



CENTRO INTERNACIONAL DE ESTUDOS
DE DOUTORAMENTO E AVANZADOS
DA USC (CIEDUS)

TESE DE DOUTORAMENTO

**OPTIMIZACIÓN DEL NIVEL DE ENERGÍA
DE LAS TC DE ARTERIAS CEREBRALES
CON ENERGÍA DUAL**

M^a Eloísa Santos Armentia

ESCOLA DE DOUTORAMENTO INTERNACIONAL

PROGRAMA DE DOUTORAMENTO EN INVESTIGACIÓN CLÍNICA EN
MEDICINA

SANTIAGO DE COMPOSTELA

ANO 2019



**AUTORIZACIÓN DO DIRECTOR / TITOR
DA TESE**

**Optimización del nivel de energía de las
TC de arterias cerebrales con energía
dual.**

El D. Miguel Souto Bayarri y el D. Javier de la Fuente Aguado

INFORMA/N:

*Que a presente tese, correspóndese co traballo realizado por Dna. **M^a Eloísa Santos Armentia**, baixo a nostra dirección, e autorizo a súa presentación, considerando que reúne os requisitos esixidos no Regulamento de Estudos de Doutoramento da USC, e que como director desta non incorre nas causas de abstención establecidas na Lei 40/2015.*

En Santiago 19 de Junio de 2019.

Asdo Dr. Miguel Souto Bayarri

Asdo .Dr. Javier de la Fuente Aguado



DECLARACIÓN DO AUTOR DA TESE

OPTIMIZACIÓN DEL NIVEL DE ENERGÍA DE LAS TC DE ARTERIAS CEREBRALES CON ENERGÍA DUAL.

D./Dna. M^a Eloísa Santos Armentia

Presento miña tese, seguindo o procedemento adecuado ao Regulamento, e declaro que:

- 1) A tese abarca os resultados da elaboración do meu traballo.
- 2) No seu caso, na tese se fai referencia as colaboracións que tivo este traballo.
- 3) A tese é a versión definitiva presentada para a súa defensa e coincide ca versión enviada en formato electrónico.
- 4) Confirmo que a tese non incorre en ningún tipo de plaxio de outros autores nin de traballos presentados por min para a obtención de outros títulos.

En Vigo 01, de Julio de 2019.

Asdo Eloísa Santos Armentia



RESUMEN

Objetivos: El objetivo de este estudio es evaluar los efectos de las reconstrucciones virtuales monoenergéticas a varios niveles de energía sobre la calidad de imagen objetiva y subjetiva de la tomografía computarizada de doble energía (TCDE) de las arterias cerebrales.

Materiales y métodos: Se incluyeron en este estudio ciento cuarenta pacientes (73 hombres, 67 mujeres, edad media $54,3 \pm 16,9$ años) que se sometieron a angiografía por TC con doble energía de las arterias cerebrales entre el 9 de Septiembre de 2009 y el 31 de diciembre de 2014. Los datos se adquirieron con técnica de energía dual a 80 y 140 kVp utilizando una TC de doble fuente y se postprocesaron posteriormente para calcular los conjuntos de datos monoenergéticos desde 40 keV a 150 keV (a intervalos de 10 keV por paciente). Se calculó la densidad y el ruido en la arteria, en la musculatura paraespinal, en el aire y en la protuberancia. Se calcularon posteriormente las relaciones señal-ruido (RSR) y contraste-ruido (RCR). Dos radiólogos valoraron de forma independiente cada serie de imágenes utilizando una escala de calificación de 5 puntos evaluando subjetivamente la calidad general del polígono de Willis, el realce arterial, el ruido de la imagen y el artefacto sobre la protuberancia.

Resultados: Los valores de densidad en Unidades Hounsfield aumentaron cuando el pico de voltaje iba aumentado de 40 a 150 keV (densidad en la arteria carótida: 734.11- 87.34 H; en el músculo: 58,39-46,08; en el aire: -994,46--997,64; en la protuberancia: 56,99-30,36).

El ruido disminuyó a medida que la energía fotónica aumentaba desde 40 keV, pero en los valores monoenergéticos superiores se producía nuevamente un aumento (en la arteria carótida el ruido más bajo fue de 14,6 HU a 110 keV, en el músculo era 9,87 HU a 80 keV, en el aire 3,99 a 70 keV y en la protuberancia 12,23 HU a 80 keV)

La RSR fue mayor fue a 70 keV (14,58 HU) y la RCR óptima fue a 60 keV (59,19 HU).

La concordancia interobservador fue muy alta (0,96). El análisis subjetivo del polígono de Willis fue mayor para la serie 70 keV. Para el realce arterial las series a 60 y 70 keV fueron similares entre si y más altas que en los demás niveles monoenergéticos estudiados. El ruido de la imagen fue menor en la serie 70 keV. El artefacto en la protuberancia fue inferior en la serie de 40 keV.

Conclusiones: Las reconstrucciones virtuales monoenergéticas del TCED de las arterias cerebrales a 60 keV y 70 keV mejoran significativamente el realce arterial, la RSR, la RCR y la calidad de imagen subjetiva.

Palabras clave: TC de doble fuente; TC de energía dual; TCED; imágenes monoenergéticas virtuales; angiografía por TC.

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study is to evaluate the effects on objective and subjective image quality of virtual monoenergetic reconstructions at various energy levels of dual-energy computed tomography (DECT) in the cerebral arteries.

Materials and Methods: One hundred and forty patients (73 men, 67 women, mean age 54.3 ± 16.9 years) underwent dual energy CT angiography of the cerebral arteries from September 9th 2009 to December 31th 2014 and were included in this study. Data were acquired with 80 and 140 kVp tube using dual-source CT technology. Images subsequently were used to calculate kiloelectron volt monoenergetic image data sets ranging from 40 keV to 150 keV (at 10-keV intervals per patient). Vessel, soft tissue, air attenuation and image noise were measured in various regions of interest. Signal-to-noise (SNR) and contrast-to-noise (CNR) ratios were subsequently calculated. Two independent blinded radiologists subjectively rated each image series using a 5-point grading scale regarding overall circle of Willis image quality, arterial enhancement, streak artefact and image noise.

Results: CT values increased as photon energy increased from 40 to 150 keV (CT value in the carotid artery: 734.11- 87.34 H; in the muscle: 58.39 – 46.08; in the air: -994.46 – -997.64; in the pons: 56.99 – 30.36).

Noise decreased as photon energy increased from 40 keV but in the higher photon energies it increased again (in the carotid artery the lowest noise was 14.6 HU at 110 keV, in the muscle it was 9.87 HU at 80 keV, in the air 3.99 at 70 keV and on the pons 12.23 HU at 80 keV)

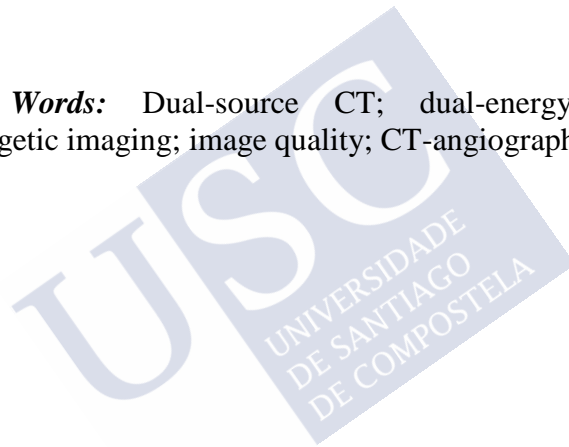
The calculated SNR was highest was at 70 keV (14.58 HU) and the optimal CNR were higher at 60 keV (59.19 HU).

Inter-rater agreement was very high (0.96). Subjective image analysis was highest for the 70 keV series regarding overall image

quality of the circle of Willis. For arterial enhancement 60 and 70 keV series were similar and higher than the other datasets. Image noise was rated superior in the 70 keV series. Streak artefact on the pons was rated inferior in the 40 keV series.

Conclusions: Virtual monoenergetic reconstructions of DECT data at 60 keV and 70 keV significantly improve arterial enhancement, SNR, CNR and subjective overall image quality.

Key Words: Dual-source CT; dual-energy CT; virtual monoenergetic imaging; image quality; CT-angiography.





Agradecimientos



AGRADECIMIENTOS

A los Dres. Miguel Souto Bayarri y Javier de la Fuente Aguado, directores de esta tesis, porque sin su apoyo, su continua supervisión y seguimiento estrecho este proyecto no habría salido adelante.

Al equipo de Radiodiagnóstico del hospital Povisa, en especial a Francisco Tardáguila, por los años de formación continuada y por el estímulo intelectual; a Carmen Trinidad, que, probablemente sin ser consciente, ha hecho de guía para continuar adelante con la tesis; a Noelia Silva, por su gran calidad profesional y humana; a Daniel Mera, por su inestimable ayuda en la realización de esta tesis; a Gonzalo Tardáguila y Carlos Delgado, por estar siempre dispuestos a resolver las dudas estadísticas y técnicas, a Raquel Prada por su apoyo incondicional personal y profesional, al resto de mis actuales compañeros radiólogos (Concepción Martínez, María Costas, David Pereira, Celso Rivas, Ana Rocha, Sara Lojo, Mariano Magallanes) y a Roque Oca, por su apoyo. A todos los técnicos, por su colaboración.

Al Dr. Martín Fernández Ferro, por su apoyo moral y sus buenos consejos.

A mis padres y hermanos, por empujarme a ser mejor profesional pero sobre todo mejor persona cada día. A Pepa y Pepe, por el apoyo logístico necesario para llevar a cabo este proyecto.

A todas aquellas personas que, durante el tiempo de elaboración de esta Tesis, han prestado su ayuda y colaboración.

A mi familia y, sobre todo, a Álvaro, Celia y Nicolás, los motores de mi vida, sin ellos nada tendría sentido.





A Álvaro, Celia y Nicolás





ÍNDICE



ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	47
1.1	BASES FÍSICAS DE LA TC CON ENERGÍA DUAL	47
1.1.1	Principios físicos de la TC convencional.....	47
1.1.2.	Principios físicos de la energía dual	57
1.1.3.	Requisitos de la energía dual	62
1.1.4.	Métodos de adquisición de la energía dual.....	64
1.1.5.	Aplicaciones de la energía dual	68
1.2	ANGIOGRAFÍA POR TC DE LAS ARTERIAS CEREBRALES	79
1.2.1.	Indicaciones.....	79
1.2.2.	Contraindicaciones.....	80
1.3	ANGIOTC DE ARTERIAS CEREBRALES CON ENERGÍA DUAL	81
2.	OBJETIVOS	85
2.1	JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS.....	85
2.2	OBJETIVO PRINCIPAL	85
2.3	OBJETIVOS SECUNDARIOS.....	85
3.	MATERIAL Y MÉTODO	89
3.1	DISEÑO DEL ESTUDIO	89
3.2	PACIENTES	89
3.3.	EQUIPAMIENTO.....	91
3.3.1.	TC de doble fuente	91
3.3.2.	Administración de contraste	93
3.4.	REALIZACIÓN DEL ANGIOTC	96

3.4.1.	Parámetros de adquisición de los angioTC.....	96
3.4.2.	Parámetros de reconstrucción de los angioTC	97
3.5.	POSTPROCESO DE LAS IMÁGENES	98
3.6.	ANÁLISIS CUANTITATIVO.....	103
3.6.1.	Efecto del pico del voltaje en la atenuación	103
3.6.2.	Artefacto en fosa posterior	107
3.7.	ANÁLISIS CUALITATIVO.....	109
3.8.	REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO CON ENERGÍA DUAL DE LOS DISPOSITIVOS VASCULARES INTRACRANEALES	112
3.9.	DOSIS DE RADIACIÓN	113
3.9.1.	CTDI _{vol}	113
3.9.2.	DLP	113
3.8.3.	Dosis efectiva.....	114
3.9.	FUNCIÓN RENAL.....	116
3.10.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	117
3.11.	ASPECTOS ÉTICOS.....	120
4.	RESULTADOS	123
4.1	POBLACIÓN.....	123
4.2	ANÁLISIS CUANTITATIVO.....	127
4.2.1.	Densidad	127
4.2.2.	Ruido.....	135
4.2.3.	Relación señal-ruido (RSR).....	145
4.2.4.	Relación contraste-ruido (RCR).....	149
4.3.	ANÁLISIS CUALITATIVO.....	152
4.3.1.	Lector 1	152
4.3.2.	Lector 2	159

4.3.3.	Representación gráfica	164
4.3.4.	Correlación interobservador.....	169
4.3.5.	Lectura en consenso	170
4.4.	CORRELACIÓN ENTRE LOS DATOS CUANTITATIVOS Y LA VALORACIÓN CUALITATIVA	171
4.4.1.	Valoración del realce arterial.....	171
4.4.2.	Valoración en conjunto del polígono de Willis	172
4.4.3.	Valoración del ruido.....	173
4.4.4.	Valoración del artefacto en la protuberancia.....	174
4.5.	REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO CON LA ENERGÍA DUAL DE LOS DISPOSITIVOS VASCULARES INTRACRANEALES	176
4.5.1	EVALUACIÓN OBJETIVA DEL RUIDO GENERADO POR ARTEFACTOS METÁLICOS	176
4.5.2	EVALUACIÓN SUBJETIVA DEL RUIDO EN PACIENTES CON DISPOSITIVOS METÁLICOS	177
4.5.3	DIFERENCIAS OBSERVADAS EN CUANTO AL TIPO DE DISPOSITIVO ANALIZADO	178
4.6.	MODULACIÓN AUTOMÁTICA DE DOSIS	182
4.7.	DOSIS DE RADIACIÓN	184
4.6.1.	CTDivol.....	184
4.6.2.	DLP	184
4.6.3.	Dosis efectiva	184
4.7.	VALORES DE FUNCIÓN RENAL.....	185
4.7.1.	Creatinina.....	186
4.7.2.	Filtrado glomerular	187
5.	DISCUSIÓN.....	193
5.1.	VALORACIÓN CUANTITATIVA.....	197

5.1.1.	VALORACIÓN DE LA DENSIDAD	197
5.1.2.	VALORACIÓN DEL RUIDO.....	198
5.1.3.	RELACIÓN SEÑAL-RUIDO Y RELACIÓN CONTRASTE-RUIDO.....	200
5.1.4.	RESUMEN DE LA VALORACIÓN CUANTITATIVA.....	202
5.2.	VALORACIÓN CUALITATIVA.....	204
5.3.	RELACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS CUANTITATIVOS Y CUALITATIVOS	206
5.4	REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO DE LOS DISPOSITIVOS METÁLICOS VASCULARES INTRACRANEALES	211
5.5	MODULACIÓN AUTOMÁTICA DE DOSIS	213
5.6	VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN RENAL ANTES Y DESPUÉS DE LA ADMINISTRACIÓN DE CONTRASTE.....	216
5.7.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO	216
6.	CONCLUSIONES	224
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	229
8.	ANEXOS	249



LISTA DE FIGURAS



LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Posibles formas de interacción de los fotones con el tejido	48
Figura 2. Fenómeno de excitación del efecto fotoeléctrico: el fotón cede a un electrón de la corteza del átomo su energía, sin conseguir arrancarlo de su orbital puesto que la energía del fotón es menor que la energía de ligadura (K-edge).....	50
Figura 3. Efecto fotoeléctrico: el fotón que incide con el electrón orbital tiene más energía que la energía de ligadura (K-edge), por lo que el fotón arranca al electrón de su orbital, dejando un hueco dentro de la órbita, y generando un fotoelectrón.	51
Figura 4. Efecto Compton. El fotón de radiación choca con los electrones de las capas más externas. Es un efecto no deseado pero inevitable en las energías que se suelen utilizar en las diferentes técnicas radiológicas.....	52
Figura 5. Transiciones de los electrones por las diferentes capas.	55
Figura 6. Representación gráfica de la emisión de rayos X.	57
Figura 7. Representación gráfica de la emisión de rayos X.	58
Figura 8. Atenuación de los elementos A y B en función del nivel energético.....	60
Figura 9. Adquisición de energía dual con doble fuente.....	65
Figura 10. Representación gráfica de obtención de estudios de energía dual utilizando la técnica de cambio rápido de voltaje.....	66
Figura 11. Adquisición de estudios de energía dual en equipos con detectores de dos capas.....	67

Figura 12. Solución de adquisición de energía dual con adquisición secuencial.	68
Figura 13. Con los datos obtenidos a dos kilovoltajes diferentes se pueden extrapolar datos para reconstruir virtualmente las imágenes a un amplio rango de energías.	70
Figura 14. Algoritmo de diferenciación de dos materiales.	72
Figura 15. Algoritmo de descomposición de dos materiales.	73
Figura 16. Algoritmo de descomposición de dos materiales con el código de colores en función del número atómico: azul para los elementos con mayor número atómico y rojo para los de menor número atómico. Esto permite distinguir las litiasis renales de ácido úrico de las de oxalato cálcico.	74
Figura 17. Algoritmo de descomposición de tres materiales.	76
Figura 18. Scanner utilizado en este estudio: TC de doble fuente de 128 detectores (SOMATOM Definition Flash®; Siemens Healthcare Sector, Forchheim, Alemania)	91
Figura 19. Inyectora Medrad Stellant® dual syringe spike CT injection system utilizada en este estudio.	94
Figura 20. En todos los pacientes se utilizó Syngo VE32D®; Siemens Healthcare seleccionando la aplicación de energía dual	98
Figura 21. Aplicación de energía dual dentro de Syngo VE32D®; Siemens Healthcare	99
Figura 22. La aplicación “mostrar imagen monoenergética” se activa en el menú izquierdo, seleccionando el icono que muestra el espectro de rayos X (el icono de la derecha de la imagen magnificada con el espectro representado en amarillo).	100
Figura 23. En la aplicación monoenergética se puede seleccionar manualmente el keV al que se postprocesan las imágenes en la barra inferior, que muestra el nivel de energía monoenergético desde 40 hasta 190 keV.	101

Figura 24. Reconstrucciones a diferentes keV de un paciente en el mismo corte anatómico sin modificar la ventana.	102
Figura 25. Ejemplo de colocación del ROI en la carótida intracraneal.	104
Figura 26. Ejemplo de colocación de un ROI en la musculatura paraespinal.	105
Figura 27. Ejemplo de colocación de un ROI en el aire.	106
Figura 28. Ejemplo de colocación de un ROI en la protuberancia, en la zona de máximo artefacto entre los peñascos.	108
Figura 29. Diagrama de flujo que muestra la población de estudio.	124
Figura 30. Población de estudio	125
Figura 31. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad de la arteria (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad de la arteria (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.	128
Figura 32. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en la musculatura paraespinal (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad de la musculatura paraespinal (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.	130
Figura 33. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en el aire (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad en el aire (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.	132

Figura 34. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en la protuberancia (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad en la protuberancia (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía..... 134

Figura 35. Comportamiento de cada material a los diferentes niveles de energía. En los cuatro medios estudiados se puede ver cómo se produce un descenso de la medida de la densidad (en UH) a medida que disminuye el keV..... 135

Figura 36. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido de la arteria (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de ruido de la arteria (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 137

Figura 37. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en la musculatura paraespinal (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en la musculatura (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 139

Figura 38. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en el aire (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en el aire (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 141

Figura 39. Estudio del ruido de cada material a los diferentes niveles de energía. En los cuatro medios estudiados se puede ver cómo se produce un descenso de la medida de la densidad (en UH) a medida que disminuye el keV hasta un nivel mínimo que ocurre entre 70 y 80 keV, donde vuelve a ascender..... 142

Figura 40. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en la protuberancia (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en la protuberancia (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 144

Figura 41. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la RSR (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la RSR (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 147

Figura 42. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la RCR (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la RCR (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía. 150

Figura 43. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 de la valoración subjetiva del realce arterial a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media. A la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del realce arterial a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media. 165

Figura 44. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del polígono de Willis a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media. 166

Figura 45. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del ruido a

cada uno de los niveles energéticos, donde cada punto representa el valor de la media.	167
Figura 46. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media.	168
Figura 47. Gráfica de la lectura en consenso de la valoración subjetiva de cada uno de los ítems valorados: realce arterial, ruido, polígono de Willis y artefacto del endurecimiento del haz a cada uno de los niveles de energía estudiados.	170
Figura 48. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, medición cuantitativa de la densidad de la arteria (en UH), a la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del realce arterial.....	172
Figura 49. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, arriba, RCR y abajo RSR; a la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del polígono de Willis.	173
Figura 50. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. Arriba de izquierda a derecha; medición cuantitativa del ruido (en UH) en la arteria, en la musculatura paraespinal, en el aire y en la protuberancia. Abajo, valoración subjetiva de la lectura en consenso del ruido.	174
Figura 51. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, medición cuantitativa del ruido (en UH) en la protuberancia. A la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del artefacto del endurecimiento del haz.	175
Figura 52. Ruido (UH) en los diferentes niveles de energía. Hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles	

monoenergéticos más bajas (40-60 keV) y los más altos (70-150 keV).
 176

Figura 53. Paciente con un clip en la arteria carótida intracraneal interna derecha. Se puede observar cómo el ruido va disminuyendo progresivamente al incrementar el nivel monoenergético. A 140 keV el ruido era menor que en el resto de los niveles. 180

Figura 54. Paciente con un coil localizado en la basilar: inicialmente se produce una reducción del artefacto metálico hasta aproximadamente 100 keV. Posteriormente a pesar de incrementar el nivel de energía el ruido no disminuye de forma significativa.... 181

Figura 55. Representación gráfica del ruido medio (UH) a cada uno de los niveles monoenergéticos en pacientes con clips (representado gráficamente con una línea continua) y coils (línea intermitente. En el estudio estadístico estas diferencias fueron significativas [$p < 0,05$].
 182

Figura 56. Izquierda, días transcurridos entre la medición de la función renal y la administración de contraste. Derecha: días transcurridos entre la administración de contraste y la nueva evaluación de la función renal..... 186

Figura 57. Representación gráfica de los valores de creatinina (en mg/dL) antes y después de la administración de contraste. A la izquierda, diagrama de línea donde los puntos representan la media de los valores. A la derecha, diagrama de cajas y bigotes. 187

Figura 58. Representación gráfica de los valores de filtrado glomerular (en mL/min/m²) antes y después de la administración de contraste. A la izquierda, diagrama de línea donde los puntos

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

representan la media de los valores. A la derecha, diagrama de cajas y bigotes..... 189

Todas las figuras incluidas en esta tesis han sido elaboradas en su integridad por el doctorando.





LISTA DE TABLAS



LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Número atómico y su correspondiente umbral de la capa K de los elementos presentes con mayor frecuencia en los tejidos biológicos y de los medios de contraste empleados.....	61
Tabla 2. Especificaciones técnicas del TC de doble fuente SOMATOM Definition Flash® de Siemens Healthcare Sector.	92
Tabla 3. Parámetros de adquisición del angioTC de arterias cerebrales.	97
Tabla 4. Puntuación de la valoración subjetiva del polígono de Willis.	109
Tabla 5. Puntuación de la valoración subjetiva del realce arterial...	110
Tabla 6. Puntuación de la valoración subjetiva del ruido.	110
Tabla 7. Puntuación de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia.	111
Tabla 8. Puntuación de la valoración subjetiva del artefacto ocasionado por los dispositivos metálicos vasculares intracraneales.	112
Tabla 9. Motivo de realización de los angioTCs incluidos en este estudio.	126
Tabla 10. Medidas de densidad (en UH) en el interior de la arteria carótida interna a los diferentes niveles de energía.	127
Tabla 11. Medida de la densidad (en UH) de la musculatura paraespinal a los diferentes niveles de energía.	129
Tabla 12. Medida de la densidad (en UH) del aire a cada uno de los niveles de energía.....	131
Tabla 13. Medida de la densidad (en UH) en la protuberancia.	133

Tabla 14. Medida del ruido (desviación estándar) de la arteria, en UH.	136
Tabla 15. Medida del ruido (en UH) de la musculatura paraespinal.	137
Tabla 16. Medida del ruido (en UH) del aire.	139
Tabla 17. Medida del ruido (en UH) en la protuberancia.	143
Tabla 18. Estudio de las diferencias estadísticamente significativas del nivel del ruido en la protuberancia (en UH) entre los diferentes niveles de energía.....	145
Tabla 19. Relación señal-ruido en UH) a cada uno de los niveles de energía.....	146
Tabla 20. Representación de las diferencias estadísticamente significativas de la RSR a los distintos niveles energéticos.	148
Tabla 21. RCR (en UH) en los diferentes niveles energéticos.....	149
Tabla 22. Estudio de las diferencias estadísticamente significativas de la RCR a los distintos niveles energéticos.....	151
Tabla 23. Resultados de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del realce arterial.	152
Tabla 24. Valores de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del polígono de Willis.....	153
Tabla 25. Valores de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del ruido.	155
Tabla 26. Media de los valores de puntuación del lector 1 del artefacto del endurecimiento del haz en la fosa posterior.....	157
Tabla 27. Valores de la puntuación que asignó el lector 2 de la valoración subjetivo del realce arterial.	159
Tabla 28. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del polígono de Willis.....	160

Tabla 29. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del ruido.	161
Tabla 30. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz.....	163
Tabla 31. Coeficiente de correlación de Spearman de la concordancia interobservador.	169
Tabla 32. Valoración subjetiva por dos radiólogos (R1 y R2) independientes entre sí de la calidad de imagen en cada uno de los 12 niveles monoenergéticos en pacientes con clips intracraneales.	177
Tabla 33. Valoración subjetiva por dos radiólogos (R1 y R2) independientes entre sí de la calidad de imagen en cada uno de los 12 niveles monoenergéticos en pacientes con coils intracraneales	178
Tabla 34. Cuantificación del para los pacientes con clips y coils en los niveles de energía estudiados	179
Tabla 35. Corriente de los tubos A (80 kV) y B (140 kV) en mAs.....	183
Tabla 36. Dosis de radiación que recibieron los pacientes.	184
Tabla 37. Valores de creatinina (en mg/dL) antes y después de la administración de contraste.....	186
Tabla 38. Valores del filtrado glomerular (en mL/min/m ²) antes y después de la administración de contraste.....	188

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA





ABREVIATURAS



AngioTC: angiografía con tomografía computarizada

Cr: creatinina

ED: energía dual

kVp: kilovoltaje pico

FG: filtrado glomerular

FOV: *field of view*, campo de visión

HSA: hemorragia subaracnoidea

IED: índice de energía dual

keV: kiloelectronvoltios

kV: Kilovoltios

kVp: pico de kilovoltaje

mAs: miliamperios segundo

MAV: malformación arteriovenosa

MeV: megaelectronvoltios

mGy: miliGray

mSv: miliSievert

PACS: Picture Archiving and Communication System (sistema de archivado y transmisión de imágenes)

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

RCR: relación contraste-ruido

RIS: Radiologic information systems (sistemas de información radiológica)

ROI: *Region of interest* (región de interés)

RSR: relación señal-ruido

SPECT: Single-photon emission computed tomography (tomografía computarizada de emisión monofotónica)

TC: Tomografía computarizada

TCED: tomografía computarizada con energía dual

UH: unidades Hounsfield



1. INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

1.1 BASES FÍSICAS DE LA TC CON ENERGÍA DUAL

El desarrollo tecnológico de la TC ha alcanzado prácticamente la cima en cuanto al estudio de estructuras anatómicas. Por lo tanto los nuevos desarrollos de la TC ya no tienen el objetivo primordial de mejorar la calidad de imagen sino que deben aportar otros valores añadidos. Gran parte de la investigación se centra en dos aspectos:

- conseguir una disminución de la dosis de radiación y
- el desarrollo de equipos que determinen la composición de los materiales que se muestran en la imagen.

1.1.1 Principios físicos de la TC convencional

Un equipo de TC está basado en el principio fundamental de que la densidad de un tejido atravesado por un haz de rayos X puede ser medida a partir del cálculo del coeficiente de atenuación⁽¹⁻⁶⁾.

El emisor es un tubo de rayos X que está compuesto por un cátodo, un ánodo y una fuente de energía. El cátodo es, generalmente, un filamento de tungsteno, que se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo. Los electrones libres se aceleran hacia el ánodo, gracias a la diferencia de potencial que existe entre éste y el cátodo, y, por consiguiente, adquieren una significativa cantidad de energía cinética (del orden de keV y MeV). Cuando estos electrones chocan con la placa de tungsteno que hay en el ánodo, frenan bruscamente y pierden su energía cinética, emitiendo radiación electromagnética con un espectro de energías entre 15 y 150 keV, que es lo que se conoce como rayos X^(1,7).

La forma en la que la radiación en forma de fotones interacciona con la materia es un mecanismo complejo, siendo el resultado de varios procesos. Cuando el haz de rayos emite radiación para hacer una imagen de un paciente pueden ocurrir las tres situaciones que se describen a continuación (figura 1):

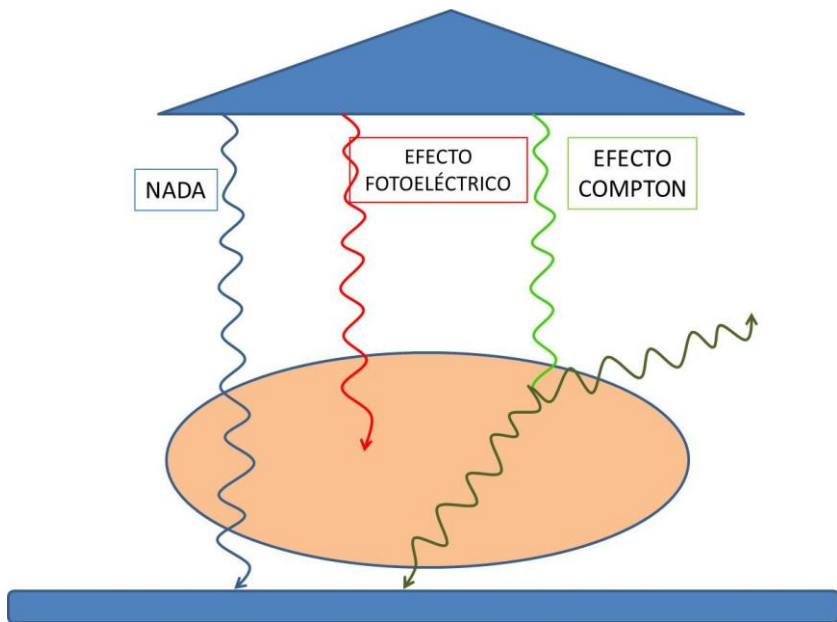


Figura 1. Posibles formas de interacción de los fotones con el tejido

1. Puede que el fotón llegue a atravesar al paciente, que durante toda su trayectoria no colisiones con los átomos. Este fotón alcanzará la placa pero no tendrá ningún efecto en el paciente (en la figura 1 se representa como una línea azul).

1. Introducción

2. Puede colisionar con los átomos que hay en los tejidos del paciente, y cuando esto pasa pueden ocurrir dos situaciones:

a. que toda la energía sea cedida al átomo y sea completamente absorbido, por lo que el fotón desaparece: es el conocido como *Efecto fotoeléctrico* ⁽⁸⁾.

b. que ceda sólo parte de la energía al colisionar con alguno de los electrones corticales. El fotón entonces continúa su camino pero cambia de dirección e interacciona con la materia que se encuentre en su trayectoria: es el conocido como *Efecto Compton* ⁽⁸⁾.

Por tanto son fundamentales los dos procesos en la absorción: el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

1.1.1.1. Efecto fotoeléctrico

Como se ha comentado se produce cuando un fotón incidente colisiona con un electrón cortical de un átomo del paciente. El fotón invierte toda su energía en arrancar un electrón de la capa K (el 80% de las interacciones se producen en esta capa) y le proporciona energía cinética. Este efecto hace que se pueda obtener una buena imagen desde el punto de vista radiológico. Sin embargo puede tener un posible efecto biológico sobre el paciente, dañando el ADN.

En este átomo sobre el que ha impactado el fotón pueden ocurrir los dos siguientes supuestos:

- Que la energía del fotón incidente tenga menos energía que aquella que mantiene ligado al electrón en esa órbita en la que se encuentra (*K edge* o límite K) (figura 2). Esto hace que el fotón se absorba y desaparezca. El electrón perderá esta energía cedida por el fotón al impactar con el a través de un *fenómeno de excitación* y volverá a su situación original.

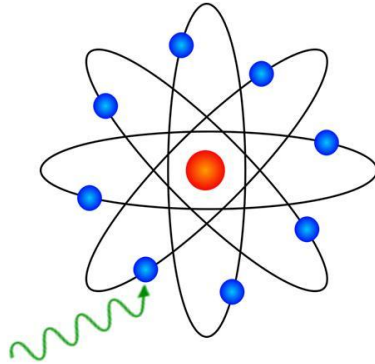


Figura 2. Fenómeno de excitación del efecto fotoeléctrico: el fotón cede a un electrón de la corteza del átomo su energía, sin conseguir arrancarlo de su orbital puesto que la energía del fotón es menor que la energía de ligadura (K-edge).

- Que la energía del fotón incidente sea mayor a la energía que ata a ese electrón a su órbita (*K edge* o límite K) (figura 3). Esto hace que el electrón pueda ser deslocalizado de su órbita, que sale disparado y se dirige hacia cualquier dirección, generando un *fotoelectrón*. Al ocurrir esto quedará un hueco en la órbita del átomo. Esta situación es inestable y el hueco generado tiende a volver al estado de menor energía ocupándose por electrones situados en capas más externas. También se produce la absorción completa del fotón que sufre el efecto fotoeléctrico, pero para el paciente puede haber consecuencias deletéreas para su salud al producirse ionización por este fotoelectrón.

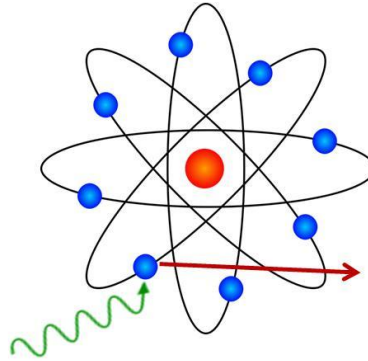


Figura 3. Efecto fotoeléctrico: el fotón que incide con el electrón orbital tiene más energía que la energía de ligadura (*K-edge*), por lo que el fotón arranca al electrón de su orbital, dejando un hueco dentro de la órbita, y generando un fotoelectrón.

La energía que liga los electrones a cada una de las órbitas dentro de un átomo (*k edge*) por tanto condiciona las consecuencias que va a tener el fotón sobre el electrón y el efecto fotoeléctrico. Este *k edge* es específico de cada elemento de la tabla periódica. Este fenómeno es el responsable de la atenuación en radiología, puesto que depende de la interacción de los fotones con la materia y esto varía según los átomos y por tanto según la composición química que se exponga al haz de rayos.⁽¹⁻⁶⁾

La probabilidad de que se produzca una interacción fotoeléctrica:

- Es proporcional al número atómico (Z), por lo que cuando aumenta el número atómico es mayor ya que aumentan los electrones corticales y esto hace más probable que el fotón choque contra ellos y se produzca su absorción.
- Depende de los fotones del haz de rayos, tanto de su energía como de su longitud de onda: cuando la energía es mayor sobrepasa el *k edge* de los átomos ocurre el fenómeno de excitación, y cuando disminuye la energía consigue arrancar el electrón ocasionando el

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

efecto fotoeléctrico haciendo que más fotones se absorban al atravesar la materia a estudiar (el paciente en nuestro caso).

- Es directamente proporcional a la densidad del medio: cuanto más denso es el tejido más efecto fotoeléctrico se produce.

Esta interacción fotoeléctrica es la base física para adquirir una imagen en radiología.

1.1.1.2. Efecto Compton

Ocurre debido a la interacción de los rayos X o de un fotón gamma con los electrones de las capas orbitales más externas (con los electrones atómicos poco ligados) (Figura 4).

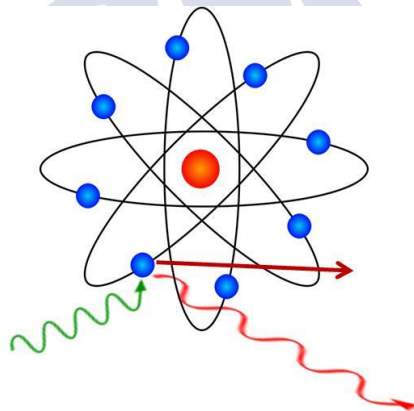


Figura 4. Efecto Compton. El fotón de radiación choca con los electrones de las capas más externas. Es un efecto no deseado pero inevitable en las energías que se suelen utilizar en las diferentes técnicas radiológicas.

Como consecuencia de esta interacción Compton:

- El fotón incidente no se absorbe, varía su trayectoria colisionando en varias ocasiones provocando numerosos cambios de dirección. Esto ocasiona radiación dispersa, disminuye la calidad de la imagen radiológica, y aumenta la radiación del personal ⁽²⁾.

- Estos cambios de dirección tienen efecto sobre los átomos adyacentes, interaccionando con los tejidos de vecindad. Esta es la base que explica los efectos secundarios indeseados producidos por la radiación ionizante ⁽²⁾.

El efecto Compton es inevitable y con las energías que se emplean en radiología para diagnóstico médico está siempre presente.

1.1.1.3. Producción de rayos

Los electrones proyectil (los que viajan desde el cátodo hasta el ánodo) interaccionan con los electrones que se encuentran en los orbitales de los átomos del blanco o con los núcleos de dichos átomos. Las interacciones dan lugar a la transformación de la energía cinética en energía térmica (calor) y en energía electromagnética (rayos X).

El espectro de los rayos X consta de la suma de dos mecanismos: una parte continua, producida por la radiación de frenado (o *Bremsstrahlung*, en alemán); y una parte discreta en forma de picos, que se superponen a la anterior, que corresponden a la radiación característica. El origen de las radiaciones de frenado y característica reside en los procesos de interacción de los electrones acelerados en el interior del tubo con el material del ánodo ^(1, 8).

1.1.1.3.1. Espectro característico

Como se ha explicado previamente un fotón puede llegar a deslocalizar un electrón que se encuentre localizado en las capas más profundas de un átomo, y esto deja un hueco en este orbital, volviéndose inestable. Una vez que ocurre esto un electrón de la capa externa ocupa la vacante para volver al estado de mínima energía, y al

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

hacer esto emite un fotón que es característico del átomo del que procede. Esto a su vez genera que la capa más externa del que partió este electrón se vuelva a su vez inestable, y esta nueva vacante generada tiende a rellenarse con otro electrón de una capa más externa todavía, emitiendo otro fotón que tendrá menos energía.

Este fenómeno se repite hasta que se ocupa la última capa del electrón, volviendo el átomo al estado de reposo.

La teoría cuántica muestra que el movimiento de los electrones en los orbitales no es libre, no pueden ocupar cualquier estado energético ni cualquier orbital vacío, ya que existen transiciones prohibidas^(9, 10, 11).

En este proceso de relleno de los orbitales inferiores se generan fotones, y su representación gráfica se denomina *serie espectral*.

El pico más intenso es el que se genera con el electrón de la capa más profunda y recibe el nombre de α . Luego siguen un orden descendente, cada vez con menos intensidad, y se denominan β , γ , ε y λ ⁽¹²⁾ (figura 5).

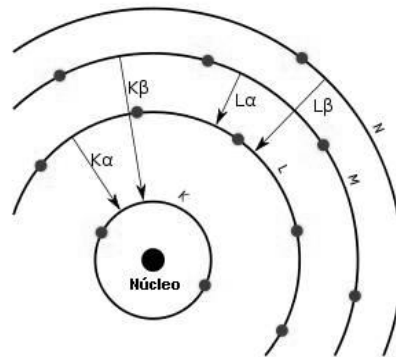


Figura 5. Transiciones de los electrones por las diferentes capas.

Los elementos químicos más ligeros, H y He, solo tienen dos electrones por tanto una única capa de electrones, por lo que no presentan picos de rayos X. Los demás elementos que existen en tabla periódica si tienen estos picos característicos.

Estos picos tienen una intensidad que depende de varios factores: 1. de la composición química que tenga el ánodo de la fuente de rayos X, 2. de la energía del haz de rayos X, y 3. del detector.

Cuando la energía del haz de rayos es superior a 40 keV se generan por cada elemento entre 2 y 10 picos.

1.1.1.3.2. Espectro de frenado

Cuando un electrón proyectil pasa lo suficientemente cerca del núcleo del átomo blanco como para caer bajo su influencia existe entre ellos una fuerza electrostática de atracción. Cuanto más cerca del núcleo llegue el electrón proyectil, más se verá influido por el campo electrostático del núcleo (disminuirá su velocidad y cambiará su curso, reduciéndose su energía cinética y modificándose su dirección). Constituye el espectro continuo del haz de rayos X.

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

El 85% de los rayos X del haz son de frenado.

Por tanto el espectro de rayos X contiene dos partes (figura 6):

- una parte continua, producida por la radiación de frenado o Bremsstrahlung, que comienza en una longitud de onda mínima rigurosamente determinada por el voltaje del acelerador, aumenta de intensidad al aumentar la longitud de onda, alcanza un máximo y luego decrece lentamente.

- una parte discreta en forma de picos que se superponen a la anterior, que se producen cuando se producen vacantes en el $n = 1$ o capa K del átomo y los electrones caen desde arriba para llenar los vacíos.

Así pues el origen de la radiación de frenado y de la radiación característica reside en los procesos de interacción de los electrones, acelerados en el interior del tubo, con el material del ánodo. (Figura 6).

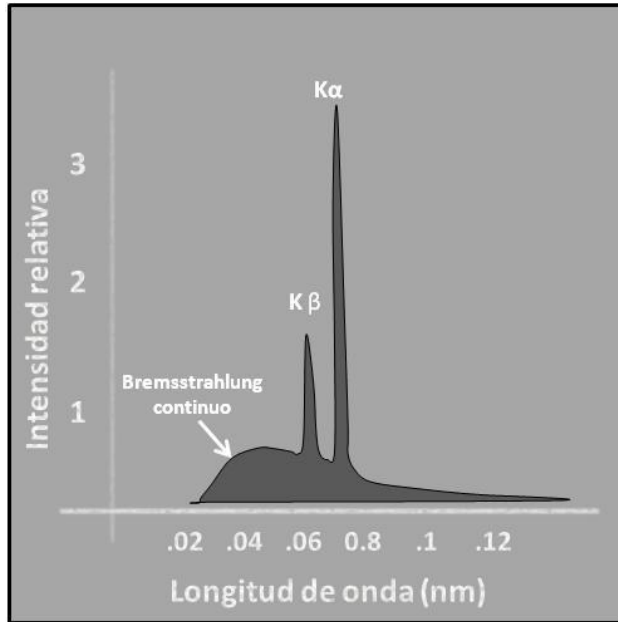


Figura 6. Representación gráfica de la emisión de rayos X.

1.1.2. Principios físicos de la energía dual

El término “TC energía dual” o “TCED” se refiere a la TC que utiliza dos espectros de fotones, por lo que también a veces se denomina “TC espectral”. Se generan dos espectros diferentes de fotones y se obtiene la información de la absorción de la radiación de los tejidos con estos dos rayos⁽¹³⁾ (figura 7).

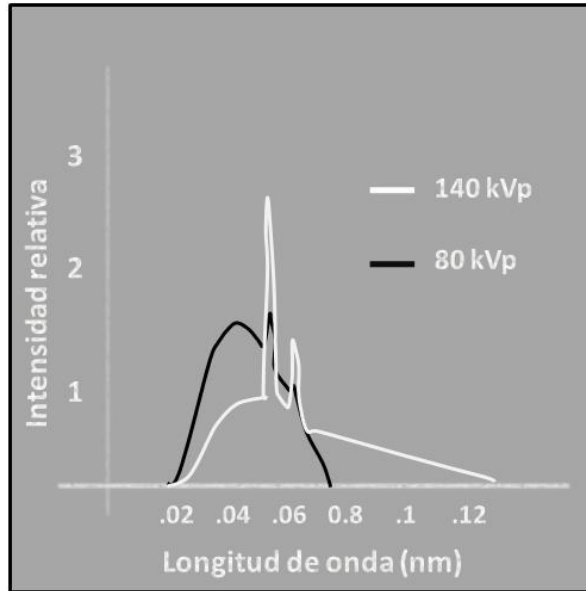


Figura 7. Representación gráfica de la emisión de rayos X.

Este fenómeno físico era conocido desde los orígenes de la TC. Los primeros intentos de utilizar la información espectral fueron a finales de los años 70 por los autores Millner et al. 1979⁽¹⁴⁾, Avrin et al. 1978⁽¹⁵⁾, Chiro et al. 1979⁽¹⁶⁾, Genant y Boyd, 1977⁽¹⁷⁾, pero en ese momento la tecnología no permitía montar en un *gantry* dos tubos emisores de rayos X, y la única forma que había de realizar un estudio a dos niveles de energía diferentes era adquiriendo dos scanners consecutivos, cada uno a un kilovoltaje, y posteriormente postprocesar los datos. Sin embargo, los valores de densidad de CT no eran estables, los tiempos de análisis eran tan largos que a menudo el paciente se movía entre las exploraciones, la resolución espacial era limitada y el postproceso era difícil, motivos por los que no logró una amplia aceptación clínica (Kelcz et al. 1979⁽¹⁸⁾). Además, como había que adquirir ambas exploraciones por separado, el uso de material de contraste y su diferenciación por energía dual o el análisis espectral era imposible.

En 2006 se pudo montar en el *gantry* dos tubos de rayos X, apareciendo así la TC de doble fuente, que hizo posible la adquisición de dos exploraciones en espiral de forma simultánea con diferentes espectros de rayos X mediante la emisión de rayos X a diferentes voltajes de tubo (Flohr et al. 2006 ⁽¹⁹⁾, Johnson et al. 2007 ⁽²⁰⁾). Desde entonces, la TC de energía dual ha experimentado un renacimiento y subsecuentemente también lo ha hecho el éxito en la aplicación clínica.

Desde el inicio del estudio con TC se sabe que la atenuación de un material (cuantificada en Unidades Hounsfield, UH) depende:

- de los átomos que componen el material que se estudia
- de la energía que tenga el haz de radiación con la que se estudie, es decir, la atenuación de un mismo objeto va a ser diferente si se estudia con rayos X de 80 kVp que si se estudia con 140 kVp.

La base de las técnicas de energía dual es el estudio del comportamiento de la materia por el efecto fotoeléctrico debido a la variabilidad de los umbrales de la capa K a diferentes niveles de energía. El término *límite K* se refiere al pico en la atenuación de un componente que ocurre a ciertos niveles de energía por el incremento en la absorción fotoeléctrica (figura 8).

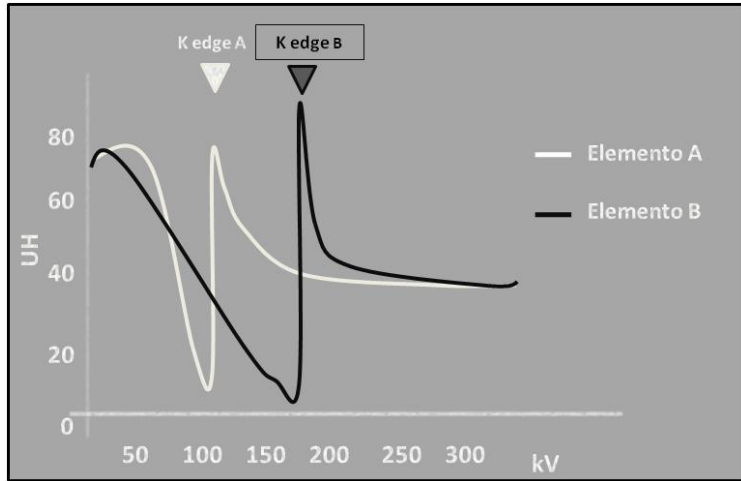


Figura 8. Atenuación de los elementos A y B en función del nivel energético.

Los límites K varían dependiendo del elemento químico y se elevan proporcionalmente al número atómico del elemento. En la técnica actual de energía dual, las dos energías más frecuentemente utilizadas son 80 kV y 140 kV. Los átomos que fundamentalmente están en los tejidos biológicos son el hidrógeno, el carbono, el nitrógeno y el oxígeno. Todos ellos tienen un límite K entre 0.01 y 0.53 keV. Estos valores son muy diferentes de las energías que empleamos al realizar un estudio de TC (habitualmente 80 kVp y 140 kVp) (tabla 1).

Tabla 1. Número atómico y su correspondiente umbral de la capa K de los elementos presentes con mayor frecuencia en los tejidos biológicos y de los medios de contraste empleados

Elemento	K edge	Número atómico
Hidrógeno	0.01	1
Carbono	0.28	6
Nitrógeno	0.40	7
Oxígeno	0.53	8
Calcio	4.00	20
Yodo	33.20	53
Bario	37.45	56
Gadolinio	50.20	64

Otros elementos también presentes en el cuerpo humano aunque en menor cantidad como el calcio y sobre todo el yodo tienen un *K edge* más cercano a estos valores empleados en los estudios de TC. Estos elementos tienen el límite K más cerca de 80KVp que de 140 kVp: esto hace que efecto fotoeléctrico sea más llamativo al estudiarlos a 80KVp (más próximo a su umbral K) que a 140KVp, que está más alejado de su umbral K. Por este motivo al estudiar estos dos elementos (I y Ca) a 80 kVp y a 140 kVp se obtienen distintas atenuaciones; esto quiere decir, diferentes valores de Unidades Hounsfield (UH).

El yodo tiene un umbral K de 33 y el calcio de 4. Por este motivo al estudiar estos dos elementos a 80 kVp el yodo tendrá más efecto fotoeléctrico que el calcio.

Esta es la forma en la que por las características físicas de los elementos la energía dual es capaz de diferenciar distintos materiales.

1.1.3. Requisitos de la energía dual

Hay tres requisitos para hacer un estudio de energía dual: la fuente de rayos X, la tecnología del detector y las propiedades del tejido a estudiar ⁽²²⁾.

- Fuente de Rayos X

La base fundamental es tener una fuente de rayos X capaz de emitir diferentes niveles de energía.

Al utilizar un ánodo de tungsteno el espectro tiene dos partes: una continua (también llamada “Bremsstrahlung”) y a esta se superponen los picos discretos que representan los electrones de los niveles energéticos del átomo de tungsteno. La figura 7 mostrada previamente es una representación gráfica del espectro obtenido por el tungsteno a 80 y 140KV ^(13, 22).

Cuando aumenta el espectro energético se verá mayor afectación por los picos característicos del tungsteno presente en el ánodo. Si el espectro es menor, estará formado en su mayoría por radiación de frenado o continua. Es mejor que la superposición entre estos dos espectros sea la menor posible. Esta es la razón por la que deben usarse los niveles de energía más bajo y alto que permita el TC. Con niveles inferiores a 80kV se produce una importante absorción de la radiación, y por tanto no es recomendable. Con niveles superiores a 140kV disminuiría mucho el contraste entre los tejidos.

- Tecnología del detector

Además de diferentes niveles energéticos, el detector tiene que tener la capacidad distinguir las distintas energías. Hay algunos

scanners que su base física está en utilizar un detector “sándwich” para obtener la energía dual, como se explicará más adelante.

La forma de obtener una imagen a dos kV diferentes son las siguientes:

-- Disponer de fuentes independientes de radiación y que cada una de las cuentas tenga su detector

-- Hacer dos adquisiciones diferentes en puntos temporales separados

-- Detector: se utilizan sensores espectrales de dos capas (llamado “sándwich”

- Propiedades del tejido a estudiar

Sólo se pueden distinguir espectralmente entre sí los elementos con número atómico muy diferente. Esto se puede conocer con el índice de energía dual (IED):

$$\text{IED} = \frac{x_{80} - x_{140}}{x_{80} + x_{140} + 2000 \text{ HU}}$$

donde x_{80} es el valor CT en HU a 80 kV y x_{140} es el valor del mismo vóxel a 140 kV ^(13, 22).

Según Álvarez y Macovski (1976) ^(23, 24) la interacción fotoeléctrica con la capa K es proporcional a la tercera potencia del número atómico (Z). Por lo tanto, se aplican los valores altos para los valores Z de 53 (yodo) o 54 (xenón). Los elementos de los que el cuerpo humano está compuesto, es decir, el hidrógeno (Z = 1), el oxígeno (Z = 8), carbono (Z = 6) y nitrógeno (Z = 7), tienen un número Z bajo y, por tanto, no tienen un efecto fotoeléctrico suficiente ni un comportamiento espectral que permita la diferenciación entre ellos ⁽²⁵⁾.

El hueso con su alto contenido en calcio ($Z = 20$) y la grasa, que sólo consiste en hidrógeno y carbono, representan tejidos que difieren de otros tejidos del cuerpo de manera significativa, lo que también explica su buena diferenciación en la CT estándar. Esta característica también se ha empleado en enfoques para la cuantificación de la obesidad o para la identificación de calcificaciones en los nódulos pulmonares ^(26, 27). La aplicación clínicamente más útil de la TC de energía dual se puede esperar para la diferenciación de yodo (Kruger et al. ⁽²⁸⁾; Mistretta y Riederer 1977 ⁽²⁹⁾; Nakayama et al. ⁽³⁰⁾), que se utiliza generalmente en CT como un agente de contraste y cuya distribución puede ser enmascarada por el tejido subyacente.

1.1.4. Métodos de adquisición de la energía dual

Hay diferentes formas de adquirir un estudio on de energía dual: doble fuente, cambio rápido del voltaje, detector en capas y adquisición secuencial. Se detallan y discuten una por una. ^(13, 22).

1.1.4.1. Doble fuente

En el gantry se colocan dos tubos de rayos X cada uno con su detector. Estos haces de rayos son capaces de emitir radiación a un determinado voltaje independiente del otro tubo.

Sobre el tubo que emite radiación a más alto voltaje se puede emplear un filtro, y de esta forma endurecer el espectro de alta energía ya que de esta forma se consigue una mejor separación espectral y además se reduce la dosis.

La corriente en cada tubo se puede variar en cada estudio. Sin embargo esta ventaja supone un esfuerzo en hardware importante, haciendo más caros estos scanners.

Dentro del *gantry* los detectores no pueden estar en el mismo sitio físicamente, esto hace que el *field of view* (FOV) en este tipo de equipos esté limitado (figura 9).

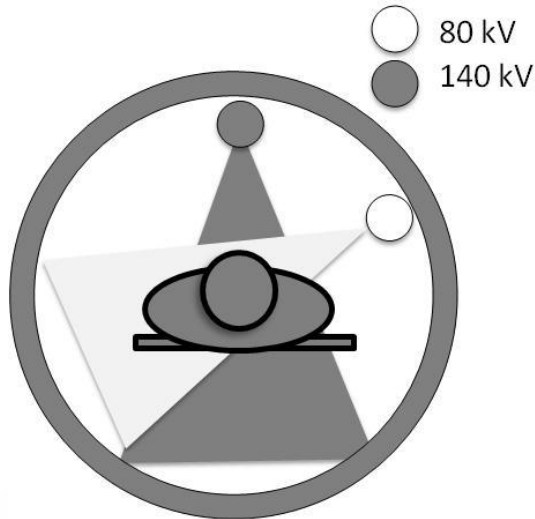


Figura 9. Adquisición de energía dual con doble fuente.

1.1.4.2. Cambio rápido de voltaje

El voltaje del tubo va variando, aplicando alternativamente un voltaje alto y posteriormente bajo. En cada proyección los datos se recogen dos veces, como se ha explicado una a alto y otra a bajo voltaje.

Para poder recoger los datos de los dos tubos la rotación del tubo se tiene que reducir a menos de la mitad. Esto hace que la adquisición sea más lenta. Otra limitación es que el voltaje y la corriente pueden no estar perfectamente coordinados..

El tener que adaptar la corriente ocasiona que la señal a bajo y alto voltaje sea diferente e inferior a bajo voltaje (figura 10).

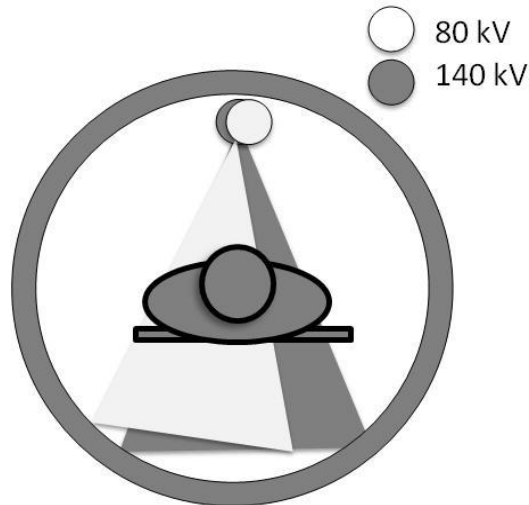


Figura 10. Representación gráfica de obtención de estudios de energía dual utilizando la técnica de cambio rápido de voltaje.

1.1.4.3. Detector en capas

La separación espectral se hace en el detector, que tiene dos capas cada una de las cuales tiene una sensibilidad máxima para las distintas energías de fotón. Esta sensibilidad se consigue gracias al material del que esté hecho el detector (cada capa tiene una composición diferente, la composición más frecuentemente utilizada tiene ZnSe o CsI en la capa superior y Gd₂O₂S en la inferior).

Como la separación se hace en el detector, se necesita sólo un tubo, sin embargo la eficiencia en baja dosis es menor (figura 11).



Figura 11. Adquisición de estudios de energía dual en equipos con detectores de dos capas.

1.1.4.4. Adquisición secuencial

Se realizan dos adquisiciones consecutivas, una a continuación de la otra, cada una a un voltaje diferente. Esto hace que temporalmente hay un tiempo entre ambas adquisiciones, con el consiguiente problema para la fase de los contrastes y los posibles artefactos de movimiento que pueda haber (tanto respiratorio como cardíaco) (figura 12).

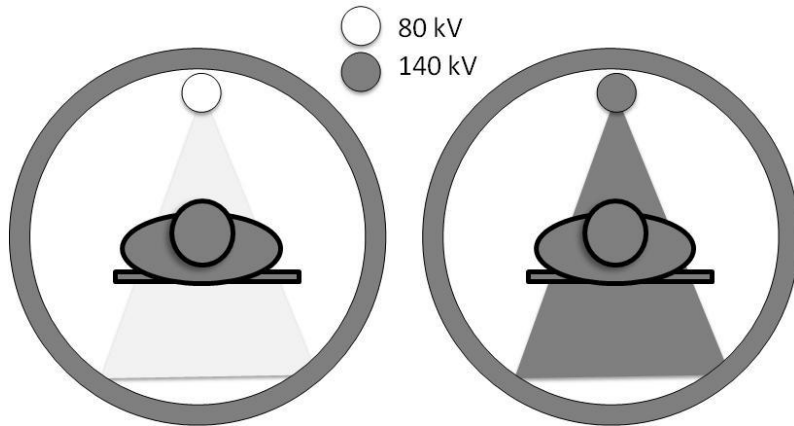


Figura 12. Solución de adquisición de energía dual con adquisición secuencial.

1.1.5. Aplicaciones de la energía dual

Hay descritas múltiples ventajas de la energía dual.

En general, existen dos métodos para extraer información de los datos adquiridos.

- Restar proyecciones equivalentes y aplicar una retroproyección filtrada para reconstruir la diferencia como información espectral.
- Reconstruir imágenes CT estándar que consta de vóxel en unidades Hounsfield y luego utilizar algoritmos de proceso posterior para extraer información espectral específica de la diferencia entre los vóxel correspondientes.

Actualmente el método más comúnmente utilizado es el segundo, con el sistema de reconstrucción de imágenes que proporciona imágenes de bajo y alto kilovoltaje y una serie de imágenes promedio ponderadas. La serie obtenida de esta forma integra ambas

adquisiciones obteniendo imágenes con un bajo nivel de ruido para la evaluación clínica inmediata.

Se utilizan fundamentalmente tres tipos principales de algoritmos. El primer tipo optimiza las imágenes, el segundo identifica el tipo o diferencia a ciertos materiales, y el tercer tipo cuantifica una sustancia en el conjunto de datos.

1.1.5.1. Algoritmos de optimización de la imagen

Son algoritmos que permiten hacer reconstrucciones específicas para optimizar la visualización o el estudio de una determinada estructura. Son dos: las imágenes monoenergéticas y los algoritmos de mezcla no lineal.

- Las imágenes monoenergéticas o monocromáticas^(31, 32, 33) permiten reconstruir virtualmente las imágenes a todo el rango de kilovoltajes desde 40 keV hasta 190 keV permitiendo optimizar la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido para la estructura que se desee estudiar (figura 13).

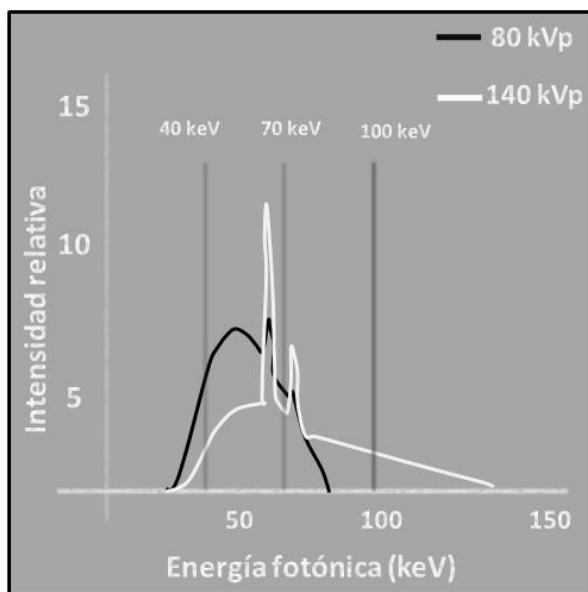


Figura 13. Con los datos obtenidos a dos kilovoltajes diferentes se pueden extrapolar datos para reconstruir virtualmente las imágenes a un amplio rango de energías.

Las aplicaciones clínicas de las reconstrucciones monoenergéticas van por dos caminos diferentes:

- Por una parte, en los estudios vasculares se intenta visualizar la imagen a un pico de voltaje lo más próximo posible al límite K del yodo (que es 33), es decir, se intenta utilizar una reconstrucción monoenergética a un nivel energético bajo que permita ver con mayor densidad los vasos. Esto se ha hecho en múltiples regiones anatómicas con buenos resultados ⁽³⁴⁾.

- Por otra parte, en los estudios de TC con implantes metálicos (en columna ⁽³⁵⁾, en estudios musculoesqueléticos ⁽³⁶⁾, en estudios faciales o en estudios oncológicos ⁽³⁷⁾), las reconstrucciones a picos de voltaje

más altos reducen de forma significativa el artefacto metálico.

La principal limitación de las reconstrucciones monoenergéticas es que la descomposición es sensible al ruido en los dos conjuntos de datos (de 80 kV y 140 kV) utilizados en la doble energía, resultando en una degradación de la calidad de las imágenes.

- Los algoritmos de mezcla no lineal

Con una base similar a la de las reconstrucciones monoenergéticas, los algoritmos de mezcla no lineal combinan el alto contraste de yodo y bajo nivel de ruido, lo que se conoce como "el mejor contraste" o "el contraste óptimo" para una determinada estructura anatómica ⁽³⁸⁾.

1.1.5.2. Algoritmos de diferenciación de materiales

La descomposición en dos materiales en base a su densidad arbitraria se describió hace tiempo (Hawkes et al ⁽³⁹⁾). La descomposición en tres materiales en base a su densidad conocida fue propuesta más adelante, en 1990 (van Kuijk et al. ⁽⁴⁰⁾).

1.1.5.2.1. Diferenciación de dos materiales

El algoritmo se utiliza para diferenciar dos materiales entre sí. La pendiente define la separación basada en la diferencia en las densidades de dos materiales en unidades Hounsfield. Los dos materiales están codificados por color en rojo o azul (figura 14).

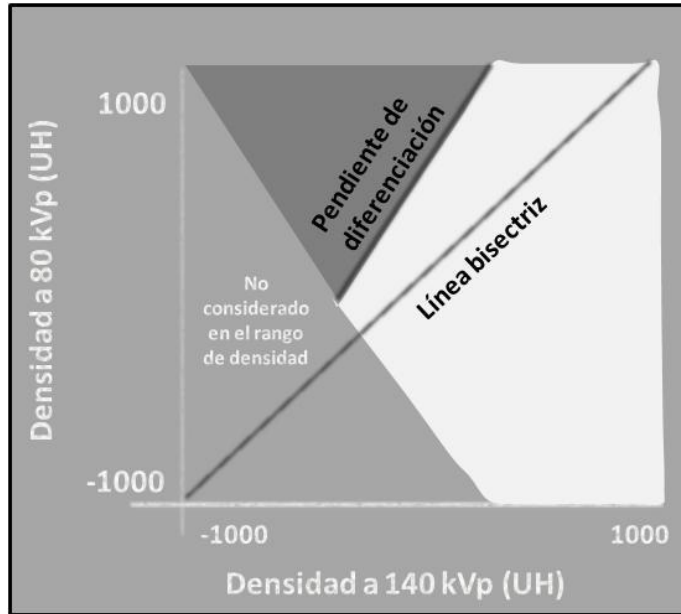


Figura 14. Algoritmo de diferenciación de dos materiales.

De esta forma en la práctica clínica lo que ocurre es lo que esquematiza en la siguiente figura (figura 15)

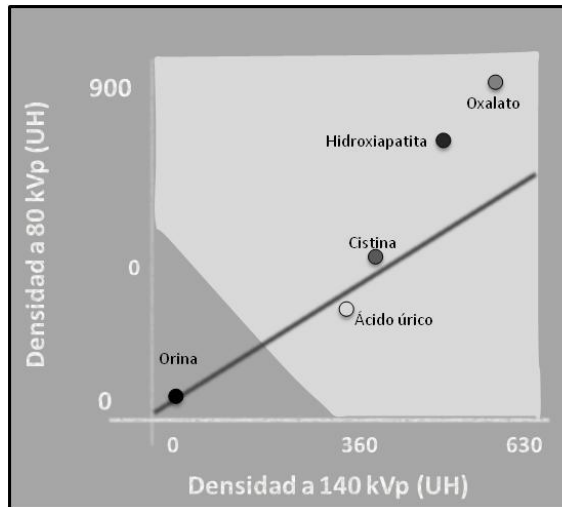


Figura 15. Algoritmo de descomposición de dos materiales.

A partir de la medida de la densidad de los materiales a los dos kilovoltajes empleados (por ejemplo, 80 kV y 140 kV) se traza la bisectriz, y a partir de ahí los materiales que se vayan encontrando se codifican con un mapa de colores; de esta forma, si un material tiene mayor número atómico, se quedará por encima de la bisectriz y se codificará con el color azul, mientras que si tiene un menor número atómico quedará por debajo de la bisectriz y por tanto se codificará de color rojo (figura 16).

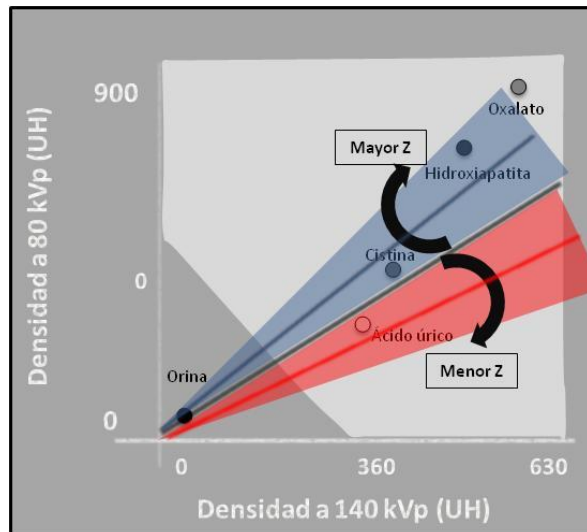


Figura 16. Algoritmo de descomposición de dos materiales con el código de colores en función del número atómico: azul para los elementos con mayor número atómico y rojo para los de menor número atómico. Esto permite distinguir las litiasis renales de ácido úrico de las de oxalato cálcico.

Con este algoritmo se pueden hacer estudios de eliminación de hueso, del estudio de una placa de ateroma, caracterización de las litiasis renales, visualización de tendones y estudio de gota.

- Eliminación de hueso en la angiografía por TC

Por la diferencia en el número atómico entre el calcio y del yodo, ambos materiales se pueden diferenciar. Esto hace que se pueda sustraer el calcio de la imagen adquirida tras la administración de contrastes yodados. Se ha estudiado que la diferenciación espectral para sustraer hueso funciona mejor que los métodos basados en densidades. Una limitación en este tipo de estudios son los artefactos ocasionados por implantes o material protésico metálico o al *blooming* que aparece en las placas de calcio que tienen una densidad (41, 42)

- Placa de ateroma calcificada: diferenciación del calcio de la placa del contraste del vaso

En los estudios vasculares ayuda a diferenciar una placa del contraste yodado, y esto podría ayudar a distinguir la composición de la placa de ateroma.

- Caracterización de las litiasis renales: calcificadas vs. ácido úrico

La energía dual es capaz de diferenciar los cálculos renales que tienen composición de calcio y que son de ácido úrico por el diferente comportamiento espectral que tienen ambos materiales^(43, 44).

- Visualización de tendones

- Los tendones tienen composición química rica en colágeno. El colágeno tiene unos índices de energía dual que permiten descomponer el colágeno del resto de los tejidos circundantes⁽⁴⁵⁾.

- Estudio de gota

La adquisición con energía dual permite detectar ácido úrico, que es el responsable de la artropatía gotosa, y esto permite diagnosticar sin biopsia a estos pacientes. También puede ayudar en el diagnóstico de pacientes poco sintomáticos y monitorizar la eficacia del tratamiento^(46, 47).

1.1.5.2.2. Diferenciación de tres materiales

Este algoritmo se utiliza para la descomposición de los tres materiales. Dos componentes básicos definen una pendiente, y la inclinación de la segunda vertiente se define por efecto fotoeléctrico del yodo. El contenido de yodo puede ser cuantificado y se asigna un código de colores por el desplazamiento del par medido de los valores de densidad a lo largo de la segunda pendiente. La densidad sin

contraste virtual está representada por la intersección de las dos vertientes (figura 17).

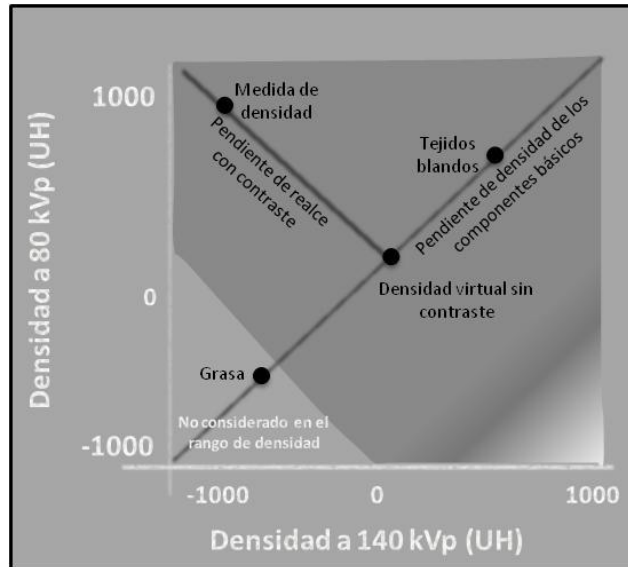


Figura 17. Algoritmo de descomposición de tres materiales.

Las principales aplicaciones son la aplicación sin contraste virtual, la diferenciación entre sangre y contraste y los algoritmos de cuantificación de yodo.

- Sin contraste virtual

Esta aplicación es una de las más empleadas en los estudios abdominales. Adquiriendo una única hélice con contraste permite la obtención de un estudio sin contraste virtual. Esto supone un importante ahorro en dosis ya que se puede obviar la adquisición sin contraste.

- Diferenciación entre sangre y contraste

En los estudios cerebrales es importante la diferenciación entre contraste y hemorragia; de esta forma en un estudio con un hematoma parenquimatoso cerebral se podría detectar si hay una lesión subyacente responsable del hematoma o bien si hay extravasación del contraste (siendo un dato de mal pronóstico). Además, al igual que en los abdómenes, se puede obtener una imagen ‘sin contraste virtual’ en el caso de no tener un estudio basal previo y así ahorrar radiación al paciente⁽⁴⁸⁾.

1.1.5.2.3. Algoritmos de cuantificación

Utilizan una descomposición de tres materiales para la cuantificación de uno de los tres materiales. Una pendiente se define por la densidad de dos componentes básicos (por ejemplo, tejido blando y grasa para el hígado, o tejido blando y aire para el pulmón), y una segunda pendiente se define por el efecto fotoeléctrico del material de contraste que va a ser cuantificado (es decir, yodo). Los valores de densidad medidos en ambas energías son interpretados como un desplazamiento de la primera pendiente a lo largo de la segunda (es decir, como un incremento del realce de yodo en un órgano que consta de los dos componentes básicos). Este incremento se codifica con un código de colores o también se puede restar de la imagen.

Son fundamentalmente tres: el mapa de yodo de la perfusión pulmonar, la cuantificación del yodo tumoral y la cuantificación del yodo en diferentes órganos, aunque con más frecuencia están apareciendo artículos en la literatura artículos que intentan cuantificar el yodo en distintas patologías.

- Mapa de Yodo en el estudio de las arterias pulmonares

La evaluación de la perfusión hacer un mapa que con un código de colores muestre la distribución de yodo en un determinado tejido, por ejemplo en el parénquima pulmonar. También permite colorear los vasos que tienen diferente cantidad de yodo en su interior.

Además de la perfusión, utilizando xenón como material de contraste se puede estudiar la ventilación pulmonar.

Cuando se evalúan nódulos pulmonares la energía dual permite diferenciar el calcio del realce con yodo ^(49, 50), siendo fundamental en el diagnóstico diferencial.

- Cuantificación del realce de yodo tumoral

La TCED permite cuantificar el yodo. Esto supone que se puede cuantificar el volumen de yodo que hay en una estructura o en una lesión. Esto hace que se pueda estimar la vascularización de una estructura, así, en caso de lesiones de etiología tumoral valorar la respuesta al tratamiento tradicional de quimio y radioterapia antes de que aparezcan cambios morfológicos o la respuesta a los fármacos recientemente aparecidos antiangiogénicos, o para hacer el complicado diagnóstico diferencial entre resto tumoral y necrosis ^(51, 52).

- Cuantificación del yodo del miocardio

La perfusión de miocardio y su correlación con el SPECT es motivo de estudio en los últimos años. Este estudio de perfusión miocárdica en los TC es un valor añadido a los tradicionales estudios cardíacos, ya que en el mismo estudio se pueden valorar dos estructuras fundamentales en estos pacientes cardiopatas: la perfusión miocárdica y las arterias coronarias ⁽⁵³⁾.

1.2 ANGIOGRAFÍA POR TC DE LAS ARTERIAS CEREBRALES

La red de arterias, capilares y venas por las cuales circula la sangre en el cuerpo pueden presentar anomalías en su conformación o bien participar en la irrigación de diferentes lesiones. La angiografía es una exploración diagnóstica que permite visualizar los vasos. Para esto, se realiza un estudio de TC tras la administración de un contraste yodado, que se ve hiperdenso en tomografía computarizada, para opacificar los vasos y poder así visualizarlos con mayor claridad.

1.2.1. Indicaciones

Las indicaciones para la realización de una angioTC de arterias cerebrales son las siguientes ⁽⁵⁴⁾:

Hemorragia subaracnoidea aguda y hemorragia subaracnoidea con AngioTC inicial negativo.

Aneurisma cerebral.

Malformación arteriovenosa cerebral.

Fístula dural arteriovenosa

Hemorragia intracerebral en los pacientes con datos demográficos atípicos, hemorragias en localizaciones poco usuales, sospecha de fístulas de pequeño tamaño, malformaciones arteriovenosas, trombosis de senos venosos, aneurismas micóticos.

Sospecha de disección.

Estenosis severas intracraneales

Infarto agudo, fundamentalmente para trombolisis o trombectomía

Vasculitis cerebral.

Embolización tumoral prequirúrgica.

1.2.2. Contraindicaciones

Las principales contraindicaciones del estudio están vinculadas a los efectos adversos del contraste y a la función renal del paciente.

Existen protocolos de premedicación para la prevención de reacciones alérgicas. En caso de antecedente de alguna reacción leve, hidrocortisona y/o difenhidramina vía intravenosa antes de comenzar el estudio.

Para determinar la función renal del paciente, se debe contar con el valor de creatinina sérica, con lo cual si el valor sugiere disfunción renal, no debería llevarse a cabo el estudio.

En el caso de pacientes diabéticos que toman Metformina (Biguanidas), si la creatinina sérica es normal, se puede realizar la exploración y suspender la toma de Metformina desde el estudio. El uso de Metformina no se debe retomar en 48hs y solo se debe reanudar si la función renal (la creatinina sérica) se mantiene en el rango normal, aunque en las últimas guías de la ESUR parece que esto debe revisarse.

1.3 ANGIOTC DE ARTERIAS CEREBRALES CON ENERGÍA DUAL

La técnica de energía dual se puede aplicar también a los estudios angiográficos de las arterias cerebrales en un intento de obtener un mejor contraste de los vasos.

Con la adquisición de TC de energía dual de forma simultánea se adquiere los datos a dos niveles de energía diferentes (a 80 y 140 kVp) y se realiza una reconstrucción virtual a 120 kVp que es una combinación de las series de 80 y 140 kVp. Esta reconstrucción no es totalmente equivalente a una adquisición policromática a 120 kVp, pero simula la adquisición estándar de 120 kVp en cuanto a la resultante de calidad de imagen ⁽⁵⁵⁾. Esta reconstrucción virtual a 120 kVp se hacía porque es la que tradicionalmente se hace en todos los estudios de TC, es decir, es la imagen a la que los radiólogos están acostumbrados. Sin embargo, la atenuación del material de contraste es mayor a 80 que a 120 o a 140 kV, aunque la utilización de técnicas de bajo pico de voltaje se asocia a un incremento del ruido ⁽⁵⁵⁾.

Como se ha descrito en varios artículos en la literatura, en términos simplificados, la disminución de la energía del tubo se traduce en un aumento de la atenuación a expensas de un aumento del ruido; es decir, al disminuir los keV aumenta la densidad de los materiales a estudiar, fundamentalmente del yodo, lo que es de especial importancia en los estudios vasculares ⁽³²⁾. Las reconstrucciones monoenergéticas basadas en TC con energía dual pueden ofrecer varias ventajas en comparación con las reconstrucciones tradicionales. La atenuación de los vasos con contraste aumenta con la disminución de las energías de rayos x hasta el límite K (k-edge) del yodo, que es de 33 keV ^(56, 57), y además se puede realizar una imagen “mezcla” que, al estar formada por información de los dos tubos, (80 y 140 kV) puede tener menos ruido que una adquisición policromática a 80 kV al coger parte de la información del tubo de 140 kV.

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

Por la tendencia observada en los artículos publicados hasta ahora en la literatura, la energía dual con el postproceso monoenergético en los estudios vasculares puede mejorar la calidad de las imágenes puesto que con las reconstrucciones monocromáticas el realce arterial es mayor, sin que el ruido suponga una limitación para su utilización⁽³³⁾.

La reconstrucción que se hacía automáticamente hasta ahora en los scanners para simular una serie de 120 kVp se ha visto que puede ser mejorable, ya que el yodo tiene una densidad mayor en las reconstrucciones a menores picos de voltaje, pero, ¿cuál es el pico de voltaje óptimo?

La hipótesis diagnóstica del presente trabajo de investigación es evaluar el nivel de energía de reconstrucción monocromática de las angioTC de las arterias cerebrales obtenidas con energía dual que permita ver los vasos cerebrales con más contraste y con menor ruido y con la mejor calidad subjetiva con el fin de aumentar la capacidad diagnóstica del radiólogo al mejorar la visualización de las estructuras vasculares intracraneales.



2. OBJETIVOS



2. OBJETIVOS

2.1 JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

La justificación del presente trabajo de investigación es evaluar el nivel de energía de reconstrucción monocromática de las angioTC de las arterias cerebrales obtenidas con energía dual, que permita ver los vasos cerebrales con más contraste, con menor ruido y con la mejor calidad subjetiva, con el fin de aumentar la capacidad diagnóstica del radiólogo al mejorar la visualización de las estructuras vasculares intracraneales.

2.2 OBJETIVO PRINCIPAL

Determinar el nivel de energía óptimo de las reconstrucciones monoenergéticas virtuales de las arterias cerebrales en los estudios angiográficos con tomografía computarizada de doble fuente con energía dual.

2.3 OBJETIVOS SECUNDARIOS

1. Evaluar los parámetros objetivos de calidad de la imagen, cuantificando la densidad y el ruido de las reconstrucciones monoenergéticas a diferentes niveles de energía en las arterias, las partes blandas, el aire y la protuberancia.
2. Calcular la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido a cada uno de los kiloelectronvoltajes.
3. Realizar una valoración subjetiva a cada uno de estos niveles de energía estudiados.
4. Comparar los parámetros cuantitativos de calidad de imagen con los datos cualitativos de la valoración subjetiva.
5. Proponer valores óptimos de kilovoltaje en estudios de angioTC con energía dual.

6. Valorar el artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia a cada nivel de energía.
7. Estudiar la reducción del artefacto metálico generado por clips y *coils* con energía dual.
8. Estudiar la dosis de radiación recibida.
9. Dentro del subgrupo de pacientes que presentan dispositivos intracraneales metálicos (clips o coils) para tratamiento de lesiones vasculares, valorar la importancia de la reducción del artefacto metálico con energía dual.
10. Cuantificar el efecto del contraste yodado sobre la función renal.





3. MATERIAL Y MÉTODO



3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio de corte transversal con evaluación consecutiva prospectiva, observacional, unicéntrico (en el Hospital Povisa, en Vigo, Pontevedra, España), descriptivo.

ESTUDIO OBSERVACIONAL ANALÍTICO

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de investigación de Galicia y se hizo teniendo en cuenta la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial y la ley de protección de datos.

3.2 PACIENTES

Se incluyeron todos los pacientes que entre el 09/09/2009 y el 31/12/2014 se realizaron una tomografía computarizada (TC) de arterias cerebrales con técnica de energía dual (ED).

El grupo de estudio consistía en todos los pacientes a los que se les realizó una angiografía por TC de las arterias cerebrales con técnica de energía dual por indicación facultativa y todos firmaron un consentimiento informado.

Las contraindicaciones para realizar una angiografía por TC con energía dual fueron la alergia a contrastes yodados, embarazo, edad inferior a 18 años y alteración de la función renal (definida como la presencia de unos valores de creatinina mayores de 1,2 mg/dL o un filtrado glomerular $< 30\text{mL}/\text{min}/1,73\text{ m}^2$) excepto cuando el paciente estaba en diálisis.

Preparación del paciente:

- El paciente debía acudir en ayunas de al menos 6 horas para minimizar el riesgo de broncoaspiración en caso de reacción alérgica.
- El técnico superior de radiodiagnóstico le explicó a cada paciente en qué consistía la prueba que se iba a realizar. La cooperación del paciente debía ser asegurada antes del procedimiento.
- Tras esto se pasaba al paciente al vestuario. El área de examen debía estar libre de metal y otros materiales radiopacos, por lo que antes de pasar a la sala de examen debían retirarse todas las prótesis de la cavidad oral, pendientes, *piercings* y cualquier objeto radiopaco que pudiera llevar el paciente en la cabeza y cuello.
- Una vez retirado todo el material radiopaco se pasó a cada uno de los pacientes a la sala de exploración.
- Todos los estudios se realizaron en decúbito supino sobre la camilla de exploración con el cabezal específico de cabeza y cuello, entrando en el *gantry* primero la cabeza. Se explicaba a los pacientes la importancia de evitar el movimiento durante la realización de la prueba.

Para el manejo y archivo de los exámenes se asignó aleatoriamente a cada paciente un número de orden.

3.3. EQUIPAMIENTO

Todos los equipos y *softwares* utilizados en este estudio son equipos y programas comerciales.

3.3.1. TC de doble fuente

El scanner en todos los casos fue realizado en una TC de doble fuente de 128 detectores (SOMATOM Definition Flash®; Siemens Healthcare Sector, Forchheim, Alemania) (figura 18).



Figura 18. Scanner utilizado en este estudio: TC de doble fuente de 128 detectores (SOMATOM Definition Flash®; Siemens Healthcare Sector, Forchheim, Alemania)

Las especificaciones técnicas de este equipo son las recogidas en la tabla 2.

Tabla 2. Especificaciones técnicas del TC de doble fuente SOMATOM Definition Flash® de Siemens Healthcare Sector.

Detectores	2 x Stellar detector
Número de canales	2 x 128
Tiempo de rotación del tubo	0,28 segundos
Resolución temporal	75 milisegundos
Generador	200 kW (2 x 100 kW)
Pasos de kV	70, 80, 100, 120, 140 Kv
Resolución isotrópica	0,33 mm
Máxima velocidad de adquisición	458 mm/s con Flash Espiral
Máxima carga de la mesa	307 kg / 676 lbs
Apertura del <i>Gantry</i>	78 cm

Este equipo está equipado con dos tubos de rayos X y los dos correspondientes detectores que están orientados en el *gantry* con un ángulo de 94°.

Los dos tubos pueden operar de forma independiente en cuanto al voltaje y a la corriente del tubo (amperaje).

El equipo puede funcionar con uno de los tubos o con ambos tubos. Cuando funcionan ambos tubos, pueden hacerlo con un voltaje similar o con picos de voltajes diferentes, siendo esta última forma de adquirir las imágenes una adquisición dual: el tubo A funciona a 140 kVp y tiene un filtro de estaño de 0,1 mm; el tubo B a 80 kVp.

Para reducir la dosis de radiación que recibe el paciente, la corriente del tubo puede ser modulada independientemente en ambos

tubos en función del diámetro del paciente y el ángulo del tubo, utilizando el sistema comercial CARE-Dose4D®. La amplitud de modulación es mayor con 80 que con 140 kV debido a la mayor absorción de energía que se produce a bajos fotones de energía.

Los dos paneles tienen 64 detectores, lo cual unido al z-Sharp hace que se consigan 128 cortes por rotación. El panel detector de mayor tamaño (A) tiene 736 columnas y el de menor tamaño (B) tiene 480 columnas; esto equivale a que el detector A adquiere un diámetro (FOV, *field of view*) de 500 mm y el B de 332 mm.

3.3.2. Administración de contraste

Se definieron unos protocolos de adquisición de angiografía por TC de las arterias cerebrales que se mantuvieron fijos a lo largo de todo el estudio.

3.3.2.1. Vía de administración

Se canalizó en todos los pacientes con un catéter de 18 o 20-*Gauge* una vena antecubital, generalmente la derecha por comodidad del técnico.

3.3.2.2. Medio de contraste

En todos los casos se administró un contraste no iónico de baja osmolaridad (Iopromida), donde 1 mL de solución inyectable contiene 623 mg de Iopromida, equivalente a 300 mg de yodo. Se utilizó Ultravist 300®, Bayer®, con una concentración de 300 mgI/mL. Los demás componentes son: edetato de calcio y sodio, trometamol, ácido clorhídrico (diluido al 10%) y agua para preparaciones inyectables.

3.3.2.3. Inyectora

El equipo utilizado en todos los pacientes para la inyección automática de contraste fue una inyectora que presenta doble cabezal (Medrad Stellant® dual syringe spike CT injection system).(Figura 19).



Figura 19. Inyectora Medrad Stellant® dual syringe spike CT injection system utilizada en este estudio.

Esta inyectora consta de un sistema mecánico que consiste en dos pistones, uno para cargar contraste y otro para cargar suero fisiológico, y un sistema eléctrico que conecta los pistones a un panel de control con conexión a una estación remota, lo cual permite controlar:

- El volumen de contraste: en todos los pacientes se administraron 90 mL de contraste.
- El flujo de contraste: en todos los casos se administró el contraste a 4-5 mL/seg. Está sujeto al calibre del catéter y al tipo de estudio a realizar

De esta forma se garantizó una inyección homogénea de flujo constante para el contrastado óptimo de las estructuras a estudiar. En todos los casos se respetó la esterilidad

3.3.2.4. Estación de trabajo de la inyectora

Esta inyectora está conectada con una estación de trabajo, Certegra®, Bayer Hispania, S.L., que es una plataforma informática que se vincula a la inyectora y que establece conexión con los sistemas informáticos del hospital (PACS/RIS), capturando, registrando y analizando los datos de la inyección de dosis de contraste. Al conectarse con los sistemas que utiliza el servicio de radiología del hospital (PACS y RIS) permite que la información pueda estar disponible en la historia clínica del paciente, con el propósito de optimizar la calidad de la atención sanitaria.



3.4. REALIZACIÓN DEL ANGIOTC

Todos los exámenes fueron programados comenzando con una radiografía de planificación o “topograma”, desde el arco aórtico hasta el vértex.

Para obtener una fase arterial se utilizó la técnica de *bolus tracking* que determina el comienzo óptimo de la exploración de TC. Para ello se coloca una región de interés (ROI) en la aorta ascendente, se administra el contraste intravenoso y se monitoriza cada segundo la densidad en la región de interés. Cuando se alcanza el umbral establecido de 100 UH se produce un retardo de 6 segundos para posicionar la mesa de exploración y entonces se realiza la adquisición.

Todas las adquisiciones helicoidales se realizaron en dirección caudocraneal con doble energía, sin angulación, con el campo de visión (FOV) ajustado al tamaño del paciente, incluyendo desde C2 hasta el vértex.

3.4.1. Parámetros de adquisición de los angioTC

El voltaje de los tubos se fijó a 80 kV (tubo A) y 140 kV (tubo B), con un filtro de Estaño en el tubo B (Sn140 kV). Para compensar la salida de fotones de bajo nivel de energía del tubo A, la corriente de referencia se fijó a 252 mAs para el tubo A y a 126 mAs para el tubo B. En todos los pacientes se utilizó la modulación automática de dosis (Care Dose 4D; Siemens). Los parámetros técnicos están resumidos en la tabla 2.

El tiempo de rotación del tubo fue de 0,28 segundos, con un grosor de corte de 1 mm y un *pitch* de 0.9. La adquisición fue caudocraneal.

Tabla 3. Parámetros de adquisición del angioTC de arterias cerebrales.

	TUBO A	TUBO B
Voltaje	80 kV	Sn140 Kv
Producto corriente del tubo tiempo	252 mAs	126 mAs
Pitch	0,9	
Colimación	64-128x0,6mm	
Tiempo de rotación	0,28	
Modulación automática de dosis	Si en todos los pacientes	

3.4.2. Parámetros de reconstrucción de los angioTC

Los datos fueron reconstruidos a 1 mm de grosor con un incremento de 0,7 mm. Se utilizó un filtro de reconstrucción D20f homogéneo (Siemens Healthcare Sector).

Se utilizó la ventana “CT angio” con un ancho de ventana de 350 UH y un nivel de ventana de 50 UH . FOV: 332 mm.

Los datos de la TCED de los tubos de 80 y 140 kV se reconstruyeron a 120 kVp utilizando un 40% de los datos del tubo de bajo kilovoltaje y un 60% de los datos del tubo de alto kilovoltaje.

3.5. POSTPROCESO DE LAS IMÁGENES

Todos los datos adquiridos por la TC se transfirieron a una estación de trabajo y se postprocesaron con Syngo Dual Energy, versión MMWP VE36A Syngo VE32D®; Siemens Healthcare (figura 20).

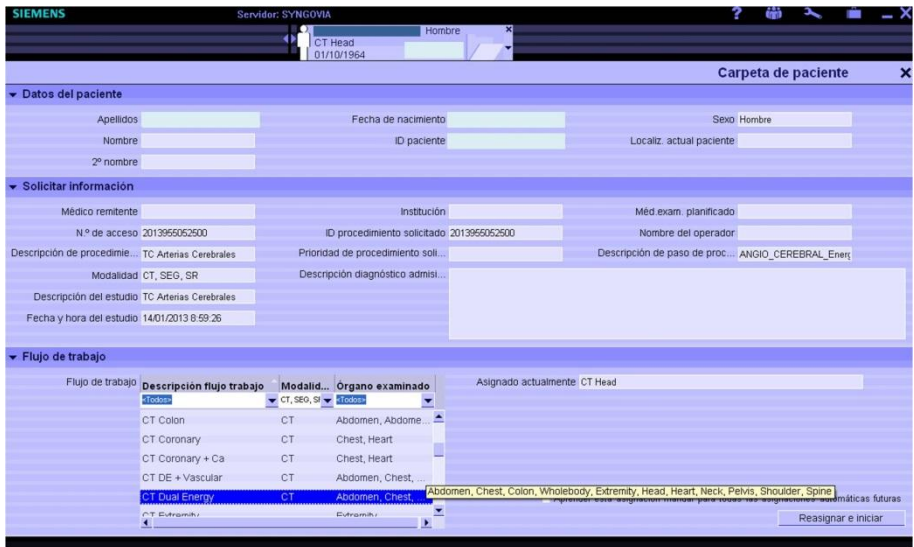


Figura 20. En todos los pacientes se utilizó Syngo VE32D®; Siemens Healthcare seleccionando la aplicación de energía dual

3. Material y método

En esta estación de trabajo se realizó un postproceso de las imágenes utilizando la aplicación de Energía Dual (figura 21).



Figura 21. Aplicación de energía dual dentro de Syngo VE32D®; Siemens Healthcare

Dentro de esta aplicación, se activó la acción “mostrar imagen monoenergética” (figura 22)



Figura 22. La aplicación “mostrar imagen monoenergética” se activa en el menú izquierdo, seleccionando el icono que muestra el espectro de rayos X (el icono de la derecha de la imagen magnificada con el espectro representado en amarillo).

3. Material y método

Esta aplicación permite en la barra inferior del menú modificar manualmente el keV de reconstrucción (figura 23), así que se fueron variando los keV manualmente en todos los pacientes obteniendo reconstrucciones virtuales monoenergéticas desde 40 keV hasta 150 keV a intervalos de 10-keV (figura 2).

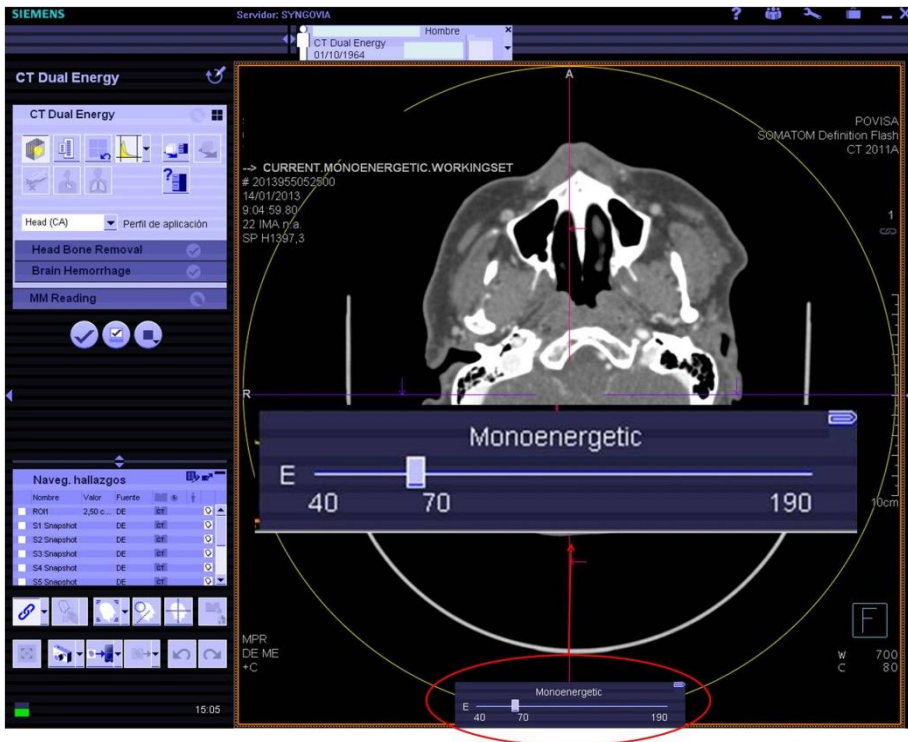


Figura 23. En la aplicación monoenergética se puede seleccionar manualmente el keV al que se postprocesan las imágenes en la barra inferior, que muestra el nivel de energía monoenergético desde 40 hasta 190 keV.

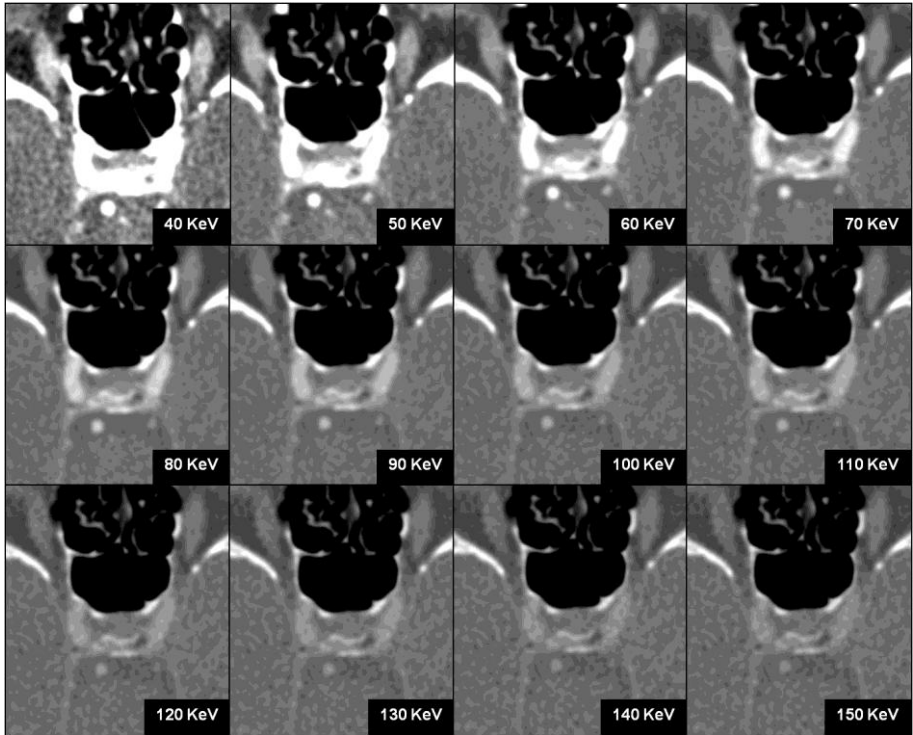


Figura 24. Reconstrucciones a diferentes keV de un paciente en el mismo corte anatómico sin modificar la ventana.

3.6. ANÁLISIS CUANTITATIVO

Se comparó la calidad de la imagen en las reconstrucciones monoenergéticas reconstruidas a 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 y 150 keV.

3.6.1. Efecto del pico del voltaje en la atenuación

Se evaluó el efecto del pico del voltaje (la reconstrucción monoenergética a cada uno de los kiloelectrovolts) en tres tejidos diferentes: en la arteria (para evaluar el realce arterial), en la musculatura paraespinal y en el aire (para poder calcular las relaciones señal-ruido y contraste-ruido).

Para la evaluación del efecto del pico de voltaje en la arteria dos radiólogos (D.M.F., de 3 años de experiencia, residente de 3º año de la especialidad de Radiodiagnóstico, y E.S.A., de 12 años de experiencia, 8 años de experiencia en neurorradiología) en la estación de trabajo realizaron ROIs en el plano axial en el interior de la luz de la carótida intracraneal. Se realizaron todas las medidas en la porción intracraneal de la carótida interna intentando realizar el ROI del mayor tamaño posible.

El ROI era circular y se colocaba individualmente intentando no incluir estructuras anatómicas adyacentes, con un diámetro aproximado de 10-mm^2 . Se tuvo especial cuidado a la hora de colocar los ROIs para no incluir zonas con artefactos por metal (por *coils* o clips cerebrales o por material protésico metálico en la boca) ni artefactos de movimiento. Para evitar incluir en la medición placas de ateroma calcificadas se ajustó la ventana en los keV más bajos para diferenciar el medio de contraste del calcio. El ROI, una vez situado en la localización anatómica en la que la carótida presentaba un mayor calibre y donde se evitaban todos los artefactos, se dejaba fijo y se

iban cambiando los diferentes kiloelectronvoltajes en las reconstrucciones monoenergéticas.

Por convenio se realizaron las medidas en el lado derecho, y en caso de haber una estenosis, hipoplasia o extensa calcificación se realizó la medida en el lado izquierdo (figura 25).

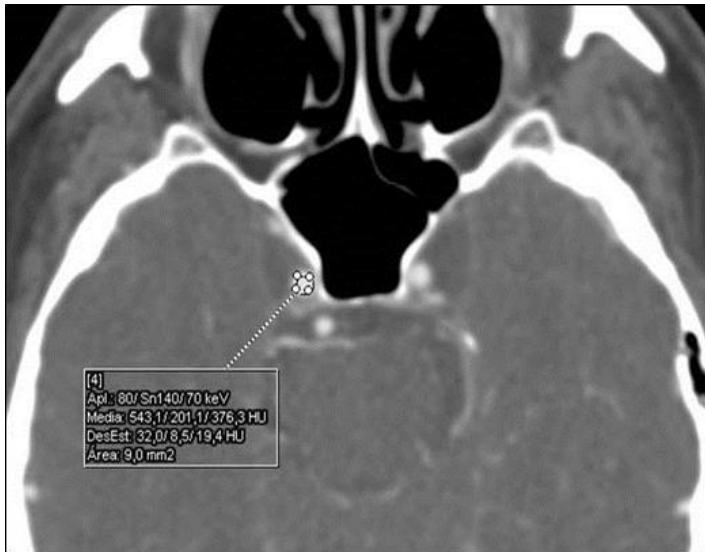


Figura 25. Ejemplo de colocación del ROI en la carótida intracraneal.

3. Material y método

Para la evaluación del pico de voltaje en los tejidos blandos (en la musculatura paraespinal) también se realizaron ROIs. Por convenio se realizaron en la musculatura nual en el lado derecho (Figura 26). En caso de que en esta topografía existiera artefacto (por material metálico en la boca) o atrofia significativa, se realizó la medida en el lado izquierdo, y, en caso de no ser posible, en el trapecio. Los ROIs fueron circulares en todos los casos con un diámetro aproximado de 20-mm^2 . Estos ROIs una vez situados en su localización anatómica se dejaban fijos y se iban cambiando los diferentes kilovoltajes en las reconstrucciones monoenergéticas.



Figura 26. Ejemplo de colocación de un ROI en la musculatura paraespinal.

Se analizó también el ruido de fondo cuantificando el ruido en el aire con un ROI circular del mayor diámetro posible intentando no incluir estructuras anatómicas adyacentes, con un diámetro aproximado de 30-mm² (figura 27). Estos ROIs una vez situados en su localización anatómica se dejaban fijos y se iban cambiando los diferentes kilovoltajes en las reconstrucciones monoenergéticas.



Figura 27. Ejemplo de colocación de un ROI en el aire.

En todos estos ROIs realizados en la arteria, en el músculo y en el aire se medía la intensidad de señal, que corresponde con la atenuación en UH, y el ruido (la desviación estándar de la intensidad de señal en UH) ⁽⁵¹⁾.

La relación señal-ruido (RSR) se calculó según la siguiente fórmula ⁽³²⁾:

$$\text{RSR} = \text{atenuación}_{\text{vaso}} / \text{ruido}_{\text{vaso}}$$

Donde la atenuación del vaso corresponde con el número de TC (en UH) y el ruido del vaso a la desviación estándar.

La relación contraste-ruido (CCR) se calculó con la siguiente fórmula ⁽⁵¹⁾:

$$\text{RCR} = (\text{atenuación}_{\text{vaso}} - \text{atenuación}_{\text{músculo}}) / \text{ruido}_{\text{aire}}$$

3.6.2. Artefacto en fosa posterior

En la región interpetrosa de la fosa posterior, en el punto de máximo artefacto se realizaron ROIs de 200 mm², midiendo el ruido (desviación estándar), reflejando la cantidad de perturbación de los valores de atenuación por los artefactos de endurecimiento del haz y “*streak*” ⁽⁵⁹⁾ (figura 28).

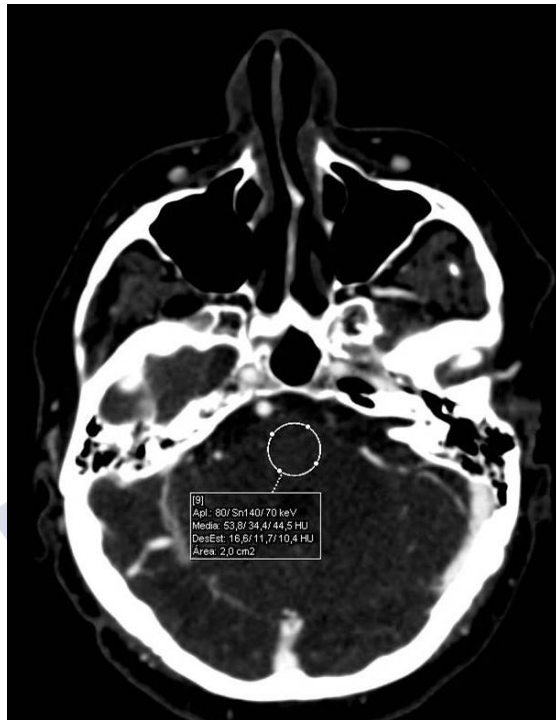


Figura 28. Ejemplo de colocación de un ROI en la protuberancia, en la zona de máximo artefacto entre los peñascos.

3.7. ANÁLISIS CUALITATIVO

Dos radiólogos (E.S.A. y N.S.P. con 11 y 7 años de experiencia respectivamente) realizaron de forma independiente el análisis cualitativo de las imágenes en el plano axial en el mismo monitor y en el mismo momento. Después se realizó una lectura en consenso.

Los pacientes se mostraron en el orden en el que habían sido introducidos en la base de datos, que era el orden cronológico de realización del estudio. Antes de comenzar la evaluación se informó a los lectores de los criterios para la puntuación de las imágenes y se realizaron 10 casos de prueba que no estaban incluidos en el estudio para afianzar los criterios.

La ventana fue fijada en todos los casos a una ventana estándar para la valoración de vasos (anchura = 700UH, nivel, 80 UH), pero los evaluadores podían variar libremente la ventana.

Se evaluaron las arterias intracraneales con las siguientes puntuaciones:

- valoración subjetiva de la nitidez y definición de las paredes de las todas las arterias del polígono de Willis en su conjunto (tabla 4):

Tabla 4. Puntuación de la valoración subjetiva del polígono de Willis.

$S_{WILLIS} = 1$	No diagnóstica
$S_{WILLIS} = 2$	Pobre
$S_{WILLIS} = 3$	Suficiente
$S_{WILLIS} = 4$	Buena
$S_{WILLIS} = 5$	Excelente

El realce de las arterias (tabla 5):

Tabla 5. Puntuación de la valoración subjetiva del realce arterial.

$S_{\text{ARTERIA}} = 1$	Mala
$S_{\text{ARTERIA}} = 2$	Pobre
$S_{\text{ARTERIA}} = 3$	Normal
$S_{\text{ARTERIA}} = 4$	Buena
$S_{\text{ARTERIA}} = 5$	Excelente

El ruido (tabla 6):

Tabla 6. Puntuación de la valoración subjetiva del ruido.

$S_{\text{RUIDO}} = 1$	Importante, impide la valoración del estudio
$S_{\text{RUIDO}} = 2$	Sustancial
$S_{\text{RUIDO}} = 3$	Moderado, aceptable
$S_{\text{RUIDO}} = 4$	Menor
$S_{\text{RUIDO}} = 5$	No hay ruido

El artefacto del endurecimiento del haz producido por el peñasco en la protuberancia se valoró como (tabla 7):

Tabla 7. Puntuación de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia.

$S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 1$	El artefacto es importante e impide la valoración de la arteria basilar
$S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 2$	El artefacto es importante pero no impide la evaluación de los vasos adyacentes (arteria basilar)
$S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 3$	Discreto artefacto
$S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 4$	Mínimo artefacto
$S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 5$	No hay artefacto



3.8. REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO CON ENERGÍA DUAL DE LOS DISPOSITIVOS VASCULARES INTRACRANEALES

El artefacto metálico se evaluó de forma objetivamente a través de la cuantificación de ruido (UH). Para hacerlo se realizó una ROI que se posicionó en la zona de máximo artefacto metálico en el área de máximo artefacto. Todas las ROIs fueron circulares y tenían 1 cm de diámetro. La medición se realizó en los 12 niveles energéticos. En la ROI la cuantificación del ruido correspondía con desviación estándar de la media al medir la atenuación.

La valoración subjetiva del artefacto se realizó de la siguiente forma: dos radiólogos, uno de ellos en formación (residente de de tercer año) y un neurorradiólogo con 10 años de experiencia valoraron cada uno de los pacientes en cada nivel de energía de forma independiente el artefacto que generaba el metal utilizando la siguiente escala arbitraria de 5 puntos (tabla 8).

Tabla 8. Puntuación de la valoración subjetiva del artefacto ocasionado por los dispositivos metálicos vasculares intracraneales.

Metal =1	Artefacto importante que impide la visualización
Metal = 2	Artefacto importante donde la visualización de las estructuras vasculares es muy difícil
Metal = 3	Hay artefacto que permite la visualización
Metal = 4	Artefacto escaso
Metal = 5	No hay artefacto

En este mismo grupo de estudio se hizo un subgrupo en el que se incluyeron aquellos pacientes con dispositivos metálicos intracraneales, generalmente clips y *coils* metálicos para tratamiento de aneurismas. En estos casos se valoró objetiva y subjetivamente por ambos radiólogos el ruido (medido como la desviación estándar en UH). Se compararon los artefactos generados en los dos grupos (clips y *coils*).

3.9. DOSIS DE RADIACIÓN

En todos los pacientes se utilizó la modulación automática de la dosis.

3.9.1. $CTDI_{vol}$.

El $CTDI_{vol}$ es una cuantificación de la radiación teniendo en cuenta los tres ejes del paciente. Esto supone que su medición no representa de forma exacta la radiación a la que es expuesto un paciente al realizar la TC ya que no tiene en cuenta la longitud de la hélice^(60, 61).

El $CTDI_{vol}$ se muestra por normativa junto con todos los demás parámetros que se han empleado en cada paciente en particular para hacer esa exploración. Las unidades de medida del $CTDI_{vol}$ son los miliGrays (mGy).

3.9.2. DLP

Es el resultado de multiplicar el $CTDI_{vol}$ por la longitud de la exploración. El resultado de esta multiplicación da la radiación total absorbida⁽⁶²⁾.

Ambas medidas (el $CTDI_{vol}$ y la longitud) las da el scanner.

La DLP se define como:

$DLP (mGy \times cm) = CTDI_{vol} (mGy) \times \text{Longitud de la exploración (cm)}$.

En el equipo empleado se muestra el DLP y los demás parámetros empleados de exploración ($CTDI_{vol}$ y DLP).

Las unidades de DLP son miliGrayscm (mGycm)

3.8.3. Dosis efectiva

Los parámetros CTDI y DLP no incluyen datos específicos del paciente tales como su sexo, edad, tamaño, región irradiada y radiosensibilidad de los órganos expuestos. Para eso se utiliza la dosis efectiva.

La dosis efectiva tiene en cuenta las distintas radiosensibilidades de los órganos en una determinada área irradiada. Permite efectuar la comparación de riesgo de los efectos estocásticos en una exposición no uniforme con información conocida sobre exposición a radiación de una determinada población^(63, 64).

La dosis efectiva se estima comúnmente en Tomografía Computada utilizando el parámetro DLP multiplicado por un coeficiente de conversión de dosis:

$Dosis\ efectiva\ (mSv) = DLP\ (mGy \times cm) \times E\ [mSv\ (mGy \times cm)]$

En esta ecuación E es una constante que tiene en cuenta la región anatómica y la edad del paciente.

3. Material y método

Dado que en este estudio se analizan las arterias cerebrales (cabeza) y todos los pacientes incluidos son mayores de 10 años se utiliza el factor de conversión 0,0021 ^(65, 66, 67).

La unidad de medida de la dosis efectiva es el miliSievert (mSv).



3.9. FUNCIÓN RENAL

Se hizo una búsqueda en su historia clínica, recogiendo los parámetros de función renal (cifras de creatinina y de filtrado glomerular). Se recogieron los datos:

- de la analítica realizada en un intervalo anterior a 30 días antes de realizar la prueba y
- de la analítica de control desde 24 hasta 72 horas después.

Los que no tuvieran datos de función renal en ese periodo de tiempo se desestimaron.



3.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó utilizando los programas SPSS 25.0 y R.

Las variables categóricas se representan como frecuencias o porcentajes. Las variables continuas se expresan como media \pm desviación estándar.

Con un gráfico Q-Q y con el test de Shapiro-Wilk se comprobó la distribución normal de las variables. La t de Student se utilizó para comparar las variables con distribución normal.

- Análisis cuantitativo

Para la evaluación de cada uno de los cuatro medios estudiados (arteria, músculo, protuberancia y aire) se elaboró una tabla tanto de la densidad como del ruido, representados con la media \pm desviación típica y los valores mínimo y máximo.

Los diagramas de cajas y bigotes se utilizaron para representar gráficamente la densidad y del ruido en las cuatro regiones de la anatomía estudiadas. El diagrama de caja muestra los cinco estadísticos: la línea central es la mediana, los extremos superior e inferior de la caja son los cuartiles Q3 y Q1 y en la parte superior e inferior aparecen una serie de símbolos (círculos y asteriscos); el círculo representa los valores atípicos, mientras el asterisco representa los valores extremos.

Los diagramas de líneas se utilizaron para representar la media de la densidad, del ruido, de la relación señal-ruido, de la relación contraste-ruido y la valoración subjetiva de los lectores.

Para la evaluación de las relaciones señal-ruido y contraste-ruido también se elaboraron tablas representados con la media \pm desviación típica y los valores mínimo y máximo, diagramas de cajas y diagramas de líneas.

En el estudio de las relaciones señal-ruido, contraste-ruido y artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia, se hicieron comparaciones para comprobar si existían diferencias significativas entre los niveles de energía (desde 40 hasta 150 keV). Para esto se hizo la prueba t para muestras relacionadas con la corrección de Bonferroni (el habitual $p < 0,05$ dividido por el número de comparaciones, y como se compararon 12 niveles de energía, $12 \times 11 / 2 = 66$ comparaciones; $0,05 / 66 = 0,0007575$), es decir, se consideró significativa cualquier diferencia con un $p < 0,0007575$.

- Análisis cualitativo

Para cada lector se realizó para la evaluación del realce arterial, del polígono de Willis, del ruido y del artefacto del endurecimiento del haz, una tabla representando los resultados con la media \pm desviación típica y los valores mínimo y máximo.

Los diagramas de líneas se utilizaron para representar las valoraciones subjetivas del realce arterial, polígono de Willis, ruido y artefacto del endurecimiento del haz para cada uno de los lectores.

El coeficiente de correlación de Spearman se utilizó para calcular la correlación interobservador.

- Relación entre los datos cuantitativos y cualitativos

Se analizaron los diagramas de línea de los datos cuantitativos y cualitativos, comparando:

- El realce arterial en UH con la lectura en consenso de la valoración subjetiva del realce arterial
 - Las relaciones señal-ruido y contraste-ruido con la valoración subjetiva de la lectura en consenso del polígono de Willis
 - El ruido en UH medido en cada uno de los cuatro medios estudiados con la inversa de la gráfica de la lectura en consenso del ruido.
 - El artefacto del endurecimiento del haz (ruido en la protuberancia) medido en UH con la inversa de la gráfica de línea de la lectura en consenso del artefacto del endurecimiento del haz.
- Modulación automática de dosis

Se dan los resultados en media \pm desviación típica.

- Dosis de radiación

Se dan los resultados en media \pm desviación típica

- Efecto del medio de contraste yodado sobre la función renal

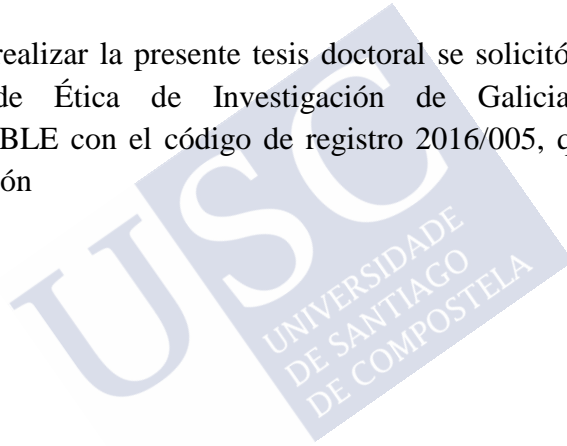
Se utilizó la prueba t para muestras relacionadas, considerando estadísticamente significativo un valor de $p < 0,05$.

3.11. ASPECTOS ÉTICOS

El autor declara no tener ningún conflicto de intereses para la realización de este estudio, sin haber recibido ninguna financiación.

Todas las tablas y figuras han sido elaboradas manualmente, con ejemplos de la literatura pero íntegramente realizadas por el autor de esta tesis.

Para realizar la presente tesis doctoral se solicitó autorización al Comité de Ética de Investigación de Galicia, siendo este FAVORABLE con el código de registro 2016/005, que se adjunta a continuación





4. RESULTADOS



4. RESULTADOS

4.1 POBLACIÓN

Entre enero de 2010 y diciembre de 2014 se realizaron 146 angioTCs de arterias cerebrales con técnica de energía dual. 2 de estos angioTCs se excluyeron debido a que por problemas técnicos con la inyectora el contraste en los vasos era muy escaso, dando lugar a estudios de una calidad insuficiente para el diagnóstico. 3 se excluyeron porque no estaban disponibles todas las series (no estaban almacenadas las series de 80 y 140 kV con filtro D) para hacer las reconstrucciones monoenergéticas. Un angioTC se excluyó porque por problemas técnicos el estudio era de calidad deficiente, obteniendo en todos los valores de energía (keV) unos valores extremos. El tamaño muestral final fue de 140 angioTCs.



Figura 29. Diagrama de flujo que muestra la población de estudio.

Estos angioTCs se le realizaron a 130 pacientes, ya que:

- a 121 se les realizó una única exploración,
- a 8 pacientes se les realizaron 2 angioTCs, 5 pacientes por aneurismas, 2 por un hematoma parenquimatoso, 1 por una malformación arteriovenosa (MAV),
- a 1 paciente se le realizaron 3 angioTCs por aneurisma.

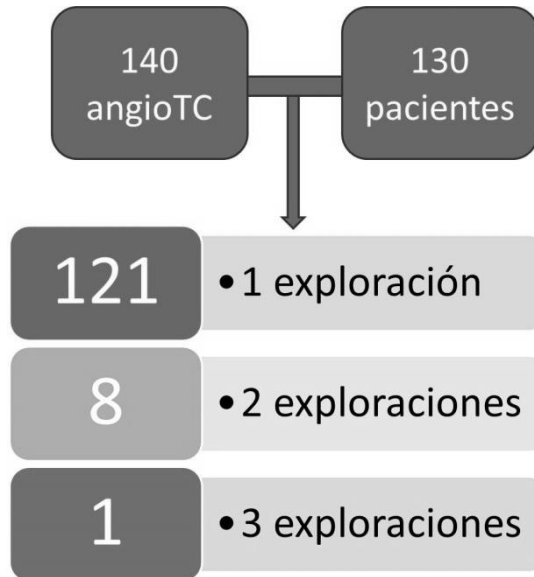


Figura 30. Población de estudio

La media de la edad de los pacientes fue de $54,25 \pm 16,87$ años, con un rango de 22 a 87 años.

Setenta y tres de los pacientes (52,1%) fueron hombres y 67 (47,9%) fueron mujeres.

Los motivos por los que se realizaron los angioTCs están resumidos en la tabla 9.

Tabla 9. Motivo de realización de los angioTCs incluidos en este estudio.

MOTIVO DE REALIZACIÓN DEL ESTUDIO	CASOS	%
Acúfeno	2	1,43%
Amaurosis	1	0,71%
Aneurisma	27	19,29%
Aneurisma tratado con clip	4	2,86%
Aneurisma tratado con coil	5	3,57%
Angioma venoso	1	0,71%
Antecedentes familiares de aneurisma	1	0,71%
Bucle vascular en RM	1	0,71%
Cavernoma que ha sangrado	1	0,71%
Cefalea	18	12,86%
Cefalea de esfuerzo	5	3,57%
Descartar trombosis venosa	1	0,71%
Diplopia	8	5,71%
Estenosis carotídea	2	1,43%
Fístula carotidocavernosa	1	0,71%
Fístula dural	2	1,43%
Hematoma epidural	2	1,43%
Hematoma intraparenquimatoso	21	15%
Hemorragia subaracnoidea	10	7,14%
Infarto	11	7,86%
Masa orbitaria	1	0,71%
Malformación arteriovenosa	7	5,00%
Neuritis óptica	1	0,71%
Ocupación de la cisterna supraselar	3	2,14%
Síndrome PHACE	1	0,71%
Poliquistosis hepatorenal	2	1,43%
Vasculitis	1	0,71%

4.2 ANÁLISIS CUANTITATIVO

4.2.1. Densidad

4.2.1.1. Arteria

La densidad en la arteria se midió en la carótida derecha en 135 angioTCs y en la izquierda en 5 estudios por presencia de una extensa ateromatosis (en 2 casos) y por artefacto metálico por coils/clips (en 3 estudios).

La densidad media de la arteria (medida en Unidades Hounsfield) para cada keV fue la siguiente (tabla 10):

Tabla 10. Medidas de densidad (en UH) en el interior de la arteria carótida interna a los diferentes niveles de energía.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	734,11	213,08	315	1620
50 keV	494,17	134,75	214	1084
60 keV	353,70	91,16	187	758
70 keV	265,43	66,26	114	558
80 keV	204,87	50,94	89	429
90 keV	169,61	37,91	73	343
100 keV	143,38	30,86	62	284
110 keV	124,91	26,30	54	242
120 keV	110,51	23,74	29	211
130 keV	100,27	20,94	35	188
140 keV	93,28	18,84	41	171
150 keV	87,34	17,63	38	157

La máxima densidad se obtuvo a 40 keV, donde la densidad fue de $734,11 \pm 213,08$ UH, produciéndose un descenso progresivo de la densidad a medida que se iba disminuyendo el keV, siendo la densidad mínima para 150 keV ($87,34 \pm 17,63$ UH).

Estos datos, representados en un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde cada punto representa la media de densidad medida en UH), adquieren una forma parabólica (figura 31).

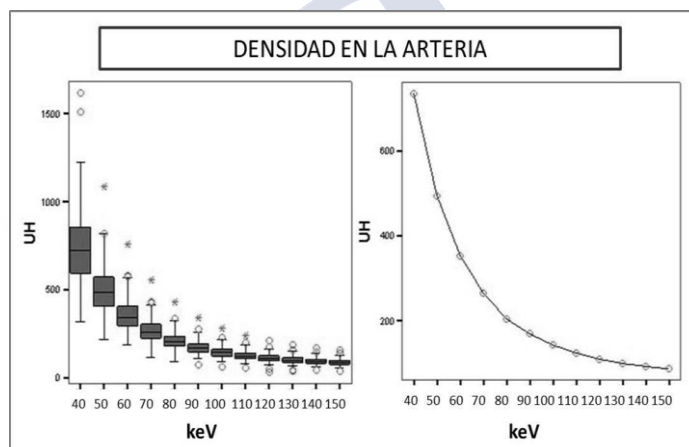


Figura 31. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad de la arteria (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad de la arteria (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

4.2.1.2. Musculatura paraespinal

Los ROIs se realizaron en la musculatura de la región nucal derecha en 125 angioTCs, y hubo que realizarlos en el lado izquierdo en 15 casos por artefactos metálicos de implantes dentales.

La medida de la densidad (medida en UH) en la musculatura paraespinal fue la siguiente (tabla 11):

Tabla 11. Medida de la densidad (en UH) de la musculatura paraespinal a los diferentes niveles de energía.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	58,39	23,16	-5	128
50 keV	53,49	15,86	5	99
60 keV	50,78	11,54	8	82
70 keV	49,46	8,67	15	71
80 keV	48,47	7,67	16	65
90 keV	46,74	8,53	10	62
100 keV	46,69	7,56	17	61
110 keV	46,89	6,63	17	60
120 keV	46,51	6,76	17	60
130 keV	45,69	7,93	10	60
140 keV	46,19	6,62	18	61
150 keV	46,08	6,64	18	61

La máxima densidad en la musculatura paraespinal se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($58,39 \pm 23,16$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 150 keV ($46,08 \pm 6,64$ UH).

Representado en un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde cada punto representa la media de densidad medida en UH), se obtuvieron los siguientes gráficos (figura 32):

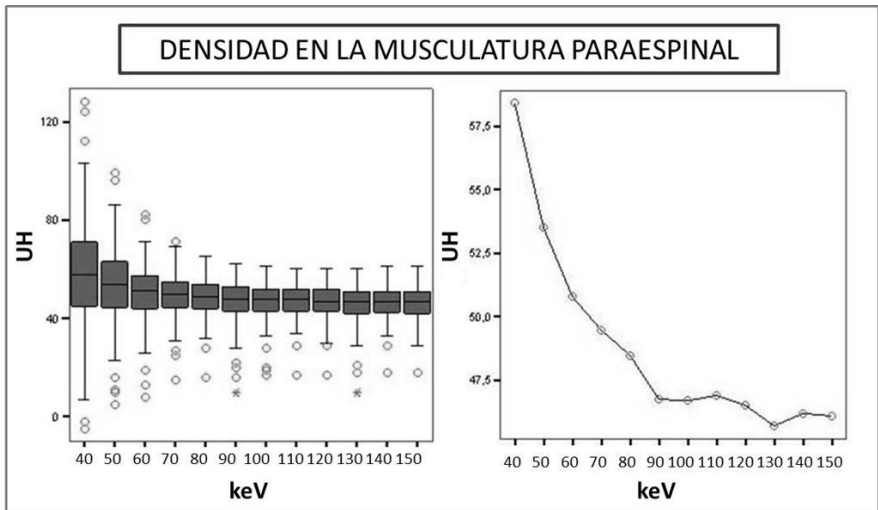


Figura 32. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en la musculatura paraespinal (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad de la musculatura paraespinal (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

Donde se puede observar cómo se produce un descenso de la densidad a medida que aumentan los keV, con una forma parabólica de la curva.

4.2.1.3. Aire

Los resultados de las medidas de la densidad en el aire se recogen en la siguiente tabla (tabla 12):

Tabla 12. Medida de la densidad (en UH) del aire a cada uno de los niveles de energía.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	-994,46	9,62	-1022	-965
50 keV	-996,54	5,99	-1020	-983
60 keV	-996,96	3,36	-1012	-989
70 keV	-997,22	2,23	-1004	-992
80 keV	-997,30	2,26	-1005	-992
90 keV	-997,43	2,65	-1006	-990
100 keV	-997,61	2,87	-1007	-989
110 keV	-997,60	3,20	-1008	-988
120 keV	-997,63	3,45	-1008	-987
130 keV	-997,68	3,54	-1007	-986
140 keV	-997,71	3,75	-1009	-986
150 keV	-997,64	4,12	-1009	-977

El valor máximo de densidad en el aire se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($-994,46 \pm 9,62$ UH), y a medida

que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 140 keV ($-997,71 \pm 3,75$ UH).

Estos resultados representados con un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV) serían los siguientes (figura 33):

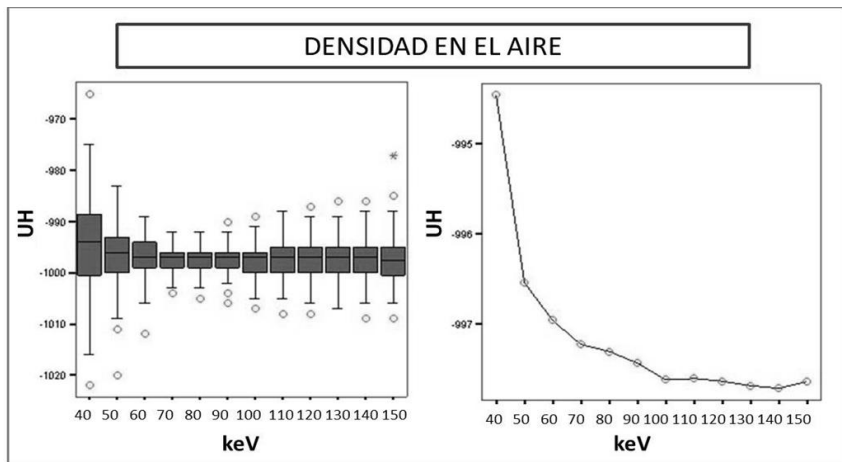


Figura 33. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en el aire (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad en el aire (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

4.2.1.4. Protuberancia

Las medidas de la densidad en la protuberancia para cada keV están recogidas en la siguiente tabla (tabla 13):

Tabla 13. Medida de la densidad (en UH) en la protuberancia.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	56,99	26,04	4	130
50 keV	47,32	15,81	14	94
60 keV	41,27	9,91	18	73
70 keV	37,64	6,64	21	59
80 keV	35,26	5,26	23	51
90 keV	33,69	4,89	21	47
100 keV	32,57	5,14	17	47
110 keV	31,82	5,50	16	48
120 keV	31,19	5,72	16	48
130 keV	30,91	5,76	16	48
140 keV	30,56	5,95	15	48
150 keV	30,36	6,29	14	48

El valor máximo de densidad en el aire se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($56,99 \pm 26,04$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 150 keV ($30,36 \pm 6,29$ UH).

Se representaron estos resultados con un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV) (figura 34):

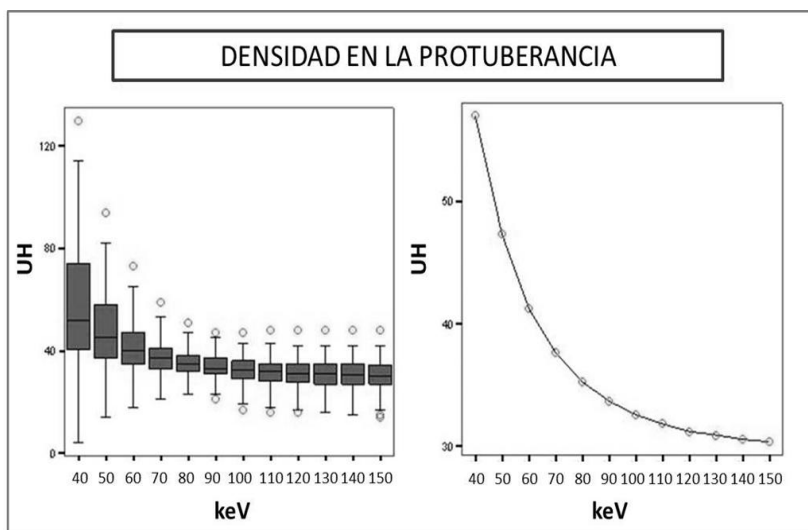


Figura 34. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la densidad en la protuberancia (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la densidad en la protuberancia (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

En resumen, en todos los materiales estudiados (figura 35) la densidad tiene un comportamiento prácticamente similar, con unos valores máximos a los keV más bajos y con descenso progresivo a medida que aumentan los keV.

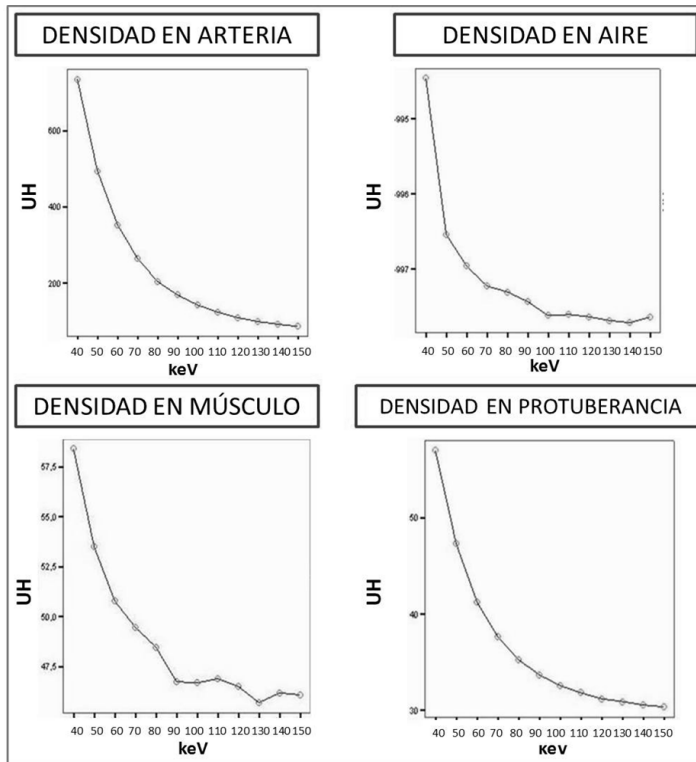


Figura 35. Comportamiento de cada material a los diferentes niveles de energía. En los cuatro medios estudiados se puede ver cómo se produce un descenso de la medida de la densidad (en UH) a medida que disminuye el keV.

4.2.2. Ruido

4.2.2.1. Arteria

Los resultados de la medición del ruido, medido en UH, se recogen en la siguiente tabla (tabla 14):

Tabla 14. Medida del ruido (desviación estándar) de la arteria, en UH.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	75,34	26,766	30	168
50 keV	46,96	17,641	13	109
60 keV	30,20	12,390	6	76
70 keV	21,23	8,940	7	51
80 keV	16,77	6,604	6	41
90 keV	15,03	5,212	4	37
100 keV	14,60	4,536	2	34
110 keV	14,59	4,343	2	33
120 keV	14,75	4,229	2	28
130 keV	15,09	4,468	3	31
140 keV	15,24	4,647	3	31
150 keV	15,65	4,632	3	31

El valor máximo de ruido en la arteria se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($75,34 \pm 26,77$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 130 keV ($15,09 \pm 4,47$ UH), momento a partir del cual comenzaba de nuevo a aumentar el ruido.

Estos datos representados con un diagrama de cajas y bigotes con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV), son de la siguiente forma (figura 36):

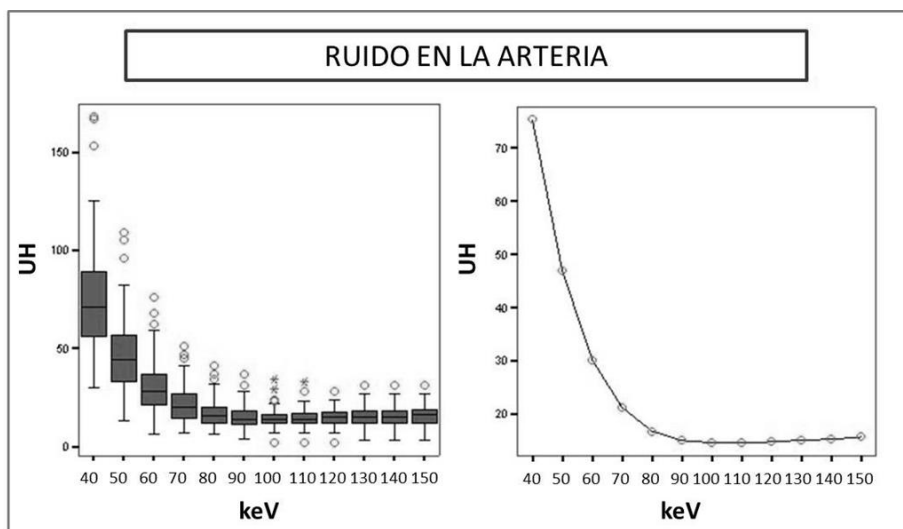


Figura 36. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido de la arteria (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de ruido de la arteria (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

4.2.2.2. Musculatura paraespinal

La medida del ruido en la musculatura paraespinal a diferentes niveles de energía en UH se recoge en la siguiente tabla (tabla 15):

Tabla 15. Medida del ruido (en UH) de la musculatura paraespinal.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	34,61	7,36	20	55
50 keV	20,54	4,71	12	36
60 keV	13,09	3,51	7	28
70 keV	10,24	3,05	5	24
80 keV	9,87	2,89	5	23
90 keV	10,43	2,65	6	22
100 keV	11,10	2,56	7	21
110 keV	11,66	2,55	7	21
120 keV	12,18	2,52	8	21
130 keV	12,61	2,54	8	21
140 keV	12,84	2,52	8	21
150 keV	13,09	2,54	8	21

El valor máximo de ruido en la musculatura paraespinal se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($34,61 \pm 7,36$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 80 keV ($9,87 \pm 2,89$ UH), momento a partir del cual comenzaba de nuevo a aumentar el ruido.

Y esto, representado en un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV), se obtiene el siguiente gráfico (figura 37):

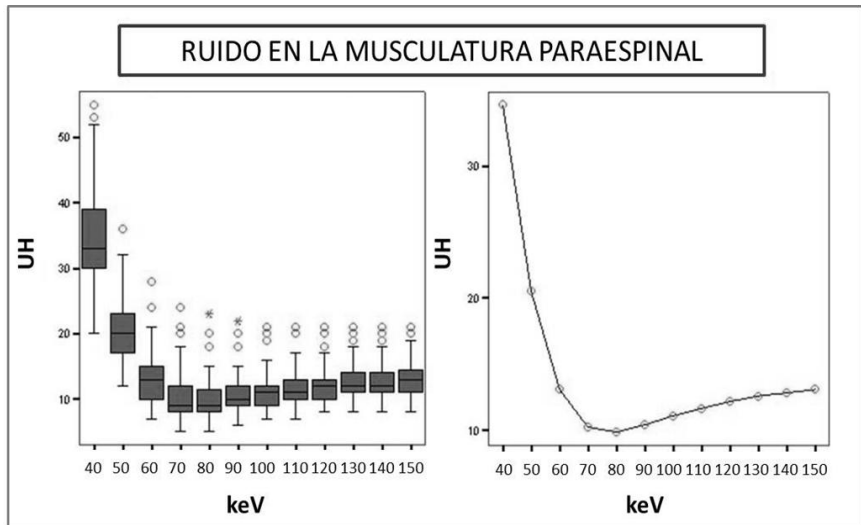


Figura 37. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en la musculatura paraespinal (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en la musculatura (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

4.2.2.3. Aire

Las medidas de ruido en el aire a diferentes keV en UH se recogen en la siguiente tabla (tabla 16):

Tabla 16. Medida del ruido (en UH) del aire.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	15,77	3,40	4	25
50 keV	9,53	2,10	4	19
60 keV	5,37	1,12	2	9
70 keV	3,99	0,69	2	6
80 keV	4,21	0,82	2	8
90 keV	4,96	0,96	4	10
100 keV	5,50	1,14	4	11
110 keV	6,04	1,19	4	12
120 keV	6,40	1,24	4	13
130 keV	6,61	1,30	4	13
140 keV	6,84	1,32	5	13
150 keV	7,04	1,34	5	14

El valor máximo de ruido en el aire se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($15,77 \pm 3,40$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 70 keV ($3,99 \pm 0,69$ UH), momento a partir del cual comenzaba de nuevo a aumentar el ruido.

Representado en un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV) se obtuvo el siguiente gráfico (figura 38):

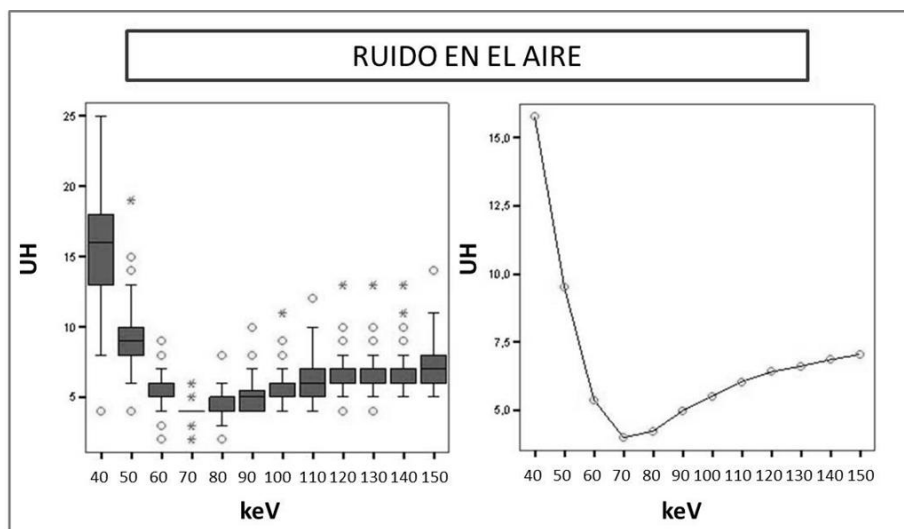


Figura 38. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en el aire (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en el aire (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

En resumen, el comportamiento del ruido en los cuatro medios estudiados tiene un comportamiento similar y está resumido en la figura 39.

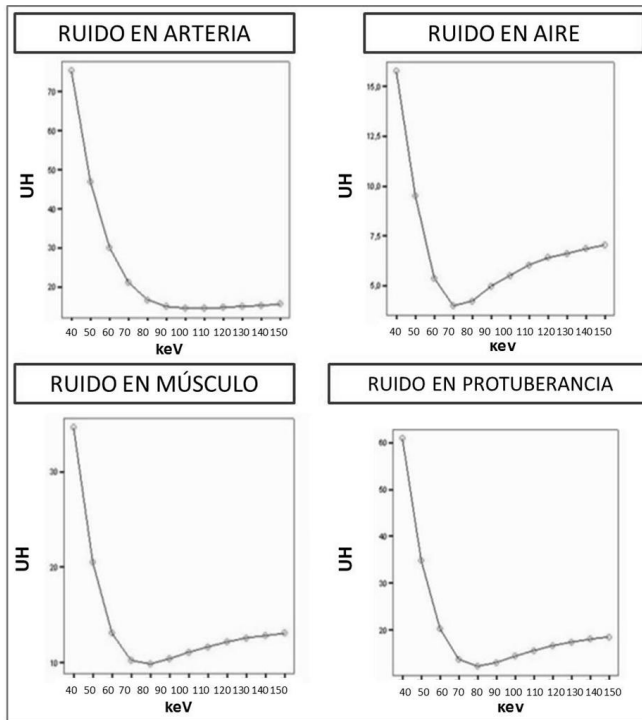


Figura 39. Estudio del ruido de cada material a los diferentes niveles de energía. En los cuatro medios estudiados se puede ver cómo se produce un descenso de la medida de la densidad (en UH) a medida que disminuye el keV hasta un nivel mínimo que ocurre entre 70 y 80 keV, donde vuelve a ascender.

4.2.2.4. Protuberancia

Los resultados de la medición del ruido en UH a los diferentes niveles de energía se recogen en la siguiente tabla (tabla 17):

Tabla 17. Medida del ruido (en UH) en la protuberancia.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	60,88	9,75	40	92
50 keV	34,87	5,81	22	53
60 keV	20,31	3,59	12	30
70 keV	13,69	2,15	9	19
80 keV	12,23	1,48	8	17
90 keV	13,04	1,41	10	18
100 keV	14,38	1,58	11	19
110 keV	15,59	1,76	12	21
120 keV	16,63	1,89	13	23
130 keV	17,41	2,04	13	24
140 keV	18,01	2,04	14	25
150 keV	18,54	2,20	14	26

El valor máximo de ruido en la protuberancia se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 40 keV ($60,88 \pm 9,75$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la densidad, obteniendo el valor mínimo a 80 keV ($12,23 \pm 1,48$ UH), momento a partir del cual comenzaba de nuevo a aumentar el ruido.

En un diagrama de cajas y bigotes y con un diagrama de línea (donde los puntos representan la media de densidad en UH para cada keV) se obtuvo el siguiente gráfico (figura 40):

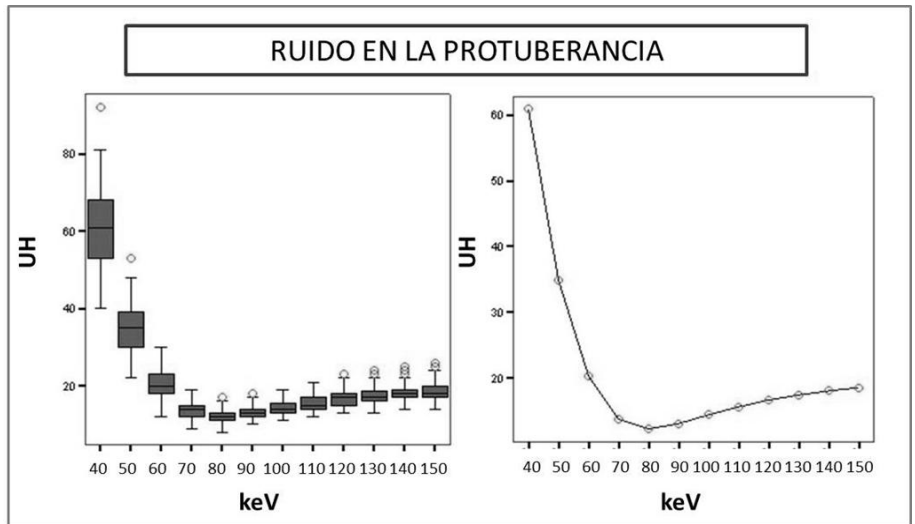


Figura 40. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes del ruido en la protuberancia (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea del ruido en la protuberancia (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

Al realizar la t para muestras relacionadas con la corrección de Bonferroni, las diferencias entre los grupos fueron las siguientes (donde + significa que la diferencia es estadísticamente significativa) (tabla 18):

Tabla 18. Estudio de las diferencias estadísticamente significativas del nivel del ruido en la protuberancia (en UH) entre los diferentes niveles de energía.

	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
40		+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
50			+	+	+	+	+	+	-	+	+	+
60				+	+	+	+	+	+	+	+	+
70					+	+	+	+	+	+	+	+
80						+	+	+	+	+	+	+
90							+	+	+	+	+	+
100								+	+	+	+	+
110									+	+	+	+
120										+	+	+
130											+	+
140												+
150												

Viendo la tabla se observa que hay diferencias estadísticamente significativas en cuanto al artefacto del endurecimiento del haz al comparar todos los niveles de energía entre sí excepto al comparar 50 keV con 120 keV, donde la diferencia no llega a ser estadísticamente significativa ($p = 0,0022$ con la corrección de Bonferroni, $p = 0,15$ sin la corrección)

4.2.3. Relación señal-ruido (RSR)

Se calculó la relación señal-ruido (RSR) con la siguiente fórmula:

$$RSR = \text{atenuación}_{\text{vaso}} / \text{ruido}_{\text{vaso}}$$

Donde “atenuación_{vaso}” es la medida en UH de la densidad en el interior de la arteria carótida interna y “ruido_{vaso}” es la desviación estándar de la medida de densidad en UH en el mismo ROI de medición de densidad. Se obtuvieron los siguientes resultados (tabla 19):

Tabla 19. Relación señal-ruido en UH) a cada uno de los niveles de energía.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	10,90	5,01	3,00	27,17
50 keV	11,97	5,77	3,74	42,15
60 keV	13,75	7,39	4,09	62,83
70 keV	14,58	6,72	4,62	39,18
80 keV	13,94	6,28	4,73	43,00
90 keV	12,58	5,38	4,77	40,50
100 keV	10,99	6,18	4,38	69,00
110 keV	9,54	5,35	3,38	60,00
120 keV	8,36	4,83	2,64	54,00
130 keV	7,37	3,39	2,19	32,67
140 keV	6,92	3,68	2,16	30,33
150 keV	6,20	2,89	1,90	28,33

El valor máximo de relación señal - ruido se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 70 keV ($14,58 \pm 6,72$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la RSR, obteniendo el valor mínimo a 150 keV ($6,2 \pm 2,89$ UH) (figura 41):

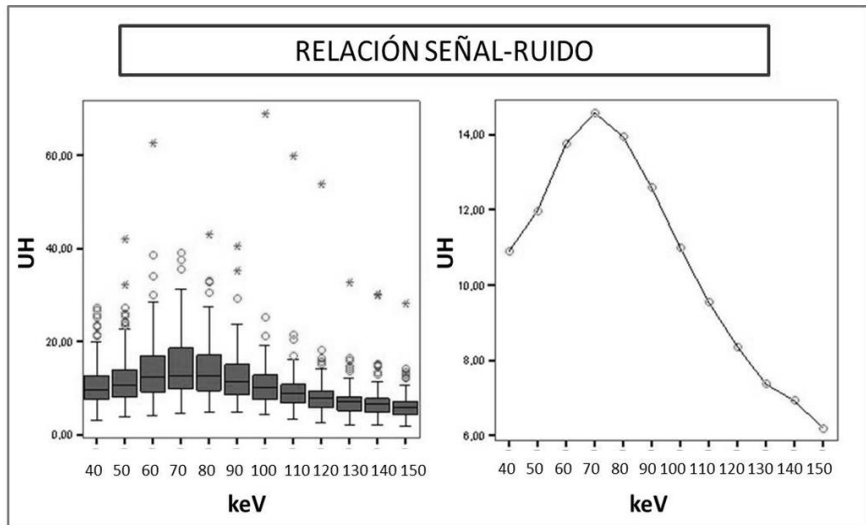


Figura 41. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la RSR (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la RSR (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

Al realizar la t para muestras relacionadas con la corrección de Bonferroni, las diferencias entre los grupos fueron las siguientes (donde + significa que la diferencia es estadísticamente significativa) (tabla 20):

Tabla 20. Representación de las diferencias estadísticamente significativas de la RSR a los distintos niveles energéticos.

	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
40		+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+
50			+	+	+	-	-	+	+	+	+	+
60				+	-	+	+	+	+	+	+	+
70					+	+	+	+	+	+	+	+
80						+	+	+	+	+	+	+
90							+	+	+	+	+	+
100								+	+	+	+	+
110									+	+	+	+
120										+	+	+
130											+	+
140												+
150												

Obteniendo diferencias estadísticamente significativas al comparar todos los niveles excepto los siguientes (se muestra la p tras la corrección de Bonferroni):

- 40-100 keV ($p = 0,80$)
- 50-90 keV ($p = 0,16$)
- 50-100 keV ($p = 0,08$)
- 60-80 keV ($p = 0,69$)

Estos resultados se pueden explicar fácilmente analizando la curva, ya que se ve en el diagrama de línea que el punto máximo está a 70 keV, pero que los puntos a 60 y 80 keV están exactamente a la misma altura, al igual que el punto de la media a 50 keV está entre los puntos de las medias a 90 y 100 keV.

4.2.4. Relación contraste-ruido (RCR)

Se calculó la relación contraste-ruido (RCR) con la siguiente fórmula:

$$\text{RCR} = (\text{atenuación}_{\text{vaso}} - \text{atenuación}_{\text{músculo}}) / \text{ruido}_{\text{aire}}$$

Donde “atenuación_{vaso}” es la medida en UH de la densidad en el interior de la arteria carótida interna, “atenuación_{músculo}” es la medida de la densidad en la musculatura paraespinal y “ruido_{aire}” es la desviación estándar de la medida de densidad en UH en un ROI en el aire. Se obtuvieron los siguientes resultados (tabla 21):

Tabla 21. RCR (en UH) en los diferentes niveles energéticos.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	45,73	21,32	10,33	160,00
50 keV	48,72	19,56	10,53	130,13
60 keV	59,19	24,57	24,67	179,50
70 keV	56,08	21,96	13,40	173,67
80 keV	38,72	16,44	11,25	131,00
90 keV	25,69	10,15	6,00	77,00
100 keV	18,42	7,953	3,50	62,50
110 keV	13,50	5,91	2,17	41,60
120 keV	10,43	4,88	-1,71	35,40

130 keV	8,62	4,20	-2,17	31,00
140 keV	7,22	3,79	,13	27,60
150 keV	6,14	3,34	-,13	24,80

El valor máximo de relación contraste - ruido se obtuvo cuando se realizaron las mediciones a 60 keV ($59,19 \pm 24,57$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la RCR, obteniendo el valor mínimo a 150 keV ($6,14 \pm 3,34$ UH)(figura 42):

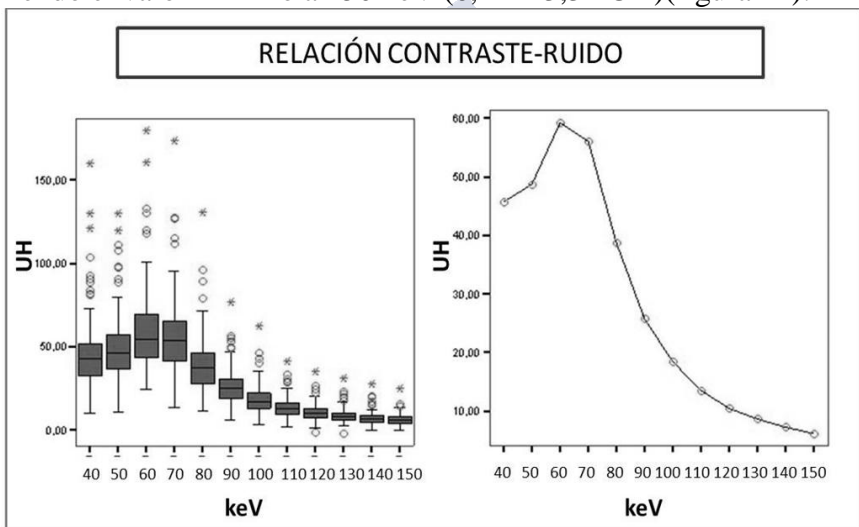


Figura 42. A la izquierda, diagrama de cajas y bigotes de la RCR (medida en UH) a cada uno de los niveles de energía. A la derecha, diagrama de línea de la RCR (medida en UH), donde cada punto representa la media de la densidad a cada uno de los niveles de energía.

4. Resultados

Al realizar la t para muestras relacionadas con la corrección de Bonferroni, las diferencias entre los grupos fueron las siguientes (donde + significa que la diferencia es estadísticamente significativa) (tabla 22):

Tabla 22. Estudio de las diferencias estadísticamente significativas de la RCR a los distintos niveles energéticos.

	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
40		+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
50			+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
60				+	+	+	+	+	+	+	+	+
70					+	+	+	+	+	+	+	+
80						+	+	+	+	+	+	+
90							+	+	+	+	+	+
100								+	+	+	+	+
110									+	+	+	+
120										+	+	+
130											+	+
140												+
150												

Existiendo diferencias estadísticamente significativas en la comparación de todos los niveles de energía.

4.3. ANÁLISIS CUALITATIVO

4.3.1. Lector 1

Los resultados obtenidos por el lector 1 fueron los siguientes

4.3.1.1. Valoración del realce arterial

Los resultados de la valoración subjetiva del realce arterial se resumen en la siguiente tabla (tabla 23):

Tabla 23. Resultados de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del realce arterial.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	4,95	0,23	4	5
50 keV	4,96	0,19	4	5
60 keV	4,96	0,19	4	5
70 keV	4,96	0,19	4	5
80 keV	4,86	0,40	3	5
90 keV	4,33	0,74	2	5
100 keV	3,35	0,83	1	5
110 keV	2,32	0,87	1	4
120 keV		0,63	1	3
130 keV	1,09	0,34	1	3
140 keV	1,00	0,00	1	1
150 keV	1,00	0,00	1	1

El lector 1 valoró con la máxima puntuación el realce arterial cuando se realizaron las mediciones a 50, 60 y 70 keV ($4,96 \pm 0,19$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la puntuación de la valoración subjetiva del realce arterial, obteniendo el valor mínimo a 140 y 150 keV (1 ± 0 UH)

4.3.1.2. Valoración del polígono de Willis

Los resultados de la valoración subjetiva del polígono de Willis se resumen en la siguiente tabla (tabla 24).:

Tabla 24. Valores de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del polígono de Willis.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	2,79	0,59	1	4
50 keV	3,95	0,67	2	5
60 keV	4,77	0,46	3	5
70 keV	4,95	0,23	4	5
80 keV	4,79	0,45	3	5
90 keV	4,09	0,71	2	5
100 keV	3,12	0,85	1	5
110 keV	2,07	0,68	1	3
120 keV	1,32	0,54	1	3
130 keV	1,04	0,19	1	2
140 keV	1,00	0,00	1	1
150 keV	1,00	0,00	1	1

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

El lector 1 valoró con la máxima puntuación el polígono de Willis cuando realizó la evaluación a 70 keV ($4,95 \pm 0,45$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la puntuación, obteniendo el valor mínimo a 140 y 150 keV (1 ± 0 UH).



4.3.1.3. Valoración del ruido

Los resultados de la valoración subjetiva del ruido se resumen en la siguiente tabla (tabla 25).

Tabla 25. Valores de la puntuación que asignó el lector 1 de la valoración subjetiva del ruido.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MINIMO	MÁXIMO
40 keV	1,16	0,41	1	3
50 keV	2,72	0,62	2	5
60 keV	4,28	0,62	3	5
70 keV	4,91	0,29	4	5
80 keV	4,53	0,54	3	5
90 keV	3,74	0,58	2	5
100 keV	2,77	0,68	1	4
110 keV	1,98	0,72	1	3
120 keV	1,23	0,42	1	2
130 keV	1,04	0,19	1	2
140 keV	1,02	0,13	1	2
150 keV	1,00	0,00	1	1

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

El lector 1 valoró con la máxima puntuación el ruido cuando realizó la evaluación a 70 keV ($4,91 \pm 0,29$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la puntuación, obteniendo el valor mínimo a 150 keV (1 ± 0 UH)



4.3.1.4. Valoración del artefacto en la protuberancia

Los resultados de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia se resumen en la siguiente tabla (tabla 26).

Tabla 26. Media de los valores de puntuación del lector 1 del artefacto del endurecimiento del haz en la fosa posterior.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	3,75	0,83	1	5
50 keV	4,04	0,50	2	5
60 keV	4,11	0,36	3	5
70 keV	4,32	0,47	4	5
80 keV	4,65	0,48	4	5
90 keV	4,88	0,33	4	5
100 keV	4,95	0,22	4	5
110 keV	4,95	0,22	4	5
120 keV	4,95	0,22	4	5
130 keV	4,88	0,33	4	5
140 keV	4,81	0,40	4	5
150 keV	4,79	0,41	4	5

El lector 1 valoró con la máxima puntuación el artefacto del endurecimiento del haz cuando realizó la evaluación a 100, 110 y 120

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

keV ($4,95 \pm 0,23$ UH), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la puntuación, obteniendo el valor mínimo a 40 keV ($3,75 \pm 0,83$ UH).



4.3.2. Lector 2

La valoración subjetiva de los pacientes a los diferentes niveles de energía por el lector 2 se detalla a continuación.

4.3.2.1. Valoración del realce arterial

Los resultados de la valoración subjetiva del realce arterial se resumen en la siguiente tabla (tabla 27):

Tabla 27. Valores de la puntuación que asignó el lector 2 de la valoración subjetivo del realce arterial.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	4,75	0,91	1	5
50 keV	4,96	0,19	4	5
60 keV	4,96	0,27	3	5
70 keV	4,95	0,29	3	5
80 keV	4,86	0,40	3	5
90 keV	4,37	0,79	2	5
100 keV	3,35	0,95	1	5
110 keV	2,33	0,89	1	4
120 keV	1,58	0,68	1	3
130 keV	1,11	0,31	1	2
140 keV	1,02	0,13	1	2
150 keV	1,00	0,00	1	1

El lector 2 valoró con la máxima puntuación el realce arterial cuando se realizaron las mediciones a 50 y 60 keV ($4,96 \pm 0,19$ y $4,96 \pm 0,27$, respectivamente), y a medida que se disminuía el keV se producía una disminución de la puntuación de la valoración subjetiva del realce arterial, obteniendo el valor mínimo a 150 keV (1 ± 0)

4.3.2.2. Valoración del polígono de Willis

Los resultados de la valoración subjetiva del polígono de Willis se resumen en la siguiente tabla (tabla 28).

Tabla 28. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del polígono de Willis.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	2,95	0,48	1	4
50 keV	4,21	0,62	2	5
60 keV	4,91	0,29	4	5
70 keV	4,96	0,19	4	5
80 keV	4,86	0,40	3	5
90 keV	4,11	0,67	2	5
100 keV	3,12	0,80	1	5
110 keV	2,05	0,72	1	3
120 keV	1,26	0,44	1	2
130 keV	1,00	0,00	1	1
140 keV	1,00	0,00	1	1
150 keV	1,00	0,00	1	1

El lector 2 valoró con la máxima puntuación el polígono de Willis cuando se realizaron las mediciones a 70 keV ($4,96 \pm 0,19$), siendo la valoración inferior en los niveles de energía tanto menores como mayores, obteniendo los resultados mínimos a 130, 140 y 150 keV ($1 \pm 0,0$)

4.3.2.3. Valoración del ruido

Los resultados de la valoración subjetiva del ruido se resumen en la siguiente tabla (tabla 29).

Tabla 29. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del ruido.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	1,05	0,23	1	2
50 keV	2,77	0,57	2	4
60 keV	4,46	0,66	3	5
70 keV	4,88	0,38	3	5
80 keV	4,72	0,56	2	5
90 keV	3,96	0,65	2	5
100 keV	2,89	0,65	1	4
110 keV	1,93	0,65	1	3
120 keV	1,23	0,423	1	2
130 keV	1,04	0,186	1	2
140 keV	1,02	0,132	1	2
150 keV	1,00	0,000	1	1

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

El lector 2 valoró con la máxima puntuación el ruido (es decir, las imágenes eran menos ruidosas) cuando se realizaron las mediciones a 70 keV ($4,88 \pm 0,38$), siendo la valoración subjetiva del ruido inferior en los niveles de energía tanto menores como mayores, obteniendo los resultados mínimos a 150 keV ($1 \pm 0,0$)



4.3.2.4. Valoración del artefacto en la protuberancia

Los resultados de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia se resumen en la siguiente tabla (tabla 30).

Tabla 30. Media de los valores de puntuación del lector 2 de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
40 keV	3,54	1,09	1	5
50 keV	4,00	0,50	2	5
60 keV	4,11	0,36	3	5
70 keV	4,28	0,45	4	5
80 keV	4,58	0,50	4	5
90 keV	4,82	0,38	4	5
100 keV	4,93	0,26	4	5
110 keV	4,95	0,23	4	5
120 keV	4,96	0,19	4	5
130 keV	4,89	0,31	4	5
140 keV	4,82	0,38	4	5
150 keV	4,79	0,41	4	5

El lector 2 valoró con la máxima puntuación el artefacto del endurecimiento del haz (es decir, el artefacto sobre la protuberancia era menor) cuando se realizaron las mediciones a 120 keV ($4,96 \pm$

0,19), siendo la valoración subjetiva del ruido inferior en los niveles de energía tanto menores como mayores, obteniendo los resultados mínimos a 40 keV ($3,54 \pm 1,09$).

4.3.3. Representación gráfica

4.3.3.1. Realce de la arteria

La representación gráfica de los resultados del realce arterial se resume en la siguiente figura (figura 43).



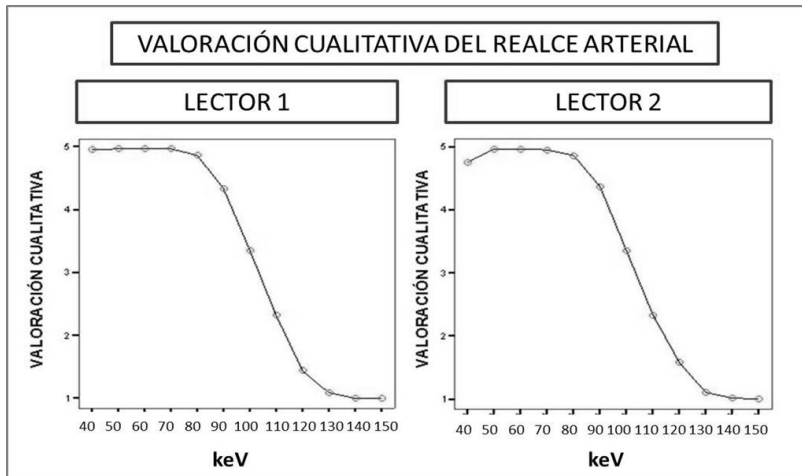


Figura 43. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 de la valoración subjetiva del realce arterial a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media. A la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del realce arterial a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media.

4.3.2.2. Polígono de Willis

La representación gráfica de los resultados de la valoración subjetiva del polígono de Willis se muestra en la siguiente figura (figura 44).

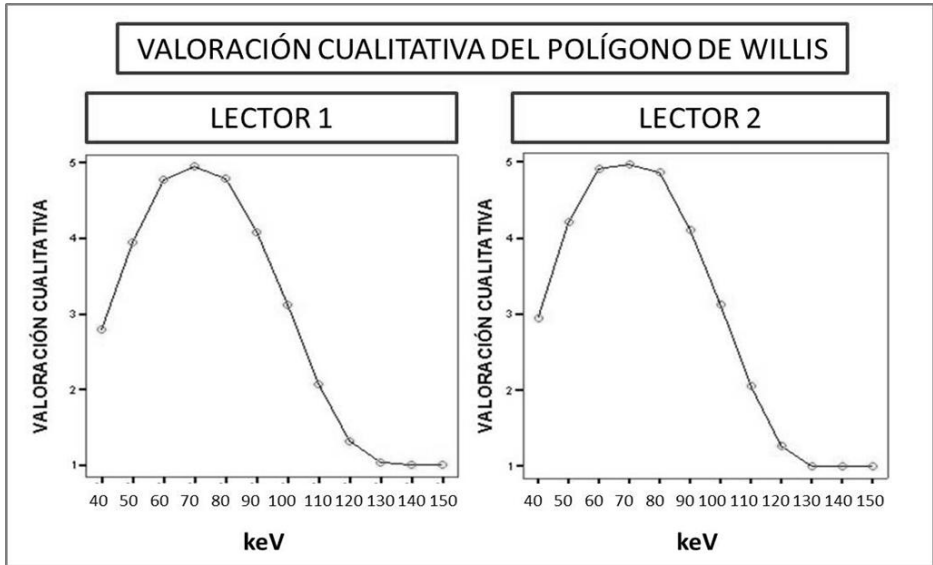


Figura 44. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del polígono de Willis a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media.

4.3.2.3. Ruido

La representación gráfica de los resultados de la valoración subjetiva del ruido se muestra en la siguiente figura (figura 45).

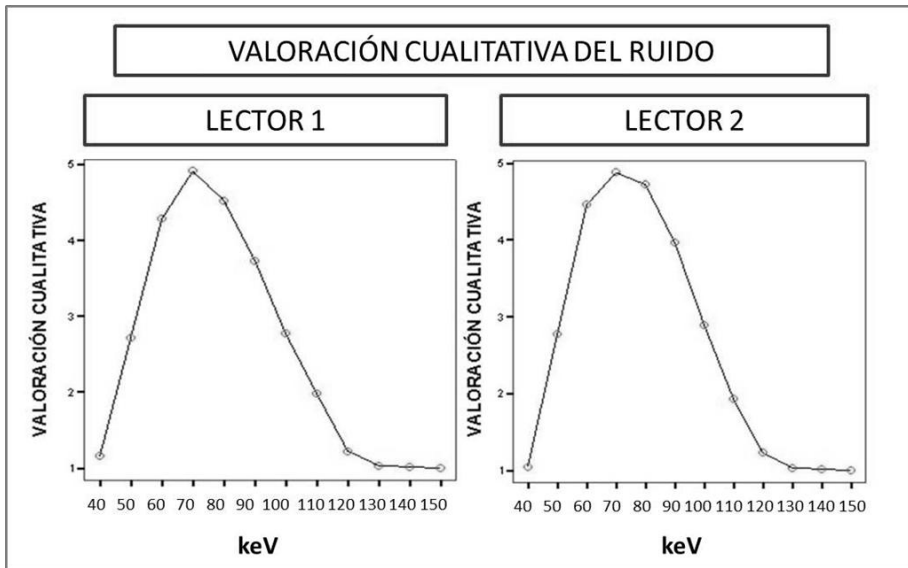


Figura 45. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del ruido a cada uno de los niveles energéticos, donde cada punto representa el valor de la media.

4.3.2.4. Artefacto del endurecimiento del haz

La representación gráfica de los resultados de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia se muestra en la siguiente figura (figura 46).

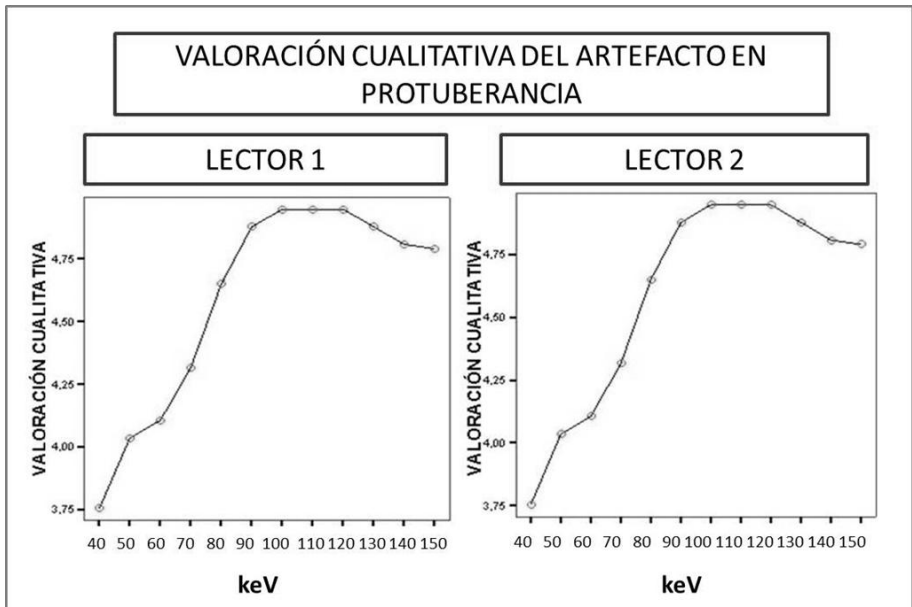


Figura 46. A la izquierda, diagrama de línea del lector 1 y a la derecha, diagrama de línea del lector 2 de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz a cada uno de los niveles de energía, donde cada punto representa el valor de la media.

4.3.4. Correlación interobservador

Se calculó el coeficiente de correlación de Spearman para estudiar la concordancia interobservador. Cuando se evaluó el conjunto de los datos fue de 0,96.

Al analizar estos datos en cada una de las secciones (tabla 29):

- En el realce de la arteria fue de 0,96
- En la evaluación de la definición del polígono de Willis la correlación fue de 0,96
- En la valoración del ruido fue de 0,96
- La correlación en el artefacto de endurecimiento del haz sobre la protuberancia fue de 0,93

Tabla 31. Coeficiente de correlación de Spearman de la concordancia interobservador.

	COEFICIENTE DE SPEARMAN
CORRELACIÓN DE TODO EL CONJUNTO DE DATOS	0,96
REALCE DE LA ARTERIA	0,96
POLÍGONO DE WILLIS	0,96
RUIDO	0,96
ARTEFACTO DEL ENDURECIMIENTO DEL HAZ	0,93

4.3.5. Lectura en consenso

La lectura en consenso en la valoración del realce arterial, del polígono de Willis, del ruido y del artefacto en la protuberancia tiene unas gráficas muy similares a las de los lectores 1 y 2 y se muestran en la figura 47.

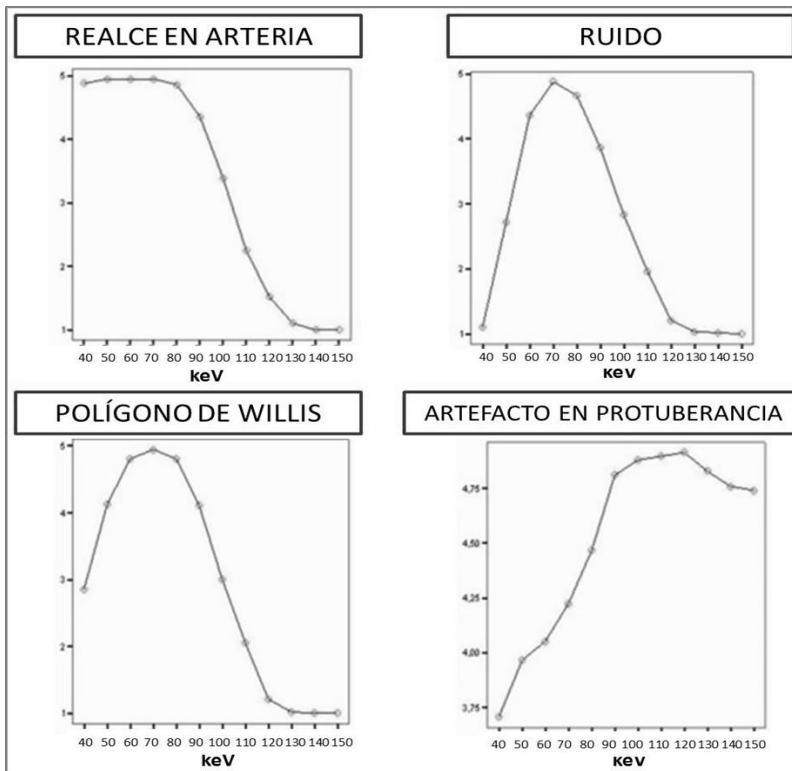
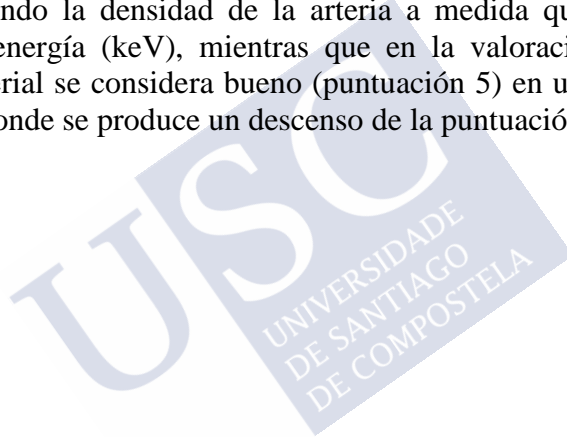


Figura 47. Gráfica de la lectura en consenso de la valoración subjetiva de cada uno de los ítems valorados: realce arterial, ruido, polígono de Willis y artefacto del endurecimiento del haz a cada uno de los niveles de energía estudiados.

4.4. CORRELACIÓN ENTRE LOS DATOS CUANTITATIVOS Y LA VALORACIÓN CUALITATIVA

4.4.1. Valoración del realce arterial

Se representó con un gráfico de línea la densidad media medida en UH en la arteria y la media de la lectura en consenso de la valoración subjetiva del realce arterial, obteniendo el siguiente gráfico (figura 48), donde se observa cómo cuantitativamente va disminuyendo la densidad de la arteria a medida que disminuye el nivel de energía (keV), mientras que en la valoración subjetiva el realce arterial se considera bueno (puntuación 5) en una meseta hasta 70 keV, donde se produce un descenso de la puntuación del realce.



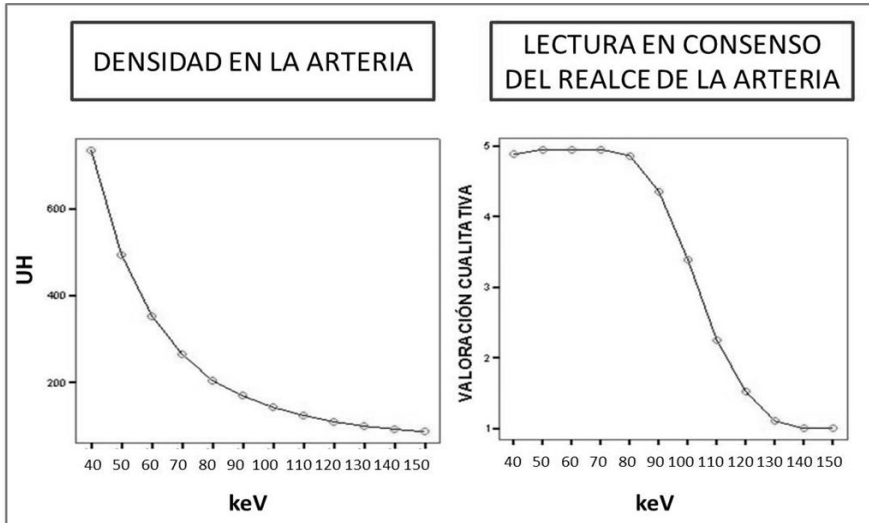


Figura 48. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, medición cuantitativa de la densidad de la arteria (en UH), a la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del realce arterial.

4.2.2. Valoración en conjunto del polígono de Willis

Se representó con un gráfico de línea la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en UH y la lectura en consenso de la valoración subjetiva del polígono de Willis, obteniendo el siguiente resultado (figura 49): donde se ve que los gráficos de relación señal-ruido y de relación contraste-ruido frente a la valoración subjetiva del polígono de Willis tienen una curva similar, con un máximo de calidad entre 60 y 70 keV.

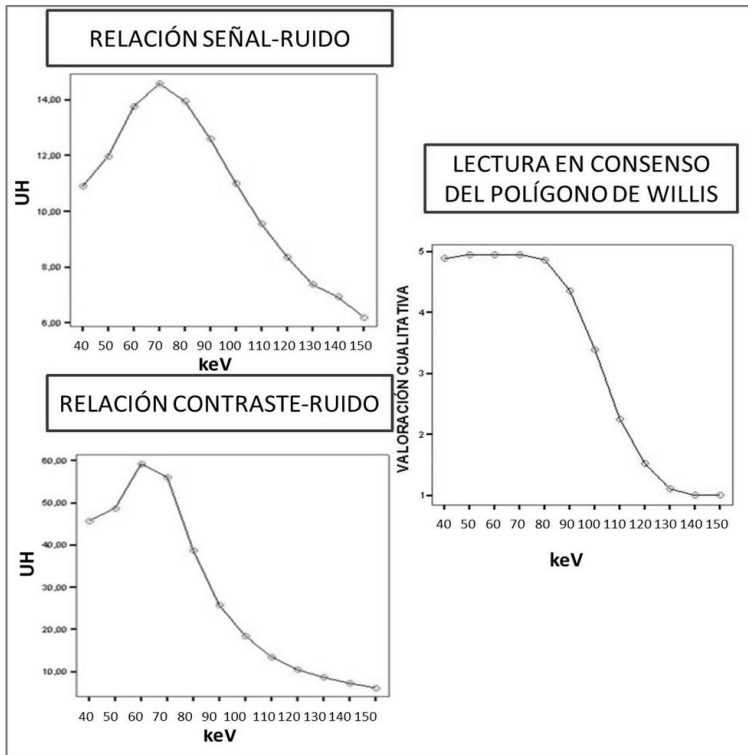


Figura 49. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, arriba, RCR y abajo RSR; a la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del polígono de Willis.

4.4.3. Valoración del ruido

Se representó con un gráfico de línea el ruido medido en UH de forma objetiva (en la arteria, en la musculatura paraespinal, en el aire y en la protuberancia) y la valoración subjetiva del ruido en lectura en consenso del ruido, representando el gráfico con la escala invertida en el eje de las ordenadas, obteniendo el siguiente gráfico, donde se observa que cuantitativamente el ruido aumenta poco a poco a partir

fundamentalmente de 70-80 keV, mientras que subjetivamente a partir de 70 keV se produce un aumento importante de la valoración del ruido (figura 50).

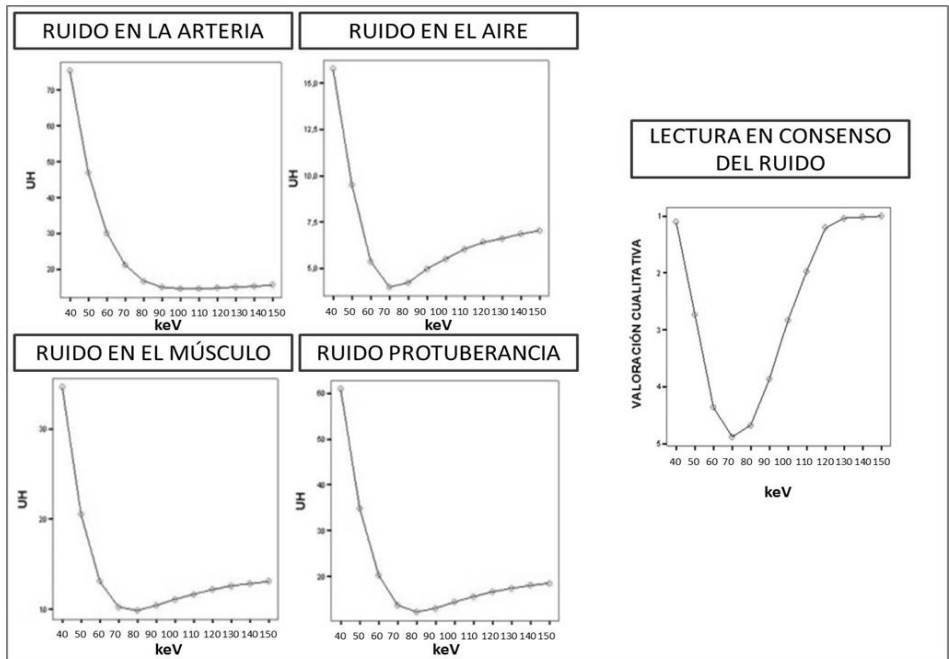


Figura 50. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. Arriba de izquierda a derecha; medición cuantitativa del ruido (en UH) en la arteria, en la musculatura paraespinal, en el aire y en la protuberancia. Abajo, valoración subjetiva de la lectura en consenso del ruido.

4.4.4. Valoración del artefacto en la protuberancia

Se representó con un gráfico de línea el ruido en la protuberancia y la lectura en consenso de la valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz con la escala invertida en el eje de las

ordenadas, obteniendo el siguiente gráfico, donde se observa que cuantitativamente el artefacto es menor a 80 keV mientras que en la valoración subjetiva el pico mínimo se produce a 120 keV (figura 51).

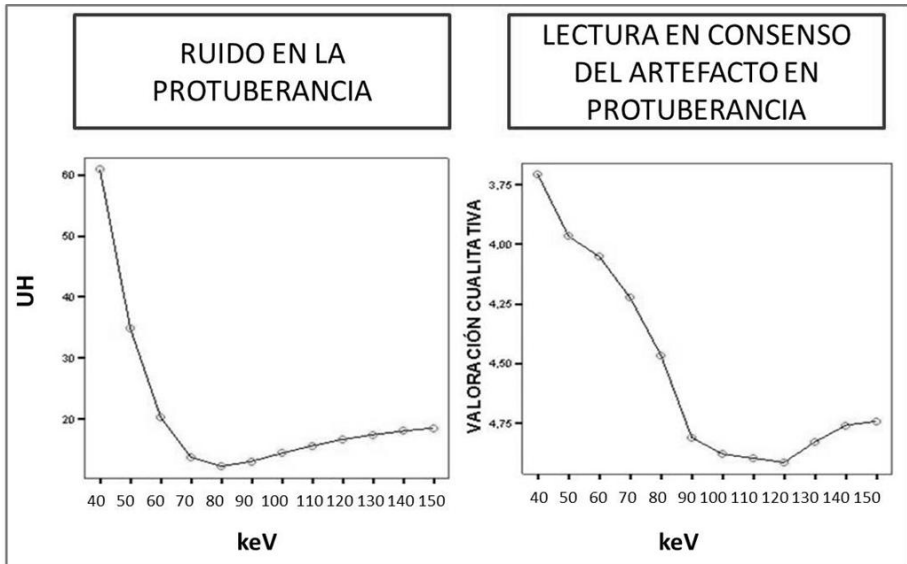


Figura 51. Diagrama de línea, donde cada punto representa el valor de la media. A la izquierda, medición cuantitativa del ruido (en UH) en la protuberancia. A la derecha, valoración subjetiva de la lectura en consenso del artefacto del endurecimiento del haz.

4.5. REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO CON LA ENERGÍA DUAL DE LOS DISPOSITIVOS VASCULARES INTRACRANEALES

4.5.1 EVALUACIÓN OBJETIVA DEL RUIDO GENERADO POR ARTEFACTOS METÁLICOS

En los 13 pacientes analizados el valor de ruido más bajo tenido fue a 130 keV (43 ± 33 UH) y el mayor fue a 40 keV ($179,3 \pm 95$ UH) ($p < 0,001$) (figura 53). El ruido en los niveles energéticos más bajos (40-60 keV) eran mayores que en los niveles energéticos más altos (70-150 keV) ($p < 0,05$).

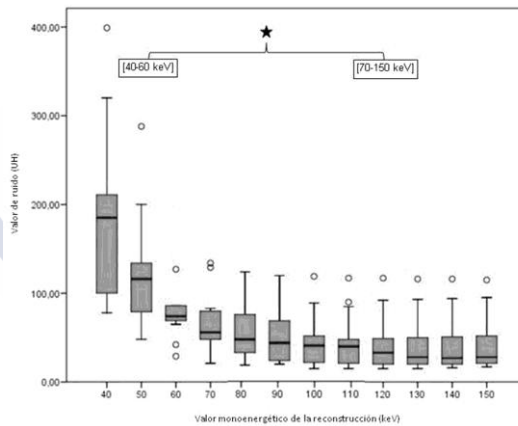


Figura 52. Ruido (UH) en los diferentes niveles de energía. Hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles monoenergéticos más bajas (40-60 keV) y los más altos (70-150 keV).

4.5.2 EVALUACIÓN SUBJETIVA DEL RUIDO EN PACIENTES CON DISPOSITIVOS METÁLICOS

En la valoración del ruido la concordancia interobservador fue buena ($\kappa = 0,72$). Se muestra en la tabla 32 la valoración subjetiva de ambos radiólogos evaluando la calidad de imagen de los pacientes con clips y en la tabla 33 de los pacientes portadores de *coils* en los distintos diferentes niveles energéticos. Estos resultados son similares a los que se obtuvieron en la cuantificación del ruido.

Tabla 32. Valoración subjetiva por dos radiólogos (R1 y R2) independientes entre sí de la calidad de imagen en cada uno de los 12 niveles monoenergéticos en pacientes con clips intracraneales.

40 keV		50 keV		60 keV		70 keV		80 keV		90 keV		100 keV		110 keV		120 keV		130 keV		140 keV		150 keV			
R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2		
1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	3	3	3	3	3	3
1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
2	1	2	1	3	2	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	5	4	5	5	5	5	5	5	5	5
1	1	1	2	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	3
1	1	1	1	2	3	2	3	3	3	4	4	4	4	4	4	5	4	5	4	5	4	4	4	4	4

Tabla 33. Valoración subjetiva por dos radiólogos (R1 y R2) independientes entre sí de la calidad de imagen en cada uno de los 12 niveles monoenergéticos en pacientes con *coils* intracraneales

	40 keV		50 keV		60 keV		70 keV		80 keV		90 keV		100 keV		110 keV		120 keV		130 keV		140 keV		150 keV		
1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

4.5.3 DIFERENCIAS OBSERVADAS EN CUANTO AL TIPO DE DISPOSITIVO ANALIZADO

En el grupo de pacientes con *coils* el ruido fue mayor que en los pacientes con clips ($p < 0,001$).

También se observó que la disminución que se observaba al aumentar el nivel energético fue mucho más llamativo en los pacientes portadores de clips que en los portadores de *coils* a medida que se aumentaba el nivel monoenergético. En este segundo grupo a pesar de incrementar progresivamente los niveles monoenergéticos la disminución del ruido no era significativa. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 34. Cuantificación del para los pacientes con clips y coils en los niveles de energía estudiados

	CLIPS	COILS
40 keV	252,5 (± 87)	116,5 (± 41)
50 keV	163,8 (± 68)	84,3 (± 37)
60 keV	106 (± 48)	70,3 (35)
70 keV	69,8 (± 34)	64,7 (± 34)
80 keV	47,6 (± 24)	63 (± 34)
90 keV	34 (± 18)	62,8 (± 34)
100 keV	26 (± 13)	63,2 (± 34)
110 keV	21,8 (± 9)	63,5 (± 34)
120 keV	20,5 (± 9)	64 (± 34)
130 keV	19,8 (± 5)	64,4 (± 34)
140 keV	20,1 (± 4)	64,5 (± 34)
150 keV	20,6 (± 4)	65 (± 34)

En las siguientes imágenes se muestra el comportamiento radiológico a los diferentes valores monoenergéticos tanto de los clips como de los *coils*, donde se puede observar con claridad que el artefacto de los clips (figura 53) disminuye aumentando el nivel monoenergético, y los *coils* (figura 54) no se observa este fenómeno tan acusadamente.

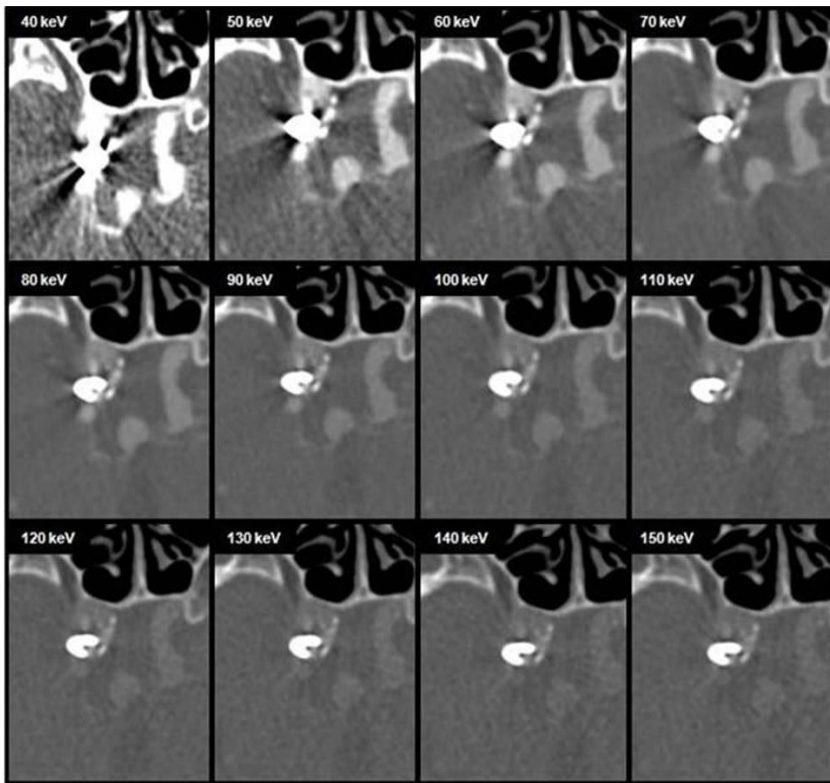


Figura 53. Paciente con un clip en la arteria carótida intracraneal interna derecha. Se puede observar cómo el ruido va disminuyendo progresivamente al incrementar el nivel monoenergético. A 140 keV el ruido era menor que en el resto de los niveles.

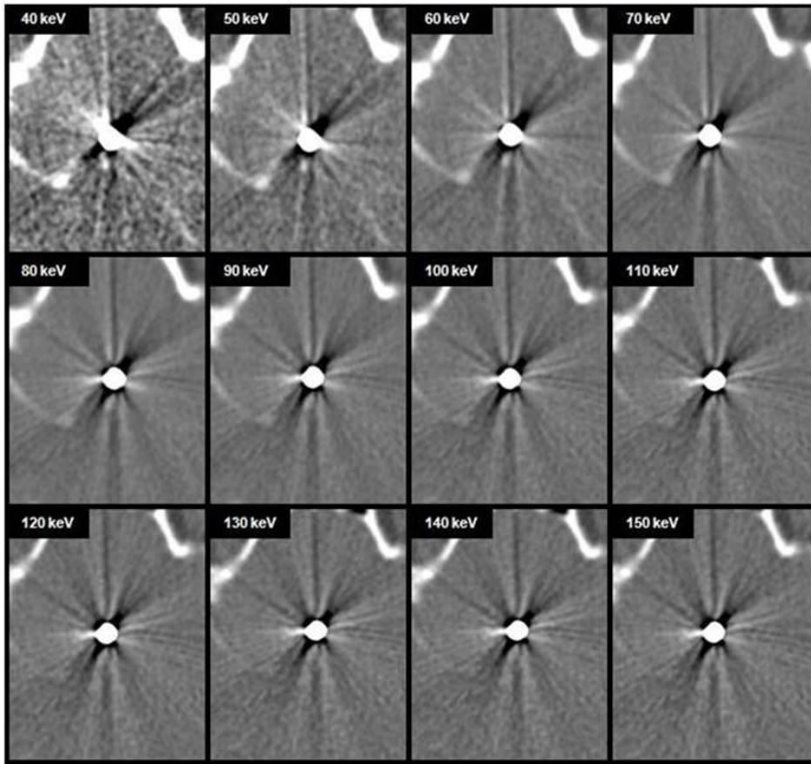


Figura 54. Paciente con un *coil* localizado en la basilar: inicialmente se produce una reducción del artefacto metálico hasta aproximadamente 100 keV. Posteriormente a pesar de incrementar el nivel de energía el ruido no disminuye de forma significativa.

En la siguiente gráfica (figura 55) se muestra esta diferencia en el comportamiento de los clips y de los *coils* en los diferentes monoenergéticos: los monoenergéticos con mayor keV (150 keV) presentan menos ruido que los de menor keV (40 keV) de forma muy llamativa en los clips pero poco llamativa en los *coils*.

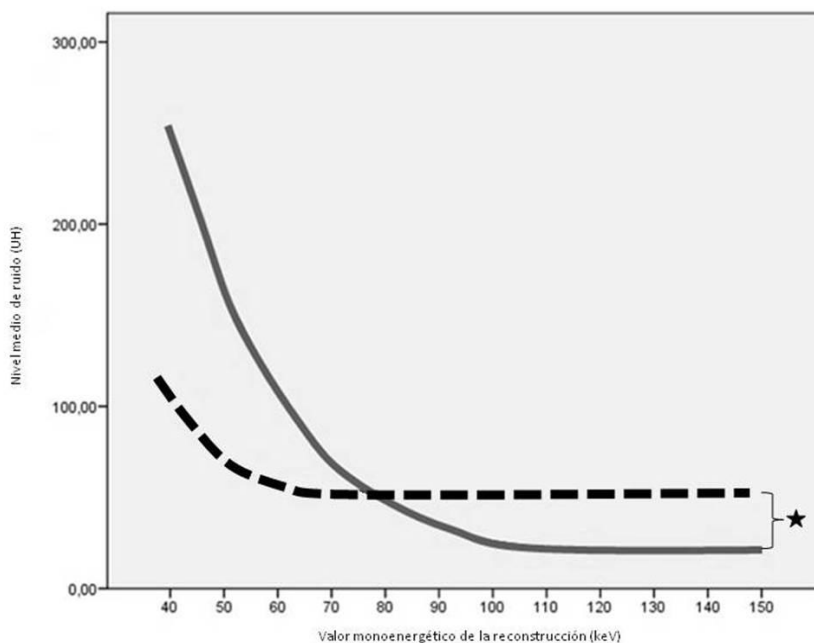


Figura 55. Representación gráfica del ruido medio (UH) a cada uno de los niveles monoenergéticos en pacientes con clips (representado gráficamente con una línea continua) y coils (línea intermitente). En el estudio estadístico estas diferencias fueron significativas [$p < 0,05$].

4.6. MODULACIÓN AUTOMÁTICA DE DOSIS

Con el tubo de 80 kV (tubo A) los mAs de referencia fueron 252, mientras que tras la modulación automática de dosis los mAs reales fueron de $180,12 \pm 15,01$ con un rango de 141 a 238 mAs ($p < 0,01$), por lo que se produjo una reducción de la corriente del tubo de un 28,57%.

Con el tubo de 140 kV (tubo B) con el filtro de estaño (Sn140kV), los mAs de referencia fueron 126, mientras que tras la modulación

automática de dosis fueron de $103,35 \pm 11,87$, con un rango de 95-211 ($p < 0,01$), produciéndose por tanto una disminución de la corriente del tubo de un 18,7 % (tabla 35).

Tabla 35. Corriente de los tubos A (80 kV) y B (140 kV) en mAs.

	Tubo A (80 kV)	Tubo B (Sn140 kV)
mAs de referencia	252	126
mAs reales	$180,12 \pm 15,01$	$103,35 \pm 11,87$

4.7. DOSIS DE RADIACIÓN

La dosis de radiación recibida por los pacientes se muestra en la tabla 31.

4.6.1. CTDI_{vol}

La media del CTDI_{vol} que recibieron los pacientes fue de $6,62 \pm 0,45$ mGy, con un rango de 5,98-11,1 mGy.

4.6.2. DLP

La media de DLP que recibieron los pacientes fue de $140,11 \pm 27,22$ mGycm, con un rango de 108-314 mGycm

4.6.3. Dosis efectiva

La media fue de $0,29 \pm 0,06$ mSv con un rango de 0,23-0,66.

Tabla 36. Dosis de radiación que recibieron los pacientes.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA	MÍNIMO	MÁXIMO
CTDI _{vol} (mGy)	6,62	0,50	5,98	11,10
DLP (mGycm)	140,11	27,78	108	314
DOSIS EFECTIVA (mSv)	0,29	0,06	0,23	0,66

4.7. VALORES DE FUNCIÓN RENAL

Solo se incluyeron para su estudio los pacientes que tenían realizada una analítica con estudio de función renal 30 días antes y 3 días después del procedimiento, lo cual solo ocurrió en 25 pacientes.

El estudio de función renal previo al procedimiento se realizó (figura 56)

- en 19 pacientes inmediatamente antes de administrar el contraste
- en 1 paciente un día antes
- en 2 pacientes 2 días antes
- en 1 paciente 3 días antes
- en 2 pacientes 6 días antes

El estudio de función renal tras la administración de contraste se realizó

- en 18 pacientes a las 24 horas
- en 6 pacientes a las 48 horas
- en 1 paciente a las 72 horas

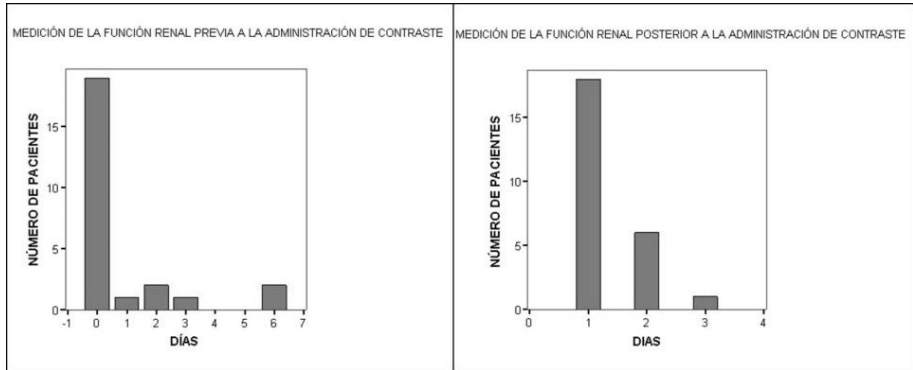


Figura 56. Izquierda, días transcurridos entre la medición de la función renal y la administración de contraste. Derecha: días transcurridos entre la administración de contraste y la nueva evaluación de la función renal.

4.7.1. Creatinina

Las cifras de creatinina antes y después del procedimiento se muestran en la tabla 37.

Tabla 37. Valores de creatinina (en mg/dL) antes y después de la administración de contraste.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA
CREATININA PREVIA mg/dL	0,93	0,39
CREATININA POSTERIOR mg/dL	0,95	0,43

Como se observa en la tabla, la creatinina previa a la administración de contraste fue de $0,93 \pm 0,39$ mg/dL y posteriormente fue de $0,95 \pm 0,43$ mg/dL, no siendo estas diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,597$) (figura 57).

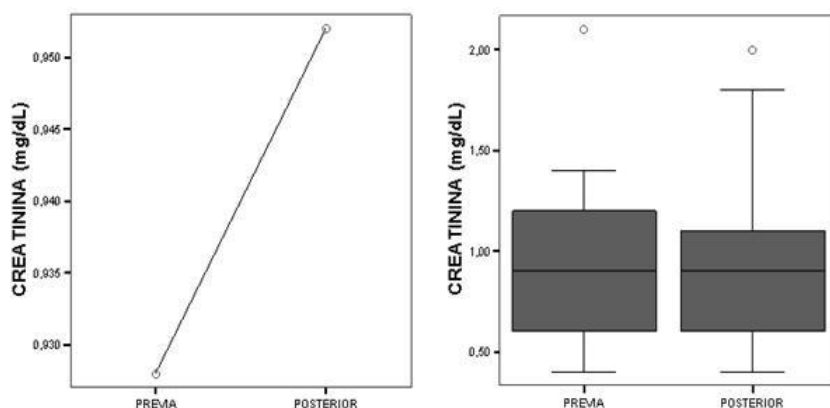


Figura 57. Representación gráfica de los valores de creatinina (en mg/dL) antes y después de la administración de contraste. A la izquierda, diagrama de línea donde los puntos representan la media de los valores. A la derecha, diagrama de cajas y bigotes.

4.7.2. Filtrado glomerular

Las cifras de creatinina antes y después del procedimiento se muestran en la tabla 38.

Tabla 38. Valores del filtrado glomerular (en mL/min/m²) antes y después de la administración de contraste.

	MEDIA	DESVIACIÓN TÍPICA
FILTRADO GLOMERULAR PREVIO (mL/min/m²)	57,60	7,05
FILTRADO GLOMERULAR POSTERIOR (mL/min/m²)	55,60	9,18

Como se observa en la tabla el filtrado previo a la administración de contraste fue de $57,6 \pm 7,1$ mL/min/m² y posteriormente fue de $55,4 \pm 9,2$ mL/min/m², siendo estas diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,039$) (figura 58).

4. Resultados

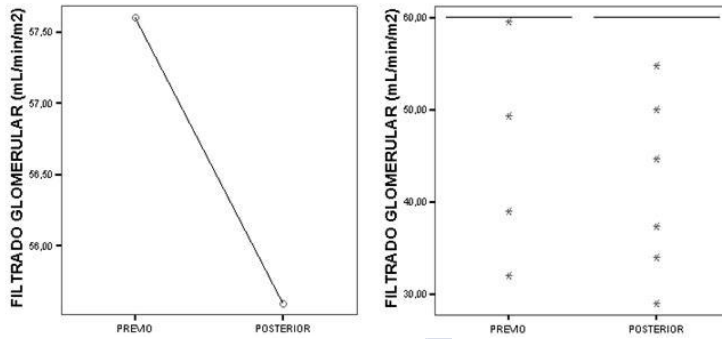
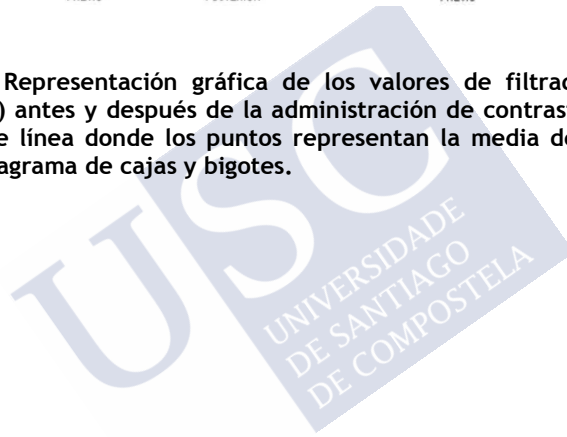


Figura 58. Representación gráfica de los valores de filtrado glomerular (en mL/min/m²) antes y después de la administración de contraste. A la izquierda, diagrama de línea donde los puntos representan la media de los valores. A la derecha, diagrama de cajas y bigotes.







5. DISCUSIÓN



5. DISCUSIÓN

En este estudio se ha hecho una evaluación de los TC con energía dual de las arterias cerebrales desde dos puntos de vista diferentes:

1. Por una parte desde el punto de vista cuantitativo (midiendo la densidad, el ruido y su relación), donde se pone de manifiesto que la RSR a 70 keV es la más alta y la RCR es máxima a 60 y 70 keV.

2. Por otra parte, desde un punto de vista subjetivo (valorando cualitativamente las imágenes a los distintos niveles de energía). Los dos lectores tuvieron una concordancia interobservador muy alta y que el realce arterial era máximo a 40, 50 y 60 keV.

3. Se han comparado las curvas obtenidas en la evaluación objetiva y en la valoración subjetiva, donde ambas curvas fueron similares.

4. Por último, en los pacientes con dispositivos metálicos intracraneales (clips y coils) se ha puesto de manifiesto que en los clips se disminuye significativamente el artefacto metálico al aumentar el nivel monoenergético mientras que los coils se afecta poco.

En los siguientes apartados se van a ir comentando uno por uno estos puntos, con una parte de introducción, comparación con los estudios de la literatura y con implicaciones clínicas en la práctica diaria. Por último, se comentan las limitaciones de este estudio.

La capacidad de variar los niveles de energía del conjunto de datos obtenidos con una TC con energía dual (TCED) constituye la base de nuestra investigación.

Hasta hace poco, los equipos de TC que había en el mercado disponían de un único tubo emisor de rayos x. En la literatura se había sugerido el uso de los potenciales de tubo bajos (en torno a 120 kV) como un método para mejorar la calidad de imagen o la reducción de la dosis de radiación ⁽⁶⁸⁻⁷³⁾.

Posteriormente se propusieron estrategias para seleccionar automáticamente el potencial óptimo del tubo para la reducción de la dosis de radiación ⁽⁷⁴⁾.

Aunque la base teórica para la TC con energía dual se estableció a finales de 1970 y principios de 1980 por Álvarez y Macovski ⁽²⁴⁾ y Kalender et al. ⁽⁷⁵⁾, ha sido sólo a partir de 2006 cuando la TC de energía dual ha hecho su camino en la práctica clínica habitual. Esta "resurrección" de la TC de energía dual fue facilitada por la introducción comercial de la primera TC de doble fuente en 2006, que permitía la adquisición simultánea de imágenes con potenciales de tubo diferentes.

Con la TC de doble energía y la síntesis de imagen monocromática se puede sintetizar la imagen en un amplio rango de niveles de energía (en un rango de kiloelectronvoltios muy amplio) por lo que con una única adquisición, como se ha realizado en este estudio, se pueden evaluar las imágenes reconstruyendo virtualmente a todos los niveles de energía deseados desde 40 hasta 190 keV.

Una cuestión importante sobre el uso de imágenes monocromáticas obtenidas con una TC de doble fuente con energía dual, que es el objetivo principal del presente estudio, es intentar determinar la energía monocromática óptima para maximizar el contraste, para minimizar el ruido, o para maximizar la relación contraste-ruido en el estudio de las arterias cerebrales.

En este sentido, hay estudios con *fantomas* que evalúan esto, como por ejemplo el de Yu et al ⁽⁷⁶⁾.

Se ha demostrado en varios artículos, y también en esta tesis, que las adquisiciones de energía a kilovoltajes más bajos de los 120 kV tradicionalmente empleados se puede traducir en una mejor calidad de imagen e, incluso en los últimos años, teniendo en cuenta la mejora en la calidad de la imagen por el aumento de la densidad del yodo, se ha propuesto una reducción de la cantidad de contraste administrado ^(77, 78, 79, 80, 81).

En este estudio no se ha evaluado la reducción de la administración de contraste, ya que se ha centrado únicamente en la calidad de la imagen con un protocolo estándar, que no ha variado a lo largo del estudio, para conseguir una muestra homogénea, aunque en un futuro probablemente haya que introducir como variable la reducción de la cantidad de contraste yodado administrado.

Respecto a la calidad de la imagen en esta muestra se ha podido constatar que la densidad de los vasos con yodo efectivamente es máxima al menor nivel de energía estudiado, 40 keV (inmediatamente por encima del límite K del yodo).

El principal problema que tienen los estudios con energía dual es el ruido, que tiene un alto impacto en la calidad de las imágenes. De hecho, ya desde los orígenes de la energía dual en 1988, se proponen técnicas para reducir el ruido en los estudios de TC con energía dual ⁽⁸²⁾. En este estudio se observa que el ruido va disminuyendo desde 40 keV hasta 70 keV, momento a partir del cual se produce nuevamente un aumento del mismo. Este comportamiento se ha visto en todos los estudios previamente publicados sobre energía dual y cuantificación

del ruido, y las explicaciones están en el artículo de Pinho et al. ⁽⁸³⁾. y en el de Huda et al. ⁽⁸⁴⁾:

- El ruido de la imagen más alto en la serie de 40 keV podría atribuirse a que para obtener esta serie se eligen más fotones del haz del tubo de baja tensión (del tubo de 80 kVp). La selección preferencial del haz de baja tensión del tubo contribuye significativamente al ruido de la imagen y a los artefactos.

- Por el contrario, las imágenes reconstruidas a 70 keV corresponden al valor medio de las dos adquisiciones a 80 y 140kVp. Además, en el software de reconstrucción de los diferentes monoenergéticos está integrado un sistema de supresión del ruido, lo cual está de acuerdo con los hallazgos experimentales de Kalender et al. ⁽⁷⁵⁾.

En este estudio se ha hecho una evaluación de los TC con energía dual de las arterias cerebrales desde dos puntos de vista diferentes:

5. Por una parte desde el punto de vista cuantitativo (midiendo la densidad, el ruido y su relación).

6. Por otra parte, desde un punto de vista subjetivo (valorando cualitativamente las imágenes a los distintos niveles de energía).

7. Por último se han comparado las curvas obtenidas en la evaluación objetiva y en la valoración subjetiva.

Un aspecto novedoso del presente trabajo es cotejar y contrastar los resultados obtenidos en la evaluación objetiva y la valoración subjetiva. En los artículos donde se efectúa esta doble evaluación objetiva y subjetiva, como por ejemplo el de De Zordo et al. ⁽⁸⁵⁾ o el de Wichmann et al. ⁽⁵⁸⁾ se comentan los resultados objetivos y subjetivos en tablas diferentes y no se intenta buscar la relación entre ellos.

5.1. VALORACIÓN CUANTITATIVA

Respecto a los valores cuantitativos, en la medición de la densidad y del ruido se encontraron resultados similares a los de la literatura.

5.1.1. VALORACIÓN DE LA DENSIDAD

Las curvas de densidad en la arteria, en el aire y en la protuberancia sufren desde 40 keV hasta 150 keV un descenso continuo, con una curva parabólica como describen Apfaltrer et al. ⁽⁸⁶⁾ en el estudio que hacen de las arterias pulmonares. La curva que ellos obtienen en su trabajo al medir la densidad en las arterias pulmonar es muy similar a la obtenida en este estudio.

Se encontraron resultados similares en estudios angiográficos pulmonares CT utilizando DECT, donde las reconstrucciones monoenergéticas a bajos kiloelectronvoltajes permitieron la reducción de la carga de yodo al tiempo que mejoraba la atenuación vascular y el mantenimiento de la relación señal a ruido (RSR) en comparación con la clásica adquisición de TC de energía única a 120 kV ^(87,88).

En el trabajo de Hu et al. ⁽⁸⁹⁾ se obtienen también las curvas de densidad de señal en la aorta y en la porta (ya que estudian el comportamiento del yodo en las arterias y en las venas) y también son similares a las obtenidas en nuestro estudio.

En la publicación de Schneider et al. ⁽³²⁾ en la que se estudian las arterias cerebrales y las arterias cervicales, los resultados son también muy similares, tanto en la morfología de la curva como en los valores de densidad obtenidos.

Los artículos publicados no muestran las curvas de densidad en la musculatura paraespinal ni en el aire ^(85, 86, 89, 95). Solo muestran las gráficas de la relación señal-ruido y contraste-ruido, por lo que no podemos cotejar nuestros resultados con los de la literatura.

Cuando analizamos el comportamiento de la densidad en los cuatro medios se observa que el comportamiento es prácticamente similar al estudiar la densidad del yodo (en la arteria), en los tejidos blandos (musculatura paraespinal), el ruido de fondo (en el aire) y en la protuberancia. La diferencia que existe entre las curvas probablemente pueda ser justificada por la diferencia del orden de magnitud que hay entre los diferentes medios estudiados: por ejemplo, a 80 keV las densidades fueron $734,11 \pm 213,08$ UH, $58,39 \pm 23,16$ UH, $-994,46 \pm 9,62$ UH y $56,99 \pm 26,04$ UH respectivamente para el yodo, la musculatura paraespinal, el aire y la protuberancia.

El comportamiento de las curvas del yodo y de la protuberancia es más predecible, siendo una curva parabólica, mientras que para la musculatura paraespinal y para el aire el comportamiento es algo menos predecible, probablemente más que por cambios en la densidad de estos tejidos, sea justificado por artefactos de contaminación cruzada, que es como los define Li et al. ⁽⁹⁰⁾.

5.1.2. VALORACIÓN DEL RUIDO

Las curvas de ruido son bastante similares entre sí en este estudio; en todos los casos el ruido es máximo a 40 keV, después se produce un descenso progresivo y una vez alcanzado el mínimo vuelve a ascender el nivel de ruido. En la arteria el ruido mínimo es a 100 keV, momento a partir del cual vuelve a producirse un muy discreto aumento. En el músculo el mínimo se produce a 80 keV y el ascenso posterior es mayor. En el aire el mínimo es a 70 keV con un ascenso

de la parte final de la curva también mayor que el que se produce en la arteria y similar al que se produce en la musculatura paraespinal. En la protuberancia el mínimo es a 80 keV y el descenso posterior es una curva intermedia entre las curvas anteriores (entre la arteria, con mínimo aumento, y las de la musculatura y el aire, con mayor aumento del ruido) (figura 57).

Las curvas de ruido obtenidas en este estudio en la arteria son iguales a las curvas de otros autores sobre fantasmas, como por ejemplo en el estudio de Lifeng Yu et al. ⁽⁹¹⁾, que calcularon que para que el ruido fuera mínimo las energías óptimas eran 68, 71, 74, y 77 keV para los fantasmas pequeño, mediano, grande y extra grande respectivamente.

Las curvas de ruido que hemos obtenido en este estudio también son similares a los estudios con pacientes, como el de Schneider et al. ⁽³²⁾ en el estudio de las arterias cerebrales, observando una disminución del ruido desde 40 keV hasta 70 keV, momento a partir del cual se produce nuevamente un aumento del mismo.

Respecto a las curvas de ruido en el aire y en la musculatura paraespinal, normalmente no aparecen reflejadas en la literatura pero los valores son similares.

La curva de ruido en la protuberancia si aparece reflejada en el estudio de Pomerantz et al. ⁽⁵⁹⁾ y es también similar a la obtenida en la presente tesis. El estudio que hacen ellos no es de optimización de un angioTC, sino del estudio de TC cerebral con energía dual, por lo que es, hasta donde en esta tesis se ha revisado, el único artículo que evalúa este artefacto con energía dual.

5.1.3. RELACIÓN SEÑAL-RUIDO Y RELACIÓN CONTRASTE-RUIDO

Con los datos cuantitativos hemos calculado las relaciones señal-ruido y contraste-ruido.

5.1.3.1. Relación señal-ruido (RSR)

La relación señal-ruido es la relación de la señal que contiene la información con el ruido de la misma, y se calcula con la fórmula ya descrita anteriormente:

$$\text{RSR} = \text{atenuación}_{\text{vaso}} / \text{ruido}_{\text{vaso}}$$

Así que sólo tiene en cuenta el vaso sanguíneo que se va a estudiar, sin valorar el resto de los tejidos circundantes.

En este estudio la mejor relación señal-ruido ha sido la obtenida a 70 keV, con diferencias estadísticamente significativas respecto a los demás niveles de energía estudiados.

Por el contrario, no se observaron diferencias significativas a varios niveles de energía diferentes (40-100, 10-110...). La explicación de estos resultados la encontramos al analizar la curva: se observa que la RSR es baja en 40 keV, va ascendiendo hasta el valor de 70 keV y luego vuelve a bajar, pero los puntos de RSR están a la misma altura a 40 que a 100 keV, el de 50 keV está entre los puntos de las medias de 90 y 100 keV, etc. Es decir la curva exhibe forma de campana y efectivamente hay varios niveles de energía que tienen la misma RSR.

Los resultados están acordes con los de la literatura, donde, en prácticamente todas las regiones anatómicas estudiadas hasta el momento la RSR es mejor a 70 keV (por ejemplo, en los estudios de

Schneider et al. ⁽³²⁾ en las arterias cerebrales y en los estudios de Apfaltrer et al. ⁽⁵¹⁾ en las arterias pulmonares).

Sólo hay una excepción, que es el estudio de Scheske et al. ⁽⁹²⁾ en el que en el miocardio es máxima a 80 keV (aunque explican que es alta desde 60 hasta 80 keV, sin especificar si hubo diferencias estadísticamente significativas entre ellos), y la diferencia con nuestro estudio probablemente radique en que nosotros hemos estudiado la relación señal-ruido en el interior de un vaso y ellos en el miocardio, que como realza menos que un vaso puede tener un valor energético óptimo diferente.

5.1.3.2. Relación contraste-ruido (RCR)

La relación contraste-ruido en nuestro caso obtuvo los máximos resultados a 60 keV. Al hacer la comparación con el resto de los niveles de energía fueron todas las diferencias entre ellos estadísticamente significativas tras hacer la corrección de Bonferroni. La explicación la ofrece nuevamente la gráfica ya que, al analizarla, se ve que los puntos de las medias no coinciden en altura (como ocurría en la tabla de la relación señal-ruido).

El único artículo publicado sobre las arterias cerebrales obtiene la máxima RCR a 60 y 70 keV (34 ± 14 vs. 34 ± 13 respectivamente), ⁽³²⁾ pero no especifican si hubo diferencias significativas entre ellos, aunque por lo que parece en la gráfica los resultados fueron bastante similares.

En el estudio basado en un *fantoma* teórico, Yu et al. ⁽⁷⁶⁾ demostraron que la energía monocromática óptima depende de varios factores del tamaño del paciente y también demostraron que para la máxima relación contraste-ruido del yodo, las energías óptimas eran

66, 68, 70, 72 keV los fantasmas pequeño, mediano, grande y extra grande respectivamente.

En nuestro caso, el tamaño del área estudiada es menos importante que en otros estudios ^(57, 89, 98), ya que como hemos estudiado las arterias cerebrales, el tamaño de la cabeza varía poco (no como ocurre en otras regiones de la anatomía como por ejemplo en el abdomen, donde hay una importante variabilidad entre individuos), por lo que las disquisiciones que se hacen en este artículo sobre el tamaño del fantoma son poco relevantes cuando el tamaño del objeto de estudio varía poco. De hecho, en otras regiones de la anatomía cuando el diámetro del paciente es grande, se realiza la exploración aumentando el kilovoltaje.

5.1.4. RESUMEN DE LA VALORACIÓN CUANTITATIVA

En la revisión de la literatura hay varios estudios que evalúan los niveles de energía de las adquisiciones duales, pero solo hemos encontrado un estudio dirigido a evaluar las arterias cerebrales ⁽³²⁾, artículo en el que se comparan las reconstrucciones monoenergéticas desde 40 hasta 120 keV con la reconstrucción convencional a 120 kVp. Estos autores estudian tanto las arterias cervicales como las cerebrales, y dentro del grupo de las arterias cerebrales incluyeron 34 pacientes, concluyendo que el mejor nivel de energía es a 60 keV. Como se ha mencionado, al comparar las curvas que ellos obtuvieron de intensidad de señal en la arteria, de ruido en la arteria y de relación señal-ruido y contraste-ruido, se ve que son muy similares a las que observamos en este trabajo. La única diferencia es que en nuestro caso la relación señal-ruido es mayor a 70 keV y la relación contraste-ruido es mayor a 60 keV.

Sudarski et al. ⁽⁹³⁾, en un estudio similar evalúan la aorta y las arterias mesentérica superior e iliaca externa, obteniendo la mejor relación señal-ruido a 70 keV.

Pomerantz et al. ⁽⁵⁹⁾ en un estudio con energía dual del parénquima cerebral (no de las arterias cerebrales) propusieron 65 keV como el valor óptimo.

Por tanto, por la tendencia de todos estos estudios probablemente los valores entre 60 y 70 keV sean óptimos para prácticamente toda la población e incluso en prácticamente todas las anatomías.

Únicamente el estudio de Wang et al. ⁽⁹⁴⁾, que hace la valoración de los monoenergéticos desde 50 hasta 70 keV de uno en uno keV sobre la venografía hepática con TCED, demuestran que la RCR es máxima a 66-68 keV

Yu et al. ⁽⁷⁶⁾ con los fantasmas concluyen que el nivel energético óptimo es a 80 keV, pero su fantoma es de cuerpo, no de cabeza, por lo que probablemente, como también ellos comentan, el tamaño del volumen a estudiar haga que haya que individualizar el keV óptimo por regiones anatómicas y en función del volumen del paciente.

Nosotros no hemos hecho una comparación con la reconstrucción a 120 kVp, puesto que esta reconstrucción se hacía tradicionalmente para que la imagen obtenida se pareciera lo más posible a las TC que se hacían hasta ahora, pero dado que ya ha quedado demostrado por otros autores, tales como Yu et al. ⁽⁷⁶⁾ y Apfaltrer et al. ⁽⁸⁶⁾ hemos desestimado esta línea de investigación

5.2. VALORACIÓN CUALITATIVA

La concordancia interobservador fue muy buena, tanto en el estudio del conjunto de los datos como en cada uno de los ítems evaluados, con unas gráficas muy similares entre los dos lectores. Una valoración subjetiva siempre tiene el sesgo de la variabilidad entre los observadores, pero al ser buena la concordancia entre los lectores da fortaleza al estudio.

En la valoración del realce arterial la puntuación es máxima a 50 keV, 60 keV y 70 keV, siendo a partir de ahí inferior y con unos valores mínimos a 140 keV y 150 keV; es decir, que los dos lectores consideran que el realce arterial es muy bueno (4,6 sobre 5) desde 50 hasta 70-80 keV, momento a partir del cual ya se produce un importante descenso en la valoración del realce arterial hasta 130-140-150 keV donde es prácticamente 1 (el mínimo).

En cuanto al ruido, el mejor nivel de energía (es decir, el que tenía subjetivamente menor ruido) fue a 70 keV. De 40 a 70 keV la curva ascendía hasta el máximo y luego volvía a descender al nivel mínimo (puntuación de 1) a 130, 140 y 150 keV.

La valoración subjetiva de la definición de los bordes del polígono de Willis fue valorada por ambos lectores como máxima a 70 keV, siendo menor en los niveles de energía tanto inferiores como superiores.

El artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia fue menor a 100, 110 y 120 keV. El máximo artefacto se produjo a 40 keV, fue progresivamente menor hasta 130 y luego volvió a empeorar a partir de 140 keV. Estos datos están de acuerdo con lo publicado hasta ahora, donde se ha visto que la aplicación monoenergética es capaz de reducir este artefacto.

En el estudio de De Zordo et al. ⁽⁸⁵⁾ hacen una evaluación de las arterias pulmonares con diferentes protocolos: con energía dual a 100/140 kV, con alto pitch a 100 y 120 kV y con una TC convencional a 100 y a 120 kV. En una tabla resumen las valoraciones subjetivas de cada uno de los TCs utilizados, pero no hacen una valoración de cada uno de los niveles de energía del monoenergético.

Wichmann et al. ⁽⁵⁸⁾ realizan una valoración subjetiva con dos lectores de los monoenergéticos en los tumores de cabeza y cuello. La concordancia interobservador la realizaron calculando la Kappa de Cohen, con una concordancia moderada que variaba entre 0.39 y 0.49. Obtuvieron la calidad global de la imagen óptima a 60 keV, la lesión se delimitaba subjetivamente mejor y los márgenes eran más nítidos a 60 keV, y el ruido de la imagen era mayor a 100 keV. En el presente trabajo se valoró el realce arterial (que estos autores no evalúan puesto que es un estudio de realce tumoral parenquimatoso) y el ruido. Nosotros el máximo ruido lo vemos a 70 keV mientras que ellos lo tuvieron a 100 keV (aunque hay que decir que había poca diferencia entre 60, 80 y 100 keV), y esta diferencia puede ser debida a que su estudio está hecho en el cuello y quizá en nuestro caso por estar evaluando una estructura intracraneal el ruido puede variar.

Chen et al. ⁽⁹⁵⁾ realizaron también una valoración subjetiva de la angiografía por TC con energía dual de alto pitch, y ellos evalúan únicamente si es mejor administrar 40 o 50 ml de contraste con TC de energía dual a 100/140 kV no evaluando las imágenes monoenergéticas sino que únicamente evaluaron la serie mezcla a 0,6, por lo que nuestros resultados no pueden ser comparados con los suyos.

5.3. RELACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS CUANTITATIVOS Y CUALITATIVOS

Dado que la concordancia interobservador fue muy alta los datos cualitativos que se utilizaron para compararlos con los datos cuantitativos son los datos de la lectura en consenso entre los dos lectores.

En este trabajo lo que se ha denominado “valoración subjetiva del polígono de Willis” se ha comparado con las relaciones señal-ruido y contraste-ruido, porque estas relaciones en realidad consisten en una combinación entre el realce y el ruido (o bien solo de la arteria o bien teniendo en cuenta todos los tejidos de alrededor), y por tanto evalúan el conjunto de datos de la imagen, que es lo que en realidad ha hecho cada uno de los lectores en la valoración subjetiva del polígono de Willis.

Las otras comparaciones que se han realizado son más directas.

La valoración subjetiva del realce arterial se relaciona directamente con las UH medidas en la arteria.

La valoración subjetiva del ruido del conjunto de la imagen se relaciona directamente con el ruido en la arteria, músculo, protuberancia y aire (desviación estándar de las UH). Lo único que se ha hecho aquí es que para comparar las gráficas se ha invertido el eje de las ordenadas de la valoración subjetiva para que sean comparables; es decir, la valoración cuantitativa del ruido mide la desviación estándar de las unidades Hounsfield, por tanto, a menor ruido, menor distorsión (y por tanto menor valor de UH), mientras que en las escalas subjetivas se ha hecho la cuantificación poniendo un valor de 1 ($S_{\text{RUIDO}} = 1$) a “importante, el ruido impide la valoración del estudio” y un valor de 5 ($S_{\text{RUIDO}} = 5$) a “no hay grano”.

La valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia se ha comparado con el ruido en la protuberancia (desviación estándar de las UH). Aquí también se ha invertido el eje de las ordenadas en la valoración subjetiva para que sean comparables; es decir, la valoración cuantitativa del ruido mide la desviación estándar de las unidades Hounsfield, por tanto, a menor ruido, menor distorsión (y por tanto menor artefacto de endurecimiento del haz), mientras que en las escalas subjetivas se ha hecho la cuantificación poniendo un valor de 1 ($S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 1$) a “el artefacto es importante e impide la valoración de la arteria basilar” y un valor de 5 ($S_{\text{PROTUBERANCIA}} = 5$) a “no hay artefacto”.

En el único estudio que hay hecho sobre las arterias cerebrales de Schenider et al. ⁽³²⁾ no hacen una valoración subjetiva de la calidad de la imagen, probablemente por la dificultad para correlacionar los datos cuantitativos con los cualitativos.

En este trabajo la comparación entre los gráficos obtenidos por las valoraciones cuantitativas y cualitativas fueron muy similares, con los siguientes matices:

- El realce arterial en las valoraciones cuantitativas va disminuyendo poco a poco a medida que se aumenta el nivel de energía, mientras que en la valoración subjetiva se ve que la calidad es óptima (puntuación de 5) hasta 80 keV, momento a partir del cual se produce un descenso brusco de la puntuación de la calidad hasta 130 keV, donde ya el realce es deficiente. En el estudio de Ertl et al. ⁽⁹⁶⁾ realizaron angioTCs de arterias cerebrales a 80, 120 y 140 kV, y los lectores subjetivamente puntuaron de forma más positiva el realce con contraste a 120 y 140 kV que en el grupo de 80 kV, pese a que los valores absolutos de densidad demostraban que el mayor contraste entre el parénquima y los vasos se conseguía a los V más bajos (a 80

kV). Estas diferencias fueron más pronunciadas en los vasos próximos a estructuras vasculares, sobre todo en la carótida (en el segmento C2) en el seno cavernoso. En el presente estudio no se ha estudiado la porción petrosa de la carótida, pero sería interesante en el futuro abrir ahí una nueva línea de investigación con energía dual, que hasta nuestro conocimiento todavía no se ha publicado nada al respecto.

Esto también se observó en un estudio con un fantoma por Claves et al. ⁽⁹⁷⁾ donde advirtieron que aumentaba el error de las medidas vasculares cuando la atenuación era inferior a 100 UH o superior a 250 UH; es decir, que una densidad demasiado alta en el interior del vaso no se acompaña de una mayor puntuación subjetiva, como ocurre en el presente estudio. De hecho, ellos también concluyen que la atenuación de los tejidos blandos adyacentes a los vasos también aumenta a los V más bajos, por lo que se reduce el contraste entre el vaso y los tejidos adyacentes.

- En la valoración del ruido, en las mediciones cuantitativas se ve cómo desde 40 hasta 70 keV se produce un descenso progresivo del ruido, con el mínimo en 70 keV, momento a partir del cual aumenta discretamente a medida que aumenta en nivel de energía. Sin embargo en la valoración subjetiva la primera parte de la curva es similar, sin embargo luego se produce un mayor aumento del ruido de forma que subjetivamente a 130 keV el ruido era similar a 40 keV. Por tanto, aunque la medida del ruido es poco importante cuantitativamente, ese aumento se acompaña de un detrimento de la calidad de imagen que desde el punto de vista subjetivo tiene importante impacto visual.

- El artefacto del endurecimiento del haz es importante en las TC de cerebro, donde la protuberancia debe ser evaluada lo mejor posible; en los angio-TC cerebrales la protuberancia tiene menos importancia, pero dado que la arteria basilar se localiza en la cisterna perimesencefálica en este estudio también se ha evaluado. Al valorar el artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia cuantitativamente es menor a 80 keV mientras que la valoración subjetiva se evalúa como mínimo a 120 keV.

Este dato ha sido evaluado previamente en el estudio de Pomerantz et al. ⁽⁵⁹⁾ quienes hicieron un estudio de la realización de TC cerebrales con energía dual, realizando el estudio para maximizar la diferenciación entre sustancia gris y sustancia blanca y minimizando el artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia. El estudio es sólo cuantitativo, no hacen valoración subjetiva, y los valores cuantitativos de ruido en protuberancia son similares aunque en nuestro estudio el mínimo ruido se observa a 80 keV y en su estudio lo obtienen a 75 keV (nosotros hemos estudiado los niveles de energía de 10 en 10). Sus los resultados quizá no son totalmente comparables con los nuestros puesto que el TC que ellos utilizan es de cambio rápido de voltaje y es un estudio de parénquima cerebral, por lo que la corriente del tubo (los mAs) era superior a la utilizada en nuestro estudio de las arterias cerebrales. De todas formas, en ningún momento este artefacto impidió la visualización de la arteria basilar. Tras este valor de 75 keV la curva que ellos obtienen, al igual que la nuestra, vuelve a ascender.

Los autores ⁽⁵⁹⁾ no efectuaron una valoración subjetiva del artefacto del endurecimiento del haz en la protuberancia, y dado que en nuestro estudio hay diferencias entre los valores objetivos y subjetivos (en la valoración subjetiva el artefacto es menor a 120 keV) quizá sería importante plantear en trabajos futuros una nueva evaluación de las imágenes de energía dual para comprobar por qué se produce esta diferencia y qué es más importante, si la medición cuantitativa o la medición subjetiva del ruido a este nivel.

Este artefacto se ha estudiado mucho porque es el responsable del deterioro de la calidad de la imagen en muchas ocasiones. Donde más se produce este artefacto es ante la presencia de metal. Este artefacto se produce porque el haz de rayos se endurece al atravesar un objeto (la energía se incrementa porque los fotones de baja energía son absorbidos antes que los de alta energía). A mayor endurecimiento, mayor es la señal del haz de rayos al alcanzar los detectores. Cuando

existen muchas interfases (aire-líquido, aire-hueso, líquido-hueso) pueden aparecer bandas oscuras al existir una gran variación en el grado de endurecimiento del haz al atravesar uno y otro objeto ⁽³⁵⁻³⁸⁾.

Una posible explicación a este hallazgo podría ser que el ruido, en general, se cuantifica como la desviación estándar de la medición de la densidad en una determinada región. Es decir, mide la distorsión en la imagen. Cuando hay artefacto aumenta la distorsión y, por tanto, aumenta el ruido. En este caso particular se debe realizar una valoración cuantitativa y otra cualitativa:

- En la cuantificación del ruido se miden todos los píxeles incluidos en el ROI de la protuberancia; es decir, que analiza una superficie de 200 mm². Por tanto, en este ROI se están midiendo dos cosas a la vez: el parénquima encefálico y el artefacto del endurecimiento del haz. En cuanto al parénquima encefálico, viendo todos los resultados de este y de todos los demás estudios mencionados en la bibliografía de este trabajo ⁽⁵⁹⁾, se ha demostrado que en todos los tejidos estudiados va disminuyendo el ruido a medida que aumenta el keV a partir de 70 keV, y por tanto en la protuberancia también lo hará. A la vez, en la misma medida de distorsión, se intenta cuantificar el artefacto del endurecimiento del haz. Este artefacto se ha visto en otros estudios efectuados en otros niveles anatómicos (y sobre todo en estudios con implantes metálicos) que disminuye con el aumento del nivel de energía monoenergético.

- En la valoración subjetiva sólo se tuvo en cuenta el artefacto del endurecimiento del haz, es decir, se valoró solo el artefacto típicamente lineal que desde los peñascos se dirigen hacia la protuberancia, sin tener en cuenta el resto del parénquima que, por los motivos previamente explicados, se sabe que la imagen será cada vez más homogénea.

En esta tesis no se han comparado los resultados de las reconstrucciones monoenergéticas con la reconstrucción virtual a 120 kVp que han hecho otros autores ^(32, 34, 93), fundamentalmente por dos motivos: el primero es porque los autores que previamente lo hicieron

observaron que siempre fue superior la reconstrucción óptima (aproximadamente a 70 keV), por lo que es una línea de investigación ya evaluada, y el segundo es porque esta reconstrucción virtual a 120 kVp se ha visto que se puede ponderar a 0,3 , 0,5 o 0,6 (es decir, tomando un 30% del tubo de 80 y un 70% del tubo de 140 kV, un 50%-50% o un 40%-60%). Como Apfalter et al. ⁽⁸⁶⁾ comentan, esta ponderación depende de la casa comercial y, al fin y al cabo, es también una reconstrucción virtual ponderando los resultados de los dos tubos, al igual que las reconstrucciones monoenergéticas.

Una nueva línea de investigación abierta en el momento actual se basa en una mejora de estas reconstrucciones monoenergéticas: En nuestro conocimiento solo hay un artículo publicado en la literatura sobre la aplicación “*Mono+*” por Grant et al. ⁽⁹⁸⁾ , aplicación en la cual se reconstruye una imagen mezcla a partir del alto contraste de la serie de 40 keV con la imagen de menor ruido (demostrado en varios artículos que corresponde con la imagen de 70 keV) para mejorar la relación contraste-ruido, pero de momento no hay nada publicado en pacientes.

5.4 REDUCCIÓN DEL ARTEFACTO METÁLICO DE LOS DISPOSITIVOS METÁLICOS VASCULARES INTRACRANEALES

Adquirir las arterias cerebrales con energía dual puede ser de gran ayuda. En este estudio y en otros territorios vasculares se ha demostrado y publicado que a baja energía, es decir, evaluando los monoenergéticos más bajos, la opacidad de los vasos es mayor, mejorando su visualización.

Cuando hay elementos metálicos intracraneales sin embargo nos podemos aprovechar de la reducción que se produce en el artefacto metálico en las reconstrucción de los valores de energía más altos (a altos keV). Esto ya había sido descrito en pacientes intervenidos de la columna y con fijaciones metálicas en traumatológica.

Como en el resto de los elementos metálicos estudiados, los resultados demuestran que en los niveles energéticos más altos se disminuye el artefacto de estrella al valorar tanto los clips como los *coils*. La valoración subjetiva obtuvo una buena concordancia interobservador. Los resultados entre la valoración objetiva y subjetiva fue concordante.

El menor ruido se observó en 70-150 keV. El nivel más bajo fue a 130 keV, y en todos los casos el artefacto de estrella disminuyó de forma más llamativa en los pacientes con clips.

Al evaluar estos pacientes se vio que en el grupo de clips este efecto era claramente llamativo, sin embargo en los *coils* este efecto era menos llamativo.

El metal puede ocasionar más o menos artefacto dependiendo de varios factores: por una parte del metal que sea. El más empleado es el titanio porque así se puede utilizar en la resonancia. En este subgrupo de pacientes la composición es diferente: los clips son de titanio mientras que los *coils* suelen ser un ovillo de platino. Otro factor que influye es la orientación del material metálico: el clip suele ser lineal mientras que el *coil* se repliega sobre si mismo para conformar el ovillo. Estos dos factores pueden estar colaborando al diferente comportamiento en los niveles monoenergéticos, y que la forma del *coil* replegada “en ovillo” tenga más artefacto y más difícil de solucionar con los monoenergéticos que los clip, que tiene son lineales.

Teniendo en cuenta estos resultados sería recomendable que en los centros con disponibilidad de TC de energía dual, en pacientes con clips y/o *coils* intracraneales sería recomendable realizar los controles con energía dual .

Este análisis tiene limitaciones. La principal, teniendo en cuenta que se ha analizado un pequeño grupo de pacientes de todo el tamaño muestral, hay un escaso número de pacientes. La angiografía por sustracción digital sigue siendo el gold standard en pacientes con aneurismas tratados, sin embargo es una técnica invasiva por lo que el angio-TC y angio-RM son buenas alternativas para el control de estos pacientes; se prefiere la angio-RM por su mayor sensibilidad para detectar flujo en el interior del aneurisma y porque no utiliza radiación. Hay que señalar que no hemos estudiado el resto de las arterias intracraneales al variar el nivel monoenergético debido a que es lo que se evalúa en el resto de la presente tesis.

5.5 MODULACIÓN AUTOMÁTICA DE DOSIS

La dosis de radiación es siempre un factor a tener en cuenta en los estudios que utilizan radiaciones ionizantes. La realización de una radiografía de tórax habitual, es decir, una proyección posteroanterior, supone 0.02 mSv y esto es equivalente a 2,4 días de radiación ambiental que recibimos del cosmos y de los elementos radioactivos que naturalmente se encuentran en nuestro entorno. ⁽⁹⁹⁾.

Las radiaciones ionizantes pueden ocasionar daño en los núcleos celulares a través de varios mecanismos. Los que ocasionan efectos más deletéreos son los que afectan al ácido desoxirribonucleico (ADN, tales como formación de radicales libres, aparición de mutaciones y fallos en la reparación de la cadena de ADN ⁽¹⁰⁰⁾. Esto

puede favorecer la aparición de cáncer. Löbrich et al. demostraron que se había producido daño en las cadenas de ADN en pacientes in vivo al realizarles una TC con unas dosis que oscilaban entre 4.8 a 17.4 mGy⁽¹⁰¹⁾. En el estudio BEIR VII se plantea que el riesgo de padecer una neoplasia sólida secundaria a la radiación es directamente proporcional a la dosis recibida. Sin embargo al estudiar la leucemia el riesgo aumenta en forma cuadrática, por lo que el riesgo de desarrollar una leucemia frente a una neoplasia sólida es claramente mayor. Este modelo se originó a partir del Lifespan Study (LSS) estudiando los efectos de la radiación tras los ataques nucleares en Hiroshima y Nagasaki estudiando a 93,000 supervivientes. Después de este estudio han surgido otros que apoyan estos resultados⁽¹⁰²⁾, pero hasta la fecha se le considera el más adecuado. La edad es un factor importante, ya que el cuanto más joven es el paciente sometido a radiación mayor es el riesgo de desarrollar una neoplasia. Este riesgo decae a partir de la cuarta década. El sexo es otro factor a tener en cuenta, ya que en todos los grupos de edad estudiados las mujeres tuvieron mayor incidencia de neoplasias sólidas y de leucemia que los hombres.

Por tanto en los estudios de radiología es fundamental el control de la dosis de radiación.

En este estudio la radiación media que recibieron los pacientes fue la siguiente: $CTDI_{vol} = 6,62 \pm 0,5$ mGy; $DLP = 140,1 \pm 27,78$ mGycm, dosis efectiva = de $0,29 \pm 0,06$ mSv.

Chen et al.⁽⁹⁵⁾ evalúan las arterias de cabeza y cuello con un TC de doble fuente con energía dual y alto pitch. Tienen un tamaño muestral de 54 pacientes que dividen en dos grupos aleatoriamente para evaluar el realice con 40 y 50 ml de contraste intravenoso; en el grupo I el $CTDI_{vol}$ es de $6,2 \pm 0,22$ mGy y el DPL es de $294,5 \pm 20,7$ mGycm, y en el grupo II el $CTDI_{vol}$ es de $6,14 \pm 0,14$ mGy y el DLP es de $293,3 \pm 16,0$ mGycm. No especifican en el material y método si

utilizan la modulación automática de dosis, pero su estudio es de alto pitch y el nuestro no, y aun así la radiación que hemos utilizado en nuestro estudio es inferior al de estos autores, probablemente porque ellos lo hacen con 100/Sn140 kV y nosotros con 80/Sn140 kV.

Schenider et al. ⁽³²⁾ también estudian las arterias de cabeza y cuello con energía dual, pero no hablan en ningún momento de la dosis de radiación.

Waaijer et al. ⁽¹⁰³⁾ hicieron un estudio de la angiografía por TC de las arterias cerebrales adquiriendo el estudio a 90, 120 y 140 kVp en un fantoma y en pacientes, y aunque no utilicen energía dual los resultados en el fantoma son los siguientes: con 90 kVp la dosis efectiva fue de 0,069 mSv, con 120 kVp fue de 0,150 mSv y con 140 kVp fue de 0,219 mSv, por lo que nuestros resultados son similares a los de este artículo.

Una herramienta fundamental es la disminución de la corriente del tubo (mAs), ya que la corriente del tubo puede variarse ajustándose a cada paciente sin variar los demás parámetros (el kilovoltaje y el pitch). La de los miliamperios-segundo (mAs), reduce la dosis de una forma directamente proporcional. Es esto significa que si los mAs se reducen un 50%, la disminución de la dosis también será de un 50%, pero se ocasiona un importante incremento en el ruido ⁽¹⁰⁴⁾. Las estrategias de modulación automática de dosis consideran las dimensiones externas de los pacientes y aparentemente el tamaño, analiza la anatomía del cruce-seccional en tiempo real y ajusta la dosis emitida de rayos X ⁽¹⁰⁵⁾. En este estudio se observa una reducción de dosis de un 28,57% con el tubo de 80 kV (tubo A) y de un 18,7 % con el tubo de 140 kV (tubo B) respecto a los valores de referencia.

5.6 VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN RENAL ANTES Y DESPUÉS DE LA ADMINISTRACIÓN DE CONTRASTE

La nefropatía inducida por contrastes yodados es la tercera causa de insuficiencia renal aguda adquirida en el hospital, y representa aproximadamente el 10 % de todos los casos. Todavía hay un debate en curso en cuanto a su aparición después de la administración de contraste intravenoso, porque la mayoría de los casos ocurren después de la administración intraarterial de contraste para procedimientos angiográficos, a pesar de que la incidencia es del 5% después de la administración de contraste intravenoso ⁽¹⁰⁵⁾.

La definición de la nefropatía por contraste se basa en un aumento de los valores de creatinina entre el 25 % y 50 % a la analítica previa a la administración de contraste (un aumento en los valores absolutos de 0,5-1,0 mg / dL) ⁽¹⁰⁶⁾.

El pico de elevación de la creatinina postcontraste se produce entre las 48 y las 72 horas .tras la administración de contraste ⁽¹⁰⁷⁾.

En este estudio se ha observado una alteración de la función renal tras la administración de contraste yodado. Aunque las diferencias no fueron significativas, la media de la creatinina se elevó y el filtrado glomerular disminuyó, esta vez sí de forma estadísticamente significativa, pero aunque sea significativo el descenso 57,6 a 55,6, es decir, poco importante desde el punto de vista clínico.

5.7. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Este estudio tiene varias limitaciones.

En esta tesis solo se han investigado los niveles de energía entre 40 y 150 keV en intervalos de 10 keV. Por los resultados obtenidos en

este estudio y los previamente publicados no hay indicios de que una energía superior (mayor de 150 keV) podría dar mejores índices de calidad, principalmente debido a que el efecto se basa en mayor atenuación de la luz con la disminución de la energía. Sin embargo, se ha demostrado que las energías más altas pueden reducir los artefactos de metal que puede resultar útil en la evaluación de los vasos en presencia de implantes dentales (normalmente este artefacto solo afecta, por localización anatómica, a las arterias vertebrales o como mucho a la parte más inferior de la arteria basilar). Tampoco se han evaluado los niveles de energía intermedios entre los intervalos de 10 keV, y por los resultados no se puede descartar que el valor óptimo esté entre 60 y 70 keV.

Dado el resultado de previos investigadores, como Primak et al. ⁽¹⁰⁸⁾ en este estudio no hemos evaluado el efecto que tiene el filtro de estaño sobre el contraste de energía dual.

La aplicación clínica de este estudio también está limitada por nuestra única evaluación de las estructuras vasculares. Los efectos de variar las reconstrucciones monoenergéticas sobre las estructuras extravasculares no se han estudiado, ya que únicamente se ha valorado como objetivo secundario de la tesis el artefacto del endurecimiento del haz sobre la protuberancia; posiblemente, una interpretación óptima puede requerir una reconstrucción monoenergética para la evaluación vascular y un monoenergético diferente o la reconstrucción polienergética de las otras estructuras de interés.

Posteriormente a la realización de este estudio se han realizado mejoras importantes en la tecnología de los scanners que no se ha podido aplicar en este estudio.

Uno de los principales avances que se ha producido es la incorporación de la reconstrucción iterativa ^(109, 110). El objetivo de la reconstrucción iterativa es producir datos de la imagen que realmente corresponde a los datos de proyección medida. Esto significa que el sistema de formación de imágenes y el verdadero objeto, así como el ruido en los datos de proyección debe ser modelado.

El funcionamiento de la reconstrucción iterativa (completa) es el siguiente:

- Primero se obtienen datos de proyección y se reconstruye la imagen del objeto como en la retroproyección filtrada, (el llamado paso de reconstrucción hacia atrás).
- Posteriormente, la imagen de TC se propaga nuevamente en el dominio de los datos en bruto (paso hacia delante de la reconstrucción), simulando una nueva adquisición de TC.
- Se hacen correcciones de ruido sobre esos datos (se eliminan los datos que aumentan ruido de la imagen) teniendo en cuenta detalles de la información geométrica del scanner (tamaño de cada elemento detector, dimensión del punto focal, forma y tamaño de cada voxel de imagen) e información estadística del sistema (estadística de los fotones y ruido electrónico en el sistema de adquisición). Este paso se realiza porque la CT previamente ha simulado una imagen del objeto "perfecta" libre de ruido y las correcciones de los datos en bruto intentan eliminar aquella información que no forma parte de su adquisición, es decir, el ruido.
- Los datos se transforman en una nueva imagen con menor cantidad de ruido.

- Este proceso se repite numerosas veces hasta que se obtiene la imagen deseada (aquella que simula la imagen que el CT ha simulado previamente).

Con cada iteración se actualiza la imagen con menor cantidad de ruido, dando lugar a una imagen final optimizada. Este proceso iterativo se puede realizar en el dominio de datos en bruto solo, en el dominio de la imagen sola (sistemas iterativos menos avanzados como IRIS), o en ambos dominios, dependiendo del tipo de reconstrucción iterativa utilizada de cada fabricante. Más iteraciones tienen como resultado mejor calidad de imagen pero también precisan mayor potencia de cálculo y tiempo de procesado, por lo que la capacidad de realizar las reconstrucciones iterativas depende en gran medida del tiempo dispuesto a asumir por cada estudio y la capacidad de procesado gráfico de la consola del equipo TC.

El porcentaje de utilización de reconstrucción iterativa se establece previamente, y esto indica la cantidad de datos reconstruidos por métodos iterativos. El porcentaje restante, correspondería a los datos reconstruidos mediante retroproyección filtrada. Si utilizamos un cero por ciento de reconstrucción iterativa, la imagen estaría reconstruida en su totalidad por el método analítico convencional (retroproyección filtrada), si usamos un 100% de reconstrucción iterativa, obtendríamos una imagen con modificación de la textura de ruido que conllevaría una imagen demasiado difuminada e interferiría en el diagnóstico. Por tanto, debe de haber un equilibrio entre ambos métodos reconstructivos para lograr una adecuada calidad del estudio. Dicho porcentaje debe ser establecido previamente a la realización del examen.

En el campo de la energía dual se ha utilizado mucho la reconstrucción iterativa para disminuir la dosis de radiación y menos

ruido, por lo que los nuevos equipos tienen muchas ventajas en este sentido, habiéndose publicado múltiples artículos sobre esto. Stiller et al. hizo un estudio entre los diferentes fabricantes^(111, 112). Liao et al⁽¹¹²⁾. Estudió su utilidad en la reducción del artefacto metálico en cabeza, cuello y columna⁽¹¹³⁾, y Meier et al⁽¹¹⁴⁾ en los estudios angiográficos de las arterias pulmonares.

Otro avance que ha surgido han sido las mejoras en la técnica de energía dual, es el llamado Mono+ o MonoPlus. En esta técnica se mezclan dos imágenes: las de alto contraste con alto ruido (40 keV) y las de bajo contraste con bajo ruido (70 keV).

Los primeros artículos que figuran en la literatura son los de Grant et al.⁽¹¹⁵⁾ donde ya demostraron que la relación contraste-ruido mejoraba al compararlo con la energía dual.

Park et al.⁽¹¹⁶⁾ realizó un estudio comparando TC cerebrales sin y con esta reconstrucción Mono+, demostrando que la calidad de las imágenes era mayor en las Mono+. También es una técnica que incorporó Meier et al.⁽¹¹⁴⁾ para el estudio de las arterias pulmonares.

En el equipo en el que se ha realizado esta tesis no se dispone de ninguno de estos avances técnicos, por lo que no han podido ser incorporados.

En el futuro se abre un amplio abanico de posibilidades de estudio. Sería interesante realizar estudios similares de calidad objetiva y subjetiva incorporando todos estos avances en diferentes lugares de la anatomía. La reconstrucción iterativa permitirá bajar la dosis de radiación significativamente manteniendo la calidad, y esto permite paliar el efecto negativo de aumento de dosis que puede ir aparejado a la utilización de la energía dual. Las nuevas aplicaciones Mono+ mejorarán la calidad de los monoenergéticos y por tanto la diferencia entre la densidad del yodo en el caso de los estudios

arteriales. Además se pueden hacer estudios también de patología no solo arterial, sino también tumoral o de perfusión miocárdica o pulmonar, incorporando todas estas mejoras técnicas.





6. CONCLUSIONES

6. Conclusiones



6. CONCLUSIONES

1. La utilización de la energía dual permite realizar una evaluación de la imagen espectral en los angioTC de arterias cerebrales.
2. La calidad de los estudios angiográficos está fuertemente influenciada por el nivel de energía
3. La imagen espectral proporciona una serie de imágenes monocromáticas para optimizar la calidad de la imagen e incrementar la visibilidad vascular y mejorar las relaciones señal-ruido y contraste-ruido.
4. Los niveles de energía óptimos son inferiores a la serie de imágenes que proporciona el tubo de 80 kVp. La utilización del nivel monoenergético óptimo puede tener un importante beneficio clínico.
5. La valoración subjetiva de lectores independientes también está fuertemente influenciada por el nivel de energía y de forma similar a como lo hacen los resultados cuantitativos.
6. La energía dual también puede contribuir a disminuir artefactos, en el caso de las arterias cerebrales disminuye el artefacto del endurecimiento del haz que producen los peñascos en la protuberancia.
7. La valoración cualitativa tuvo una correlación interobservador excelente, valorando la reconstrucción a 70 keV con la máxima puntuación.
8. En los keV más altos se produce una reducción significativa del ruido en los pacientes con dispositivos vasculares intracraneales

metálicos, más llamativo en los pacientes con clips y menos acusado en los pacientes con *coils*.

9. La modulación automática de dosis contribuye a disminuir la radiación que reciben los pacientes, disminuyendo la intensidad de la corriente del tubo.
10. El contraste yodado puede producir una alteración en la función renal, generalmente transitoria.







7. BIBLIOGRAFÍA



7. BIBLIOGRAFÍA

1. McCollough CH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. *RadioGraphics* 1997; 17: 967–984.
2. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 3º edición. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 2011.
3. Curry TS III, Dowdey JE, Murray RC Jr. Christensen's physics of diagnostic radiology. 4º edición. Filadelfia, PA: Lea & Febiger, 1990.
4. Hendee WR, Ritenour ER. Medical imaging physics. 3º edición. St Louis, Mo: Mosby-Year Book; 1992.
5. Huda W, Sloan RM. Review of radiologic physics. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1995.
6. Sprawls P Jr. Physical principles of medical imaging. 2ª edición. Gaithersburg, MO: Aspen; 1993.
7. Ramírez Giraldo J C, Arboleda Clavijo C, McCollough CH. Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad *Rev Ing Bioméd* 2008; 2: 54-72.
8. Alcaraz Baños, M. Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. Servicio de Publicaciones de la Universidad de Murcia, Murcia; 2002 (pp. 21-36).
9. González Rico, J. Delabart R, Muñoz C. Tecnología Radiológica. *Parainfo*, Madrid; 1998 (pp, 104-105).

10. Alcaraz Baños M. Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. 3^a edición. Editum Ediciones de la Universidad de Murcia; 2003.
11. Bertin EP. Principles and Practice of Quantitative X-Ray Fluorescence Analysis, Plenum Press. 2^o edición. New York, NY; 1975.
12. Jenkins, R. X-Ray Fluorescence Spectrometry, Chemical Analysis Series. Wiley Interscience, London; 1988.
13. Johnson TR. Dual-energy CT: general principles. AJR Am J Roentgenol. 2012; 199: S3-8.
14. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. Med Phys 1979; 6: 70–71.
15. Avrin DE, Macovski A, Zatz LE. Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. Invest Radiol 1978; 13: 217–22.
16. Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, Sheridan WT. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. Radiology. 1979; 131: 521–23.
17. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Invest Radiol 1977; 12: 545–51.
18. Kelcz F, Joseph PM, Hilal SK. Noise considerations in dual energy CT scanning. Med Phys 1979; 6: 418–25.

19. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256–68.
20. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser MF, Becker CR. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 2007; 17: 1510–17.
21. Coursery CA. Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *Radiographics*. 2010; 30: 1037–55.
22. Johnson T, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF. Dual energy CT in clinical practice. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2011.
23. Macovski A, Alvarez RE, Chan JL, Stonestrom JP, Zatz LM. Energy dependent reconstruction in X-ray computerized tomography. *Comput Biol Med* 1976; 6: 325-36.
24. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 1976; 21: 733-44.
25. Michael GJ Tissue analysis using dual energy CT. *Australas Phys Eng Sci Med*. 1992; 15: 25-37.
26. Cann CE, Gamsu G, Birnberg FA, Webb WR. Quantification of calcium in solitary pulmonary nodules using single- and dual-energy CT. *Radiology* 1982; 145: 493–96.

27. Svendsen OL, Hassager C, Bergmann I, Christiansen C. Measurement of abdominal and intra-abdominal fat in post-menopausal women by dual energy X-ray absorptiometry and anthropometry: comparison with computerized tomography. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1993; 17: 45–51.
28. Kruger RA, Riederer SJ, Mistretta CA. Relative properties of tomography, K-edge imaging, and K-edge tomography. *Med Phys.* 1977; 4: 244–49.
29. Riederer SJ, Mistretta CA Selective iodine imaging using K-edge energies in computerized x-ray tomography. *Med Phys.* 1977; 4: 474–81.
30. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology.* 2005; 237: 945–51.
31. Albrecht MH, Scholtz JE, Kraft J, Bauer RW, Kaup M, Dewes P, Bucher AM, Burck I, Wagenblast J, Lehnert T, Kerl JM, Vogl TJ, Wichmann JL. Assessment of an Advanced Monoenergetic Reconstruction Technique in Dual-Energy Computed Tomography of Head and Neck Cancer. *Eur Radiol.* 2015 Feb 14 pendiente de publicación
32. Schneider D, Apfalter P, Sudarski S, Nance JW Jr, Haubenreisser H, Fink C, Schoenberg SO, Henzler T. Optimization of kiloelectron volt settings in cerebral and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Acad Radiol.* 2014; 21: 431-6.

33. Delesalle MA, Pontana F, Duhamel A, Faivre JB, Flohr T, Tacelli N, Remy J, Remy-Jardin M Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology* 2013; 267: 256-66.
34. Okayama S, Seno A, Soeda T, Takami Y, Kawakami R, Somekawa S, Ishigami K, Takeda Y, Kawata H, Horii M, Uemura S, Saito Y. Optimization of energy level for coronary angiography with dual-energy and dual-source computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2012; 28: 901-9.
35. Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, Wanner GA, Fortunati M, Andreisek G, Alkadhi H, Stolzmann P. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol*. 2012; 22: 2357-64.
36. Coupal TM, Mallinson PI, McLaughlin P, Nicolaou S, Munk PL, Ouellette H. Peering through the glare: using dual-energy CT to overcome the problem of metal artefacts in bone radiology. *Skeletal Radiol*. 2014; 43: 567-75.
37. Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Mahadevan A, Wilcox C, Raptopoulos V. Spectral CT with metal artifacts reduction software for improvement of tumor visibility in the vicinity of gold fiducial markers. *Radiology*. 2012; 263: 696-705.
38. Holmes DR 3rd, Fletcher JG, Apel A, Huprich JE, Siddiki H, Hough DM, Schmidt B, Flohr TG, Robb R, McCollough C, Wittmer M, Eusemann C. Evaluation of non-linear blending in

- dual-energy computed tomography. *Eur J Radiol.* 2008; 68: 409–13.
39. Hawkes DJ, Jackson DF. An accurate parametrisation of the X-ray attenuation coefficient. *Phys Med Biol.* 1986; 25: 1167–71.
 40. van Kuijk C, Grashuis JL, Steenbeek JC, Schütte HE, Trouerbach WT. Evaluation of postprocessing dual-energy methods in quantitative computed tomography. *Invest Radiol.* 1990; 25: 876–81.
 41. Kau T, Eicher W, Reiterer C, Niedermayer M, Rabitsch E, Senft B, Hausegger KA. Dual-energy CT angiography in peripheral arterial occlusive disease-accuracy of maximum intensity projections in clinical routine and subgroup analysis. *Eur Radiol.* 2011; 21: 1677-86.
 42. Zhang LJ, Wu SY, Poon CS, Zhao YE, Chai X, Zhou CS, Lu GM. Automatic bone removal dual-energy CT angiography for the evaluation of intracranial aneurysms. *J Comput Assist Tomogr.* 2010; 34 (6): 816-24.
 43. Hidas G, Eliahou R, Duvdevani M, Coulon P, Lemaitre L, Gofrit ON, Pode D, Sosna J. Determination of renal stone composition with dual-energy CT: in vivo analysis and comparison with x-ray diffraction. *Radiology.* 2010; 257: 394-401.
 44. Manglaviti G, Tresoldi S, Guerrer CS, Di Leo G, Montanari E, Sardanelli F, et al. In vivo evaluation of the chemical composition of urinary stones using dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 197: 76-83.

45. Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, Korzan JR, Ouellette H, Munk P. Dual-energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199: S78-86.
46. Delgado Sánchez-Gracián C, Martínez Rodríguez C, Trinidad López C. La tomografía computarizada de doble energía: ¿para qué la quiero? *Radiología.* 2015; 55: 346-52.
47. Desai MA, Peterson JJ, Garner HW, Kransdorf MJ. Clinical utility of dual-energy CT for evaluation of tophaceous gout. *Radiographics.* 2011; 31: 1365-75.
48. Gupta R, Phan CM, Leidecker C, Brady TJ, Hirsch JA, Nogueira RG, Yoo AJ. Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining. *Radiology.* 2010; 257: 205-11.
49. Thieme SF, Johnson TR, Reiser MF, Nikolaou K. Dual-energy lung perfusion computed tomography: a novel pulmonary functional imaging method. *Semin Ultrasound CT MR.* 2010; 31: 301-8.
50. Bauer RW, Frellesen C, Renker M, Schell B, Lehnert T, Ackermann H, Schoepf UJ, Jacobi V, Vogl TJ, Kerl JM. Dual energy CT pulmonary blood volume assessment in acute pulmonary embolism - correlation with D-dimer level, right heart strain and clinical outcome. *Eur Radiol.* 2011; 21: 1914-21.
51. Apfalter P, Meyer M, Meier C, Henzler T, Barraza JM Jr, Dinter DJ, Hohenberger P, Schoepf UJ, Schoenberg SO, Fink C. Contrast-enhanced dual-energy CT of gastrointestinal stromal

- tumors: is iodine-related attenuation a potential indicator of tumor response? *Invest Radiol.* 2012; 47: 65-70.
52. Li Y, Shi G, Wang S, Wang S, Wu R. Iodine quantification with dual-energy CT: phantom study and preliminary experience with VX2 residual tumour in rabbits after radiofrequency ablation. *Br J Radiol.* 2013; 86: 20130143.
 53. Koonce JD, Vliegenthart R, Schoepf UJ, Schmidt B, Wahlquist AE, Nietert PJ, Bastarrika G, Flohr TG, Meinel FG. Accuracy of dual-energy computed tomography for the measurement of iodine concentration using cardiac CT protocols: validation in a phantom model. *Eur Radiol.* 2014; 24: 512-8.
 54. Alonso-Navarro H, Burguera Hernandez J.A Luquin Piudo MR Jimenez-Jimenez FJ. Indicaciones de la tomografía axial computarizada y de la resonancia magnética cerebrales en Neurología. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado.* 2007; 9: 4793-4795.
 55. Chandarana H, Godoy MC, Vlahos I, Graser A, Babb J, Leidecker C, Macari M. Abdominal Aorta: Evaluation with Multidetector CT after Endovascular repair of aneurysms--initial observations. *Radiology.* 2008; 249: 692-700.
 56. Vlahos I, Godoy MC, Naidich DP. Dual-energy computed tomography imaging of the aorta. *J Thorac Imaging.* 2010; 25: 289-300.
 57. Marin D, Fananapazir G, Mileto A, Choudhury KR, Wilson JM, Nelson RC. Dual-energy multi-detector row CT with virtual monochromatic imaging for improving patient-to-patient

- uniformity of aortic enhancement during CT angiography: an in vitro and in vivo study. *Radiology*. 2014; 272: 895-902.
58. Wichmann JL, Nöske EM, Kraft J, Burck I, Wagenblast J, Eckardt A, Frellesen C, Kerl JM, Bauer RW, Bodelle B, Lehnert T, Vogl TJ, Schulz B. Virtual monoenergetic dual-energy computed tomography: optimization of kiloelectron volt settings in head and neck cancer. *Invest Radiol*. 2014; 49: 735-41.
 59. Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, Gupta R, Rapalino O, Sahani DV, Lev MH. Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced head CT at 65-75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT. *Radiology*. 2013; 266: 318-25.
 60. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*. 2002; 22: 1541-53.
 61. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x- ray computed tomography. *Medical Physics*. 1981; 8: 488-95.
 62. European Commission. Quality criteria for computed tomography, Brussels, EC Working Document EUR 16262 (1997).
 63. AAPM report 96. Measurement, reporting, and management of radiation dose in CT: report of AAPM Task Group 23. Disponible en: www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf
 64. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, van Meerten EvP, Rodríguez R, Schneider K, et al. European Guidelines for

Multislice Computed Tomography. Funded by the European Commission. 2004.

65. IEC 61223-2-6 Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-6: Constancy tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment
66. Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC, et al. EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Paper presented at: Office for Official Publications of the European Communities; Luxembourg; 2000.
67. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol. 2006; 79: 968–80.
68. Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, Wootton-Gorges SL. Dose reduction in pediatric CT: A rational approach. Radiology. 2003; 228: 352–60.
69. Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. Radiology. 2004; 233: 515–22.
70. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, Kakei K, Nagasue N, Shimamura M, Sato N, Sultana S, Morishita S, Yamashita Y. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: Phantom study. Radiology 2005; 237: 905–10.

71. Frush DP. Pediatric abdominal CT angiography. *Pediatr Radiol*. 2008; 38: S259–S66.
72. Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med. Phys.* 2009; 36: 993–1007.
73. Macari M, Spieler B, Kim D, Graser A, Megibow AJ, Babb J, Chandarana H. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma: initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted-average 120 kVp. *AJR Am J Roentgenol*. 2010; 194: W27-32.
74. Yu L, Li H, Fletcher JG, McCollough CH. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in CT: A general strategy. *Med Phys*. 2010; 37: 234-43.
75. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys*. 1986; 13: 334–39.
76. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality. *Med Phys*. 2011; 38: 6371-9.
77. Kim MJ1, Park CH, Choi SJ, Hwang KH, Kim HS. Multidetector computed tomography chest examinations with low-kilovoltage protocols in adults: effect on image quality and radiation dose. *J Comput Assist Tomogr*. 2009; 33: 416–21.
78. Matsuoka S, Hunsaker AR, Gill RR, Oliva IB, Trotman-Dickenson B, Jacobson FL, Hatabu H. Vascular enhancement

and image quality of MDCT pulmonary angiography in 400 cases: comparison of standard and low kilovoltage settings. *AJR Am J Roentgenol.* 2009; 192: 1651–6.

79. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Liu D, Nakaura T, Tamura Y, Yamashita Y. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR Am J Roentgenol.* 2006; 187: W490–W497.
80. Schueller-Weidekamm C, Schaefer-Prokop CM, Weber M, Herold CJ, Prokop M. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. *Radiology.* 2006; 241: 899–907.
81. Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100- and 80-kVp protocols. *Invest Radiol.* 2008; 43: 871–6.
82. Kalender WA, Klotz E, Kostaridou L. An algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images. *IEEE Trans Med Imaging.* 1988; 7: 218-24.
83. Pinho DF, Kulkarni NM, Krishnaraj A, Kalva SP, Sahani DV. Initial experience with single-source dual-energy CT abdominal angiography and comparison with single-energy CT angiography: image quality, enhancement, diagnosis and radiation dose. *Eur Radiol.* 2013; 23 : 351-9.
84. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology.* 2000; 217 : 430-5.

85. De Zordo T, von Lutterotti K, Dejaco C, Soegner PF, Frank R, Aigner F, Klauser AS, Pechlaner C, Schoepf UJ, Jaschke WR, Feuchtner GM. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: high-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol.* 2012; 22: 279-86.
86. Apfaltrer P, Sudarski S, Schneider D, Nance JW Jr, Haubenreisser H, Fink C, Schoenberg SO, Henzler T. Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. *Eur J Radiol.* 2014; 83: 322-8.
87. Godoy MC, Heller SL, Naidich DP, Assadourian B, Leidecker C, Schmidt B, Vlahos I. Dual-energy MDCT: comparison of pulmonary artery enhancement on dedicated CT pulmonary angiography, routine and low contrast volume studies. *Eur J Radiol.* 2011; 79: 11-17.
88. Yuan R, Shuman WP, Earls JP, Hague CJ, Mumtaz HA, Scott-Moncrieff A, Ellis JD, Mayo JR, Leipsic JA. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography—a prospective randomized trial. *Radiology.* 2012; 262: 290–7.
89. Hu D, Yu T, Duan X, Peng Y, Zhai R. Determination of the optimal energy level in spectral CT imaging for displaying abdominal vessels in pediatric patients. *Eur J Radiol.* 2014; 83: 589-94.

90. Li B, Li B, Luo J, Tang P, Mao J, Wu X. Simultaneous reduction in noise and cross-contamination artifacts for dual-energy X-ray CT. *Biomed Res Int*. 2013; 2013: ID 417278.
91. Lifeng Yu, Shuai Leng¹ and Cynthia H. McCollough. Dual-Energy CT–Based Monochromatic Imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2012; 199: S9-S15.
92. Scheske JA, O'Brien JM, Earls JP, Min JK, LaBounty TM, Cury RC, Lee TY, So A, Hague CJ, Al-Hassan D, Kuriyabashi S, Dowe DA, Leipsic JA. Coronary artery imaging with single-source rapid kilovolt peak-switching dual-energy CT. *Radiology*. 2013; 268: 702-9.
93. Sudarski S, Apfaltrer P, Nance JW Jr, Schneider D, Meyer M, Schoenberg SO, Fink C, Henzler T. Optimization of keV-settings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol*. 2013, 82: e574-81.
94. Wang Q, Gaofeng S, Xueli F, Lijia W, Runze W Comparative study of hepatic venography using non-linear-blending images, monochromatic images and low-voltage images of dual-energy CT. *Br J Radiol*. 2014; 87: 20140220.
95. Chen Y, Xue H, Jin Z, Zhang J, Sun H, Wang X, Zhang Z, Zhang D, Lu G, Zhang Z, Schoepf UJ, Bucher AM, Wolla CD, Wang Y. 128-slice accelerated-pitch dual energy CT angiography of the head and neck: comparison of different low contrast medium volumes. *Plos One* 2013; 8: 1-16.
96. Ertl-Wagner BB¹, Hoffmann RT, Bruning R, Herrmann K, Snyder B, Blume JD, Reiser MF. Multi-detector row CT

- angiography of the brain at various kilovoltage settings. *Radiology*. 2004; 231: 528-35.
97. Claves JL, Wise SW, Hopper KD, Tully D, Ten Have TR, Weaver J. Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography. *AJR Am J Roentgenol*. 1997; 169: 569–73.
 98. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol*. 2014; 49: 586-92.
 99. Food and Drugs Administration [Internet]. What are the radiation risks from CT?, 2002. Disponible en: <http://www.fda.gov/RadiationEmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm115329.htm>
 100. The National Academy Press [Internet]. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2, c 2006. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, N.R.C. Disponible en: http://www.nap.edu/catalog.php?record_id=11340.
 101. Loblrich M, Rief N, Kühne M, Heckmann M, Fleckenstein J, Rube C, Uder M. In vivo formation and repair of DNA double-strand breaks after computed tomography examinations. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2005; 102: 8984-9.

102. Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de Gonzalez A. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. *Radiology*. 2009; 251: 6-12.
103. Waaijer A, Prokop M, Velthuis BK, Bakker CJ, de Kort GA, van Leeuwen MS. Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality-reducing tube voltage and increasing tube current settings. *Radiology*. 2007; 242: 832-9.
104. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*. 2009; 47: 27-40.
105. Kalra MK, BradyTJ. CARE Dose 4D. New Technique for Radiation Dose Reduction. Discussion of fundamental basis, clinical applications and advantages of automatic exposure control techniques, with particular emphasis on the CARE Dose4DTM technique. SOMATOM Sessions 19.28-31. No 19/November 2006.RSNA-Edition.26 Nov- 1 Dic, 2006.
106. Gleeson TG, Bulugahapitiya S. Contrast-induced nephropathy. *AJR Am J Roentgenol*. 2004; 183: 1673-89.
107. Ronco C, Stacul F, McCullough PA. Subclinical acute kidney injury (AKI) due to iodine-based contrast media. *Eur Radiol*. 2013; 23: 319-23.
108. Primak AN, Giraldo JC, Eusemann CD, Schmidt B, Kantor B, Fletcher JG, McCollough CH. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in vivo. *AJR Am J Roentgenol*. 2010; 195: 1164-74.

109. Willemink, M. J. et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur. Radiol.* 2013; 23:1632–1642.
110. Willemink, M. J. et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur. Radiol* 2013; 23: 1623–1631.
111. Stiller, W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. *Eur. J. Radiol.* 2018; 109: 147–154.
112. Roberts, B. Computed Tomography Iterative Reconstruction Techniques. *Radiol. Technol.* 2016; 87: 649CT–68CT.
113. Liao, E. & Srinivasan, A. Applications of Dual-Energy Computed Tomography for Artifact Reduction in the Head, Neck, and Spine. *Neuroimaging Clin. N. Am.* 2017; 27: 489–497.
114. Meier, A. et al. Advanced virtual monoenergetic images: improving the contrast of dual-energy CT pulmonary angiography. *Clin. Radiol.* 2015; 70: 1244–1251.
115. Grant, K. L. et al. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest. Radiol.* 2014; 49: 586–92.
116. Park, J. et al. Advanced virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced brain computed tomography in children: comparison of image quality against standard mono-

M^a ELOÍSA SANTOS ARMENTIA

energetic images and conventional polychromatic computed tomography. *Pediatr. Radiol.* 2017; 47: 1648–1658.





8. ANEXOS



8. ANEXOS

La línea de investigación que constituye el cuerpo principal de la presente tesis se ha iniciado con anterioridad al desarrollo del proyecto de tesis, y los trabajos derivados de dicha línea son:

1. ARTÍCULOS

- 1.1. EN PROCESO EDITORIAL EN ACTA RADIOLÓGICA Santos Armentia E, Silva Priegue N, Souto Bayarri M, Mera Fernández D, Trinidad López C, de la fuente Aguado J, vaamonde Liste A, Oleaga Zufiría L. Dual-energy CT of the intracranial vessels: Optimization of energy level, a quantitative and qualitative evaluation.
- 1.2. Mera Fernández D, Santos Armentia E, Bustos Fiore A, Villanueva Campos A, Utrera Pérez E, Souto Bayarri M. Utilidad de la tomografía computarizada de energía dual en la reducción del artefacto metálico generado por clips y coils intracraneales. Radiología 2018;60(4):312-319.
- 1.3. Delgado Sánchez-Gracián C, Oca Pernas R, Trinidad López C, Santos Armentia E, Vaamonde Liste A, Vázquez Caamaño M, Tardáguila de la Fuente G. “Quantitative myocardial perfusion with stress dual-energy CT: iodine concentration differences between normal and ischemic or necrotic myocardium. Initial experience” European Radiology 2015Eur Radiol. 2016 Sep;26(9):3199-207. doi: 10.1007/s00330-015-4128-Y.
- 1.4. Santos Armentia E, Tardáguila de la Fuente G, Castellón Plaza D, Delgado Sánchez-Gracián C, Prada González R, Fernández Fernández L, Tardáguila Montero F. Energía dual y angioTC de carótidas: calidad, eliminación de hueso y dosis de radiación de 80/140 kV frente a 100/140 kV Dual energy CT angiography of the

carotid arteries: quality, bone subtraction, and radiation dosage using tube voltage 80/140 kV versus 100/140 kV. Radiologia. 2014 May-Jun; 56(3):241-6.

2. COMUNICACIONES ORALES A CONGRESOS

- 2.1. “Valor del TC de energía dual con reconstrucciones virtuales monoenergéticas en las reconstrucciones del artefacto metálico tras tratamiento de aneurismas de arterias cerebrales ” 33 congreso de la Sociedad española de Radiología médica (SERAM), Bilbao 2016.
- 2.2. “Reconstrucciones virtuales monoenergéticas con TC de doble energía: optimización de imágenes en angio-TC cerebral”. 33 congreso de la SERAM, Bilbao 2016.
- 2.3. “Perfusión miocárdica cuantitativa con TC de doble energía en estrés: diferencias en la concentración de yodo entre el miocardio normal, isquémico y con necrosis”. 33 congreso de la SERAM, Bilbao 2016.
- 2.4. “Evaluación del líquido cefalorraquídeo en el TC basal frente a las imágenes reconstruidas con contraste virtual en el angioTC de arterias cerebrales con energía dual con contraste”. XLI reunión anual de la sociedad española de neurorradiología (SENR), Alicante 2012.
- 2.5. “Energía dual en el angioTC de troncos supraórticos: evaluación de la calidad de los vasos, de la eliminación de hueso y de la dosis de radiación utilizando 80/140 frente a 100/140 kV”. 31 Congreso de la SERAM, Granada 2012.
- 2.6. Estudio de la angiografía por TC de troncos supraórticos con energía dual: 80/140 frente a 100/140 kv. XL reunión anual de de la SENR. Bilbao 2011



3. PÓSTER A CONGRESOS

- 3.1. “Dual Energy CT: Technical Background and Applications from Head to Toe”, aceptado como póster electrónico en el Congreso Norteamericano de Radiología “RSNA” Chicago 2019.
- 3.2. “Impact of dual-energy ct with virtual monoenergetic imaging on metal artifact reduction after treatment of cerebral aneurysms”. European Congress of Radiology, Viena 2016
- 3.3. “Reconstrucciones virtuales monoenergéticas con TC de doble energía: optimización de imágenes en angio-TC cerebral”. XI Congreso Galego de Radioloxía. Pontevedra, 15-16 de mayo de 2015.
- 3.4. Calidad de imagen en TC de columna instrumentada: comparación en reconstrucción monoenergética vs 140 Kv. N. Silva Priegue, E. Santos Armentia, M. González Vázquez, A. Bustos, A. Grande Astorquiza. 32 congreso SERAM, Oviedo 2014.
- 3.5. TC de columna lumbar instrumentada ¿Dual o no? 32 congreso de la SERAM, Oviedo 2014.
- 3.6. Cerebral computed tomography angiography using dual-energy CT versus conventional CT: image quality and radiation dose. European Congress of Radiology, Viena 2012
- 3.7. Dual energy CTA of the supraaortic arteries: vessels quality and bone removal with 80/140 versus 100/140 kV. European Congress of Radiology, Viena 2011.

Además durante el período dedicado a la realización de la presente tesis se me concedió el primer premio de la Sociedad a la actividad científica durante el bienio 2017-2018, entregado en el XIII Congreso Galego de Radioloxía celebrado en Vigo en Mayo de 2019.

www.radiologagallega.es

XIII CONGRESO GALEGO de Radioloxía
10 e 11 de maio de 2019




PREMIO

ELOÍSA SANTOS ARMENTIA
DNI 02649539F

Obtivo o **PRIMEIRO PREMIO Á ACTIVIDADE CIENTÍFICA 2017-2018**
convocado pola Sociedade Galega de Radioloxía

Vigo, 11 de maio de 2019

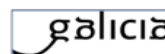

José Enrique Millán Suárez
Presidente SGR


Oresteja Vila Nlelo
Secretario SGR


Concepción Martínez Rodríguez
Asesora Científica SGR



Secretaría Técnica
Comité Autonómico de Ética de Investigación de Galicia
Secretaría Xeral, Consellería de Sanidade
Edificio Administrativo San Lázaro
15703 SANTIAGO DE COMPOSTELA
Tel: 881 546425; celc@sergas.es



DICTAMEN DEL COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE PONTEVEDRA-VIGO-OURENSE

María Asunción Verdejo González, secretaria del Comité de Ética de la Investigación de Pontevedra-Vigo-Ourense

CERTIFICA:

Que este comité evaluó en su reunión del día 15 de marzo de 2016 el estudio:

Título: Determinación del nivel de energía óptimo de las reconstrucciones monoenergéticas virtuales de las arterias cerebrales en los estudios angiográficos con tomografía computarizada de doble fuente con energía dual
Promotor: M^a Eloisa Santos Armentia
Tipo de estudio: Otros
Código del Promotor:
Código de Registro: 2016/005

Y, tomando en consideración las siguientes cuestiones:

- La pertinencia del estudio, teniendo en cuenta el conocimiento disponible, así como los requisitos legales aplicables, y en particular la Ley 14/2007, de investigación biomédica, el Real Decreto 1716/2011, de 18 de noviembre, por el que se establecen los requisitos básicos de autorización y funcionamiento de los biobancos con fines de investigación biomédica y del tratamiento de las muestras biológicas de origen humano, y se regula el funcionamiento y organización del Registro Nacional de Biobancos para investigación biomédica, la ORDEI SAS/3470/2009, de 16 de diciembre, por la que se publican las Directrices sobre estudios Posautorización de Tipo Observacional para medicamentos de uso humano.
- La idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio, justificación de los riesgos y molestias previsibles para el sujeto, así como los beneficios esperados.
- Los principios éticos de la Declaración de Helsinki vigente.
- Los Procedimientos Normalizados de Trabajo del Comité.

Emite un **INFORME FAVORABLE** para la realización del estudio por la investigadora del centro:

Centro	Investigadora Principal
Hospital Povisa	M ^a Eloisa Santos Armentia

En Vigo, a 16 de marzo de 2016
La secretaria

VERDEJO GONZALEZ MARIA ASUNCION
- 13768463L
c=ES, serialNumber=13768463L,
sn=VERDEJO GONZALEZ,
givenName=MARIA ASUNCION,
cn=VERDEJO GONZALEZ MARIA
ASUNCION - 13768463L
2016.03.16 12:52:13 +01'00'



