

REDUCCION DE LA DOSIS DE CONTRASTE EN TC ABDOMINAL ADQUIRIDA CON BAJO KILOVOLTAJE Y MEDIANTE LA UTILIZACION DE UN SOFTWARE AUTOMATICO DE AJUSTE DE DOSIS SEGUN PESO

I Vivas Pérez, I González-Crespo, D Cano Rafart, M Arraiza Sarasa, A Ezponda Casajús, M Calvo Imirizaldu
Clínica Universidad de Navarra
isvivasp@unav.es
Pamplona



OBJETIVO DOCENTE

- Evaluar la influencia en la calidad de la imagen en estudios de tomografía computarizada (TC) abdominal adquiridos con **bajo kilovoltaje** de una reducción de un 20% de contraste a la dosis de contraste (ddc) asignada por el software automático **CERTEGRA P3T**® (Personalized Patient Protocol Technology, Bayer), que ajusta la dosis de contraste según el peso del paciente.
- Comparar la calidad de la imagen obtenida con reducción de dosis de contraste en pacientes estudiados con bajo kilovoltaje con respecto a estudios con kilovoltaje standard.

REVISIÓN DEL TEMA

- En TC hay un balance entre la calidad de la imagen, la cantidad de yodo inyectada y la dosis de radiación.
- El uso de un protocolo automático de dosificación de contraste simplifica el cálculo y la tasa de administración eficiente y elimina el error potencial asociado a la estimación de los protocolos convencionales. Se ha comprobado que en pacientes <65 Kg puede reducirse con este tipo de protocolos en torno a un 20% la ddc con respecto a dosis fijas y alrededor de un 10% a pacientes >65<85 Kg.
- Por otra parte, los avances en TC están centrados en la reducción de la dosis de radiación (ddr) en base a la utilización de estrategias automáticas de modulación de dosis que combinan el uso de tubos de bajo kilovoltaje con la reconstrucción iterativa.

REDUCCION DE LA DOSIS DE CONTRASTE EN TC ABDOMINAL ADQUIRIDA CON BAJO KILOVOLTAJE Y MEDIANTE LA UTILIZACION DE UN SOFTWARE AUTOMATICO DE AJUSTE DE DOSIS SEGUN PESO

REVISIÓN DEL TEMA

-La atenuación del contraste de Iodo aumenta al emplear bajos kilovoltajes (80-100Kv) (porque la energía fotónica media emitida por esos Kv se aproxima al límite fotoeléctrico del Iodo (K-edge) de 33,2KeV y aumenta la efectividad de éste. Esta disminución da lugar a una mayor proporción de interacciones de los fotones con el contraste de Iodo, por medio del efecto fotoeléctrico, causando mayor atenuación del foco de rayos X y mayor realce de contraste. La atenuación del Iodo a 80 Kv, se incrementa entre un 70% y un 100% comparado con 120 Kv y 140 Kv respectivamente.

-La radiación recibida es proporcional al cuadrado del kilovoltaje, por lo que una reducción pequeña del kilovoltaje consigue una reducción importante de la radiación. Si reducimos de 120 a 100 Kv, puede conseguirse un 33% de ahorro en la radiación y de 120 a 80, hasta un 65%.

-Se consiguen por tanto, exploraciones con mayor realce manteniendo la relación señal /ruido constante con menor dosis de radiación. Los bajos kilovoltajes reducen el número de fotones emitidos, lo que supone un aumento en el ruido de la imagen. Este aumento del ruido se compensa por el empleo de las nuevas reconstrucciones iterativas, que lo reducen por medio de programas matemáticos.

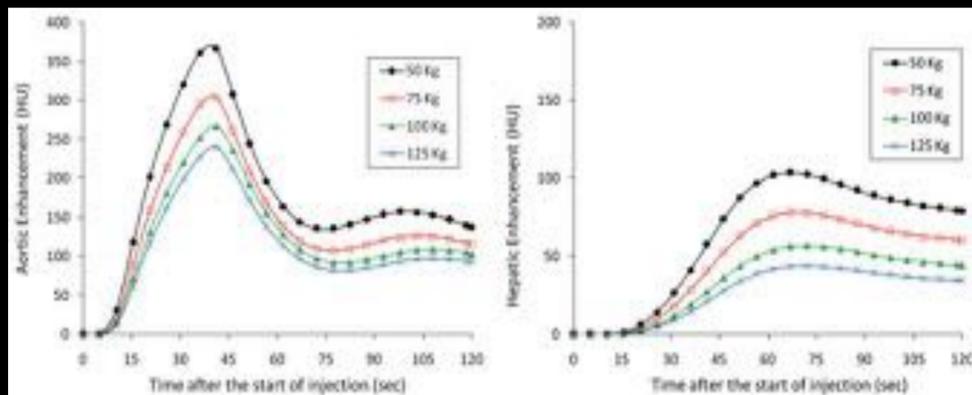
-Los bajos Kv mejoran sustancialmente la visibilidad de las lesiones hiper e hipovasculares dentro de órganos abdominales (hígado, páncreas, riñones, bazo). Esta mejora se produce porque la diferencia relativa de contraste aumenta en imágenes obtenidas a bajos Kv, lo cual mejora la detección de lesiones. Se han descrito mejores tasas de detección en tumores hepáticos hipervasculares malignos (carcinoma hepatocelular y metástasis de tumores neuroendocrinos, mamarios y renales), así como una mayor visibilidad y detección del adenocarcinoma pancreático hipovascular, ya que realza más el parénquima pancreático sano.

REVISION DEL TEMA

FACTORES QUE INFLUYEN EN EL REALCE DE CONTRASTE

El realce de contraste en TC afectado por muchas factores interrelacionados divididos en dos categorías: factores del paciente y factores técnicos:

Factores del paciente	Factores técnicos	
	TCMD	Contraste
Peso Gasto cardíaco Altura, edad, sexo Acceso venoso Función renal	Duración de la adquisición del TC	Concentración Dosis Velocidad de inyección Duración de la inyección



Bae Kt: Radiology 2010; 256, 1: 32-61

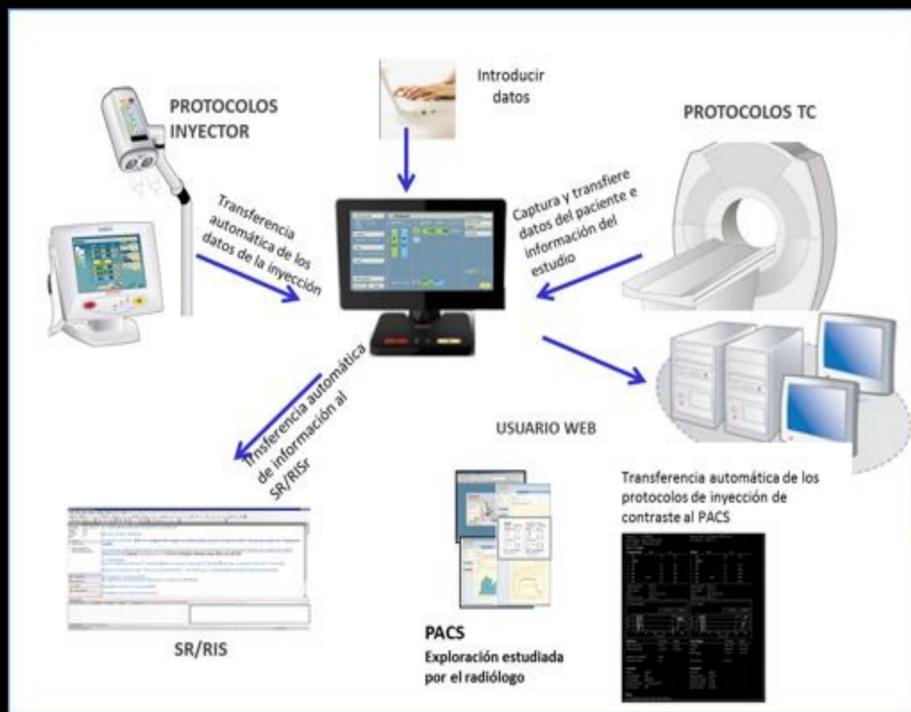
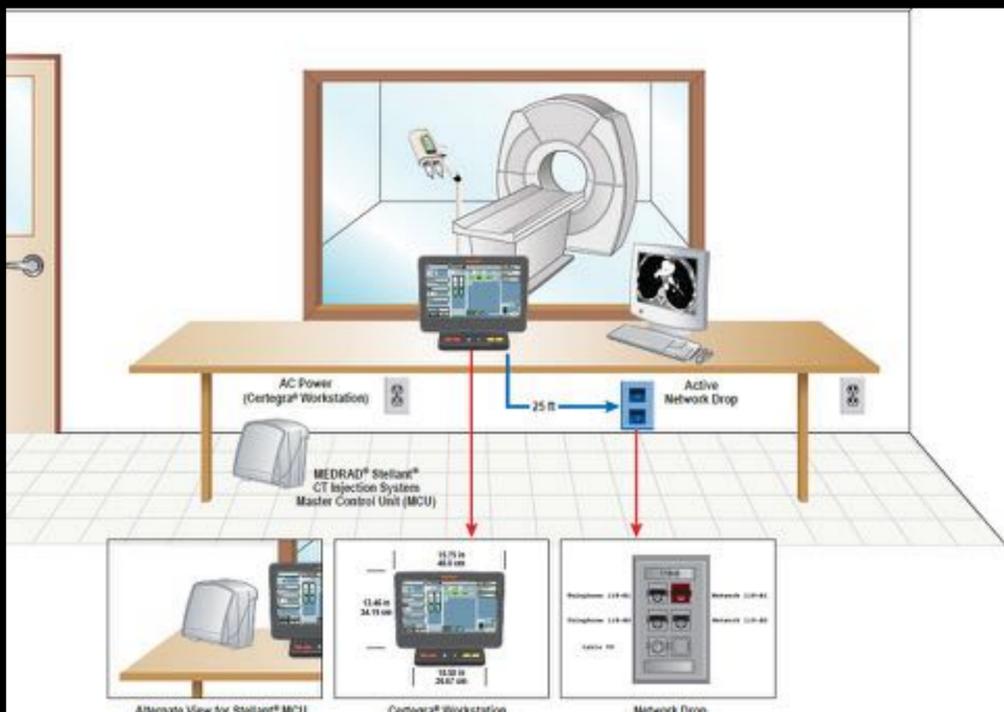
Excluyendo las enfermedades que alteran la circulación, como la insuficiencia cardíaca congestiva, el factor más importante relacionado con el paciente es el **peso**.

Para una dosis de contraste administrada, el realce de contraste disminuye proporcionalmente con un incremento en el peso del paciente.

-A pesar de estos factores por todos conocidos, en la mayoría de los centros se sigue administrando una dosis fija de contraste iv en TC, siendo lo deseable el ajuste personalizado de la dosis, mejorando la calidad de imagen y reduciendo los efectos secundarios no deseables.

-Hoy en día se encuentran disponibles softwares automáticos que ajustan la dosis de contraste (ddc) según el peso del paciente, como el sistema **P3T**® de Bayer, que han demostrado una reducción de la dosis de contraste entre un 10% en términos absolutos y un 20% en pacientes <65 Kg (M Millor, I Vivas, Seram 2014, ECR 2016), con respecto a las dosis de los protocolos convencionales, sin pérdida en la calidad de la imagen.

¿Qué es CERTEGRA P3T® ?



El P3T® es un software de monitorización del contraste (CerteGra®, Bayer Healthcare) que basado en un modelo matemático, calcula la ddc según el peso del paciente.

➤ También cambia el volumen del medio de contraste, el tiempo y la tasa de inyección para maximizar la relación contraste-ruido y mejorar la relación señal ruido en UH, aumentando la capacidad diagnóstica.

El P3T® se presenta conectado a un inyector de doble cabezal (Medrad Stelland®, Bayer Healthcare) y a la TC. La información de la inyección se registra automáticamente en el sistema con la posibilidad de ser exportado a un archivo excel y al mismo tiempo se envía a PACS.

MATERIAL Y METODO

ESTUDIO CLINICO

Del 18 de agosto al 18 de septiembre de 2017

♂ 66

♀ 44

100

Edad* 65a (rango 37-83)

Peso* 73,55 Kg(rango 42-100)

TC abdomen de seguimiento

Entre agosto y de septiembre de 2017, seleccionamos 100 pacientes oncológicos (66 hombres y 44 mujeres), con una media de edad de 65 años y una media de peso de 73,55 kg, que acudieron para seguimiento de su enfermedad. Se compararon los estudios más actuales (**grupo B**) con sus respectivos previos de control (**grupo A**).

Clínica Universidad de Navarra

100 TC Abdomen

P3T®

Grupo A

Grupo B

P3T®-20%

Contraste: según peso

Caudal medio: 2.2 mL/s

Iohexol 300 mgI/mL

Contraste: según peso-20%

Caudal medio: 2.2 mL/s

Iohexol 300 mgI/mL

La cantidad de contraste administrada fue la calculada por el software automático P3T® en función del peso (**grupo A**), a una velocidad media de 2,2 ml/s, obtenida utilizando un tiempo fijo de duración de la inyección establecido en 58 segundos. En el **grupo B**, se aplicó una reducción de un 20% adicional a la cantidad calculada por el P3T®.

MATERIAL Y METODO

ESTUDIO CLINICO

		Dosis P3T*	-20%
Protocolo		120 Kv, variable mA [Caredose 4D(210 mAs)], fase portal	
Estudios		 Colimación 0,6 mm MD-CT 64 t gantry rotation 0.3/0.25 ms	 Colimación 0,6 mm MD-CT 384 (2x192) t gantry rotation 0.25 ms
C o n t r a s t	Tipo	Iohexol 300 mg I/ mL	
	Volumen	Ajustado al peso del paciente	Ajustado al peso del paciente -20%
	Caudal	2.2 ml/s	Caudal medio: 2.2 ml/s
Reconstrucción		- Abdominal: 5 mm, axial y coronal - Hueso: 5 mm, sagital	- Abdominal: 3 mm, axial y coronal - Hueso: 3 mm, sagital

Los pacientes del **grupo A** se estudiaron con una TC 64 filas de detectores empleando 120 kV y con un mA calculado a través de un sistema automático de modulación de dosis (Caredose 4D), con un valor de referencia de 210 mAs/s. Los pacientes del **grupo B** se estudiaron en una TC 384 filas de detectores con 90-100 KV (seleccionado por la TC) y con un mAs calculado con Caredose 4D, de manera que los mAs finales variaban según parámetros específicos de cada paciente en ambos grupos.

MATERIAL Y METODO

ESTUDIO CLINICO

Análisis cualitativo:

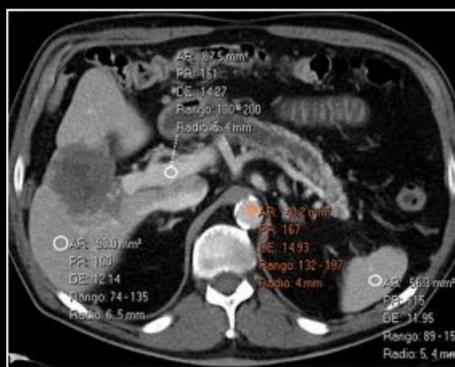
- Dos radiólogos con una evaluación doble ciego, con los mismos valores de ventana, analizaron el realce y la calidad de la imagen de cuatro estructuras (vena porta, aorta, hígado y bazo).
- Puntuaron entre 1 (realce escaso y calidad pobre) y 3 (realce intenso y calidad excelente).
- La puntuación final de cada estudio se clasificó en tres grupos: no diagnóstico (3-4 puntos), diagnóstico con calidad subóptima (5-7 puntos) y diagnóstica con calidad óptima (8-9 puntos).

Ejemplos de análisis cualitativo:

CASO 1 hombre con cáncer de páncreas metastásico que acude a estudio de control. Se realizaron 2 TC abdominales. El estudio A se realizó en agosto 2017, el paciente pesaba 90 kg y la TC se realizó con 150 ml MC. El estudio B se realizó en septiembre de 2017, el paciente pesaba 90 kg y la TC se realizó con el sistema P3T® -20% 120 ml de MC 0. Los valores obtenidos de realce para la vena porta, páncreas y riñones fueron de 3 puntos en ambos estudios.

Estudio A

90Kg; P3T: 150 ml



mAs total 17213 **DLP total 2496 mGy*cm**

Scan KV mAs / ref.

CTDIvol DLP
mGy mGy*cm

Posición del paciente H-SP

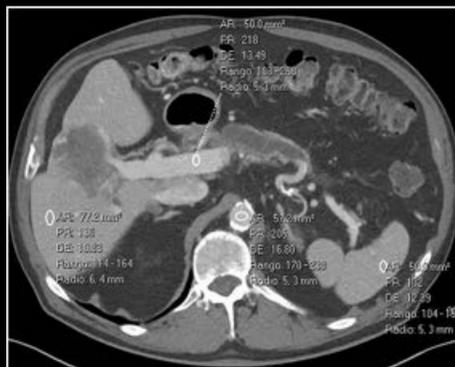
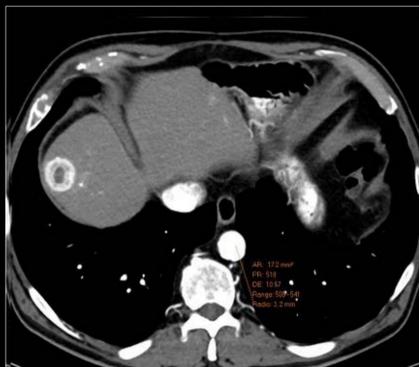
Topograma	1	120		0.15(L)	11.21
LungLowDose	2	120	40	3.06(L)	110.53
Abdomen	3	120	243 / 180	18.61(L)	602.16
Abdomen	4	120	248 / 180	19.00(L)	1315.53
Abdomen	5	120	244 / 180	18.69(L)	456.98

3 puntos:

v porta, aorta,
hígado, bazo

Estudio B

90Kg; P3T® -20%:
120 ml



mAs total 4739 **DLP total 837 mGy*cm**

Scan KV mAs / ref.

CTDIvol* DLP
mGy mGy*cm

Posición del paciente F-SP

Topograma	1	120	19 mA	0.07 L	5.2
PreControl	2	100	23	0.81 L	0.8
PreControl	3	100	23	0.81 L	0.8
PreControl	4	100	23	0.81 L	0.8
Contraste					
Control	5	100	23	8.90 L	8.9
Abdomen	16	90	266 / 226	7.71 L	271.6
TX_ABDO	17	100	200 / 214	8.07 L	549.1

3 puntos:

v porta, aorta,
hígado, bazo

CASO 2 mujer con cáncer de pulmón metastásico que acude a estudio de control. Se realizaron 2 TC abdominales. El estudio A se realizó en agosto 2017, la paciente pesaba 66 kg y la TC se realizó con el sistema P3T, que asignó 110 ml MC. El estudio B se realizó en septiembre de 2017, la paciente pesaba 66 kg y la TC se realizó con un 20% menos de contraste: 88 ml. Los valores obtenidos de realce para la vena porta, páncreas y riñones fueron de 3 puntos en ambos estudios.

Estudio A

66Kg; P3T: 110 ml



mAs total 4471 **DLP total 631 mGy*cm**

Scan KV mAs / ref.

CTDIvol DLP
mGy mGy*cm

Posición del paciente H-SP

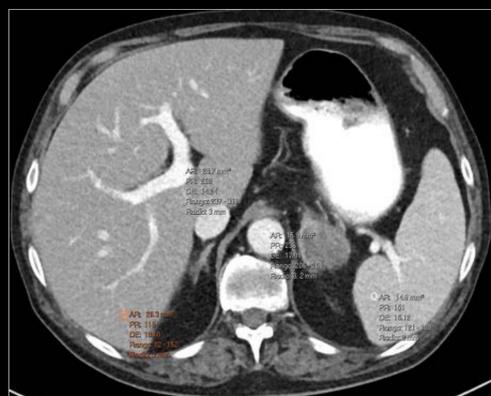
Topograma	1	120		0.15(L)	11.21
Abdomen	2	120	116 / 190	8.95(L)	620.02

3 puntos:

v porta, aorta,
hígado, bazo

Estudio B

66Kg; P3T® -20%:
88 ml



mAs total 2087 **DLP total 314 mGy*cm**

Scan KV mAs / ref.

CTDIvol* DLP
mGy mGy*cm

Posición del paciente H-SP

Topograma	1	120	19 mA	0.07 L	4.6
TX_ABDO	2	90	157 / 294	4.56 L	309.6

3 puntos:

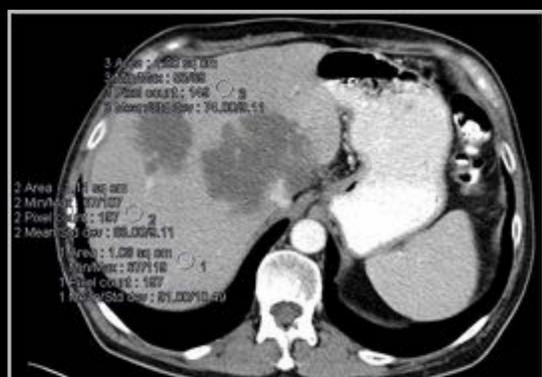
v porta, aorta,
hígado, bazo

MATERIAL Y METODO

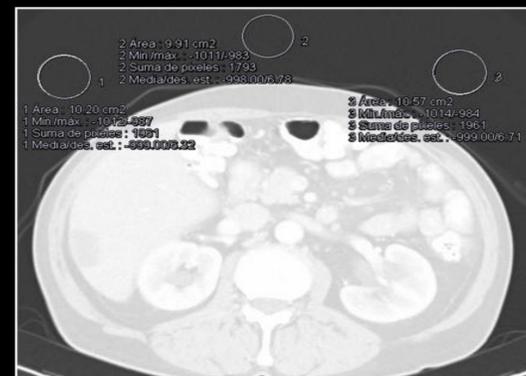
ESTUDIO CLINICO

Análisis cuantitativo: Intensidad de señal (IS), señal de fondo (IS Fondo), ruido

- Para el estudio cuantitativo, en los 100 pacientes, medimos la intensidad de señal, expresada en Unidades Hounsfield (UH), en el parénquima hepático y esplénico, la aorta abdominal infrarenal y la vena porta principal mediante tres ROIs trazados en estas estructuras.
- También calculamos la media de la señal de fondo (IS fondo) midiendo la intensidad de señal con tres ROIs dibujados en los músculos paraespinales de la columna.



IS
fondo



Intensidad de señal (IS)

IS ruido

- De la misma manera, el ruido de la imagen se calculó midiendo la desviación standard de UH en tres ROIs dibujados en tres regiones diferentes fuera del cuerpo del paciente
- La relación señal-ruido (RSR) se definió como la IS estructuras/ Ruido.
- La relación contraste-ruido (RCR) se definió como (IS estructuras-IS fondo)/Ruido.

ANALISIS ESTADISTICO

- Los datos se analizaron utilizando SPSS, versión 14.
- Para todas las comparaciones, el nivel de significación estadístico se estableció a 0.05.

Análisis cualitativo

- Test de Chi cuadrado. La confianza inter-observador se calculó usando el coeficiente Kappa.

Análisis cuantitativo

- T de student para muestras relacionadas.

RESULTADOS

Análisis cualitativo:

CUALITATIVO	No diagnóstico (3-4)	Diagnóstico, subóptimo (5-7)	Diagnóstico, óptimo (8-9)
Grupo A	0	4 %	96 %
P3T-20% (grupo B)	0	2 %	98 %

Calidad de imagen

- La evaluación subjetiva demostró que **no había diferencias en la calidad de imagen** entre los estudios realizados con una dosis calculada de acuerdo al peso con el sistema P3T[®] (**grupo A**) y aquellos realizados reduciendo un 20% adicional a dicha dosis (**grupo B**).
- El acuerdo entre radiólogos para el grado de relace de las estructuras estudiadas mostró una excelente correlación (valor de k mayor de 0.75).

Análisis cuantitativo:

CUANTITATIVO	Contraste total	Estratificado por peso	
		< 80 kg	> 80 kg
Grupo A	123,23 ml	110,12 ml	141,42 ml
P3T-20% (grupo B)	99,79 ml	88,16	113,22
Valor p	0,02	0,01	0,01

Diferencias significativas

La cantidad media de contraste utilizada en el **grupo A** fue 123,23ml (83-150) y en el **grupo B** 99,79ml (70-120); **encontrándose diferencias significativas entre ambos grupos (p=0,028)**.

CUANTITATIVO	RSR total	RCR total
Grupo A	18,16	12,58
P3T-20% (grupo B)	17,72	12,43
Valor p	0,67	0,84

NO diferencias significativas

CUANTITATIVO	RSR estratificado por peso		RCR estratificado por peso	
	< 80 kg	> 80 kg	< 80 kg	> 80 kg
Grupo A	17,99	18,09	12,6	12,58
P3T-20% (grupo B)	17,62	18,12	11,86	13,14
Valor p	0,52	0,91	0,42	0,53

NO diferencias significativas

Valores RSR (relación señal ruido) y RCR (relación contraste ruido)

- Estas tablas muestran los resultados de los valores medios de atenuación medidos en ROIs estandarizados de TC abdominal en UH.
- No se encontraron diferencias significativas ni en RSR ni en RCN entre los grupos.**

DISCUSION

- Creemos que la utilización de protocolos de dosis fijas de administración de medio de contraste (MC) resulta ya inapropiado en la práctica clínica habitual. Es particularmente llamativo en la subpoblación de pacientes que pesan <65 Kg a los que sobredosificamos utilizando protocolos fijos y en la subpoblación de pacientes que pesan >80 kg, que necesitarían mayores dosis de MC.
- El uso de un sistema de dosificación de dosis de medio de contraste (MC) en los estudios de rutina de TC supone beneficios para radiólogos, técnicos y pacientes. El sistema consigue reducir la dosis de MC en pacientes sin afectar la calidad de imagen (en torno a un 20% en pacientes de <65 Kg y alrededor del 10% en pacientes >65<80Kg).
.(Advantages of automated contrast médium monitoring system in routine angiographic, thoracoabdominal and abdominopelvic CT. Oleaga L, Vivas I , Millor M, Febrer L, Cardona S, en elaboración)
.(M Millor, I Vivas, SERAM 2014, ECR 2015)
- A la reducción conseguida por el sistema P3T[®] puede reducirse al menos un 20% adicional en TC de 392 con bajo Kv sin afectar la calidad de imagen.
- Los estudios convencionales basados en técnica de TC standard, sugerían que para un adecuado realce del parénquima hepático, era necesaria una dosis total de iodo de entre 500-600 mg de I/kg de peso. Sin embargo hemos visto en este estudio que incluso con dosis de 320 mg de I/Kg se consigue realce suficiente para el diagnóstico, sobre todo en pacientes con pesos inferiores a 65 Kg y 360 mg/Kg para pacientes con pesos superiores a 65 Kg.

DISCUSION



Si hablamos de economía:

- **A la reducción conseguida por el sistema P3T[®] puede reducirse al menos un 20% adicional en TC de 392 con bajo Kv sin afectar la calidad de imagen.**

La mayoría de los pacientes (90%) sometidos a TC en nuestro hospital presentan un peso inferior a 80 kg. En estos pacientes la reducción de contraste utilizando un software automático oscila alrededor de un 20 % (de 120 cc a 96cc) con TC convencional y del 40% en TC con bajo KV.

Teniendo en cuenta que cada cc de contraste se factura en torno a 0,37 € y que en nuestro hospital se realizan alrededor de 5.000 TC de abdomen al año, el ahorro de contraste supondría del orden de 88.800 € anuales (17,76 € por paciente).

Se dispondría de una herramienta para reducir el consumo de contraste yodado de los hospitales de un 20-40%.

En España se realizan 1M TC/año: ahorro de 17 M €



Si hablamos de salud:

- **Adicionalmente al coste económico y de mayor relevancia es la menor toxicidad renal causada por la reducción en la dosis de contraste, potencialmente nefrotóxico. Así como una disminución en el daño en el DNA celular causado por la utilización de contraste yodado y radiación ionizante.**

CONCLUSIONES

La reducción de un 20% en la dosis de contraste asignada por el P3T[®] no supone deterioro en la calidad de la imagen ni compromiso de su capacidad diagnóstica cuando estudiamos el abdomen por medio de una TC con bajo kilovoltaje

REFERENCIAS

1. Aschoff AJ , Catalano C , Kirchin M, Krix M, Albrecht T . Low radiation dose in computed tomography: the role of iodine. Br J Radiol 2017; 90:20170079.
2. Buls N, Gompel GV, Caeteren TV et al. Contrast agent and radiation dose reduction in abdominal CT by a combination of low tube voltage and advanced image reconstruction algorithms. Eur Radiol 2015; 25:1023-1031.
3. Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM , Yaghmai V . CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: A practical approach. Radiographics 2015; 35: 1922-1939.
4. Oleaga L, Vivas I , Millor M , Febrer L, Cardona S. Advantages of automated contrast medium monitoring system in routine angiographic, thoracoabdominal and abdominoplevic CT. En elaboración
5. Fleischmann D, Kamaya A. Optimal vascular and parenchymal contrast enhancement: the current state of the art. Radiol Clin North Am. 2009;47:13-26.
6. Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. Radiology. 2010;256(1):32-61.
7. Arana E, Martí-Bonmatí L, Tobarra E, Sierra C. Cost reduction in abdominal CT by weight-adjusted dose. Eur J Radiol. 2009;70:507-511.
8. Lell MM, Wildberger JE, Alkadhi H, Damlakis J, Kachelriess M. Evolution in computed tomography: the battle for speed and dose. Invest Radiol 2015;50 (9): 629-44.
9. Piechowiak EI, Peter JF, Kleb B, Klose KJ, Heverhagen JT. Intravenous Iodinated Contrast Agents Amplify DNA Radiation Damage at CT1. Radiology 2015; 275 (3): 692-7.