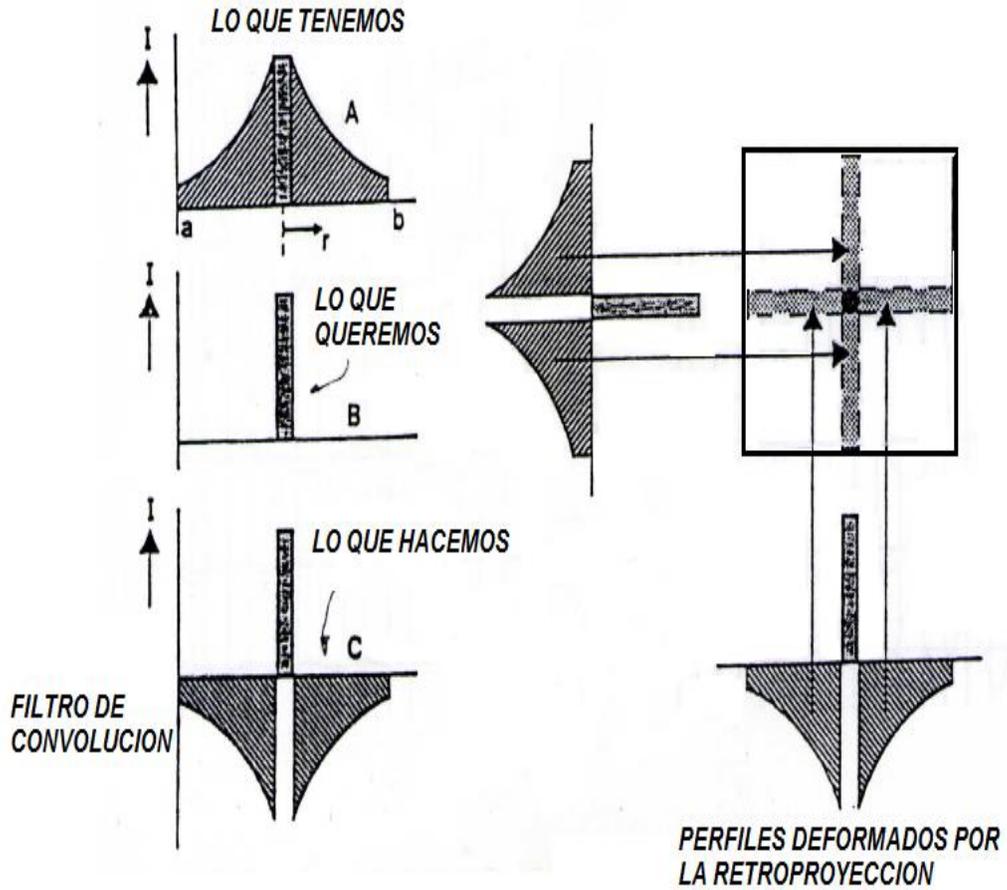


Figura 24: LA RETROPROYECCION FILTRADA

(PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

TRANSFORMADA DE FOURIER + FILTRACION

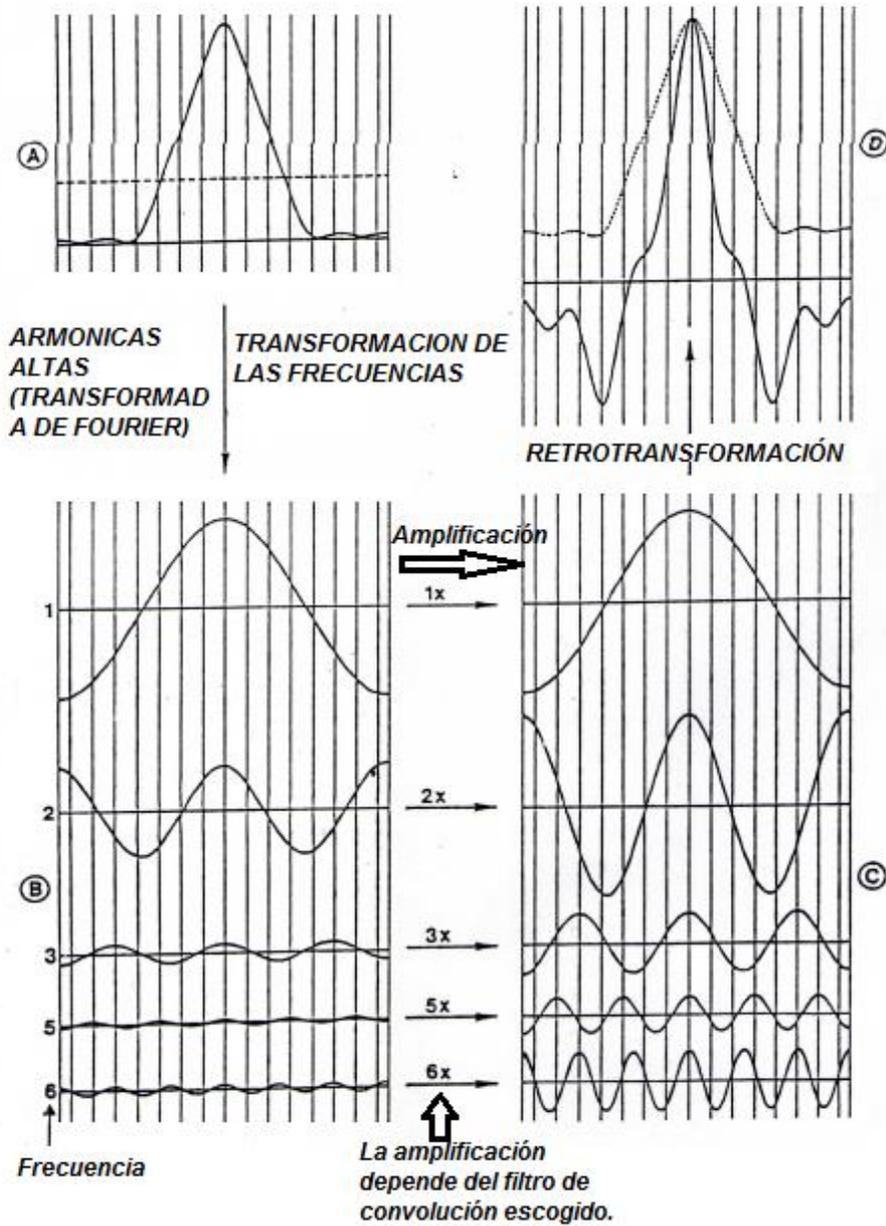


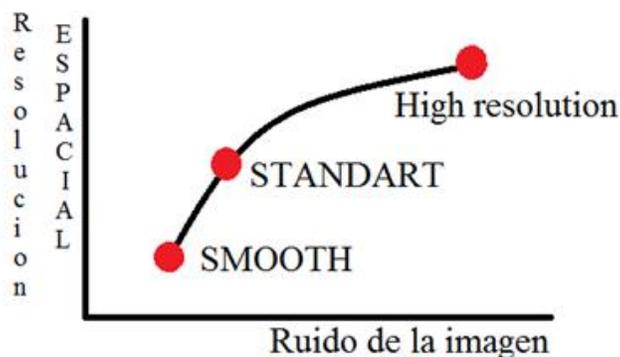
FIGURA 25: TRANSFORMADA DE FOURIER.

(PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 1999)

Mathias Prokop, también nos habla del proceso de reconstrucción: (Prokop & Galanski, 2003, págs. 9-10)

Algoritmos de reconstrucción (convolution kernel)

Mathias Prokop nos define los Kernels de reconstrucción usado en la reconstrucción de las imágenes desde el raw data, determina las relaciones entre la resolución espacial y el ruido de la imagen. El ruido limita la resolución de contraste, y así la habilidad para diferenciar objetos que muestran muy pequeña diferencia en la atenuación de su alrededor. La resolución de alto contraste es importante para la detección de lesiones en el parénquima de los órganos tales como el hígado o el páncreas. Alta resolución espacial es necesaria para la detección de cambios morfológicos muy finos en el pulmón o en los huesos. Los Kernels de convolución de alta resolución (HR Kernels, Sharp Kernels) mejoran la resolución espacial pero desproporcionalmente incrementan el ruido a la vez. Inversamente los Kernels blandos o smooth conducen a una disminución concomitante del ruido y de la resolución espacial. Los kernel estándar están diseñados con el compromiso de una buena resolución espacial y razonable bajo ruido en la imagen para la mayoría de aplicaciones del cuerpo. Figura 26

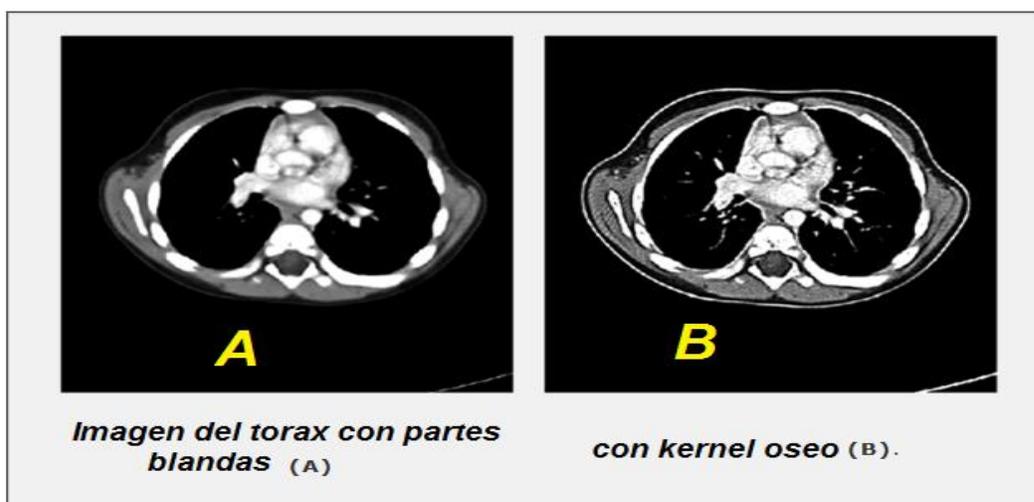


El uso de kernel de convolucion de alta resolución mejoran la resolución espacial pero incrementan el Ruido.

Tomado de Computed Tomography of body Mathias Prokop. Pag. 10

En el libro de (Lee & Segel, 2006) nos habla sobre los filtros de convolución:

Diversos filtros son usados en la reconstrucción de la retroproyección. Los filtros son hechos por los Kernels de convolución (o algoritmos de reconstrucción), el cual compensa la nitidez de la imagen Vs la introducción del ruido del ambiente. Este intercambio desde el hecho que las fluctuaciones aleatorias del flujo de rayos ocurre a muy baja escala y por tanto tiene un contenido de alta frecuencia, mientras que la respuesta de la señal está limitada por la frecuencia de la apertura del detector. El realce de la señal es típicamente menor que el realce del ruido, y por tanto la resolución señal ruido cae ya que hay más detalles presentes. La reconstrucción con Kernels o algoritmos de alta resolución, tales como Kernel de hueso o de pulmón, producen alta resolución espacial pero incrementan el ruido en la imagen. Los Kernels de baja resolución, tales como, los de partes blandas o Kernels smooth, disminuyen el ruido en la imagen pero decrecen la resolución espacial. En la reconstrucción de la imagen, los Kernels deben ser seleccionados para otorgar una apariencia apropiada para la tarea clínica (figura 26). Algunos escáneres nuevos generaran imágenes rutinariamente con diferentes Kernels, tales como el de partes blandas y Kernel de pulmón en las tomografías de tórax, como un protocolo estándar de una adquisición simple.



El tercer proceso está relacionado con la parte del DISPLAY, que es un posproceso luego de la reconstrucción, a lo que el *Manual de ayuda, que se encuentra en el software de los equipos Siemens*; nos habla sobre el software de manipulación de imágenes, puede filtrar las imágenes utilizando uno de los filtros siguientes:

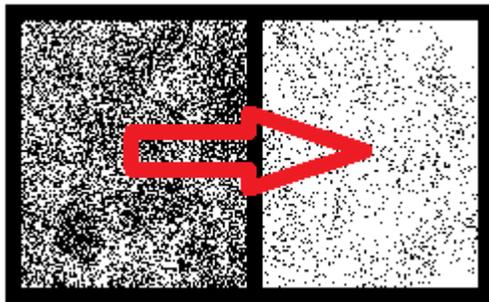
Filtrar imágenes:

- ***Intensificación de bajo contraste LCE***: este filtro mejora la reducción de bajo contraste y, por tanto, reduce el ruido de las imágenes. Las imágenes tienen un aspecto similar al que tendrían si se las habría reconstruido con un KERNEL de convolución más suave. Hay cuatro intensidades de filtro disponibles para la intensificación de bajo contraste. Este filtro es el predeterminado al iniciar el sistema.
- ***Intensificación de alto contraste HCE***: este filtro mejora la resolución de alto contraste y, por tanto hace las imágenes más nítidas.
- ***Algoritmo avanzado de suavizado ASA*** (algoritmo de reconstrucción optimizada). Este filtro reduce el ruido de la imagen sin producir pérdida de nitidez. Es una reducción del ruido no lineal que se recomienda principalmente para imágenes craneales, cardiacas y de endoprotesis vascular. Se necesita un parámetro para el algoritmo avanzado de suavizado. El rango es de 1 a 20 y reduce el ruido de la imagen aproximadamente de forma lineal (si está acostumbrado a un rango que va del 1 a 99, entre el valor habitual entre 5). El sistema ofrece un valor predeterminado adecuado, que está relacionado con la característica particular de un órgano de la imagen. Si es necesario, puede ajustar manualmente este valor predeterminado cambiando la característica de oxígeno o el valor numérico. Si selecciona el filtro ASA bajo. Posprocesamiento automático en la tarjeta de subtareas TAREA AUTOMATICA, el

parámetro ASA esta seleccionado correspondiente a la característica del órgano de la imagen; es decir el mejor valor apropiado será seleccionado automáticamente.

¿Cómo filtrar imágenes?

1. Seleccione una o varias series en el navegador/ Visor
2. Elija del menú: Evaluación > Manipulación de imágenes > Filtro o tarjeta Visor Herramienta Evaluación.



3. En el cuadro de diálogo filtro, elijo el deseado (LCE, HCE, ASA)
4. Si se selecciona LCE (suave, mediano, fuerte, muy fuerte)
5. Si se selecciona ASA seleccione las características del órgano deseado o ajuste del grado numérico de filtrado normalmente.
6. Aceptar para iniciar filtrado.

El uso de imágenes de calidad en la tomografía de tórax

La justificación para la tomografía computada (TC) también implica que el resultado requerido no se puede lograr con otros métodos que se asocian con menores riesgos para el paciente. El ultrasonido y la resonancia magnética ofrecen alternativas a la TC en muchas áreas de aplicación.

Como corolario, la justificación requiere que el procedimiento de formación de imágenes sea aceptablemente confiable, es decir, que sus resultados sean reproducibles y tengan un valor predictivo suficiente con respecto a la pregunta clínica particular.

La justificación también exige que una persona debidamente cualificada (reconocida por la autoridad competente), por lo general un radiólogo, apruebe la necesidad de TC y asuma la responsabilidad clínica general del examen. Esta persona debe trabajar en estrecho contacto con el médico de referencia para establecer el procedimiento de investigación más apropiado para el manejo del paciente. La persona responsable puede autorizar a un operador apropiadamente calificado (por ejemplo, radiólogo o tecnólogo en radiación médica) para realizar el examen.

Con respecto a los exámenes radiológicos, la CIPR (comité internacional de protección radiológica) llama la atención sobre el uso de niveles de referencia de diagnóstico como una ayuda para la optimización de la protección en la exposición médica. Una vez que el examen de diagnóstico se ha justificado clínicamente, se debe optimizar el proceso de imagen posterior. El uso óptimo de la radiación ionizante implica la interacción de tres aspectos importantes del proceso de creación de imágenes:

- calidad de diagnóstico de la imagen
- dosis de radiación para el paciente
- elección de la técnica de examen

(Bongartz , Golding, & Jurik, 1999)

En las Directrices Europeas sobre criterios de calidad para la Tomografía Computada 16262 EUR, nos dan las directrices de un grupo de estudio de radiólogos y físicos involucrados en Tomografía computada Diagnostico nos hablan de los Parámetros para la visualización y

exposición con una influencia en la calidad de la imagen y la dosis, que son: (Bongartz , Golding, & Jurik, 1999)

En relación al grosor de corte en las tomografías computas del tórax en el libro de Webb et al; nos dice que las estructuras vasculares con grosores de 1mm a 1.5mm produce menos artefacto de volumen parcial y se distingue como un nódulo, no así si usamos grosores mayores como de 7 a 10 mm que produce efecto de volumen parcial y hace poder distinguir mejor un nódulo pulmonar de un vaso sanguíneo. (Webb, Muller, & Naidich, 2003, pág. 2)

Términos básicos

Espesor de corte nominal

El grosor nominal del corte en *TC* se define como el *ancho completo a la mitad del máximo* (FWHM) del *perfil de sensibilidad* , en el centro del campo de exploración; su valor puede ser seleccionado por el operador de acuerdo con los requisitos clínicos y generalmente se encuentra en el rango entre 1 mm y 10 mm. En general, cuanto mayor es el grosor de corte, mayor es la resolución de bajo contraste en la imagen; cuanto menor es el grosor de corte, mayor es la resolución espacial. Si el grosor del corte es grande, las imágenes pueden verse afectadas por un *artefacto*, debido a *efectos de volumen parcial*; si el grosor del corte es pequeño (por ejemplo, 1 a 2 mm), las imágenes pueden verse afectadas significativamente por el ruido.

Factor distancia / distancia entre cortes

La distancia entre cortes se define como el *incremento* a la distancia entre los cortes. En *CT* helicoidal, el factor de paso (pitch) es la relación entre el incremento por rotación y el espesor nominal de corte en el eje de rotación. En la práctica clínica, la distancia entre cortes

generalmente se encuentra en el rango entre 0 y 10 mm, y la distancia entre cortes entre 1 y 2. La distancia entre cortes puede ser negativa para exploraciones superpuestas, lo que en CT helicoidal significa un avance de <1 . En general, para un volumen constante, cuanto menor sea la distancia entre cortes o el factor de paso, tanto mayor será la dosis local y la dosis integral para el paciente. El aumento en la dosis local se debe a la superposición del *perfil de dosis* de los cortes adyacentes. El aumento en la dosis integral se debe a un aumento en el volumen de tejido sometido a irradiación directa como lo indica un *factor de empaquetamiento*.

En aquellos casos en que se requiere la reconstrucción en 3D o el reformateo de las imágenes en planos coronal, sagital u oblicuo, es necesario reducir la distancia entre cortes a cero o realizar una exploración helicoidal. En el cribado o los exámenes realizados con respecto al control de la enfermedad, puede justificarse el diagnóstico tener una distancia entre cortes correspondiente a la mitad del grosor del corte o un factor de paso (pitch) de 1.5 a 2.

Volumen de investigación

Volumen de investigación, o volumen de imágenes, es el volumen completo de la región bajo examen. Se define por los márgenes más externos de la primera y los últimos cortes examinados o exposición helicoidal. La extensión del volumen de investigación depende de las necesidades clínicas; en general, cuanto mayor sea su valor, mayor será la dosis integral para el paciente, a menos que se use una mayor distancia entre cortes o un factor de paso.

Factores de exposición

Los factores de exposición se definen como la configuración del voltaje del tubo de rayos X (Kv), la corriente del tubo (mA) y *los tiempos de exposición*. En general, se pueden seleccionar de uno a tres valores de voltaje del tubo (en el rango entre 80 y 140 kv). Se recomienda un voltaje de tubo alto para la TC de alta resolución (HRCT) de los pulmones y se puede usar para el examen de estructuras óseas tales como la columna vertebral, la pelvis y el hombro. Las estructuras de tejidos blandos generalmente se visualizan mejor utilizando el voltaje de tubo estándar para el equipo dado. En algunos casos de *tomografía computarizada cuantitativa (QCT)*, se examina el mismo *corte* con dos valores diferentes de voltaje del tubo, con el fin de restar imágenes correspondientes y obtener información sobre la composición de tejidos particulares. Con los valores dados de voltaje del tubo y grosor del corte, la calidad de la imagen depende del producto de la corriente del tubo de rayos X (mA) y los tiempos de exposición expresados en mAs. Los valores absolutos de mA necesarios para una tarea de imagen dependerán del tipo de escáner y del tamaño y la composición del paciente. Para un modelo de CT particular, un aumento en la configuración de *exposición radiográfica* (mAs) se acompaña de un aumento proporcional en la dosis para el paciente. Por lo tanto, deben seleccionarse valores relativamente altos de la configuración de exposición radiográfica (mA) en aquellos casos en los que es indispensable una *relación señal / ruido alta*.

Un método para correlacionar la configuración de exposición (para un voltaje de tubo dado) con la calidad de imagen general es dibujando curvas de detalle de contraste para cada ajuste disponible. Estas curvas expresan el tamaño mínimo de detalle que aún se puede reconocer en la imagen de CT para una diferencia de contraste dada entre el detalle y el medio circundante.

Campo de visión

El campo de visión (FOV) se define como el diámetro máximo de la imagen reconstruida. Su valor puede ser seleccionado por el operador y generalmente se encuentra en el rango entre 12 y 50 cm. La elección de un FOV pequeño permite una mayor resolución espacial en la imagen, porque toda la matriz de reconstrucción se utiliza para una región más pequeña que en el caso de un FOV más grande; esto da como resultado la reducción del tamaño del píxel. En cualquier caso, la selección del campo de visión debe tener en cuenta no solo la oportunidad de aumentar la resolución espacial sino también la necesidad de examinar todas las áreas de posible enfermedad. Si el campo de visión es demasiado pequeño, las áreas relevantes pueden excluirse de la imagen visible. Si hay datos sin procesar disponibles, el campo de visión puede modificarse mediante un procesamiento posterior.

Inclinación del Gantry

La inclinación del pórtico se define como el ángulo entre el plano vertical y el plano que contiene el tubo de rayos X, el haz de rayos X y el *conjunto de detectores*. Su valor normalmente se encuentra en el rango entre -25° y $+25^\circ$. El grado de inclinación del pórtico se elige en cada caso de acuerdo con el objetivo clínico. También se puede usar para reducir la dosis de radiación a órganos o tejidos sensibles y / o para reducir o eliminar artefactos.

Matriz de reconstrucción

La matriz de reconstrucción es la matriz de filas y columnas de píxeles en la imagen reconstruida, generalmente 512 x 512.

Algoritmo de reconstrucción

El algoritmo de reconstrucción (filtro) se define como el procedimiento matemático utilizado para la *convolución* de los perfiles de atenuación y la consiguiente reconstrucción de la imagen de TC. En la mayoría de los escáneres CT, varios algoritmos de reconstrucción están disponibles. La apariencia y las características de la imagen de CT dependen fuertemente del algoritmo seleccionado. La mayoría de los equipos de TC tienen algoritmos para tejidos blandos o estándares para los estudios de cabeza y el abdomen, etc. Dependiendo de los requisitos clínicos puede ser necesario seleccionar un algoritmo de alta resolución que proporcione una mayor resolución espacial para una representación detallada del hueso y otras regiones de alto contraste natural como el parénquima pulmonar.

Ancho de la ventana

El ancho de la ventana se define como el rango de los números de TC convertidos en niveles de gris y se muestran en el monitor de imagen. Se expresa en HU. El operador puede seleccionar el ancho de la ventana de acuerdo con los requisitos clínicos, a fin de producir una imagen a partir de la cual se pueda extraer fácilmente la información clínica. En general, una ventana grande (por ejemplo 400 HU) representa una buena opción para la representación aceptable de una amplia gama de tejidos. Se necesitan anchuras de ventana más angostas ajustadas a los requisitos de diagnóstico para mostrar detalles de tejidos específicos con una precisión aceptable.

Nivel de ventana

El nivel de ventana se expresa en HU (unidades Hounsfield) y se define como el valor central de la ventana utilizada para la visualización de la imagen CT reconstruida. Debe ser seleccionado por el espectador de acuerdo con las características de atenuación de la estructura bajo examen.

Convolución

Es una técnica del procesamiento de la imagen digital. Intenta modificar imágenes mediante el uso de la función filtro “el proceso comprende la multiplicación de las porciones traslapando de una función filtro y la curva de respuesta del detector selectivamente para producir una tercera función la cual es usada para la reconstrucción de la imagen” (Berland, 1987)

Interpolación

La interpolación es usada en TC de varias maneras, por ejemplo para los procesos de reconstrucción de la imagen y para la determinación de los cortes en las imágenes Espirales con TC.

La interpolación es una técnica matemática usada para estimar el valor de una función desde sus valores conocidos en un lado de él. Por ejemplo si la velocidad de un motor controlado por una palanca incrementa de 40 a 50 revoluciones por segundo cuando la palanca es bajada a 4 cm, uno puede interpolar esta información y asumir que se mueve 2 cm y otorga 45 revoluciones por segundo. Este es un método simple de interpolación, llamada interpolación lineal. Si se conoce los valores de una variable, Y, y son dibujados contra otra variable X, un estimado de un valor desconocido de Y puede ser hecho dibujando una línea recta entre dos valores conocidos cercanos. (Seeram, 1994, pág. 127)

III. METODO

3.1 Tipo y diseño de estudio

El tipo de estudio es un estudio experimental prospectivo, que sigue el presente diagrama:

G O₁ X O₂

De donde:

G: es la muestra

O₁: Sin algoritmo estándar y filtro HCE

X: tratamiento de la variable experimental

O₂: Con algoritmo estándar y filtro HCE

3.2 Ámbito temporal y espacial

La investigación se realizara entre los meses de noviembre y diciembre del año 2018 y el mes de enero 2019.

Se llevara a cabo con los pacientes atendidos en el centro médico RESOMASA con 27 años de trayectoria en el mercado médico y que cuenta con dos equipos Multicorte ambos de la marca Siemens el primero es modelo Sensation Cardiac de 16 líneas y el segundo es modelo Spirit de 2 líneas los dos equipos cuentan con el software de posprocesamiento necesario para realizar la investigación.

3.3 Variables

Variable Independiente:

3.3.1 Algoritmo estándar y Filtro HCE

Variable Dependiente:

3.3.2 Imágenes de tomografía computada del tórax

3.4 Población y Muestra

Estará constituida por los pacientes adultos de 18 a 60 años atendidos en tomografía computada que se realizaron una tomografía computada en RESOMASA durante el los meses de noviembre 2018 -Diciembre 2018 y Enero 2019. Según cuadro:

Pacientes atendidos en tomografía de tórax			
nov-18	dic-18	ene-19	TOTAL
86	73	79	238

Criterios de Selección:

a) Criterios de Inclusión:

- Pacientes de 18 a 60 años de ambos géneros atendidos en tomografía computada que se realizaron una tomografía computada en RESOMASA
- Pacientes a los que se solicite examen de tomografía computada de tórax.

b) Criterios de Exclusión:

- Pacientes que hayan tenido imágenes movidas.
- Pacientes que presenten prótesis metálicas de columna vertebral
- Pacientes con marcapaso.
- Pacientes embarazadas.

La población de estudio, con los criterios de inclusión y exclusión es equivalente a 238 pacientes.

Unidad de Observación y Análisis:

Paciente adulto de 18 – 60 años atendido por Consulta ambulatoria al que se le realice examen de tomografía computada del tórax.

Tamaño de la Muestra:

Dado que es una población finita, el Doctor Supo en su libro “como elegir una muestra nos si la población es finita, es decir conocemos el total de la población y deseásemos saber cuántos del total tendremos que estudiar la fórmula sería:

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

Donde:

- N = Total de la población
- Z_{α} = 1.96 al cuadrado (si la seguridad es del 95%)
- p = proporción esperada (en este caso 5% = 0.05)
- q = 1 – p (en este caso 1-0.05 = 0.95)
- d = precisión (en su investigación use un 5%).

(Supo, 2014)

Con estos datos, y utilizando la página web para cálculo automático de la muestra obtenemos:

$$n = 148 \text{ casos.}$$

(Sample Size calculator for a proportion)

Selección de Muestra:

El tipo de muestreo a realizar será probabilístico, y de tipo sistemático.

Para ello, se estableció la relación Población/Muestra para definir los grupos sobre el que se realizará el muestreo.

3.3 Operalización de variables: **"CALIDAD EN IMÁGENES DE TORAX CON TOMOGRAFIA COMPUTADA DE 5 mm AL APLICAR ALGORITMO STANDART Y FILTRO HCE COMPARADO CON LA TECNICA CONVENCIONAL CON EQUIPOS SIEMENS 2018"**

VARIABLE	Definición Conceptual	Definición Operacional	Dimensiones	Indicadores	Unidad de Medida	Escala	Valor final
Algoritmo de Reconstrucción Standart	Procedimiento matemático utilizado para la <i>convolución</i> de los perfiles de atenuación y la reconstrucción de la imagen de TC, con igual ponderación entre la resolución espacial y la resolución de contraste.	Colocación del algoritmo estándar en el proceso de reconstrucción del raw data	AB40 AB50 AB60	Bordes difusos Bordes algo definidos Bordes definidos	Bordes mal definidos Bordes definidos Bordes muy definidos	Cualitativa Ordinal	
Filtro HCE	<i>Los filtros aplicados a las imágenes en los equipos de tomografía computada siemens son tres: Intensificación de bajo contraste LCE Intensificación de alto contraste HCE Algoritmo avanzado de suavizado ASA</i>	A las imágenes obtenidas con algoritmos standart se le realiza un posproceso de con un algoritmo HCE	Volumen de imagen con aplicación del filtro HCE	Nuevo volumen con imágenes muy ruidosas.	Poco ruido Mucho ruido	Cualitativa Ordinal	
Imágenes de Tomografía computada de 5mm	Imágenes formadas por el grado de atenuación de los rayos X y procesamiento por computadoras con una colimación del haz de rayos x de 5 mm	Evaluación cualitativa por expertos a nivel de: Parénquima pulmonar Mediastino Partes óseas Partes Blandas	Combinación de algoritmo standart y filtro HCE con grosor de 5mm	Bordes mal definidos Bordes igual definidos Bordes muy definidos	Peor imagen Igual Imagen Mejor imagen	Cualitativa	Peor=1 Igual=2 Mejor=3

3.5 Instrumentos

Se procede a presentar imágenes de tomografía computada del tórax normal, validado por el informe del radiólogo; a los expertos los cuales deben calificar las imágenes como:

1. MALA IMAGEN
2. BUENA IMAGEN
3. ADECUADA IMAGEN
4. EXCELENTE IMAGEN

Según el cuadro:

PACIENTE N° 1

ANATOMIA A EVALUAR	IMAGEN A	IMAGEN B
PARENQUIMA PULMONAR		
MEDIASTINO		
PARTES ÓSEAS		
PARTES BLANDAS		

3.6 Procedimientos

1.- PROCEDIMIENTO RUTINARIO:

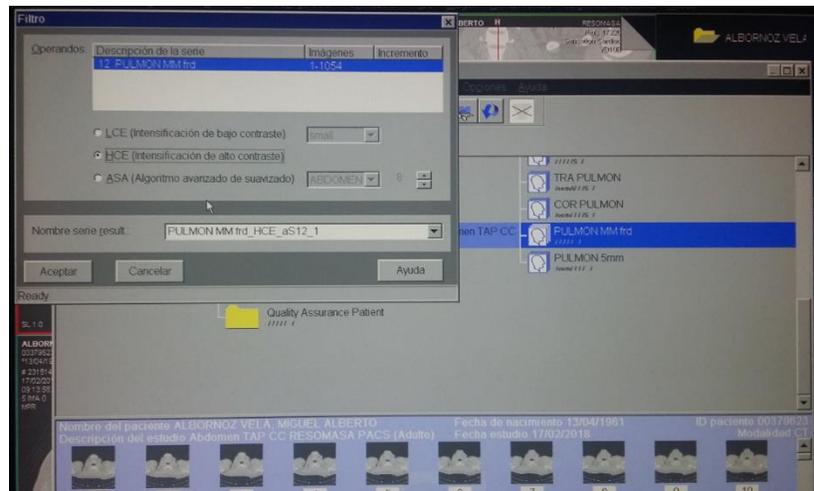
El procedimiento rutinario para la evaluación del tórax con tomografía computada es:

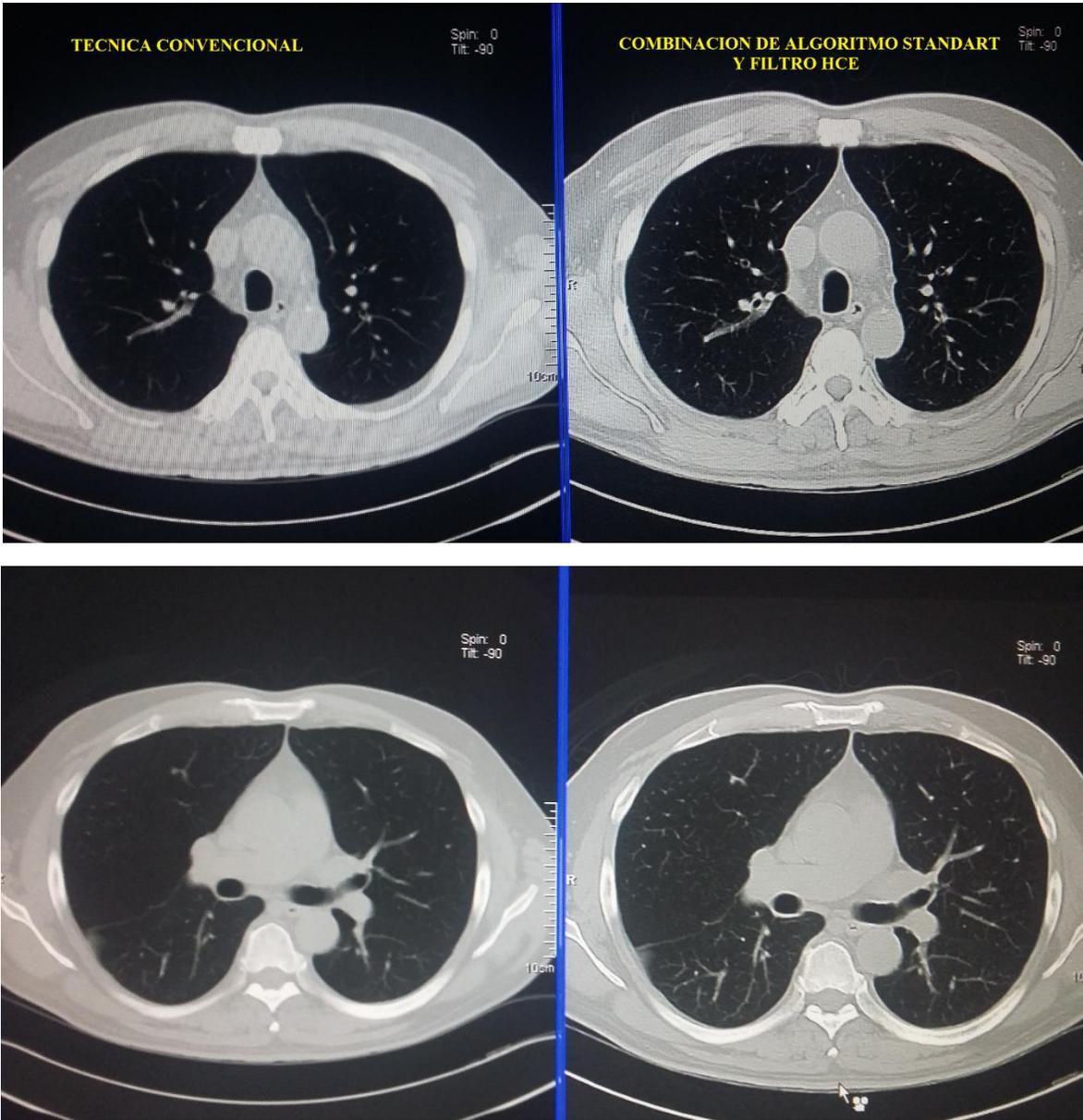
1. Adquisición volumétrica de 1mm de grosor con filtro B41 para estudio del mediastino. Reconstrucciones de 5mm para el informe y plaqueo.

2. Una reconstrucción volumétrica de 1mm de grosor con filtro B80 para el estudio del parénquima pulmonar. Reconstrucciones de 5mm para el informe y plaqueo

MI PROPUESTA:

1. Adquisición volumétrica de 1mm de grosor con filtro B41 para estudio del mediastino.
2. Una reconstrucción volumétrica de 1mm de grosor con filtro B50, al que denominaré PULMON: mm frd
3. Aplicar el filtro HCE al volumen PULMON (mmfrd)
4. Este nuevo volumen llevarlo a la tarjeta 3D para generar imágenes de 5mm que ser informadas y graficadas.





PRESENTACION HABITUAL

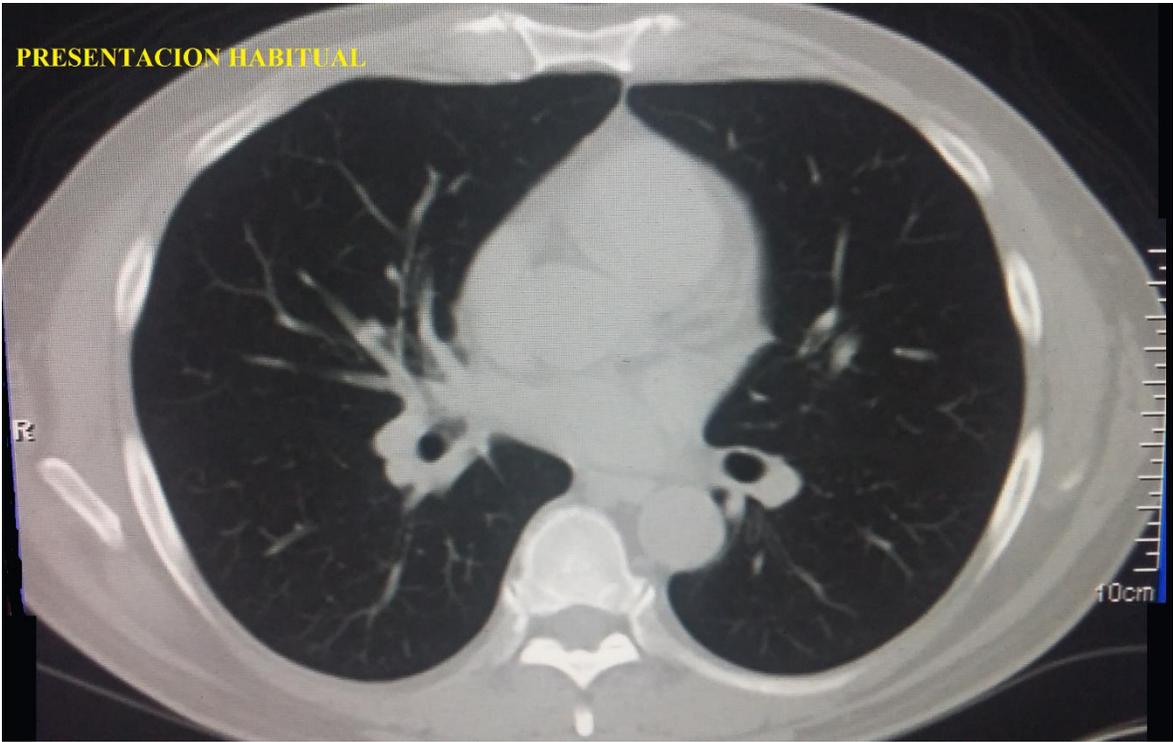
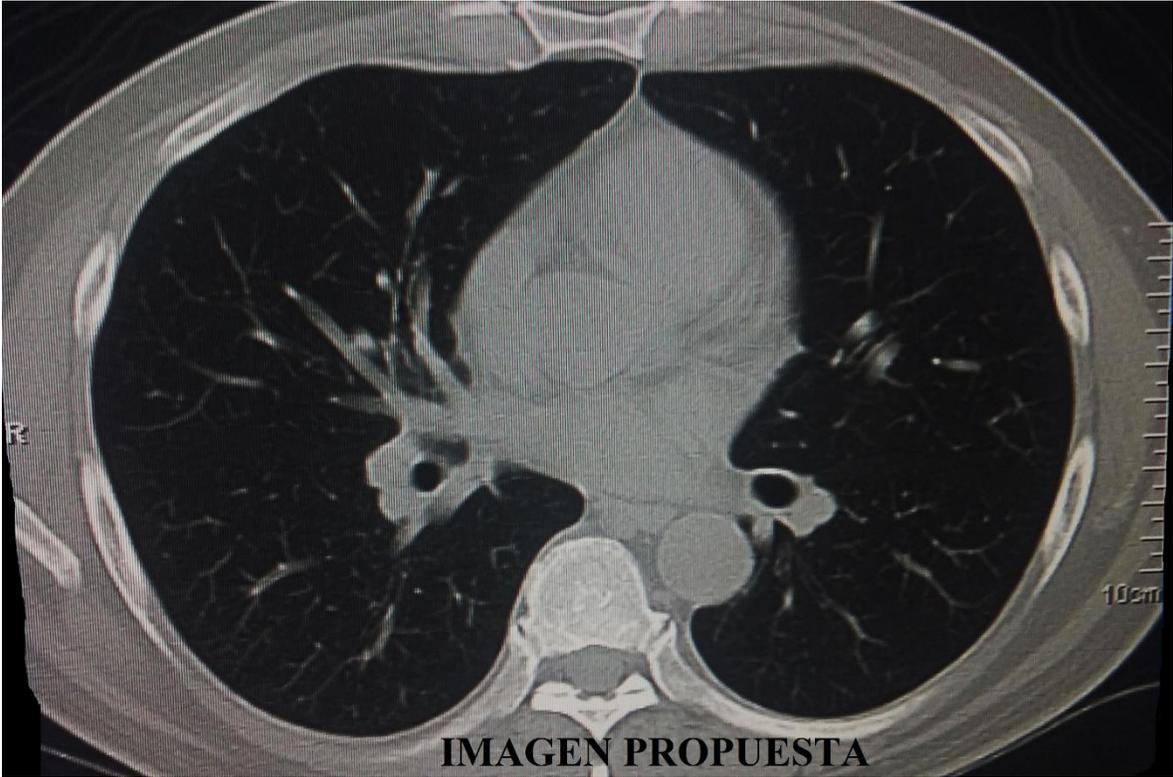


IMAGEN PROPUESTA



TECNICA RECOMENDADA:

1. Adquirir las imágenes con Filtro de convolución de B50f (definición mediana)
2. Ventana predeterminada del siemens “LUNG”
3. Evaluación>Manipulación de imágenes; elegir función filtro.

PROMEDIO

FILTRO ← 

SUSTRACCIÓN

4. LCE (intensificación de bajo contraste)

HCE (intensificación de alto contraste) ← 

ASA (algoritmo avanzado de suavizado)

5. La máquina nos otorga una nueva serie: PUL_VOL50_HCE_S13_1
6. Esta nueva serie volumétrica se envía a la tarjeta 3D para las reconstrucciones MPR.

3.7 Análisis de datos

Se elaboró una hoja por Microsoft Excel 2013 para diseñar la ficha de recolección de datos, ordenar los mismos en una base de datos para procesarlos y clasificarlos electrónicamente según el criterio de las variables y analizar su relación.

Los resultados se obtuvieron mediante el programa estadístico SPSS versión 20 y posterior presentación de los datos en cuadros, gráficos y tablas para su correcto análisis e interpretación.

Para fines de análisis estadístico tendremos:

Método A: uso tradicional reconstrucción con filtro Sharp B80

Método B: Método propuesto reconstrucción con filtro Standart B50 sumado a Filtro de imagen HCE

3.8 Aspectos Éticos

Se solicitará autorización y se realizará las coordinaciones con los Tecnólogos Médicos de Radiología del Área de Tomografía computada para revisar las solicitudes de examen, examen propiamente dicho y el informe radiológico del mismo.

Se solicitara autorización del Director Médico de Resomasa para realizar la presente investigación.

El investigador guardará absoluta confidencialidad y reserva de la información contenida; siendo de uso exclusivo para la investigación.

CAPITULO IV PRESENTACIÓN DE RESULTADO

4.1 CONTRASTACION DE HIPOTESIS

Paso 1: Planteamiento de la Hipótesis Nula (Ho) y de la Hipótesis alterna (Ha):

4.1.1 Hipótesis General

Ho: Los efectos de la aplicación de la combinación del algoritmo estándar y filtro

HCE no mejora significativamente las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: Los efectos de la aplicación de la combinación del algoritmo estándar y filtro

HCE mejora significativamente las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

4.1.2 Hipótesis específicas:

Especifica 1

Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018

Especifica 2

Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Especifica 3

Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Especifica 4

Ho: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE no mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Ha: El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparado con técnica convencional con equipos siemens 2018

Paso 2: Selección del nivel de significancia

Nivel de significancia $\alpha=0,05$ o 5,00%

Paso 3: Selección de prueba estadística

Rangos de Wilconxon

1.1 Análisis e interpretación

Cálculos base ESTADISTICOS NO PARAMETRICOS. Hipótesis General

- 1 Tipo de estudio; Longitudinal
- 2 Nivel de investigación: Relacional
- 3 Objetivo estadístico: comparar
- 4 Variable de estudio: Numérica
- 5 Tipo de distribución: Sin normalidad

Tabla 1

Distribución de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Pulmones

Evaluación de imagen	Método			
	Método A	%	Método B	%
Mala imagen	1	.7%	1	.7%
Aceptable imagen	27	18.0%	3	2.0%
Buena imagen	122	81.3%	32	21.3%
Excelente imagen	0	0.0%	114	76.0%

Fuente: Base de datos análisis con SPSS 20

Interpretación: La comparación del cuadro entre el Método A y Método B demuestra que el método B (hipótesis del investigador) es mejor en el ítem excelente imagen 76% respecto al Método A (hipótesis alterna) 0%

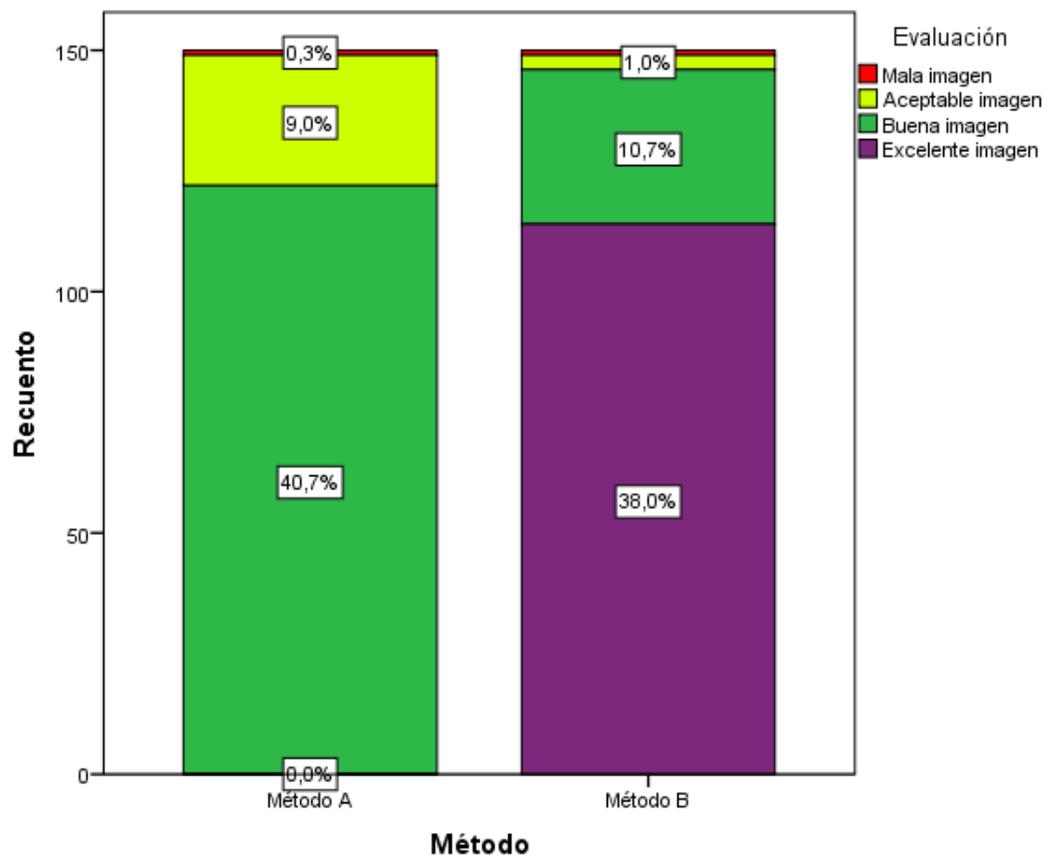


Figura 1: Gráfico de barras apiladas de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Pulmones

Tabla 2

Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Pulmones

Rangos				
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Método_B - Método_A	Rangos negativos	2 ^a	97.50	195.00
	Rangos positivos	133 ^b	67.56	8985.00
	Empates	15 ^c		
Total		150		

a. Método_B < Método_A

b. Método_B > Método_A

c. Método_B = Método_A

La tabla 2, nos muestra que existe una mayor cantidad de rangos positivos (133 rangos), por tanto, el método B, es el que refleja las mejores condiciones en las imágenes para el pulmón

Tabla 3

Prueba de Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Pulmones

Estadísticos de prueba ^a	
Método_B - Método_A	
Z	-10,832 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	.000

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Visualizando el p-valor de la tabla 3, es menor que 0.01 ($p=0.000 < 0.01$), se concluye que existe diferencia altamente significativa en la calidad de las imágenes para el pulmón, utilizando el método A y el método B, siendo el método B, quien obtuvo las mejores calificaciones por parte de los expertos. Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018”

Tabla 4

Distribución de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para el Mediastino

Evaluación de imagen	Método			
	Método A	%	Método B	%
Mala imagen	122	81.3%	117	78.0%
Aceptable imagen	22	14.7%	17	11.3%
Buena imagen	6	4.0%	15	10.0%
Excelente imagen	0	0.0%	1	.7%

Fuente: Base de datos análisis con SPSS 20

Interpretación La comparación del cuadro entre el Método A y Método B demuestra que el método B (hipótesis del investigador) es mejor en los ítem buena imagen 10% Vs 4%; excelente imagen 0.7% respecto al Método A (hipótesis alterna) 0%

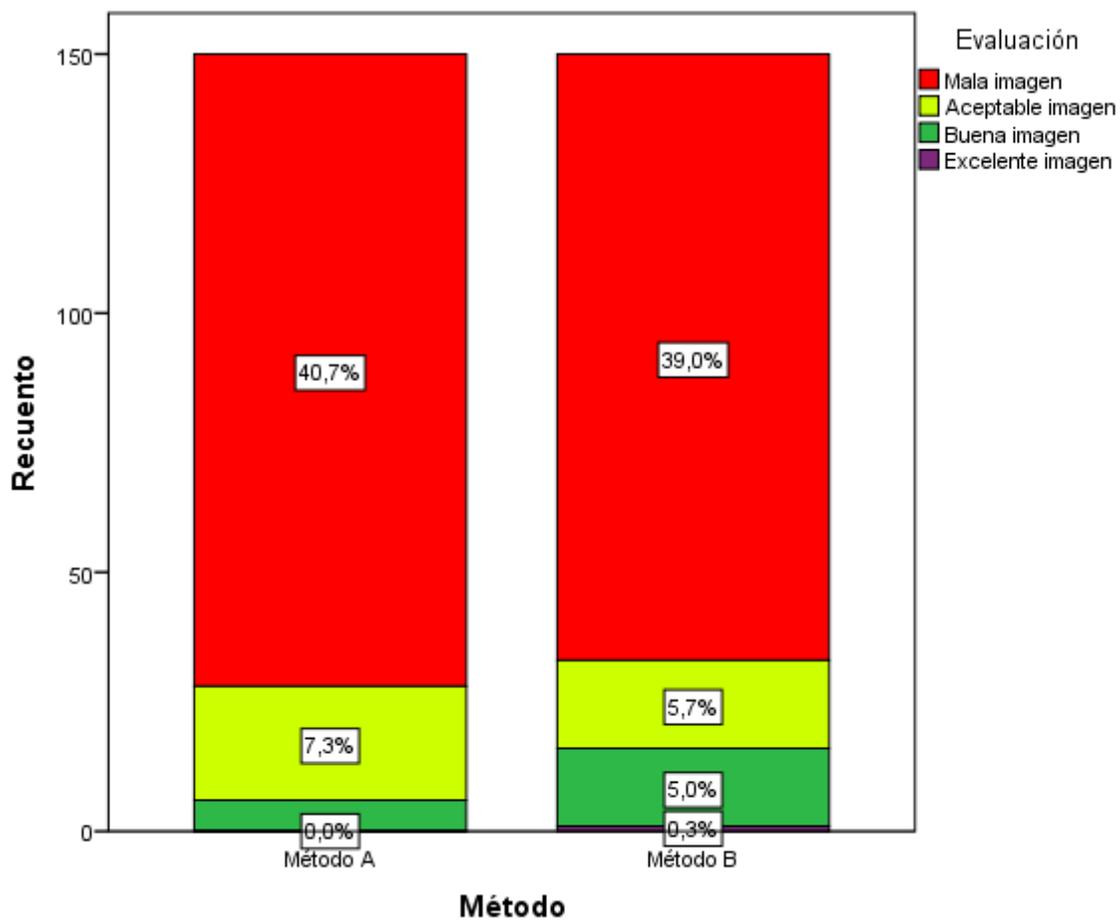


Figura 2: Gráfico de barras apiladas de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para el Mediastino

Tabla 5

Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Mediastino

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Método_B - Método_A	Rangos negativos	11 ^a	9.55	105.00
	Rangos positivos	16 ^b	17.06	273.00
	Empates	123 ^c		
	Total	150		

a. Método_B < Método_A

b. Método_B > Método_A

c. Método_B = Método_A

En la tabla 5, podemos verificar que existe una mayor cantidad de rangos positivos (16 rangos), por tanto, el método B, es quien otorga los mejores en las imágenes para el mediastino.

Tabla 6

Prueba de Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Mediastino

Estadísticos de prueba ^a	
Método_B - Método_A	
Z	-2,077 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	.038

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Visualizando el p-valor de la tabla 6, presentó un valor menor del 0.05 ($p=0.038<0.05$), concluyendo de esta manera que existe diferencia significativa en la calidad de las imágenes para el mediastino, utilizando el método A y el método B, siendo el método B, quien obtuvo las mejores calificaciones por parte de los expertos. Pudiendo concluir que acepta “El uso de

la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino con equipos siemens 2018”

Tabla 7

Distribución de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Partes Oseas

Evaluación de imagen	Método			
	Método A	%	Método B	%
Mala imagen	74	49.3%	40	26.7%
Aceptable imagen	65	43.3%	8	5.3%
Buena imagen	11	7.3%	52	34.7%
Excelente imagen	0	0.0%	50	33.3%

Fuente: Base de datos análisis con SPSS 20

Interpretación La comparación del cuadro entre el Método A y Método B demuestra que el método B (hipótesis del investigador) es mejor en los ítem buena imagen 34.7% Vs 7.3%; excelente imagen 33.3% respecto al Método A (hipótesis alterna) 0%

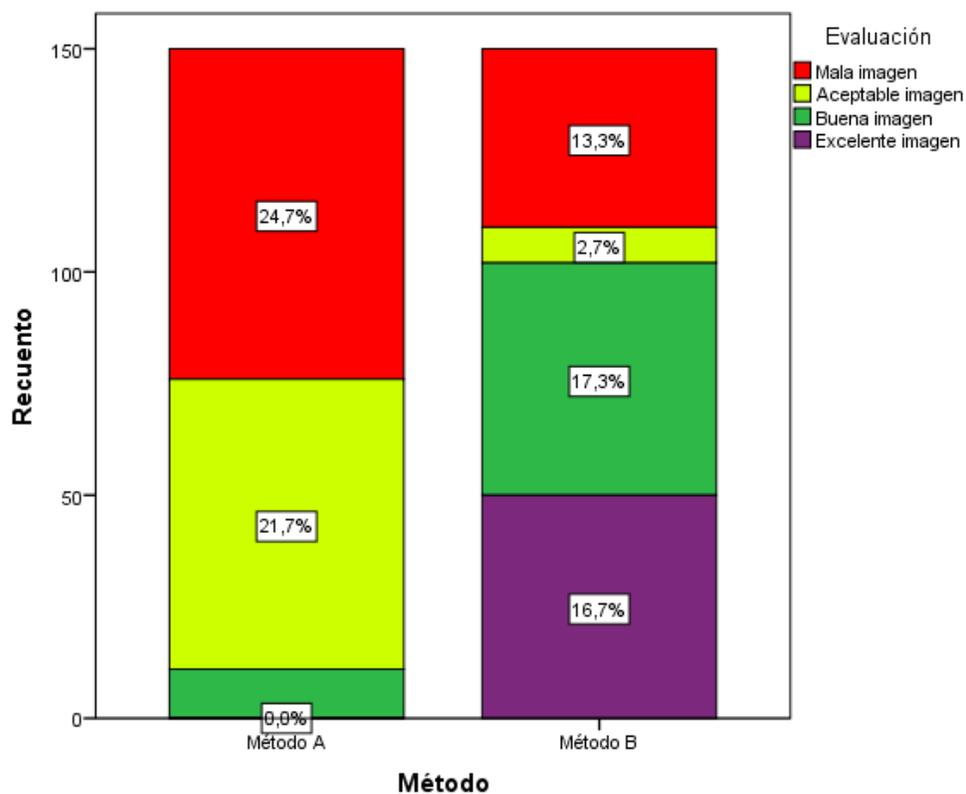


Figura 3: Gráfico de barras apiladas de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Partes Óseas

Tabla 8

Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Partes Óseas

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Método_B - Método_A	Rangos negativos	16 ^a	30.00	480.00
	Rangos positivos	105 ^b	65.72	6901.00
	Empates	29 ^c		
	Total	150		

a. Método_B < Método_A

b. Método_B > Método_A

c. Método_B = Método_A

Observando la tabla 8, son los rangos positivos quienes presentan una mayor cantidad (105 rangos), por tanto, el método B, es quien otorga los mejores en las imágenes para las partes óseas.

Tabla 9

Prueba de Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de las Partes Óseas

Estadísticos de prueba ^a	
Método_B - Método_A	
Z	-8,468 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	.000

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

La tabla 9 presenta un p-valor menor que el 0.01, de este modo se concluye que existe diferencia altamente significativa en la calidad de las imágenes para las partes óseas, utilizando el método A y el método B, siendo el método B, quien obtuvo las mejores calificaciones por parte de los expertos. Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas con equipos siemens 2018”

Tabla 10

Distribución de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Partes Blandas

Evaluación de imagen	Método			
	Método A	%	Método B	%
Mala imagen	68	45.3%	80	53.3%
Aceptable imagen	68	45.3%	18	12.0%
Buena imagen	14	9.3%	52	34.7%

Fuente: Base de datos análisis con SPSS 20

Interpretación La comparación del cuadro entre el Método A y Método B demuestra que el método B (hipótesis del investigador) es mejor en los ítem buena imagen 34.7% Vs 9.3%; respecto al Método A (hipótesis alterna)

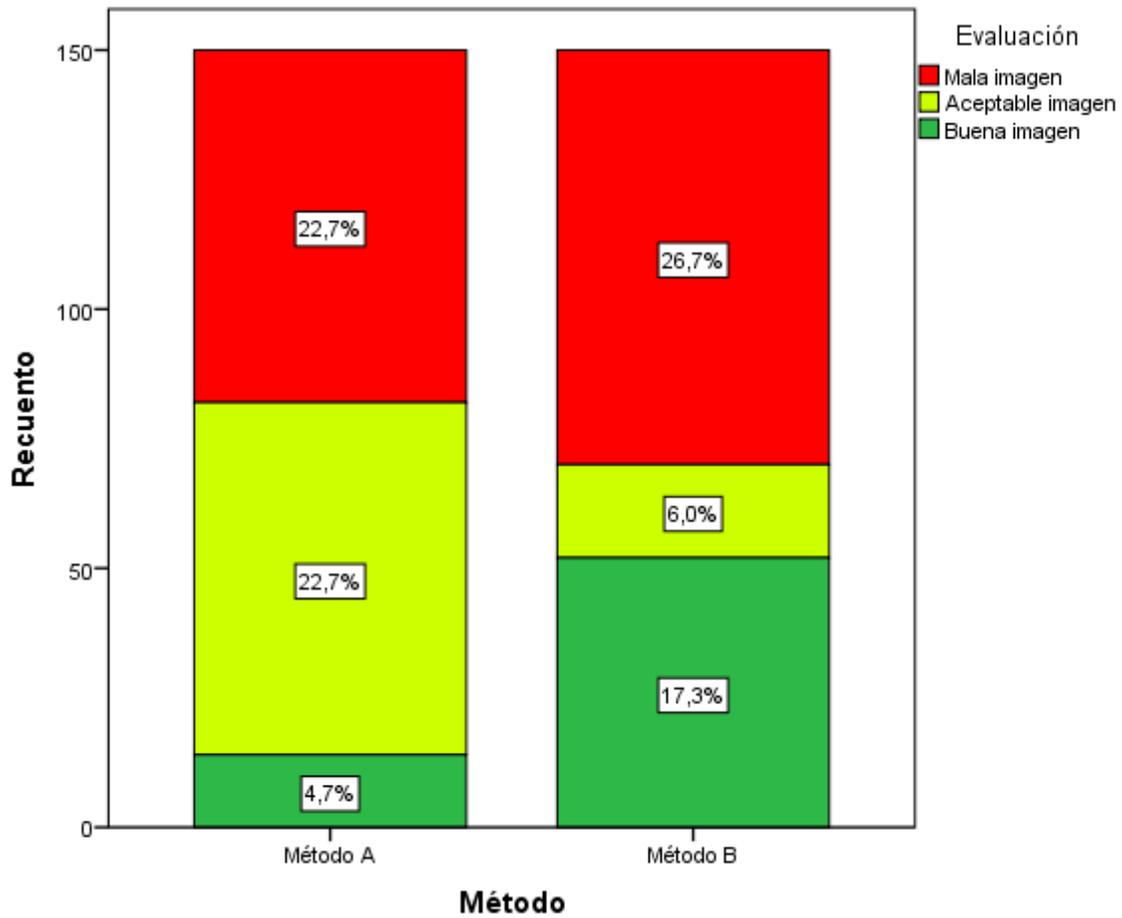


Figura 4: Gráfico de barras apiladas de la evaluación de la calidad de imagen comparando el método A y método B para Partes Blandas

Tabla 11

Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de Partes Blandas

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
Método_B - Método_A	Rangos negativos	21 ^a	36.14	759.00
	Rangos positivos	48 ^b	34.50	1656.00
	Empates	81 ^c		
	Total	150		

a. Método_B < Método_A

b. Método_B > Método_A

c. Método_B = Método_A

Observando la tabla 11, la mayor frecuencia está representada por los rangos positivos (48 rangos), por tanto, el método B, es quien otorga los mejores en las imágenes para las partes blandas.

Tabla 12

Prueba de Rangos de Wilcoxon de la comparación de imágenes del Método A y Método B en la evaluación de las Partes Blandas

Estadísticos de prueba ^a	
Método_B - Método_A	
Z	-3,064 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	.002

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

La tabla 12 presenta un p-valor menor que el 0.01, de este modo se concluye que existe diferencia altamente significativa en la calidad de las imágenes para las partes blandas, utilizando el método A y el método B, siendo el método B, quien obtuvo las mejores calificaciones por parte de los expertos. Pudiendo concluir que acepta “El uso de la

combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas con equipos siemens 2018”

Capítulo V: Discusión de resultados

En el estudio titulado: "Calidad en imágenes de tórax con tomografía computada de 5 mm al aplicar algoritmo estándar y filtro HCE comparado con la técnica convencional con equipos siemens 2018" comparo mi método con el método usado cotidianamente, encontrando que los pulmones, mediastino las partes blandas y las partes óseas del tórax mejoran significativamente usando la combinación de un Kernel estándar combinándolo con un filtro de imagen HCE en los equipos siemens.

Volt, J. et al, en el año 1997 encontró en su investigación "High-Resolution CT of the Lung: Determination of the Usefulness of CT Scans Obtained with the Patient Prone Based on Plain Radiographic Findings"; que el uso de los filtros de alta resolución mejoraba la visualización del parénquima pulmonar.

Asimismo **Toluee A. et al**, en el año 2008 en su paper "Texture Analysis in lung HRCT imágenes" combino dos filtros de alta resolución y mejoró la visualización de la enfermedad llamada "panal de abeja" en los pulmones.

Kaira M., et al en su paper de 2003 titulado: "Can Noise Reduction Filters Improve Low-Radiation-Dose Chest CT Images? Pilot Study" llegó a demostrar que el uso de filtros disminuía la dosis de radiación mejorando la resolución señal ruido en las imágenes del tórax.

Neubawer, J. et al en su estudio prospectivo en 2016 titulado "Image quality of mixed convolution kernel in thoracic computed tomografía", llegó a las siguientes conclusiones: Encontramos que el kernel de convolucion mixta tiene propiedades muy similares al kernel de convolución suave. Únicamente el parénquima pulmonar y unas pocas estructuras adyacentes se representaron con mayor calidad.

Capítulo VI: Conclusiones

El objetivo general y los específicos planteados en esta investigación se cumplieron de la forma siguiente:

Primera conclusión

Analizando la información anterior podemos interpretar que será un estudio no paramétrico, en merced de que el valor p-valor es de 0,00 y este es menor a 0,05, lo cual nos precisa de que se trata de un modelo no paramétrico. Analizando el cuadro anterior tenemos que el valor de signa asintótica – bilateral es de 0,00, lo que se puede afirmar al ser menor que 0,005, acepta la validez de la hipótesis alterna y rechaza la hipótesis nula de la investigación. Asimismo se puede analizar en el grafico que el método B es mayor al método A1, Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón con equipos siemens 2018.”

Segunda conclusión

Analizando la información anterior podemos interpretar que será un estudio no paramétrico, en merced de que el valor p-valor es de 0,00 y este es menor a 0,05, lo cual nos precisa de que se trata de un modelo no paramétrico. Analizando el cuadro anterior tenemos que el valor de signa asintótica – bilateral es de 0,00, lo que se puede afirmar al ser menor que 0,005, acepta la validez de la hipótesis alterna y rechaza la hipótesis nula de la investigación. Asimismo se puede analizar en el grafico que el método B es mayor al método A1, Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino con equipos siemens 2018.”

Tercera conclusión

Analizando la información anterior podemos interpretar que será un estudio no paramétrico, en mercede de que el valor p-valor es de 0,00 y este es menor a 0,05, lo cual nos precisa de que se trata de un modelo no paramétrico. Analizando el cuadro y grafico anterior tenemos que el valor de signa asintótica – bilateral es de 0,00, lo que se puede afirmar al ser menor que 0,005, acepta la validez de la hipótesis alterna y rechaza la hipótesis nula de la investigación. Asimismo se puede analizar en el grafico que el método B es mayor al método A1, Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas con equipos siemens 2018.”

Cuarta conclusión

Analizando la información anterior podemos interpretar que será un estudio no paramétrico, en mercede de que el valor p-valor es de 0,00 y este es menor a 0,05, lo cual nos precisa de que se trata de un modelo no paramétrico. Analizando el cuadro anterior tenemos que el valor de signa asintótica – bilateral es de 0,00, lo que se puede afirmar al ser menor que 0,005, acepta la validez de la hipótesis alterna y rechaza la hipótesis nula de la investigación. Asimismo se puede analizar en el grafico que el método B es mayor al método A1, Pudiendo concluir que acepta “El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas con equipos siemens 2018.”

5.3 RECOMENDACIONES

Primera recomendación

AL DIRECTOR MEDICO DE RESOMASA:

Recomendar aplique la combinación de algoritmo estándar y filtro de imagen HCE en los estudios de tórax realizados en Resomasa.

Segunda recomendación

A LOS USUARIOS DE EQUIPOS SIEMENS:

Recomendar aplique la combinación de algoritmo estándar y filtro de imagen HCE en los estudios de tórax.

Tercera recomendación

A LA EMPRESA SIEMENS:

Que recomiendo a los usuarios de sus equipos de tomografía usen la combinación de algoritmo estándar y filtro de imagen HCE en los estudios de tórax.

Cuarta recomendación

A LOS TECNOLOGOS MEDICOS DE RADIOLOGIAL:

Que prueben en sus equipos de tomografía siemens usen la combinación de algoritmo estándar y filtro de imagen HCE en los estudios de tórax.

Quinta recomendación

A LOS MEDICOS RADIOLOGOS:

Que coordinen con los tecnólogos médicos en radiología el uso en los equipos de tomografía siemens la combinación de algoritmo estándar y filtro de imagen HCE en los estudios de tórax.

V Referencias Bibliográficas

- Alarcon, V., Alarcon, E., Figueroa, C., & Mendoza-Ticona, A. (2017). Tuberculosis en el Perú: situación epidemiológica, avances y desafíos para su control. *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública*, 1-11.
- Alarcón, V., Alarcon, E., Figueroa, C., & Mendoza-Ticona, A. (2017). *Tuberculosis en el Perú: situación epidemiológica, avances y sus desafíos para el control*. Obtenido de Revista Peruana de medicina experimental y salud pública:
<http://www.rpmesp.ins.gob.pe/index.php/rpmesp/article/view/2384/2777>
- Berland, L. L. (1987). *Practical Ct Technology al techniques*. New York: Raven Press.
- Bongartz , G., Golding, S., & Jurik, A. (1999). *Directrices Europeas sobre criterios de calidad para tomografía Computada*. Obtenido de
<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>
- Bracewell, R. (1989). The Fourier Transform. *Sci.Am.*, 260:86.95.
- CapeRay, M. (07 de DICIEMBRE de 2012). *CAPERAY*. Obtenido de
<http://www.caperay.com/blog/index.php/2012/the-power-of-a-patent/>
- Carrillo de Gea, J. M. (2010). *Deteccion de la normalidad y anormalidad de las radiografias de tórax usando LBP*. España: Universidad de Murcia.
- Comercio, E. (9 de Julio de 2014). La Tuberculosis es subestimada por la OMS. *ciencia*.
- Cormack, A. M. (8 de december de 1979). *Early 2D reconstruction and recent topics stemming from it*. Obtenido de
<http://hipatia.dma.ulpgc.es/profesores/personal/aph/ficheros/resolver/ficheros/crp/cormack-lecture79.pdf>
- Galindo Urribarri, S. (2003). Principios matemáticos de la reconstrucción de imagenes tomograficas. *CIENCIA ergo sum*, 271-281.
- Gibson, C. (1981). *The facts on File Dictionary of Mathematics*. New York: Facts in file.
- Impact. (mayo de 2013). *impactscan*. Obtenido de <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>
- Impactscan.org. (Mayo de 2013). *Impactscan.org*. Obtenido de
<http://www.impactscan.org/CThistory.htm#timeline>
- Kaira, M. K., Wittram, C., Maher, M., Sharma, A., Avinash, G., Karau, K., . . . Shepard, J.-A. (2003). Can Noise ReductionFilters Improve Low-Radiation-Dose Chest CT Images? *Radiology*, 257-264.
- Knuth, D. E. (1977). Algorithms. *Sci Am*, 263:63-80.
- Lee, J. K., & Segel, S. S. (2006). *Tomografía computada del cuerpo con correlacion con resonancia magnetica*. USA: Lippincot Williams and Wilkins.

- López Rincon, M. d. (27 de Julio de 2016). *Historia de la tomografía coronaria computada*.
Obtenido de <http://www.drjosemariahdez.mx/historia-de-la-tomografia-coronaria-computada/>
- Neubauer, J., Spira, A. M., Strube, J., Langer, M., Voss, C., & Kotter, E. (2016). Image quality of mixed convolution kernel in thoracic computed tomography. *MEDICINE*, 1-5.
- Ortega Hrescak, M. C., & Socolsky, G. A. (2012). Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computada. *Revista argentina de Radiología*, 331-341.
- Peters, T., & Williams, J. (1998). *The fourier transformation in biomedical Engineering*. USA: Library of congress cataloging-in-Publicacion Data.
- PHILIPS MEDICAL SYSTEMS. (1999). *Service training Manual*. Holanda: Internationakl sales and service training center.
- Prokop, M., & Galanski, M. (2003). *Computed Tomography of the body*. USA: Thieme.
- Ramirez Giraldo, J. C., Fletcher, J. J., & McCollough, C. H. (2011). Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico. *Revista Ingeniería Biomédica*, 55-62.
- Ramos Muñoz, W. C. (2013). *Analisis de la situacion del cancer en el Perú 2013*. Lima-Peru: ASKHA EIRL.
- Salito, C., Woods, J. C., & Aliverti, A. (2011). Influence of CT reconstrction setting on extremely low attenuationvalues for especific gas volume calculation in severe enphisema. *Academy Radiologic*, 1277-1284.
- Sample Size calcuator for a proportion*. (s.f.). Obtenido de <http://www.berrie.dds.nl/calcss.htm>
- Seeram, E. (1994). *Computed Tomography*. canada: Saunders.
- Siemens. (2007). Obtenido de Siemens Healthcare:
<https://www.healthcare.siemens.com.mx/computed-tomography/ct-customer-information-portal/somatom-sensation-application-guides/application-guides-somatom-emotion>
- SIEMENS. (2015). *Siemens Healthcare*. Obtenido de
https://health.siemens.com/CT_applications/YesDS/
- Supo, J. (2014). *Como elegir una muestra*. Arequipa, Perú: BIOESTADISTICO EIRL.
- Thomas, A. M., & Banerjee, A. K. (2013). *The history of Radiology*. England: Oxort University press.
- Tolouee, Azar & Moghaddam, Hamid & Garnavi, Rahil & Forouzanfar, & Mohamad & Gity, Masoumeh. (2008). Texture Analysis in Lung HRCT Images. Digital Image Computing: Techniques and Applications. *DICTA*, 305-311.
- Volpe, J., Storto, M. L., Lee, K.-n., & Webb, W. R. (1997). High Resolution CT of ther Lung. *American Journal Radiology*, 369-374.

Webb, R. W., Muller, N. L., & Naidich, D. P. (2003). *Alta resolución en TC de Pulmón*. Philadelphia USA: MARBAN.

Zonneveld, F. W. (1999). History of computed tomography. *Philips*, 1-58.

ANEXO 1: APROBACIÓN Y AUTORIZACIÓN DE LA INSTITUCIÓN DONDE SE REALIZÓ LA INVESTIGACIÓN



San Isidro 9 de abril del 2019

Señor Decano:
César Guerrero Barrantes
Decano de la Facultad de Tecnología Médica
Universidad Nacional Federico Villarreal

Asunto: Autorización a acceso a base de datos

Presente.-

De mi consideración:

El Doctor Conrado Castro Magluff CMP 9161 Especialista en Neurología RNE 254214623 en su condición de Director Médico de la institución RESOMASA, AUTOIZA al Lic. Fredy Wilson Villena con número de CTMP 0755, el acceso a la base de datos de nuestra institución, para el desarrollo de su tesis titulada "Calidad de imágenes de tórax con tomografía computada de 5mm al aplicar algoritmo standart y filtro HCE comparado con la técnica convencional con equipos Siemens 2018"

Sin otro en particular quedo de Ud.

Atentamente

CONRADO CASTRO MAGLUFF
DIRECTOR MÉDICO
RESOMASA

SEDE JAVIER PRADO
Av. Javier Prado Este 1178,
San Isidro
Citas: 2122034 anexo 3611

SEDE CAVENECIA
Av. Emilio Cavenecia 265,
San Isidro
Directo: 4215370 opción 1
Citas: 6168900 anexo 1180

SEDE CC MEGAPLAZA
Av. Alfredo Mendiolá 3698,
Independencia (Edif. Integramédica Piso 3)
Citas: 6341000 anexo 5121



ANEXO 2 Matriz de consistencia: "CALIDAD EN IMÁGENES DE TORAX CON TOMOGRAFIA COMPUTADA DE 5 mm AL APLICAR ALGORITMO STANDART Y FILTRO HCE COMPARADO CON LA TECNICA CONVENCIONAL CON EQUIPOS SIEMENS 2018"

PROBLEMA GENERAL	OBJETIVO GENERAL	HIPOTESIS GENERAL	VARIABLES	INDICADORES	METODOLOGIA
<p>¿Existe alguna mejora al usar algoritmo estandar y filtro HCE en las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018?</p> <p>PROBLEMAS ESPECIFICOS</p> <p>1.- ¿el uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018?</p> <p>2.-¿el uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018?</p> <p>3.- ¿El uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018?</p> <p>4.- ¿el uso de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018?</p>	<p>Encontrar los efectos al aplicar la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE en las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>OBJETIVOS ESPECIFICOS</p> <p>1.-Describir que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>2.-Determinar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparada con técnica convencional con equipos siemens 2017</p> <p>3.-Encontrar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>4.-Determinar que el uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE, mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p>	<p>Los efectos de la aplicación de la combinación del algoritmo estándar y filtro HCE mejora significativamente las imágenes de tomografía computada de 5mm del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>HIPOTESIS ESPECIFICAS</p> <p>1. El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del pulmón comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>2. El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejoran las imágenes de tomografía computada de 5mm del mediastino comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>3. El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes blandas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p> <p>4. El uso de la combinación de algoritmo estándar y filtro HCE que mejora las imágenes de tomografía computada de 5mm de las partes óseas del tórax comparada con técnica convencional con equipos siemens 2018</p>	<p>VI: Algoritmo estándar y filtro HCE</p> <p><u>DIMENSIONES</u></p> <p>X1: Nivel de ruido</p> <p>X2: tiempo del procesamiento</p> <p>X3: uso de filtros de imagen HCE</p> <p>X4: Dificultad del proceso</p> <p>VD: Calidad de las imágenes de tomografía computada del tórax</p> <p><u>DIMENSIONES</u></p> <p>Y1: peor imagen</p> <p>Y2: igual imagen</p> <p>Y3: mejor imagen</p>	<p>X 1.1 bajo X 1.2 medio X 1.3 alto</p> <p>X 2.1 segundos X 2.2 minutos X 2.3 horas</p> <p>X 3.1 necesario X 3.2 no necesario</p> <p>X 4.1 bajo X 4.2 medio X 4.3 alto</p> <p>1</p> <p>2</p> <p>3</p>	<p>G O₁ X O₂</p> <p>De donde: G: es la muestra</p> <p>O₁: Sin algoritmo estándar y filtro HCE</p> <p>X: tratamiento de la variable experimental</p> <p>O₂: Con algoritmo estándar y filtro HCE</p>

