

TRUCOS Y CONSEJOS PARA REDUCIR DOSIS EN TC

OBJETIVOS DOCENTES

- Conocer cómo se mide la radiación en la TC.
- Conocer los niveles de referencia (DRLs:Diagnostic Reference Levels) a nivel europeo y para qué sirven.
- Diferenciar dosis absorbida de dosis efectiva.
- Comparar la dosis de la TC con otras técnicas radiológicas.
- Enseñar qué parámetros técnicos y del paciente influyen en la dosis final al paciente y en la calidad diagnóstica percibida por el radiólogo.
- Estrategias en la adquisición y en post-procesado.
- Fomentar la cultura de seguridad del paciente radiológico.

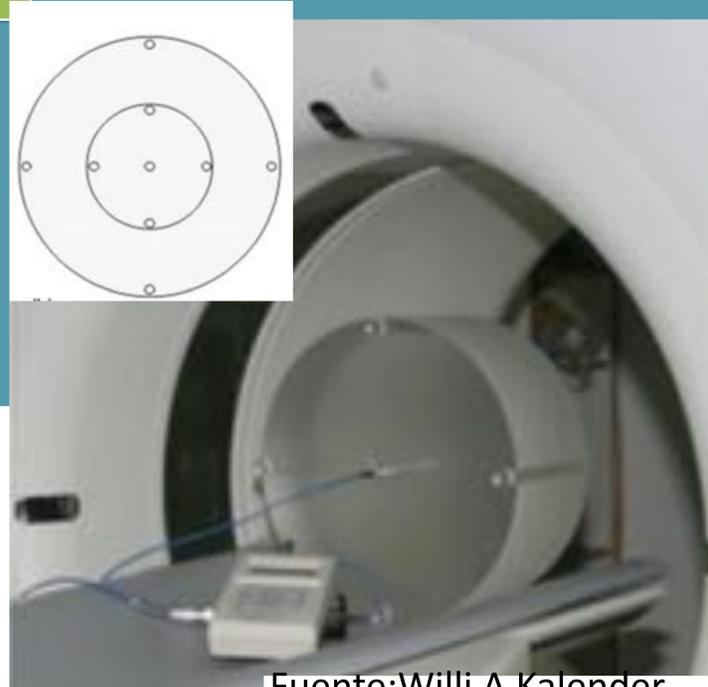
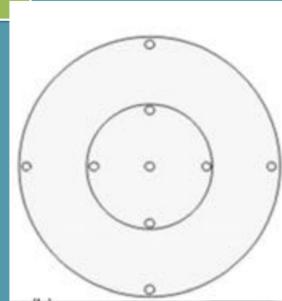
REVISION DEL TEMA

CÓMO SE MIDE DOSIS ABSORBIDA en TC

CTDI vol (Computed Tomography Dose Index)

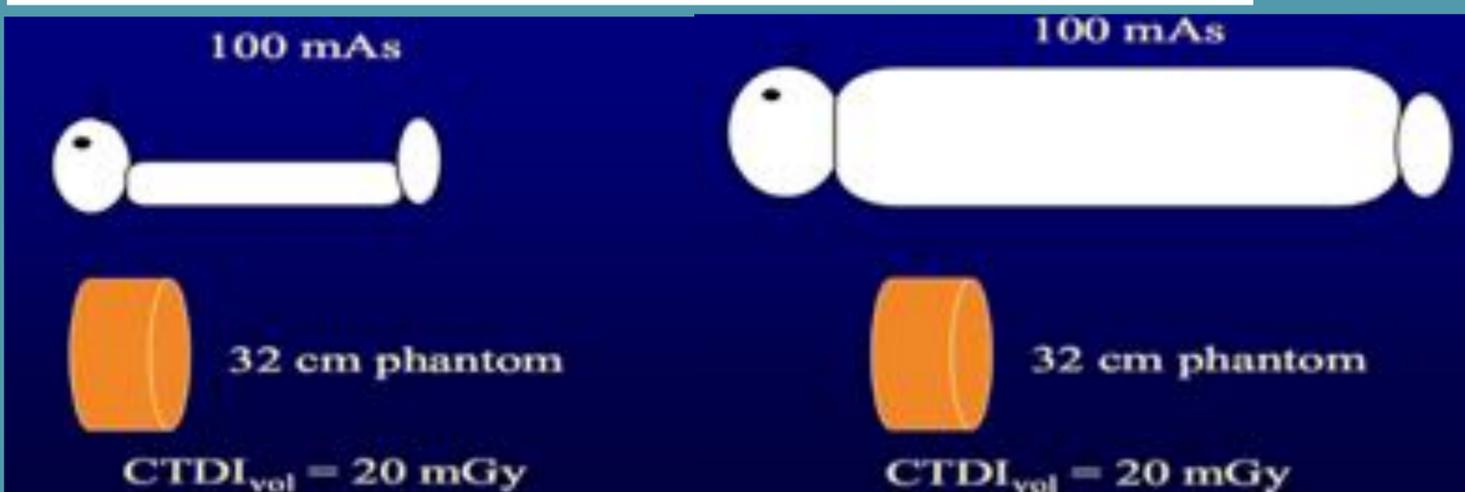
REFERIDO A FANTOMAS De PMMA de 16 ó 32 CM . Se mide en mGy

- Infravalora la dosis en pacientes delgados y la sobrevalora en obesos
- No sirve de estimación de dosis individual (si colectiva)



Fuente:Willi A Kalender 2014 Phys. Med. Biol.

59 R129



Fuente: Ronald Booiij. Departmente of Radiology, Erasmus MC, Rotterdam

- Permite comparar distintos protocolos de distintos fabricantes
- Sencillo de obtener (directamente desde el tc)
- Incluye el PITCH(es independiente) de él)

Scan	KV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm
Posición del paciente H-SP				
Topograma	1	130	0.46(L)	35.08
Neck	2	130 56 / 60	6.24(L)	143.30
Contraste				75
Neck	3	130 48 / 80	5.35(L)	135.05
ThorRoutine	4	110 117 / 100	8.66(L)	352.39
ThorRoutine	5	110 24 / 20	1.77(L)	53.78

Study ID:	12981			
Time:	Oct. 18, 2016, 17:28:08			
Acc.Number:	47100623954			
Total DLP:	692.2 mGy*cm			
Dose #	Description	Mode	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
1		Surviv	0.0	0.00
2		Helical	17.6	692.20

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Phantom cm
1	Scout	-			-
200	Axial	I164.000-I164.000	37.79	18.90	Body 32
2	Helical	I49.500-I569.500	12.03	681.21	Body 32
2	Helical	I109.000-I279.000	10.64	230.01	Body 32
2	Helical	I383.000-I488.000	14.18	214.25	Body 32
Total Exam DLP:			1144.37		

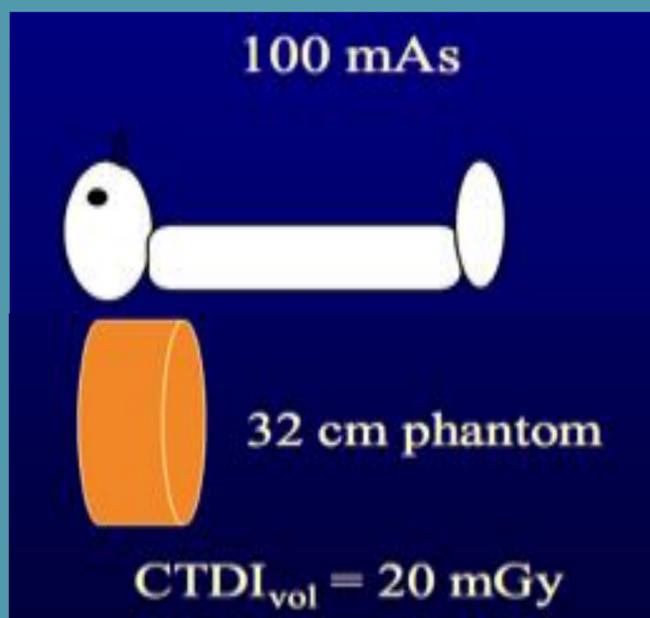
DLP(DOSE LENGTH PRODUCT)

DLP= CTDI VOL x LONGITUD SCAN. Se mide en mGy.cm

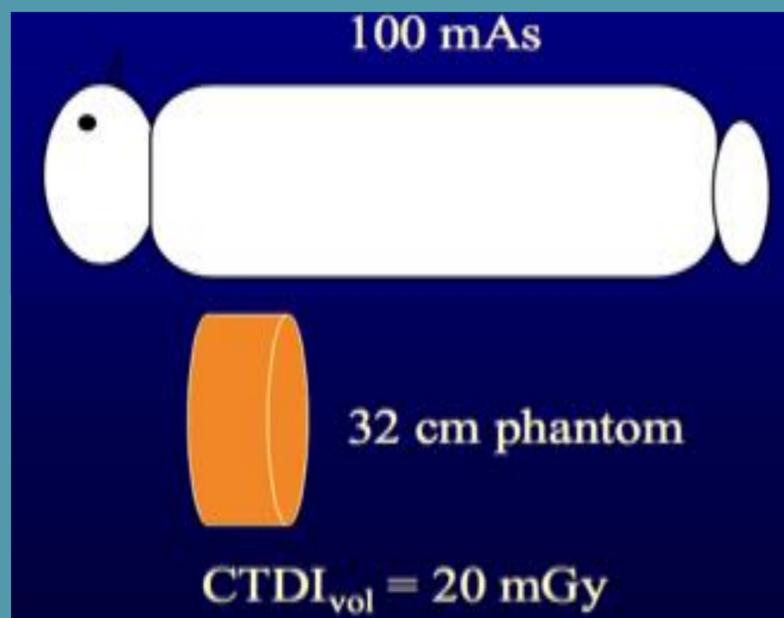
COMO SE MIDE DOSIS ABSORBIDA en TC

SSDE (SIZE SPECIFIC DOSE EQUIVALENT)

- Propuesta de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine)
- Aproximacion MAS PRECISA. Se mide en mGy $effective\ diameter = \sqrt{AP \times LAT}$.
- Tiene en cuenta el TAMAÑO PACIENTE (ap, lateral, diametro efectivo)
- Ajusta según coeficiente de correccion, multiplicado x el CTDI vol
- No permite obtener DOSIS EFECTIVA.



AP + LL = 22cm
 $SSDE = 2,5 \times 20 = 50\ mGy$



AP + L = 78 cm
 $SSDE = 0,9 \times 20 = 18\ mGy$

Error en calculo de dosis : CTDI vol aprox 46%,SSDE aprox 21% con respecto a simulacion de Montecarlo (AAPM 2004)

AAPM Report 204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult CT Examinations

NORMATIVA EURATOM 2013/59

- Obligación de recoger los datos referidos a las dosis de los procedimientos realizados a los paciente.
- Obligado cumplimiento desde febrero de 2018 en Europa.

DOSIS EFECTIVA :ESTIMACIÓN DE RIESGO ASOCIADO

- Es una aproximación POBLACIONAL, no individual
- Se calcula multiplicando DOSIS ABSORBIDA x coeficientes (ver tabla)
- Se mide en mSv(mili Sieverts)

Body region	Effective dose per DLP (mSv/(mGy cm))				
	All ages (EC 1999)	Adult (Shrimpton 2004)	Adult (Deak <i>et al</i> 2010)	Adult ♂ (Deak <i>et al</i> 2010)	Adult ♀ (Deak <i>et al</i> 2010)
Head	0.0023	0.0021	0.0019	0.0018	0.0020
Neck	0.0054	0.0059	0.0052	0.005	0.0053
Thorax	0.017	0.014	0.015	0.011	0.019
Abdomen	0.015	0.015	0.015	0.013	0.017
Pelvis	0.019	0.015	0.013	0.01	0.016

-El principal riesgo para bajas dosis (<200 mSv) es RIESGO DE MUERTE POR CÁNCER RADIOINDUCIDO : 5% cada Sv (0,05% por cada 10 mSv). *International Commission on Radiological Protection (ICRP) de 1990. Brenner 2007.*

- Es un riesgo bajo comparado con otras causas de muerte sobre todo si esta justificado el estudio.
 - por cáncer en occidente=25%
 - por accidente de trafico= 1,2%
 - por vivir 450 dias en centro de Londres= 0,05%
 - vivir 540 dias con un fumador= 0,05%
 - accidente pedestre 0,12%
 - ahogamiento 0,09%
 - montar en bici 0,02%
 - rayo = 0,0013%

NIVELES DE REFERENCIA EUROPEOS .DRLs (DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS)

Examination	Reference dose value	
	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Routine head ^a	60	1050
Face and sinuses ^a	35	360
Vertebral trauma ^b	70	460
Routine chest ^b	30	650
HRCT of lung ^b	35	280
Routine abdomen ^b	35	780
Liver and spleen ^b	35	900
Routine pelvis ^b	35	570
Osseous pelvis ^b	25	520

Notes:

- a. Data relate to head phantom (PMMA, 16 cm diameter)
- b. Data relate to body phantom (PMMA, 32 cm diameter)

Fuente: European Guidelines on quality criteria for computed Tomography 2000

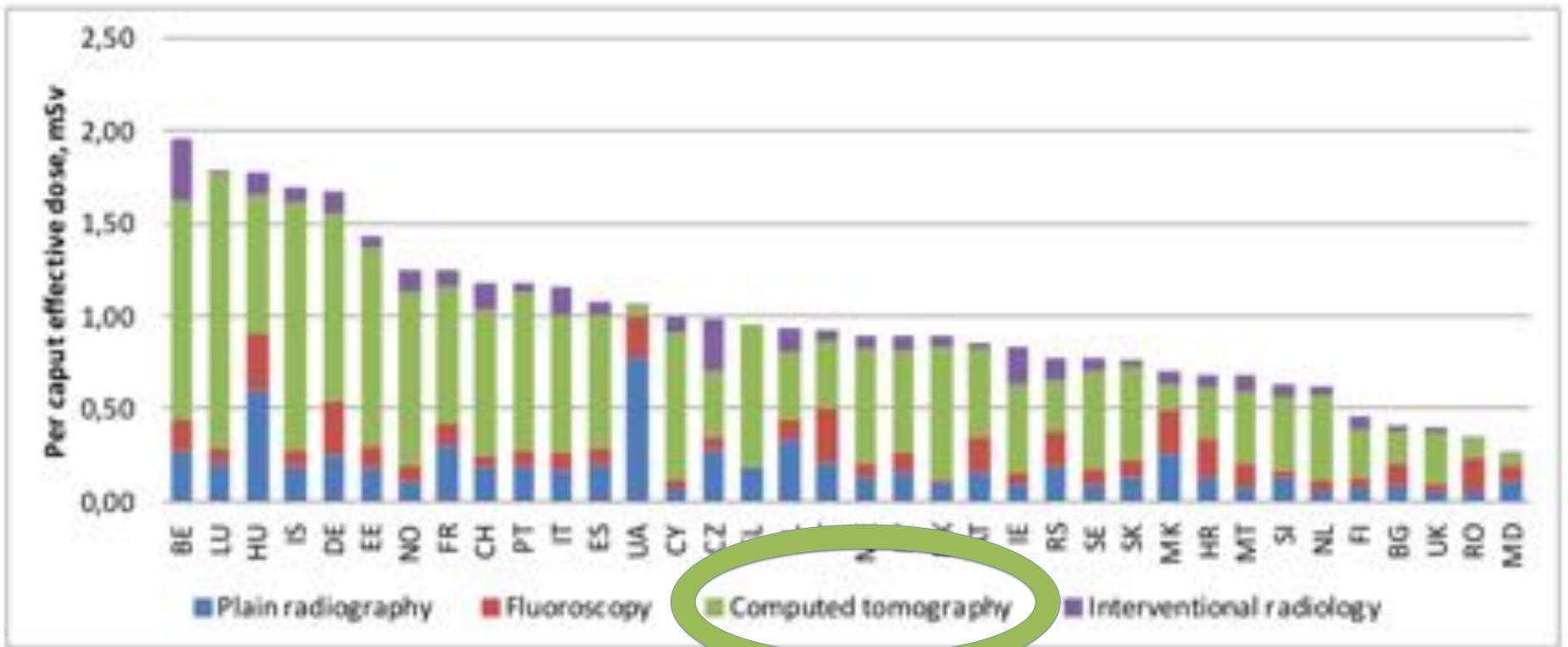
-La referencia es el **percentil 75** de una encuesta de distintos centros de diversos países.

-Son valores que **no deberían sobrepasarse de forma sistemática.**

- si sistemáticamente por encima-> **debe evaluarse porqué**

-Algunos organismos como el ACR (American College of Radiology) marcan también el **percentil 50 (achievable dose)** si sistemáticamente por debajo->**evaluar calidad correcta**

COMPARADO CON OTRAS TÉCNICAS RADIOLOGICAS LA TC ES LA QUE MÁS CONTRIBUYE A LA RADIACIÓN POBLACIONAL



Fuente: Medical Radiation Exposure of the european population. Informe RP (radiation protection), parte 1, nº 18. European Commission

Para este procedimiento:	* La dosis aproximada de radiación efectiva en un adulto es:	Comparable con la radiación natural de fondo durante:
Región Abdominal:		
Tomografía Axial Computarizada (TAC) - Abdomen y Pelvis	10 mSv	3 años
Tomografía Axial Computarizada (TAC) - Abdomen y Pelvis, repetido con y sin material de contraste	20 mSv	7 años
Tomografía Axial Computarizada (TAC) - Colonografía	6 mSv	2 años
Pielograma Intravenoso (PIV)	3 mSv	1 año
Radiografía (rayos X) - Tracto Digestivo Inferior	8 mSv	3 años
Radiografía (rayos X) - Tracto Digestivo Superior	6 mSv	2 años
Tórax:		
Tomografía Axial Computarizada (TAC) - Tórax	7 mSv	2 años
Tomografía Axial Computarizada (TAC) - Detección Temprana del Cáncer de Pulmón	1.5 mSv	6 meses
Radiografía (rayos X) - Tórax	0.1 mSv	10 días
Medicina Nuclear:		
Tomografía por emisión de positrones - Tomografía computarizada (PET/TC)	25 mSv	8 años
Exámenes en Mujeres:		
Densitometría Ósea (DXA)	0.001 mSv	3 horas
Mamografía	0.4 mSv	7 semanas

RD 1976/1999 Criterios de calidad en radiodiagnóstico

Real Decreto (RD) Artículo 7. Dosis impartidas y niveles de radiación.

3. El médico especialista, el odontólogo o el podólogo en el ámbito de sus competencias, se responsabilizarán de que la exposición de los pacientes sea la mínima compatible con el fin que se persigue, y de que se pongan los medios necesarios para evitar la repetición de la exposición, por falta de calidad diagnóstica o por otras causas.

RD. Artículo 13. Programa de control de calidad de los aspectos clínicos

1- Necesidad o **Justificación** de la prueba diagnóstica

2-La **responsabilidad** y supervisión **del medico especialista**, odontólogo o podólogo en el ambito de su competencia en la realizacion de la prueba con rayos X.

3- La **elección de la técnica radiológica adecuada** siguiendo protocolos establecidos.

4- Las **normas** de carácter técnico para **minimizar la dosis de radiacion sin menoscabo de la capacidad diagnóstica.**

5-La elaboracion de **informes** por el radiólogo y, en su caso, por el odontólogo o podólogo

RESUMEN CRITERIOS OPTIMIZACIÓN ESTUDIOS TC

1. JUSTIFICACION CLINICA.

-Evitar estudios innecesarios o sustituirlos por otros no radiantes, sobre todo en pacientes jovenes, niños y embarazadas.

-Numerosas guias de adecuación: SERAM , NO HACER, Europea 2000, iRefer, etc

2. COMPROBAR ESTUDIOS PREVIOS

-Evitar repeticiones

-Adecuar el protocolo a las dudas diagnósticas que hayan generado otros estudios de imagen

3. OPTIMIZAR LA DOSIS AL MÍNIMO NECESARIO (ALARA) INDIVIDUALIZANDO sobre PROTOCOLOS BASE:

según : - TIPO DE PACIENTE

- PATOLOGÍA de SOSPECHA

PRINCIPALES PARAMETROS QUE PODEMOS MODIFICAR

mA: intensidad del flujo de electrones (mili Amperios)

RELACIÓN LINEAL AL MODIFICAR. (baja 50% -> baja 50% dosis

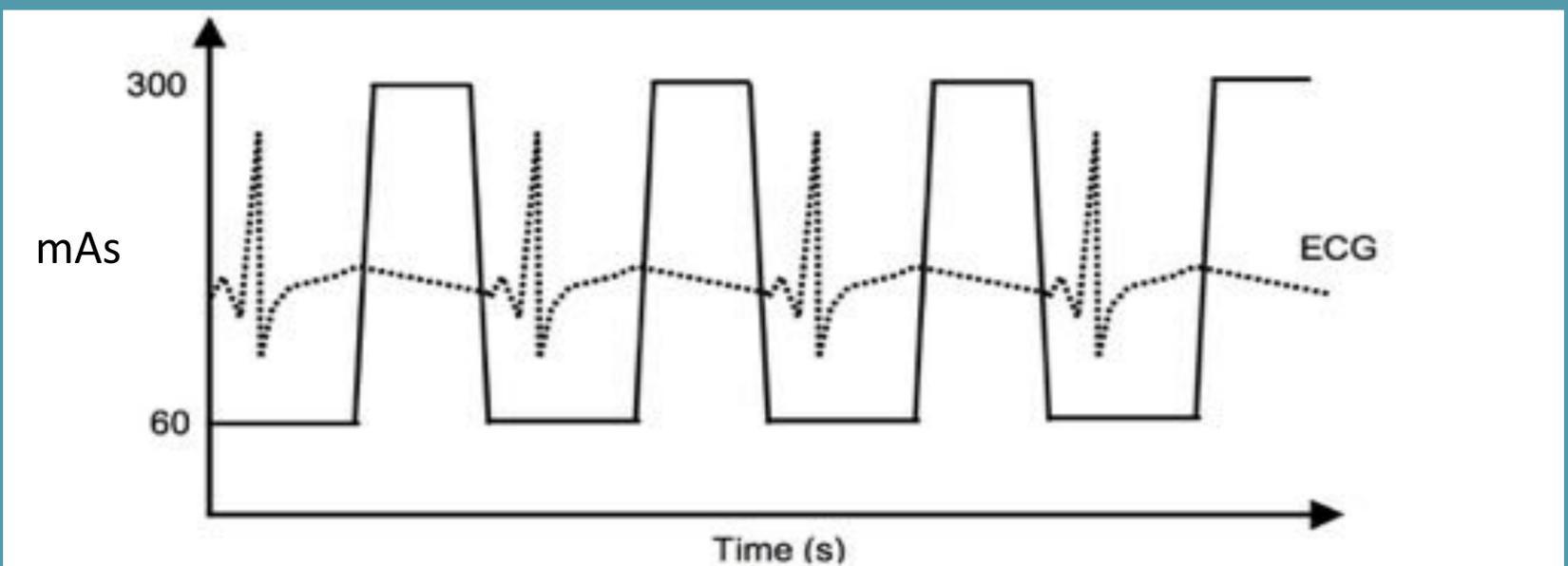
- **mAs** (mA segundo): independiente del tiempo de rotación del Gantry. = $\text{mA} / \text{tiempo rotación en segundos}$

- **mAs/corte:** independiente grosor de corte (sube o Baja = $\text{mAs} / \text{grosor corte}$)

- **mAs referencia:** independiente del pitch = $\text{mAs} / \text{PITCH}$

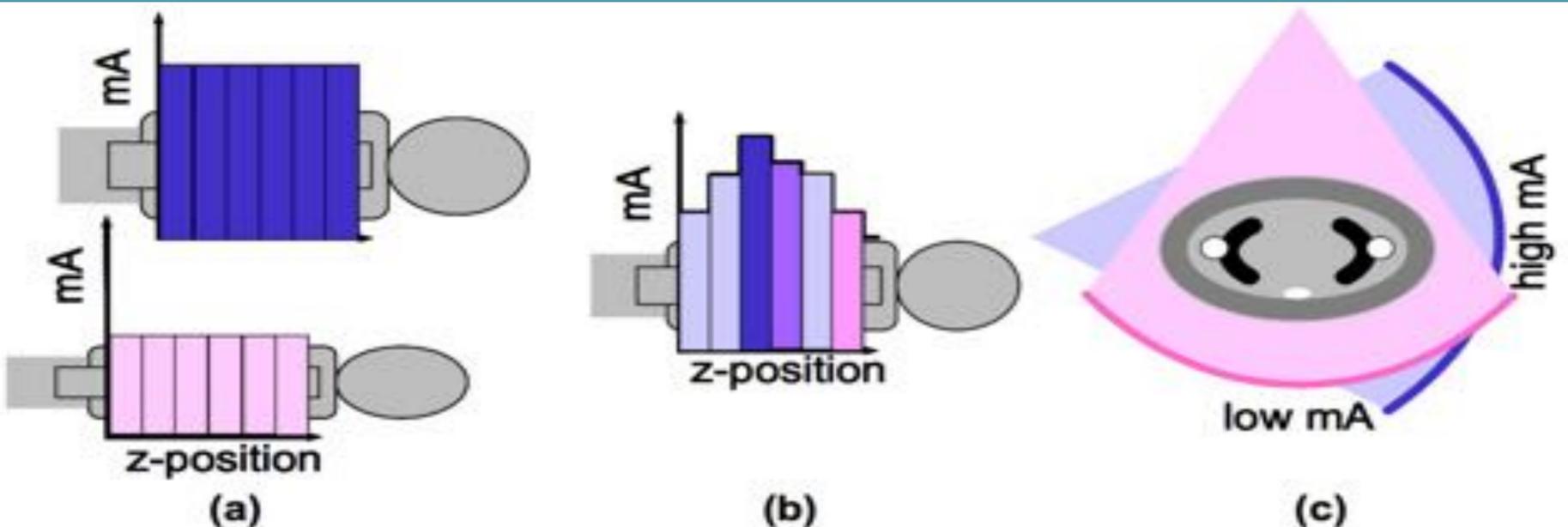
- La modulación de corriente con el ECG

(Dosis completa entre el 60 y el 80% del intervalo R-R, bajando los mA en el resto del ciclo a un 5 y un 20% del total)



Fuente: Impactscan.org

La modulación automática de la exposimetría se realiza modificando los mA



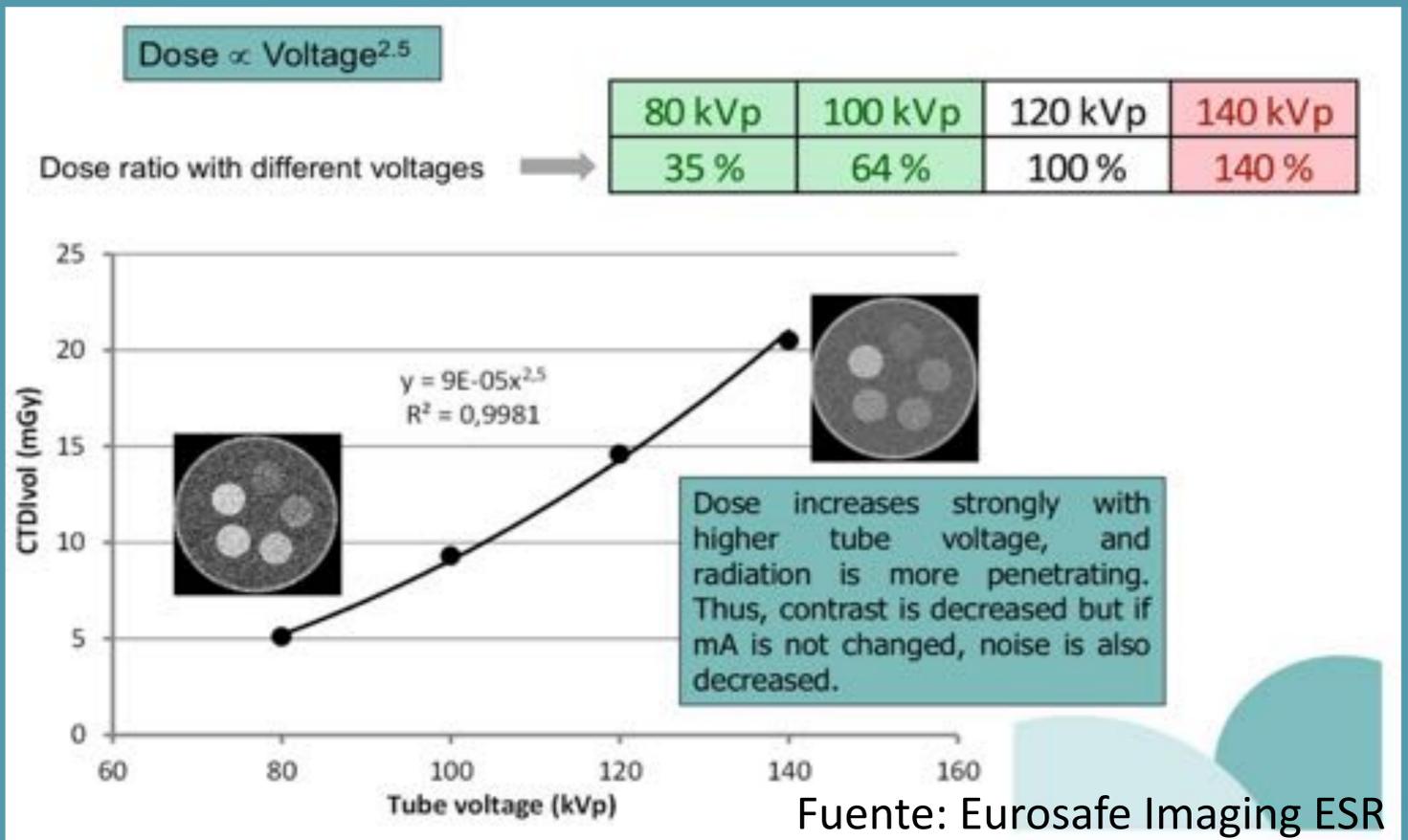
Fuente: Impactscan.org

kV: (kiloVoltio)

-RELACIÓN NO LINEAL

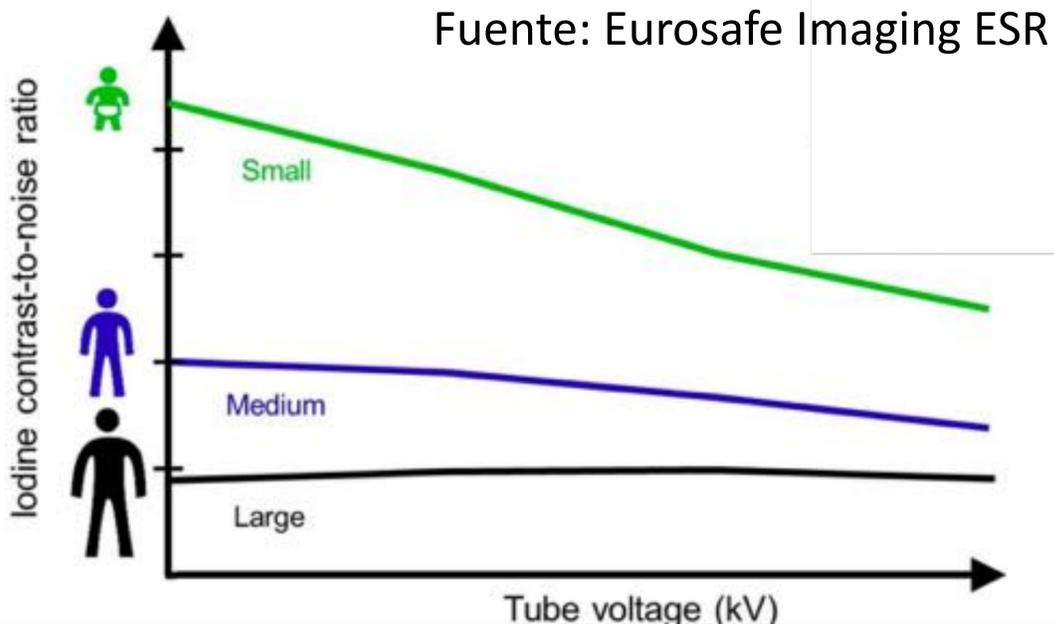
-DOSIS = $(kV)^{2.5}$ De 120kV a 100 kV-> (-30% dosis)

-Proporcionalmente el que MAYOR cambio produce en la dosis



BAJOS KV POTENCIAN DENSIDAD DEL YODO (↑ ATENUACIÓN), MAYOR CUANTO MAS DELGADO ES EL PACIENTE

Fuente: Eurosafe Imaging ESR



Fuente: IAEA

LIMITACIONES PARA BAJAR EL KV

-TAMAÑO DEL PACIENTE

- mA MÁXIMOS del tubo en estudios de alto PITCH

- La RELACIÓN CONTRASTE/RUIDO, sobre todo en estudios con bajo contraste intrínseco(lesiones hepáticas hipodensas, lesiones mediastínicas, parénquima cerebral, etc)

RECOMENDACIONES SELECCIÓN MANUAL KV

Lower kV (≤ 100 kV)

Most body CT in children (< about 80 kg)

Most CTA of neck and chest (80-100 kg)

Post-contrast chest CT (< 100 kg)

Arterial phase CT of abdomen and abdominal CTA (up to 80 kg)

Extremities CTA

Very low dose CT:

Lung nodule follow up

Lung cancer screening

CT colonography (80 kg)

Higher kV (> 100 kV)

Very large children (> about 100 kg)

Large shoulders - CTA of neck (>100 kg)

Large patients (> 100 kg) for chest CTA angiography or post-contrast chest CT

Portal venous phase CT of abdomen
Abdominal CTA or arterial phase CT (>80 kg)

Subtle lesions of the abdomen

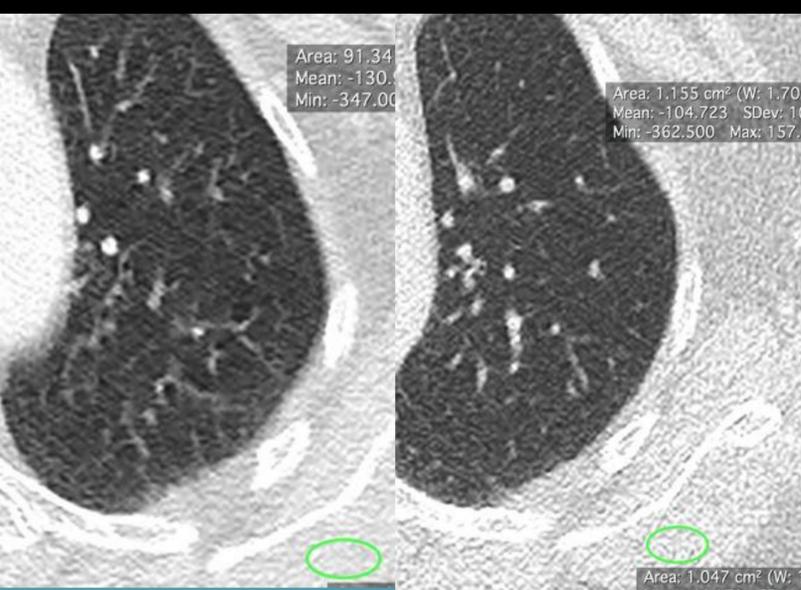
Low attenuation liver lesions

Pancreatic cancer staging

Solid renal tumor

Fuente: IAEA

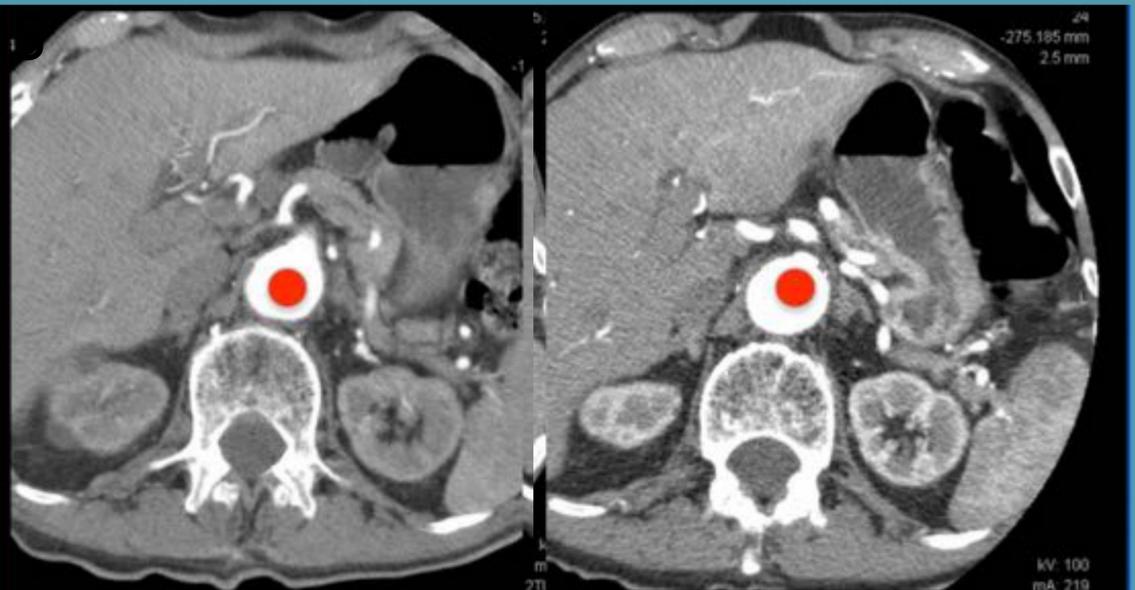
130kV 50mAs ----->110kV 20mAs



5,75 mGy

1,77mGy

Fuente: Imagen propia (-70% dosis)



kV: 140

100 (-50% dose)

HU: 300

470

Fuente: IAEA

-Existen interfaces de usuario guiadas para selección semiautomática del kV según tipo de paciente e indicación clínica. La selección es fija para cada serie(no es modulable a lo largo del scan)

PITCH

Al aumentar PITCH disminuye levemente la dosis (GE, Toshiba), mientras que en otros vendedores (Philips, Siemens) lo mantiene invariable.

Estudios cardiacos de alto PITCH: TC con doble tubo que permite estudios muy rápidos con baja dosis (hasta $<0,1\text{mSv}$)

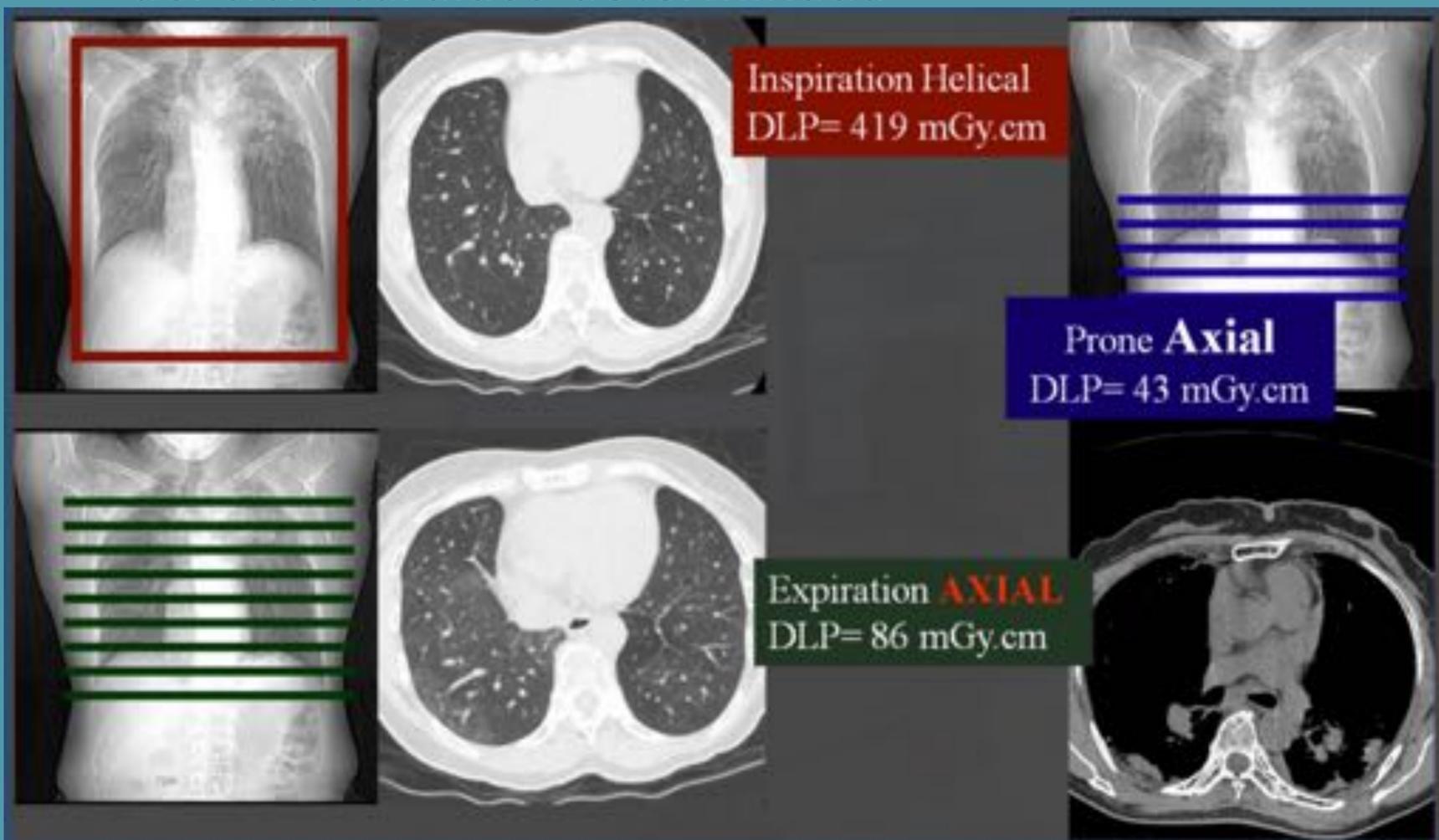
GROSOR DE CORTE

Al aumentar grosor de corte disminuye la dosis (GE, Toshiba), mientras que en otros (Philips, Siemens) se mantiene.

EXPLORACION SECUENCIAL vs HELICOIDAL

Disminuimos el rango irradiado.

- Control de aguja en biopsia x TC
- Cortes espiratorios en TC de torax o cortes en prono
- Cortes espaciados en estudio de enfermedad infiltrativa difusa
- Step and Shoot (Estudio prospectivo cardiaco) a una fase del ciclo cardiaco determinada



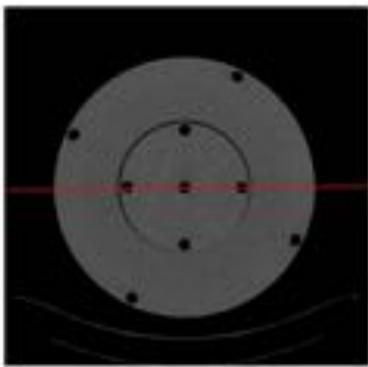
CENTRAJE DEL PACIENTE

Obtiene radiografía localizadora importante para determinar atenuación del paciente en el uso de **exposimetría automática**.

-Centrajes más altos, amplian la imagen-> más tamaño-> más dosis

-6 cm más alto aumenta 22% dosis en fantoma de 16 cm

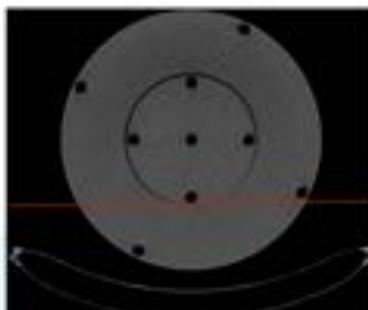
1. Positioned in isocenter



1. Spiral mode

- kV 120
- mAs/ref mAs 204/180
- Length 117 mm
- Slice thickness 5 mm
- CTDI vol (32cm) 13.6 mGy
- DLP 145 mGy.cm

2. Positioned above isocenter (+6 cm)



2. Spiral mode

- kV 120
- mAs/ref mAs 219/180
- Length 117 mm
- Slice thickness 5 mm
- CTDI vol (32cm) 16.7 mGy
- DLP 178 mGy.cm

22% difference in dose from 6 cm table height difference.

Fuente : Eurosafe Imaging ESR

1. Positioned in isocenter



⇒ measured diameter = 330 mm in center position

2. Positioned above isocenter (+6 cm)



⇒ observed diameter increased to 342 mm in topogram geometry

Fuente : Eurosafe Imaging ESR

INDIVIDUALIZAR LA EXPLORACIÓN

- SEGÚN LA INDICACIÓN CLÍNICA (ALTO-BAJO CONTRASTE)
- SEGÚN EL MORFOTIPO DEL PACIENTE (AUTOEXPOSIMETRÍA AUTOMÁTICA)

Se debe intentar usar el control automático de mA en la mayoría de las exploraciones (puede interferir en modulación por ECG en estudios cardiacos retrospectivos)

ESTUDIOS CON ALTO CONTRASTE INTRINSECO (permiten mayor bajada de dosis)

- valoración litiasis, lesiones óseas
- control nodulos pulmonares
- colonotc, enterotc
- angiografía por tc

ESTUDIOS CON BAJO CONTRASTE INTRINSECO

- lesiones hepaticas hipodensas,
- lesiones mediastinicas
- parénquima cerebral sin contraste iv
- lesiones en partes blandas

REGIONES ATENUANTES: >> Calcio coronario, Stents, no bajar kV

Fuente: ESR(European Society of Radiology)Eurosafte Imaging



Non-enhanced scan

Optimisation based mainly on noise matching

Optimisation based mainly on CNR matching



CT angiography

Without contrast enhancement, noise effects mostly to the optimisation solution. Patient size brings limitations to voltage options.



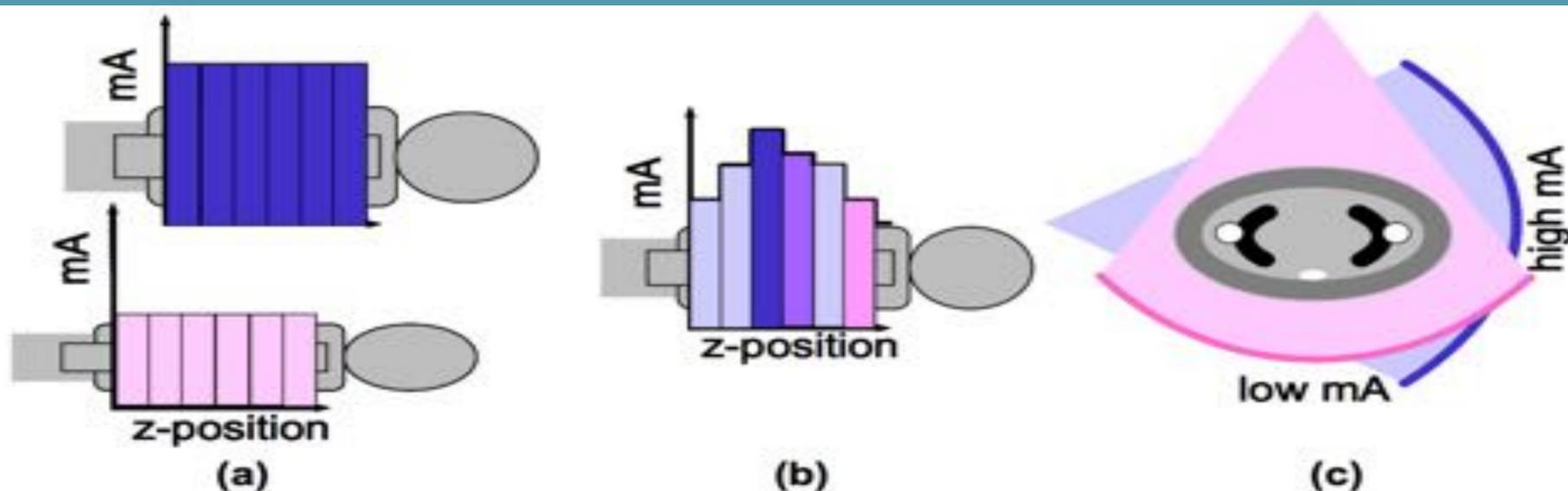
Contrast-enhanced scan

High contrast enhancement and smaller patient (attenuation) => more chances to lower tube voltage and reduce dose.

AUTOEXPOSIMETRÍA AUTOMÁTICA=INDIVIDUALIZAR SEGÚN MORFOTIPO

MODULA CORRIENTE DEL TUBO (mA)

- Obtiene datos de atenuación del paciente a través de la radiografía localizadora o de datos en tiempo real de la helice previa
- Los compara con un estándar (paciente tipo(Siemens), Imagen con ruido estándar (Philips) o índice de ruido determinado (GE, Toshiba)
- Aumenta los mA si el paciente es más atenuante o al revés Si es menos atenuante que su referencia (se pueden limitar En algunos tc el nivel superior o inferior de mA)
- Modula en sentido anteroposterior, laterolateral, craneocaudal o todos a la vez según el modelo.
- Consigue mantener calidad constante en el mismo paciente y calidad similar entre distintos tipos de paciente



Fuente: Impactscan.org

- El usuario de la TC puede **seleccionar valores inferiores que el estándar para conseguir disminuciones de dosis proporcionales** a la disminución de los mA.

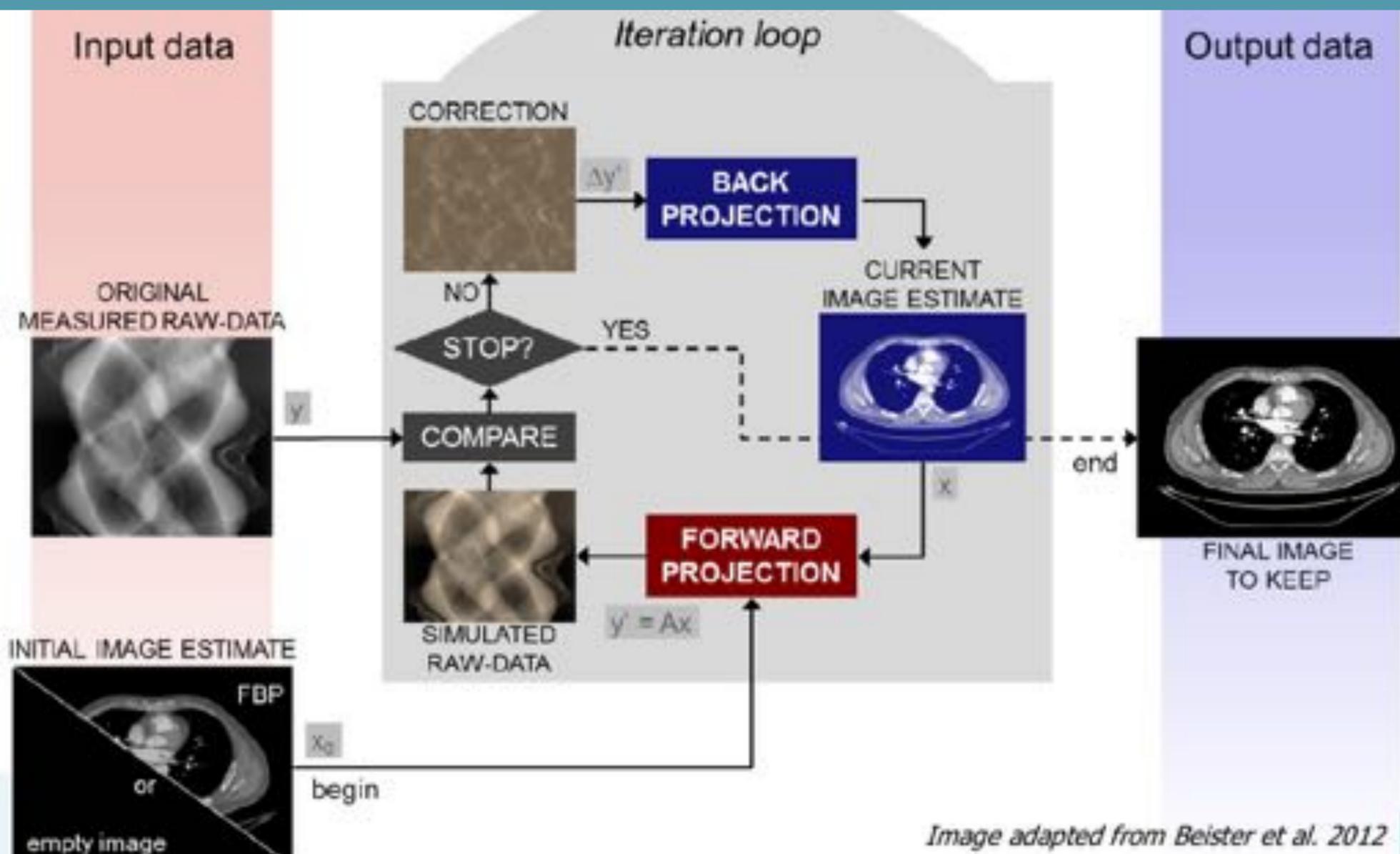
-Algunos permiten modular el efecto de manera diferenciada según el tipo de paciente (obeso, adulto delgado, niño)

PARAMETROS DE RECONSTRUCCION

- **VISUALIZAR MPR GRUESO** de 3 a 5mm disminuye el ruido de imagen, permitiendo bajar un poco la dosis
- **Usar un KERNEL MAS BLANDO** tambien permite bajar un poco la dosis a costa de una menor definicion de bordes
- (pej B26 o B31 en vez dz de B41)

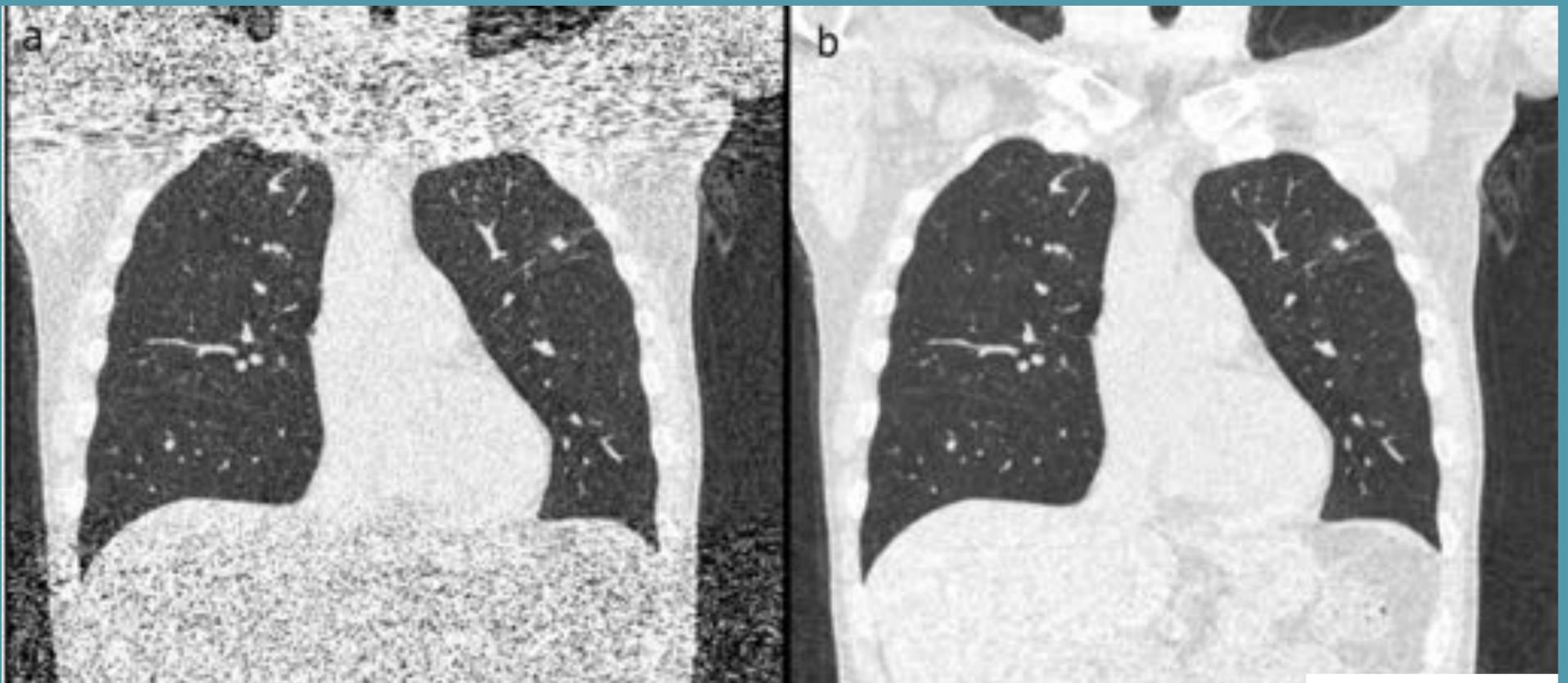
RECONSTRUCCION ITERATIVA vs RETROPROYECCION FILTRADA

- La reconstruccion tipica de la imagen d la TC se basa en la retroproyeccion filtrada (BFP= Back Filtered Projection)
- La reconstruccion Iterativa es un **MÉTODO MATEMÁTICO para reconstruir las imágenes de la TC con menor ruido final.**
- Compara varias veces un postprocesado virtual con una imagen vacía o con la imagen estandar de la RPF para eliminar el ruido y los artefactos de la imagen.



RECONSTRUCCION ITERATIVA

- No disminuye la dosis pero **permiten conseguir calidad similar con bajadas de dosis entre el 10 y el 90%**, o aumentar calidad con la misma dosis.
- Suelen técnicas híbridas que mezclan la reconstrucción típica (BFP) con la iterativa.
- Son más lentas** que la BPF (unos pocos minutos)
- Las técnicas puras son mucho más lentas y tiene más calidad (casi una hora)
- Según las versiones varía su calidad y puede basarse en
 - la imagen reconstruida (1ª generación)
 - mejora el ruido
 - datos brutos o sinograma (2ª generación)
 - mejora el ruido y los artefactos
 - datos brutos y basado en modelo del (3ª generación)
 - además mejora definición de la imagen y disminuye aún más el ruido.



Fuente: IAEA

- Requiere un tiempo de adaptación** ya que cambia las características de la imagen.
- Requiere evaluación de la calidad de la imagen**

IMPLEMENTACION GRADUAL de la RECONSTRUCCION ITERATIVA (IR) Y DISMINUCION DE DOSIS: CONSEJOS GENERALES

INDICACIONES NO CANCEROSAS, SCREENING: Litiasis renal, dolor abdominal, control de pancreatitis, EnteroTC, TC colografía, control de nodulos, etc

1º Disminuir mAs 20-30% con IR y comparar con BFP



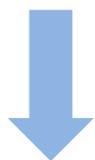
EVALUAR

2º kV bajo en Angiografía TC, Uro TC, fases arteriales



EVALUAR

3º Disminuir >30% mAs en seguimiento litiasis, post-Intervencion, seguimientos repetidos.



EVALUAR

¿MARGEN DE MEJORA?

Fuente: Patino et al AJR 2015; 205:W19–W31

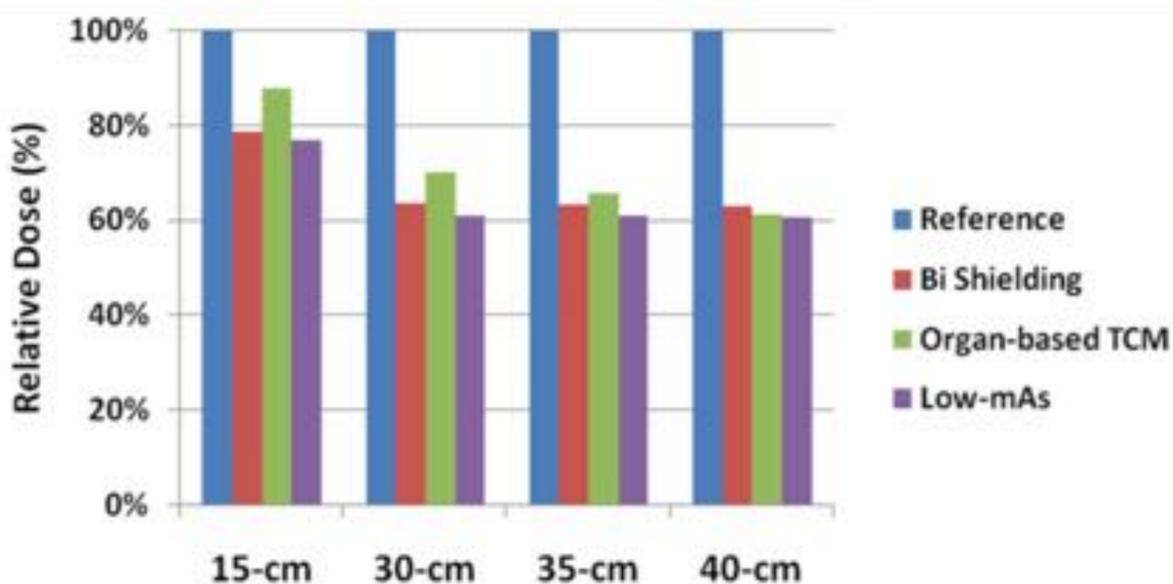
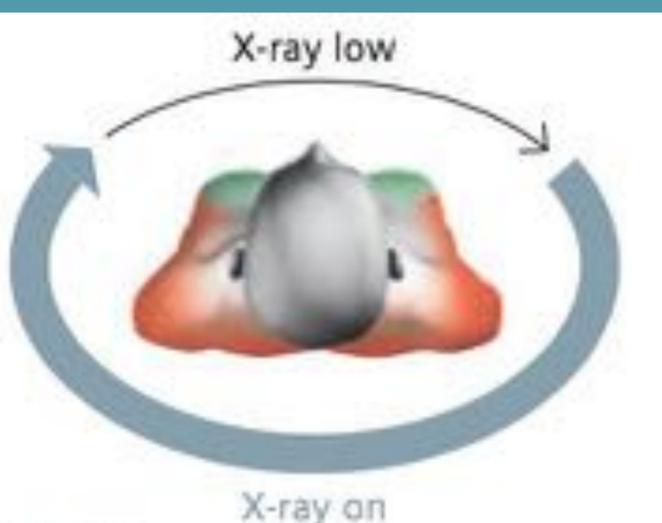
NIVELES ALTOS de reconstrucción iterativa en estudios que requieren bajo Kv, como vasculares por alto contraste.-> Evaluar calidad imagen

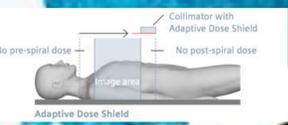
NIVELES BAJOS de IR en estudio de bajo contraste-> Evaluar calidad imagen

OTROS

USO DE PROTECTORES PLOMADOS o DE BISMUTO

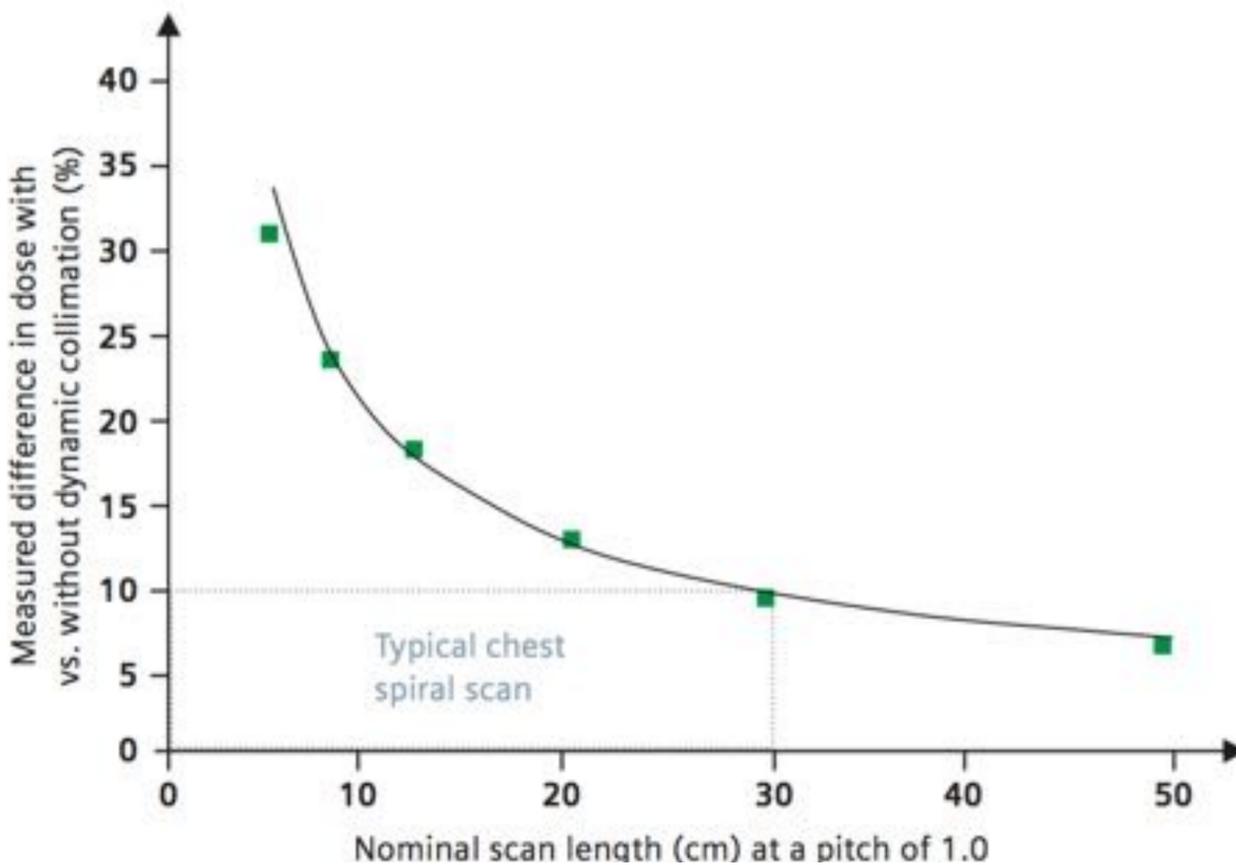
- Se consiguen reducciones de dosis de aprox 30% en mama o cristalino, similares a las obtenidas por otros métodos-
- Son problemáticos por la creación de artefactos en las zonas adyacentes. Se mitigan un poco separandolos aprox 2 cm de la zona (Aumento del contraste, atenuación mayor, ruido).
- Pueden estar mal colocados y empeorar calidad en otras zonas no deseadas.
- Deben colocarse despues de realizar el topograma para que no produzca un aumento de la dosis la exposimetría automática al entender que pasa por una zona de mayor atenuación.
- Se puede conseguir lo mismo con reduccion generalizada de la dosis sin la creación de artefactos.
- Algunos aparatos reconocen las zonas anatomicas de cristalino y mamas y disminuyen los mA en estas zonas con calidad aceptable





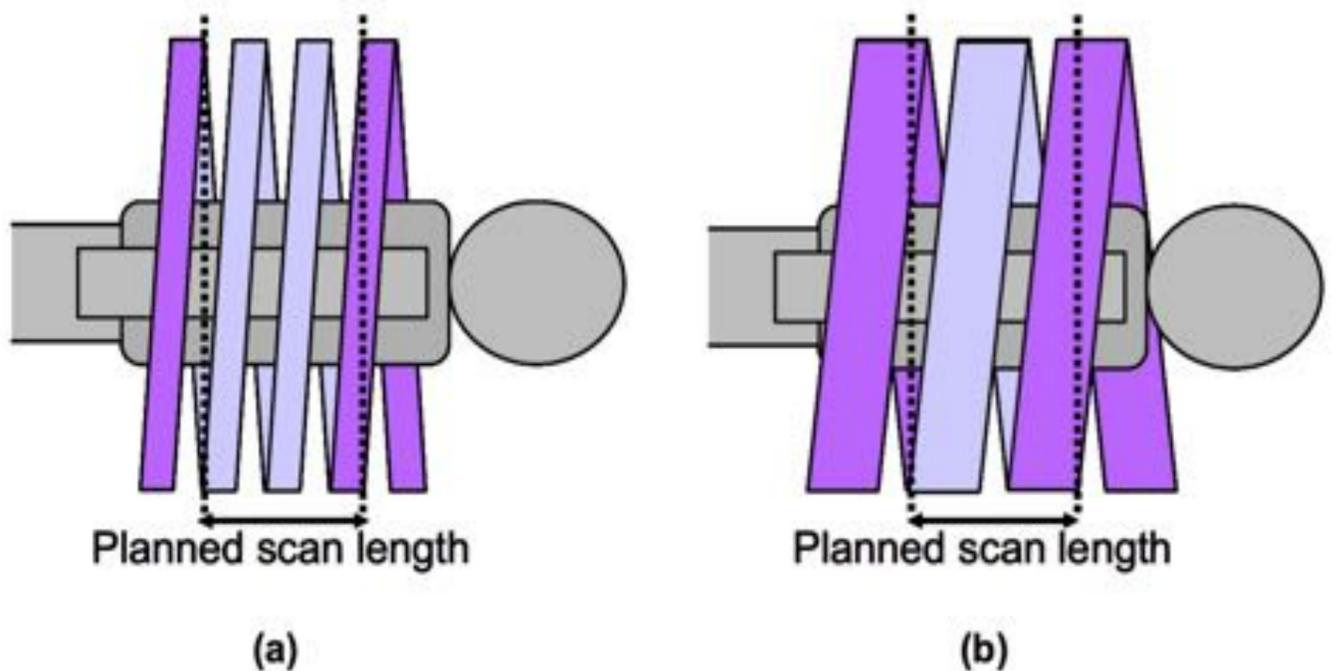
OVERRANGING

- Se irradia media vuelta extra de la helice, adicional en los extremos de la zona programada para reconstruir la imagen
- Añade un importante % de dosis extra cuando las helices son cortas.
- La zona extra irradiada es mayor cuanto mayor es el PITCH.
- Puede atenuarse con colimadores adaptativos o algoritmo distinto de reconstrucción (según vendedor de TC).



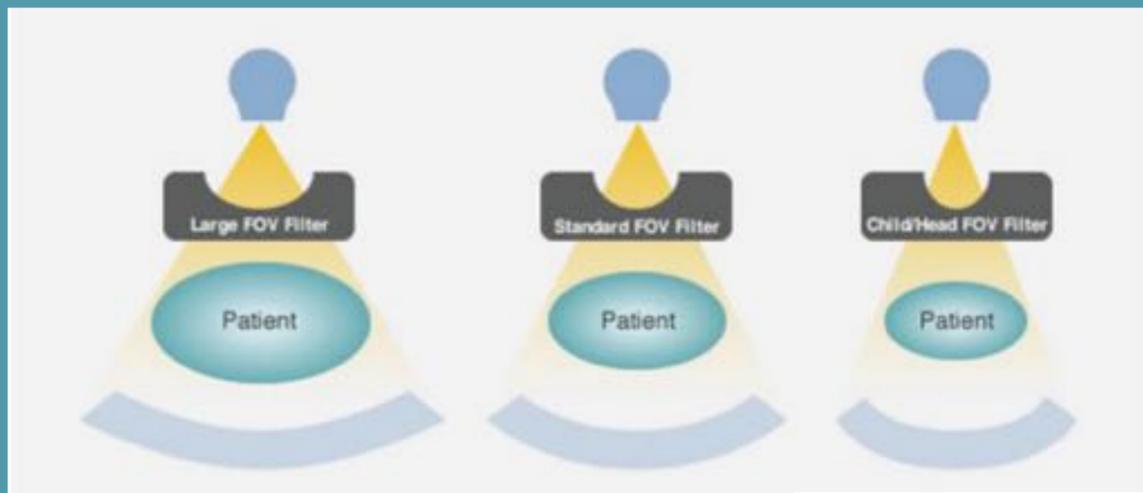
Fuente Deak et al. Radiology 2009, Volumen 259, number 1

Summarized dose observations with vs. without dynamic collimation for different CT scan lengths, according to Deak et al.^{24, 26}



OVERBEAMING

- Irradiación por fuera de la zona programada en sentido lateral.
- Aumenta la dosis en las extremidades.
- Es mas importante en pacientes pediátricos.



Fuente : Toshiba

EFICIENCIA DETECTORES

- Según la configuración de detectores aumenta o disminuye el % de irradiación que se transforma en imagen.
- Nuevos detectores con nuevos materiales mas eficientes

Eficiencias de dosis para las diversas colimaciones:

Adquisición	Colimación total	Eficiencia de dosis
64 x 0,6 mm	38.4 mm	91.5%
32 x 1,2 mm	38.4 mm	91.5%
32 x 0,6 mm	19.2 mm	85.8%
12 x 0,6 mm	7.2 mm	71.1%
2 x 5 mm	10.0 mm	96.8%
1 x 10 mm	10.0 mm	96.8%
4 x 0,6 mm	2.4 mm	64.1%
2 x 1 mm	2.0 mm	64.1%
1 x 2 mm	2.0 mm	64.1%

Fuente : Siemens

FILTRADO

- Filtros para eliminar los rayos X de baja energía que no contribuyen a formación de imagen

CONCLUSIONES

- Estamos obligados por ley a ajustar la dosis al mínimo necesario.
- Es obligatorio recoger los datos de dosis en la historia del paciente.
- El proceso de reducción de dosis pasa por una serie de fases
 - Definición de la situación (comparar con DRLs)
 - Analizar áreas problemáticas
 - Establecer medidas correctoras poco a poco.
(Empezar por estudios con bajo impacto clínico)
 - Reevaluar calidad de la imagen. Si la calidad es aceptable se puede continuar.
- Es necesario promover la cultura radiológica de cuidado en la dosis. Iniciativas como No Hacer de la SERAM, Image Gently, Image Wisely, Eurosafe maging, la IAEA y otras sociedades científicas intentan ampliar el conocimiento de los diversos profesionales implicados en el manejo de la radiación con fines médicos.

