



OPTIMIZACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS

Marisa España
S^o de Radiofísica y P.Radiológica
H.U. de la Princesa

DOSIS POR EXPOSICIONES MÉDICAS

UNSCEAR

De acuerdo a las últimas estimaciones de UNSCEAR, cada año se hacen en el mundo cuatro billones de procedimientos diagnósticos con RX. Esto representa en la dosis colectiva un incremento de más del 17% en la última década.

En particular el uso del CT se ha incrementado de forma muy significativa en los últimos años.

Algunas publicaciones (*New England Journal of Medicine Nov 2007*) sugieren que hasta un 50% de los CT realizados actualmente son cuestionables desde el punto de vista de la justificación médica.

ICRU 74

- El diagnóstico por imagen está alcanzando una cada vez mayor complejidad, y la manipulación de la imagen requiere conceptos comunes, terminología, y metodología de medida, Asegurar que se obtiene la máxima información diagnóstica con el mínimo riesgo potencial es esencial para el beneficio del paciente.
- Este objetivo es de particular importancia dado el incremento en el número de procedimientos diagnóstico que se está produciendo
- Problemática de la no uniformidad en la informaciones dosimétricas. Necesidad de armonización

DIFERENCIAS

Radioterapia

Administrar una dosis de radiación al volumen blanco minimizando la irradiación de los tejidos sanos circundantes.

Diagnóstico

Obtener una imagen diagnóstica,
con la mínima dosis de radiación posible.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE

👉 Criterios de Protección Radiológica en diagnóstico



Justificación



**Dosis de
Referencia**



La dosis debe ser la mínima compatible con una imagen diagnóstica



Optimización

PREVENCIÓN PRECOZ PERSONALIZADA (PPP): NUEVA FRONTERA CONTRA EL CÁNCER

desarrolla un programa de diagnóstico precoz del cáncer



En España una de cada 4 mujeres y uno de cada 3 varones desarrollará un cáncer a lo largo de su vida¹

El diagnóstico y tratamiento precoz de estos tumores es clave para aumentar las probabilidades de curación de los mismos

Diferentes pruebas, incluso genéticas, pueden conducir al hallazgo de procesos cancerígenos cuando aún no producen ningún síntoma

El diagnóstico y tratamiento precoz de estos tumores es clave para aumentar las probabilidades de curación de los mismos

Diferentes pruebas, incluso genéticas, pueden conducir al hallazgo de procesos cancerígenos cuando aún no producen ningún síntoma

Como ejemplo, la exploración anual con un TAC multicorte a partir de los 50 años permite descubrir tumores incipientes de pulmón potencialmente curables²

La decisión es suya: Esperar o adelantarse

PROFESIONALES, TECNOLOGÍA E INVESTIGACIÓN,
MÁS CERCA DE LAS PERSONAS

DOSIMETRÍA A PACIENTES EN RADIODIAGNÓSTICO

ICRU 74 (2005)

El objetivo es la cuantificación de la exposición enfocada a la **optimización de la relación calidad de imagen dosis absorbida**



Seleccionar y chequear los estándares de buena práctica



Estimar las dosis absorbidas en tejido u órganos para la evaluación del detrimento, necesaria para justificar la exploración y la posibilidad de investigar casos de sobreexposición

RD 815/2001

**Médicos prescriptores
Médicos especialistas**

CHEQUEAR LOS STANDARES DE BUENAS PRÁCTICAS

Proyección	kVp	mAs	Espes. (cm)	D.F.Mesa (cm)	Foco	CAE	D.S.E. (mGy)
Tórax PA	80	14,00	26	180	G	SI	0,39
Tórax Lat	80	15,00	33	180	G	SI	0,45
Tórax PA	130	1,00	19	180	G	SI	0,07
Tórax Lat	130	2,60	28	180	G	SI	0,19
Tórax PA	80	20,00	27	180	G	SI	0,56

Proyección	N	Media (mGy)	Desviación típica	Valor de Referencia (mGy)	¿Dentro de tolerancias?
Tórax PA	10	0,29	0,24	0,3	SI
Tórax Lat	10	0,47	0,25	1,5	SI

Tórax Lat	130	3,20	32	180	G	SI	0,25
Tórax PA	80	20,00	27	180	G	SI	0,56
Tórax Lat	80	25,00	31	180	G	SI	0,74
Tórax PA	130	1,20	27	180	G	SI	0,09
Tórax Lat	130	4,80	33	180	G	SI	0,38
Tórax PA	80	15,00	27	180	G	SI	0,42
Tórax Lat	80	25,00	31	180	G	SI	0,74

Proyección	N	Media (mGy)	Desviación típica	Valor de Referencia (mGy)	¿Dentro de tolerancias
Tórax PA	10	0,09	0,04	0,10	SI
Tórax Lat				0,20	

Proyección		kVp	mAs	Espes. (cm)	D.F.Mesa (cm)	D.S.E. (mGy)	EDAD
Tórax PA	▼	120	1,00	11	170	0,05	1
Tórax PA	▼	120	1,00	12	150	0,07	1
Tórax PA	▼	120	1,00	14	170	0,05	3
Tórax PA	▼	120	1,00	13	107	0,14	2
Tórax PA	▼	120	1,00	13	107	0,14	2
Tórax PA	▼	120	1,00	10	110	0,12	1
Tórax PA	▼	120	1,00	10	110	0,12	1
Tórax PA	▼	120	1,00	14	156	0,06	2
Tórax PA	▼	120	1,00	12	170	0,05	3
Tórax PA	▼	120	2,00	14	156	0,12	3

DOSIMETRÍA A PACIENTES

Efectos estocásticos

Dosis equivalente en órganos

EVALUACIÓN DEL DETRIMENTO

Dosis piel

Efectos deterministas

EFECTOS DETERMINISTAS



Cuatro estudios de perfusión cerebral con MSCT y dos angiografías cerebrales, 37 días después del primer estudio de perfusión cerebral con MSCT
Imanishi y col. 2005

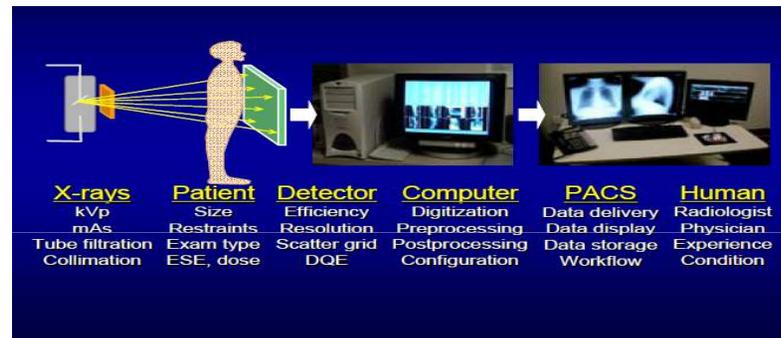
NUEVAS TECNOLOGÍAS

- Radiografía digital: CR y DR
- Mamografía digital: CR y DR
- Equipos de escopia digitales de flat panel
- TC Multicorte

OPTIMIZACIÓN



NUEVAS TECNOLOGÍAS RADIOGRAFÍA DIGITAL



S/F: CALIDAD DE IMAGEN CARACTERÍSTICAS DE LA PELÍCULA
 DO **DENSIDAD OPTICA** VELOCIDAD DE LA
 PELÍCULA

Película es el sistema de adquisición, visualización y almacenamiento

RD: CALIDAD DE IMAGEN RELACIONES
 DO **Indicadores dosimétricos** de la RSR

Se separan los sistemas de adquisición, visualización y almacenamiento

TASA DE RECHAZO EN RADIOLOGÍA DIGITAL

- Sobre o subexposiciones dentro de un cierto rango.
- Colimación inapropiada
- Mal posicionamiento
- Artefactos

TASA DE RECHAZO \neq 0

INDICADORES DE EXPOSICIÓN

- Determinan la SNR (para una DQE dada)
- Muy dependientes del kV y la filtración
- Independientes del procesado de la imagen.
- No representan un parámetro indicador de la calidad de imagen
- No son indicadores directos de dosis a pacientes
- Si permiten establecer referencias para técnicas adecuadas
- Si permiten tener referencias de dosis a pacientes.

EXPOSICIÓN EN EL DETECTOR

- Espesor del paciente
- Técnica radiográfica
- Rejilla antidifusora
- Características del detector: absorción, y conversión
- Ruido electrónico
- DQE
- SNR y CNR requeridas
- Algoritmos de pre y post procesado
- Condiciones de visualización

SISTEMA CR	INDICADOR DE EXPOSICIÓN
AGFA	$\lg M = 2 \log SAL - 3,9478$ <p>Scan Average Level</p> $SAL = 90 * \sqrt{0,877 * SC * E}$
FUJI	$S = \frac{200}{E (mR)}$ <p>Sensitivity number</p>
KODAK	<p>Exposure index</p> $EI = 1000 * \log(E(mR)) + 2000$
KONIKA	$S = \frac{200}{E (mR)}$ <p>Sensitivity</p>

EXPOSICIÓN EN EL IP

- DOSIS INCIDENTE EN EL DETECTOR Velocidad del sistema de imagen
- Promedio de la exposición en el IP
 - Gran variabilidad
 - Áreas colimadas
 - Áreas de exposición directa

= Región anatómica
= Técnica radiográfica
= Procesado
≠ Colimación

**≠ Indicador
de
exposición**

LgM

- Se calcula sobre la imagen sin procesar
- No se recalcula después de una recolimación manual
 - Dosis x 2 = LgM + 0,3
 - Dosis / 2 = LgM - 0,3
 - SC x 2 = LgM + 0,3
 - SC / 2 = LgM - 0,3
- El valor de referencia basado en:
 - Digitalizador
 - Grupo/Tipo/Subtipo de estudio
 - Clase de exposición
 - Tamaño de chasis
 - Tipo de IP

OPTIMIZACIÓN

- Ajuste del CAE
- Colimación
- Inclusión de la Velocidad (speed class) en el proceso de instalación del CR
- Programación del generador con curvas de compensación con el kV específicas del CR
- Calibración del índice de exposición

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS AJUSTE DEL CAE CR

- Menos crítico en términos de calidad de imagen pero más importante desde el punto de vista de dosis al paciente
- Calibración: Parámetro de referencia
 - Dosis en el detector
 - Indicador dosimétrico
 - Valor pixel
 - RSR

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS AJUSTE DEL CAE CR

- Existe una información limitada, acerca de los valores de referencia
- Deben realizarse estudios de optimización, para un balance efectivo entre dosis y calidad de imagen
- Se debe calibrara en el rango de kV utilizado clínicamente
- Se deben realizar correcciones por la eficiencia de absorción con los kV, de acuerdo a la curva de compensación con los kV

OPTIMIZACIÓN

- A 90 kV

Speed class	Dosis (μGy)
100	10
200	5
400	2,5

- A 90 kV
- De 90 kV a 120kV la velocidad relativa disminuye
- La compensación a 120kV supone un incremento del 20-25%, con una dosis de $3,1\mu\text{Gy}$ para un $\text{SC}=400$

VALOR DE REFERENCIA

- El calculo estadístico comienza automáticamente con la primera imagen.
- El valor de referencia se fija manualmente
- se puede introducir un valor de referencia manualmente

Results Hospital A Thorax

	Conventional radiography		Computed radiography before optimisation		Computed radiography after optimisation	
	PA	LAT	PA	LAT	PA	LAT
Mean measured ESD mGy	0,32	0,82	0,43	0,99	0,08	0,19
Reference dose mGy	0,3	1,5	0,3	1,55	0,3	1,5
Speed class	200	200	P 200 R 200	P 200 R 200	400	400
Rec. speed class	400	400	400	400	400	400

Results Hospital A Lumbar Spine

	Conventional radiography		Computed radiography before optimisation		Computed radiography after optimisation	
	AP	LAT	AP	LAT	AP	LAT
Mean measured ESD mGy	27,5	59	13,4	32,6	8,97	27,5
Reference dose mGy	10	30	10	30	10	30
Speed class	200	200	P 200 R 400	P 200 R 400	400	400
Rec. speed class	400	400	400	400	400	400

RADIOLOGÍA DIGITAL

DETECTORES DE PANEL PLANO

- Indicadores de exposición en el detector
 - GE: UDExp, CDexp,
 - Siemens: EXI
- Dosis a pacientes:
 - GE: Dosis de ingreso
 - Siemens: Producto dosis x área

INDICADORES DE GE

- **Exposición de Detector:** a partir de los valores de *USens* y *CSens* estimados, se calculan dos valores de exposición:
- Exposición del detector no compensada: **UDExp = $AM / USens$**
- Exposición del detector compensada: **CDExp = $AM / Csens$**
- **Índice de Exposición en el Detector (DEI)** valor normalizado adimensional obtenido de la relación entre la mediana de los valores (en cuentas) de la región anatómica determinada en la segmentación (AM) y el valor (en cuentas) esperado para la técnica utilizada (kVp, filtración y parrilla antidifusora); este valor esperado es obtenido utilizando el control automático de exposición (CAE) con maniqués acrílicos estándar apropiados al rango de kVp.

El índice de exposición en el detector (DEI) puede ser usado de forma efectiva para indicar:

Sobre o subexposición debida al incorrecto posicionamiento del paciente o a la incorrecta selección de las cámaras del CAE.

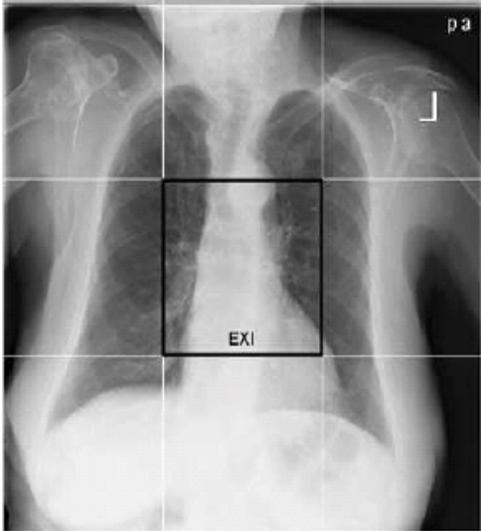
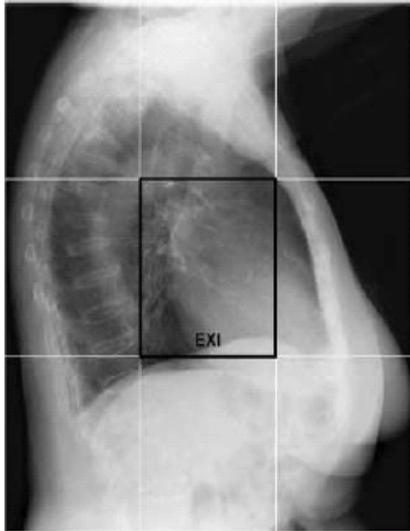
Sobre o subexposición debido a la selección de una técnica inapropiada.

Sobre o subexposición debido a otras causas relacionadas con el operador o con el propio sistema.

Los valores de DEI se muestran en la consola de control para cada adquisición, junto con un valor límite superior y otro inferior, configurables por el usuario para cada tipo de exploración.

OPTIMIZACIÓN DE DOSIS DR

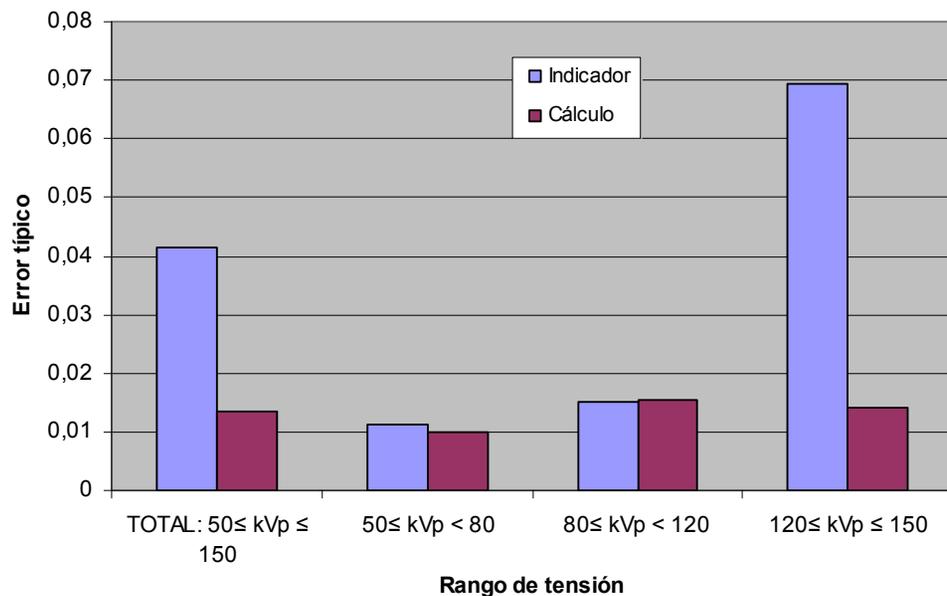
- Ajuste CAE
 - Parámetros de ajuste
 - Zona de exposimetría
- Colimación

Thorax p.a.	Thorax lateral
	
EXI: 147 Sensitivity: 400 125 kV, 0.8 mAs	EXI: 314 Sensitivity: 400 125 kV, 1.9 mAs

Acquisition with IONTOMAT (1-point technique)	Free acquisition (2-point technique)
Sensitivity	Typ. Amplification factor
200	1.0
280	1.4
400	2.0
560	2.8
800	4.0

COMPARACIÓN DE ESTIMADORES DOSIMÉTRICOS

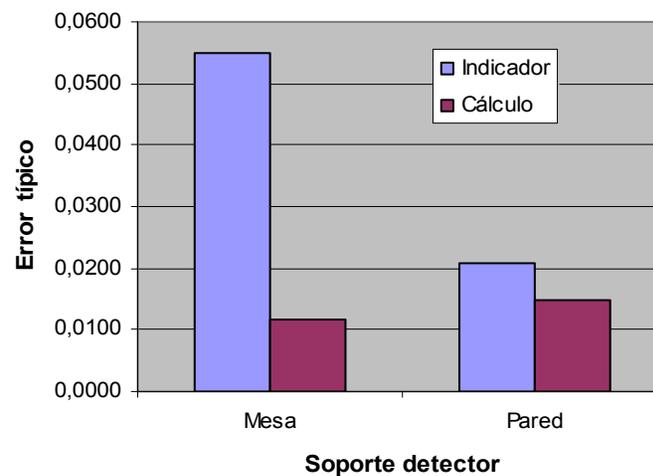
Gráfica 6: Error típico de los estimadores por rangos de tensión



Rango kV	Error típico indicador	Error típico cálculo	Error ind/ Error calc
$50 \leq kVp < 80$	0,0111	0,0101	1,10
$80 \leq kVp < 120$	0,0151	0,0153	0,99
$120 \leq kVp \leq 150$	0,0694	0,0142	4,89
TOTAL: $50 \leq kVp \leq 150$	0,0415	0,0134	3,10

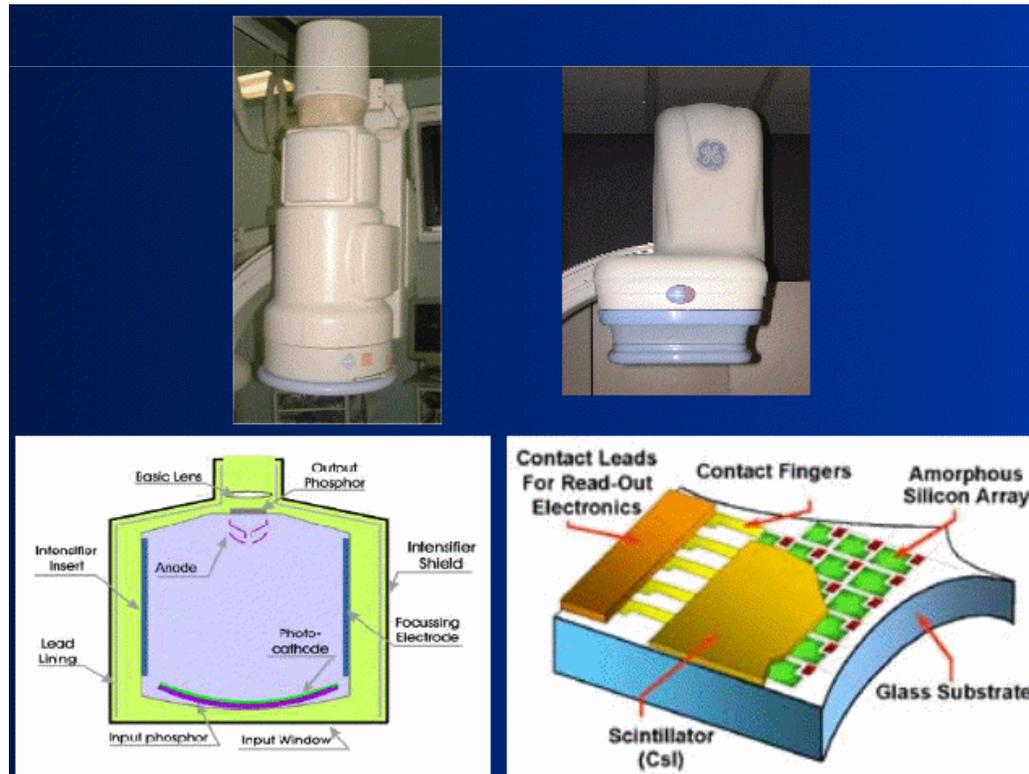
Soporte detector	Error típico indicador	Error típico cálculo	Error ind/ Error calc
Mesa	0,0548	0,0118	4,64
Pared	0,0209	0,0148	1,41

Gráfico 7: Error típico de los estimadores por soportes



EQUIPOS DE ESCOPIA Y R. INTERVENCIONISTA

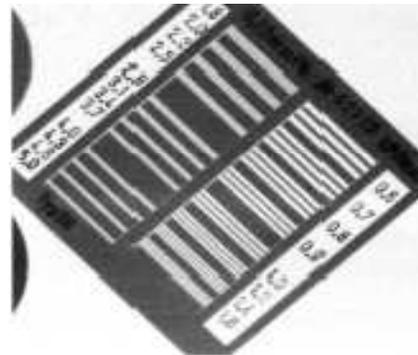
Del II al flat panel



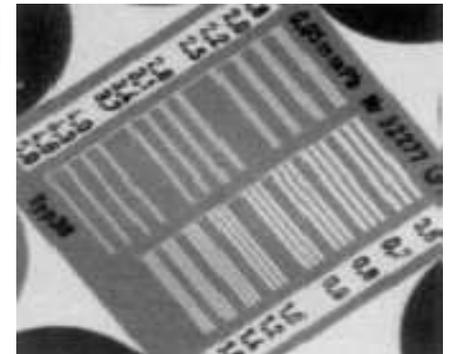
Del Intensificador de imagen al flat panel

Siemens fluoroscopy: resolution and detector entrance dose

	cm	lp mm ⁻¹	mGy min ⁻¹
II ('C')	23	2.2	0.014
	17	2.8	0.025
	13	3.6	0.043
FPD ('Fluoro')	25	3.2	0.014
	20	3.2	0.022
	16	3.2	0.045



FPD a 80 kVp



II a 80 kVp

EQUIPOS DE FLAT PANEL R. INTERVENCIONISTA

- Las tasas de dosis visualizadas son relativas al tamaño de 17cm
- Las tasas nominales deben ser multiplicadas por 0,54 (16 cm), 0,85 (20 cm), 1,66 (25 cm)

KCARE

Siemens fluoroscopy:
resolution and detector entrance dose

	cm	lp mm ⁻¹	mGy min ⁻¹
II ('C')	23	2.2	0.014
	17	2.8	0.025
	13	3.6	0.043
FPD ('Fluoro')	25	3.2	0.014
	20	3.2	0.022
	16	3.2	0.045

KCARE

Siemens digital acquisition:
detector entrance dose per frame

	cm	μGy frame ⁻¹
II ('0.17μGy/fr')	23	0.09
	17	0.15
	13	0.27
FPD ('CORO ND')	25	0.09
	20	0.14
	16	0.28

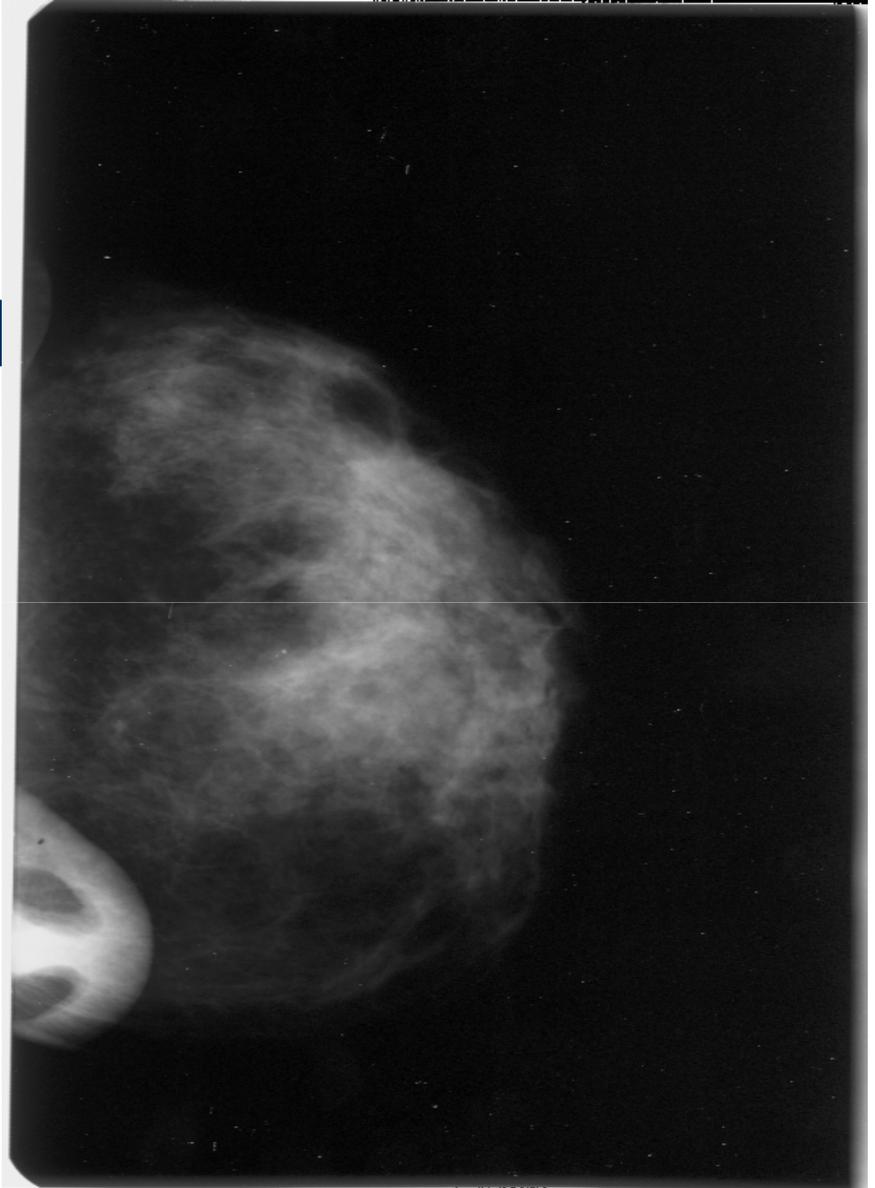
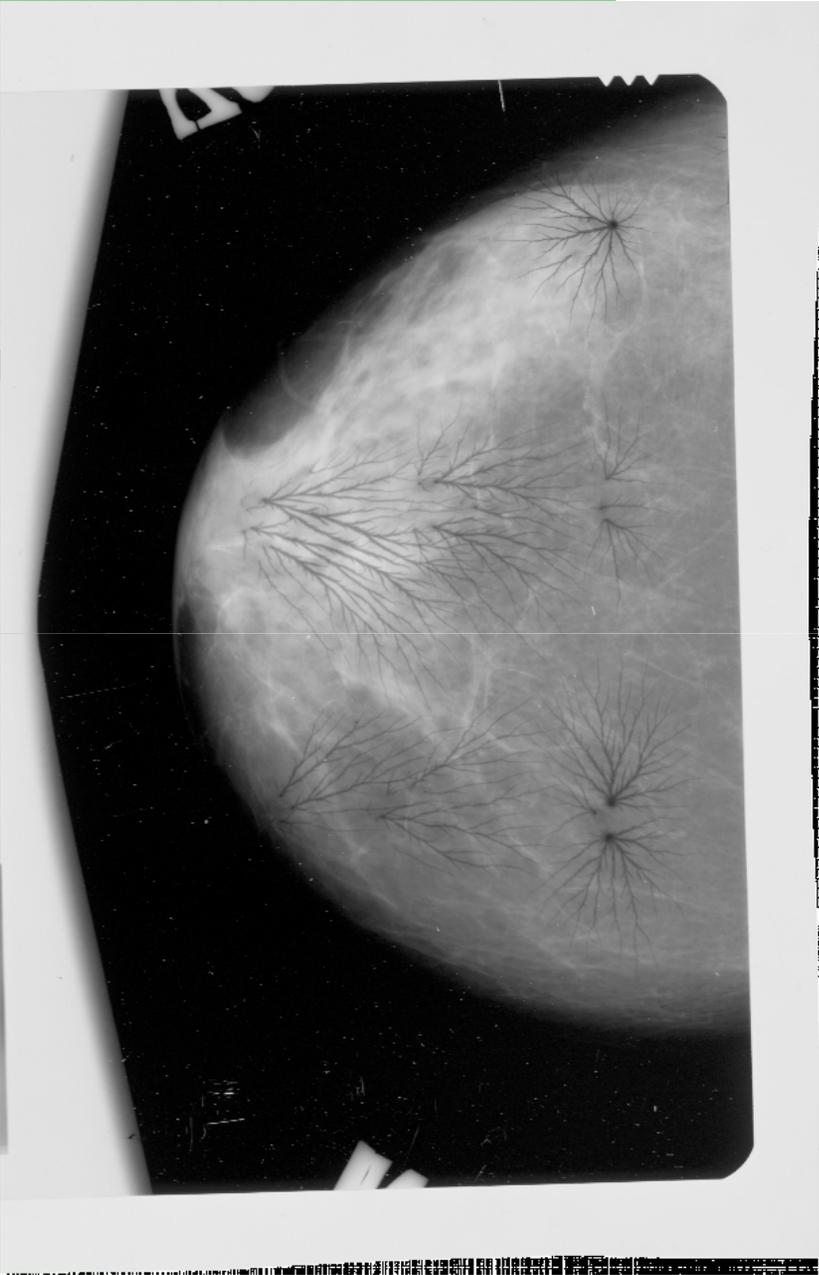
RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

(ICRP 85)

- La determinación de la máxima dosis en piel es difícil y el tiempo de escopia es un método burdo de estimar dosis a paciente.
- Para el mismo tiempo de escopia, el tamaño del paciente, el número de imágenes, las angulaciones del haz o la distancia del foco pueden producir dosis piel diez veces mayores.

FACTORES QUE AFECTAN A LA DOSIS EN MAMOGRAFÍA

- Espesor y composición de la mama
- Calidad del Haz de RX
 - kV
 - CHR
 - Ánodo/filtro
- Tipo de sistema de imagen
- Rejilla
 - Factor de rejilla entre 2 y 2,5
- Compresión
 - Reduce la dosis hasta 50%



DOSIS POR EXPOSICIONES MÉDICAS

- En 2006 en EEUU la dosis de radiación por exposiciones médicas se había multiplicado por siete en comparación a la de principios de los ochenta.
- La dosis por exposiciones médicas constituye casi la mitad de la dosis total de radiación incluyendo todas las fuentes.
- Este incremento se debe principalmente a la mayor utilización del CT y la Medicina Nuclear. (PET/CT) que contribuyen en un 36% de la dosis total, y al 75% de la dosis por exposiciones médicas.
- Se estima que en 2006 en EEUU, se realizaron 67 millones de CT, y 18 millones de procedimientos de MN.

MSCT

¿Todo Resuelto?

- Los mismos indicadores dosimétricos?
- Los mismos maniquíes?
- Parámetros técnicos?
- Uso del AEC de forma universal?
- Utilización de blindajes?

¿SE HAN INCREMENTADO LAS DOSIS?

Examinations	Effective dose (mSv)	
	SDCT	MDCT
Abdomen and pelvis	17.2	14.4
Liver/kidney	8.7	11.5
Aorta, abdominal	7.6	10.3
Coronary CTA	-	10.5
Brain	2.8	2.8
Face and sinuses	1.1	0.8
Face and neck	2.0	2.0
Chest	6.2	5.7
Pelvis	8.8	7.2
Calcium scoring	-	3.1
Virtual colonoscopy	-	10.2
Aorta, thoracic	5.8	6.7
Pulmonary vessels	3.6	5.4
Cervical spine	2.1	2.9
Lumbar spine	2.7	8.1

(Brix y col.2003)

¿SE PUEDEN OPTIMIZAR LAS DOSIS?

Scanning parameters	Coronary calcium quantification	Low dose CT for coronary calcium quantification
Scanner	4-detector row MDCT	4-detector row MDCT
mAs	165 mAs	55 effective mAs
kVp	120	120
Rotation time	0.5 second	0.5 second
Detector configuration	4 x 2.5 mm	4 x 2.5 mm
Scan coverage/area scanned	Heart (120 mm)	Heart (120 mm)
Slice thickness	2.5 mm	2.5 mm
CTDI vol	12 mGy	4 mGy

SISTEMAS CAE EN CT

- La atenuación varía con el espesor y la densidad del paciente.
- La señal en el detector varía inversamente con la atenuación
- Detectores digitales
- La sobre exposición implica mejor calidad de imagen
- La subexposición implica mayor ruido
- A diferencia de los CAE en Rx convencional en CT se controlan los mA no el tiempo de exposición

CAE

Ajuste de los mA con la anatomía del paciente

- Modulación rotacional de mA
- Modulación longitudinal (eje Z) mA
- Modulación combinada de ambas

DOSIS ES PROPORCIONAL a mA
EL RUIDO ES PROPORCIONAL A $1/\sqrt{\text{mA}}$

AEC

mA constante

Ruido

mA



a)

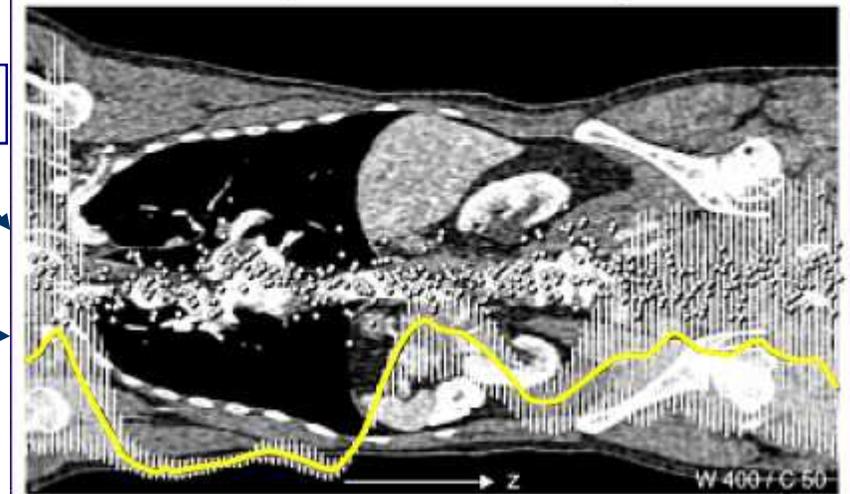
(from Kalendar 2005)

Modulación de mA

- Referencia mAs efectivos
- Valor de ruido aceptable para un hombre patrón (80kg)

Ruido

mA



a)

W 400 F C 50

	Patient size AEC 	Z-axis AEC 	mA modulation 
GE	Auto mA		SmartmA*
Philips	DoseRight ACS	DoseRight ZDOM	DoseRight DOM
Siemens	CAREdDose 4D		
Toshiba	SURExposure		**

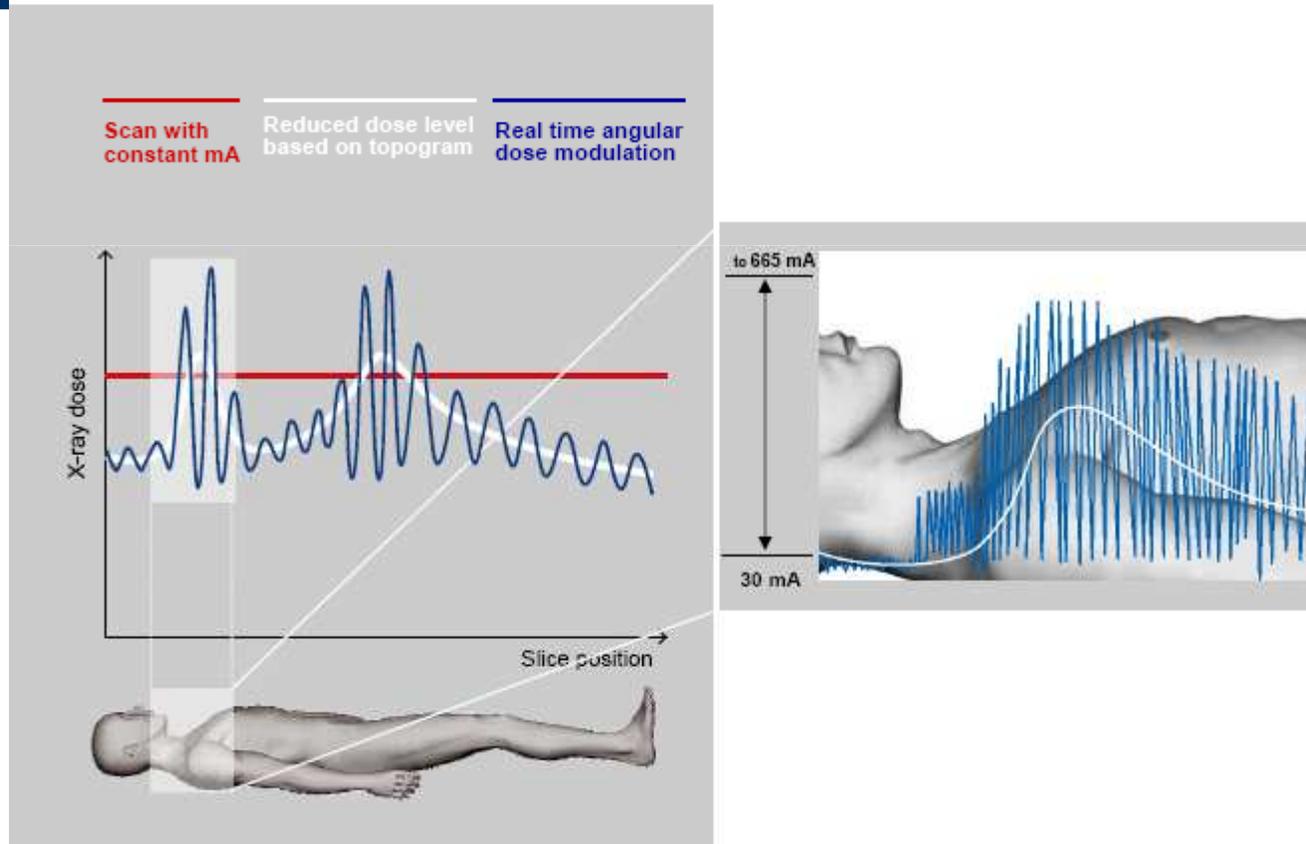
*GE LightSpeed Pro scanners only
** Work in progress

Manufacturer	Method for setting exposure level
GE	'Noise Index' sets required image noise level
Philips	A 'Reference Image' is used, which has the desired level of image noise.*
Siemens	'Equivalent mA' set for standard sized patient
Toshiba	Set required standard deviation (noise)

* new method based on reference mAs forthcoming

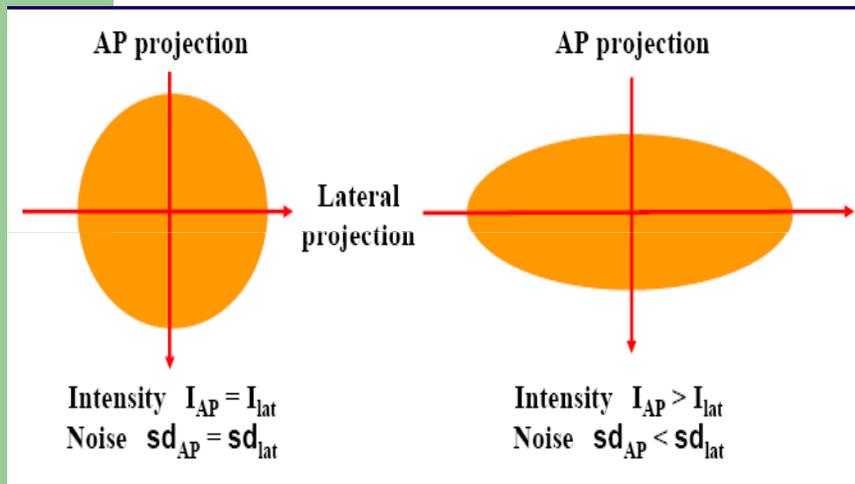
SIEMENS- CARE Dose4D

Speed4D – CARE Dose4D



Modulación Rotacional

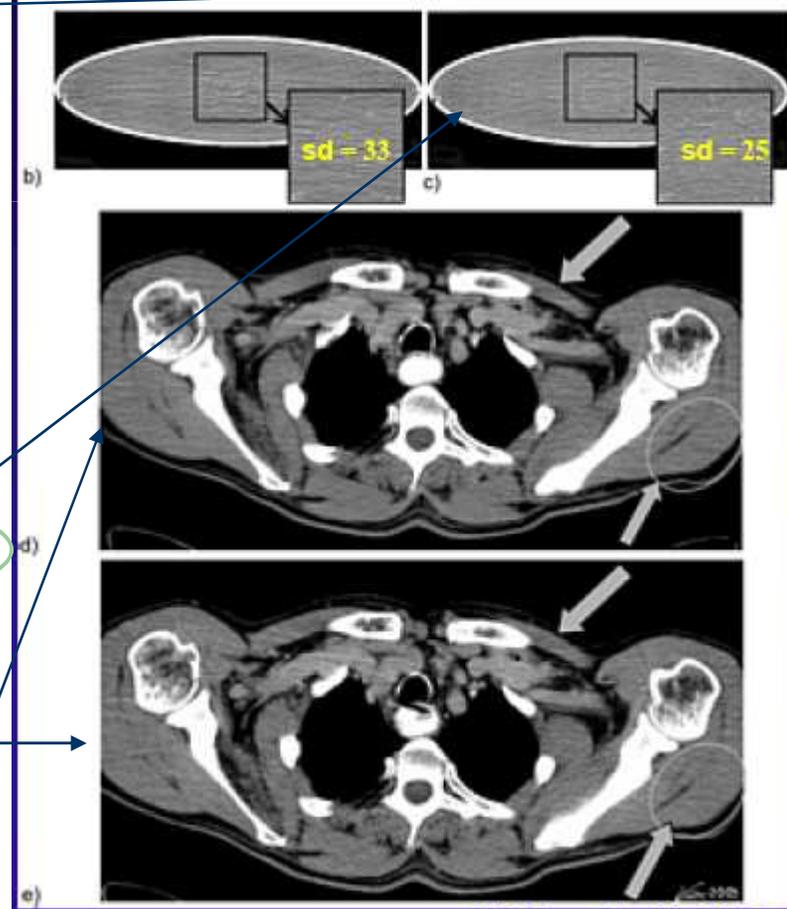
Sin modulación



Información de la atenuación dependiendo del ángulo

Con modulación
Mismo nivel dosis

Mismo nivel ruido
Dosis < 35%



MODULACIÓN LONGITUDINAL

- Los mAs cambian de corte a corte
 - Utiliza los datos de atenuación generados en el SPR (Scanned Projection radiography- scout view) para determinar los mAs requeridos
 - Se debe asegurar que el scout cubre la longitud total de la adquisición helicoidal
 - Al mismo kV que la adquisición helicoidal

OPTIMIZACIÓN EN MSCT PACIENTES GESTANTES ¿DIFERENTES PROPUESTAS?

- No se hace la exploración
- No se hace a embarazadas
- No se usa protectores, se piensa que podría incrementar la dosis al feto
- Se usa 0,35 mm Pb delante y detrás
- Se usan 0,7 mm Pb delante y detrás

PACIENTES GESTANTES EN MSCT

- El MSCT de pelvis es la exploración, tanto en RX como en medicina nuclear, para la que la dosis equivalente en útero es mayor.
- Para una paciente standard de 20 a 35 mGy
- Para estudios con y sin contraste la dosis en útero > 50 mGy
- Es necesario actualizar los protocolos para MSCT
- Conocer los mecanismos del CAE

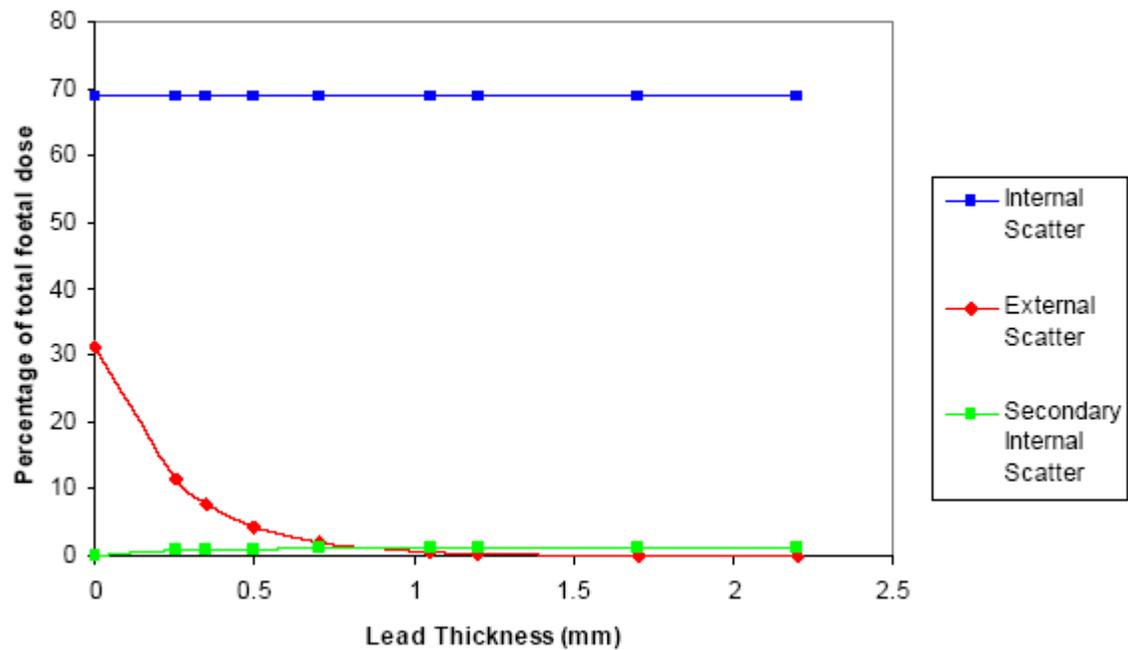
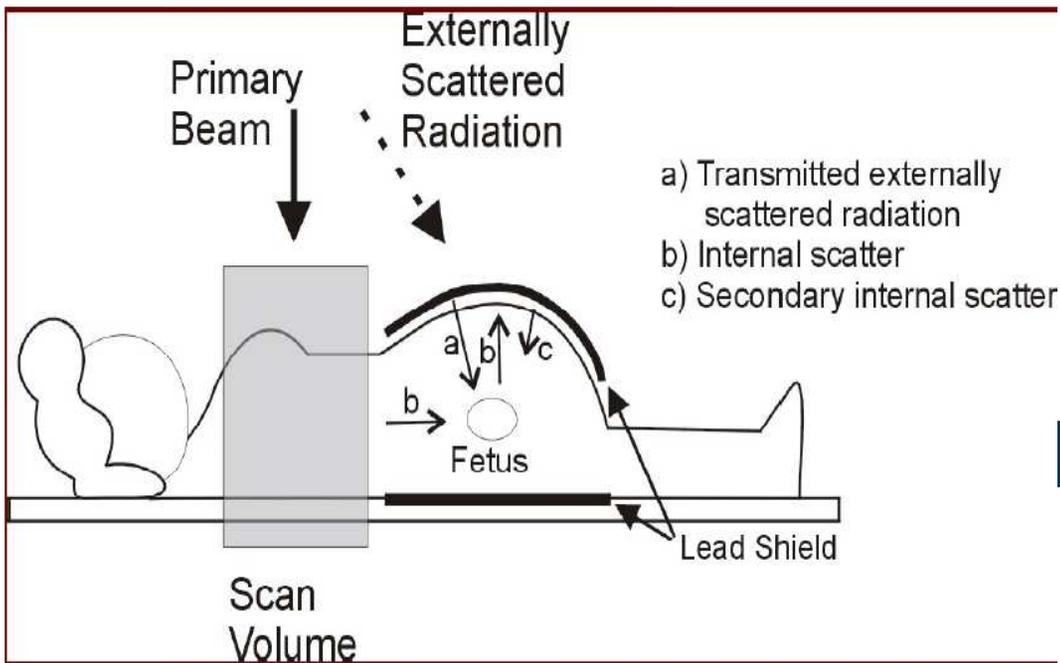
GE MSCT 16
120 kVp
350 mAs/rot
Pitch 0,94
20mm ancho de corte
27 cm espesor

Dosis sin contraste	33 mGy
Dosis con contraste	33 mGy
Dosis Total	66 mGy

DOSIS INDIVIDUALIZADAS

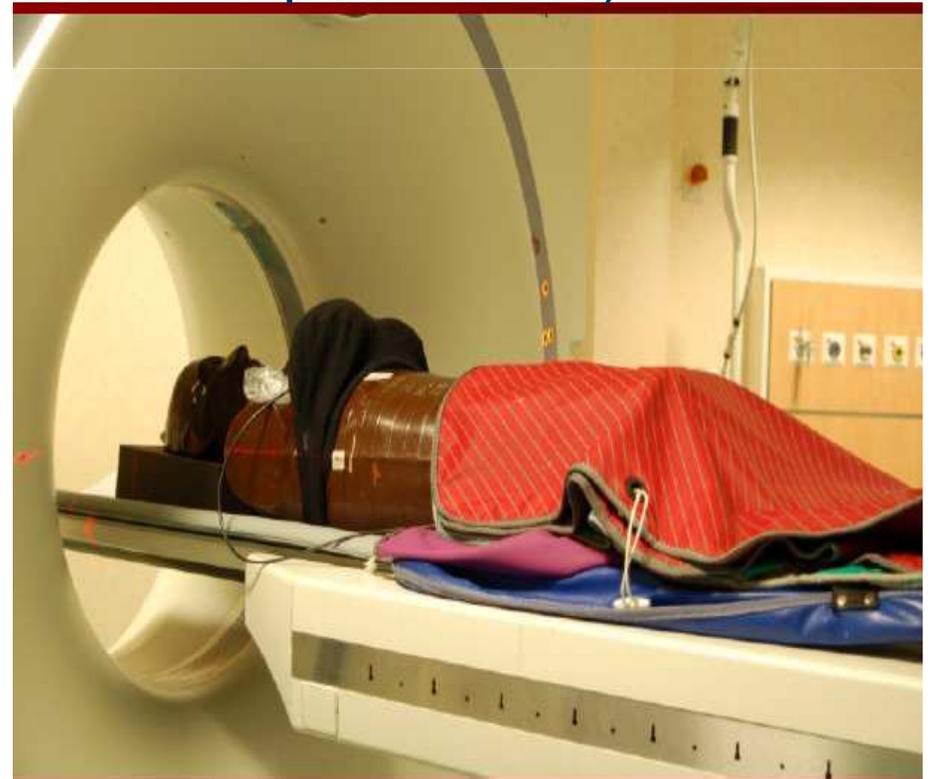
Scanning parameters	Pulmonary embolism	Appendicitis	Renal stone
Scanner	16-MDCT	16-MDCT	16-MDCT
mA	380	340	160
Gantry rotation time	0.8 second	0.5 second	0.5 second
kVp	140	140	140
Pitch	1.375:1	1.75:1	1.75:1
Detector configuration	16 x 1.25 mm	16 x 0.625 mm	16 x 0.625 mm
Scan coverage/area scanned	Chest	Abdomen- pelvis	Abdomen- pelvis
Slice thickness	2.5 mm		2.5 mm
Fetal dose at 3 months	0.07 cGy	1.5 to 1.7 cGy	0.4 to 0.72 cGy
Maternal effective dose (mean \pm SD)	14.4 \pm 2.1 mSv	13.3 \pm 1.0 mSv	4.51 \pm 0.45 mSv

(Hurwitz y col. 2006)



¿BLINDAJE?

- SI
- NO indicado. (ICRP. Mecanismos de optimización)



Colonoscopia virtual

- 120 kV, 120 mA, 0,75 s/rotación, pitch 5,5/4, colimación 4x2 mm. Supino + prono.

120 kV, pitch= 1,375, 40 cm								
mAs	Colimación (mm)	Longitud (cm)	Hombre (mSv)	Deff Mujer (mSv)	Ovarios (mGy)	Testículos (mGy)	Dosis Colon (mGy)	Vejiga (mGy)
90	8	40	9	11,6	17,6	4	17	22
60	8	40	6	7,8	11,8	2,6	11,4	14,2
90	4	40	11,8	15,4	24	5,4	22	28
90	2	40	18,6	24	34	8	34	42
90	8	40 +1 cm	9,4			7,2		
		40 + 2 cm	10,4			13		

- Dosis Efectiva mujeres > Dosis ovarios y dosis útero

MSCT CARDIACO

- Las dosis en el MSCT cardiaco son relativamente altas

mSv

~ 10 – 15	CT angiography
~ 5	planar coronary angiography
~ 5	PET ^{82}Rb
~ 2	PET $^{13}\text{NH}_3$
~ 10	SPECT

LOS RIESGOS DE LA RADIACIÓN EN CT PEDIÁTRICO UNA CUESTIÓN DE SALUD PÚBLICA

- El riesgo individual de cáncer radioinducido asociado con el CT es pequeño, sin embargo puede ser una cuestión de salud pública por la gran población de individuos expuestos.
- Los beneficios de un CT deberían siempre ser superiores al riesgo para un paciente individual.
- Las dosis efectivas por un Ct pediátrico pueden estar en el rango de < 1mSv a 30 mSv
- Entre los niños que han sido sometidos a un CT, aproximadamente 1/3 han tenido al menos tres CT.
- Hay que prestar atención a la realización de múltiples CT, ya que 3CT pueden triplicar el riesgo de aparición de cáncer de un CT

EXCESO DE MORTALIDAD A LO LARGO DE LA VIDA

Exposición aguda a 0,1 Sv

Probabilidad de muerte (10^{-3})

Edad años	Total	Leucemia	No leucemia	Digestivo	Mama
5	12,76	1,11	11,65	3,61	1,29
15	11,44	1,09	10,35	3,69	2,95
25	9,21	0,36	8,85	3,89	0,52
35	5,66	0,62	5,04	0,28	0,43

Las mujeres son más susceptibles que los hombres en un 6%

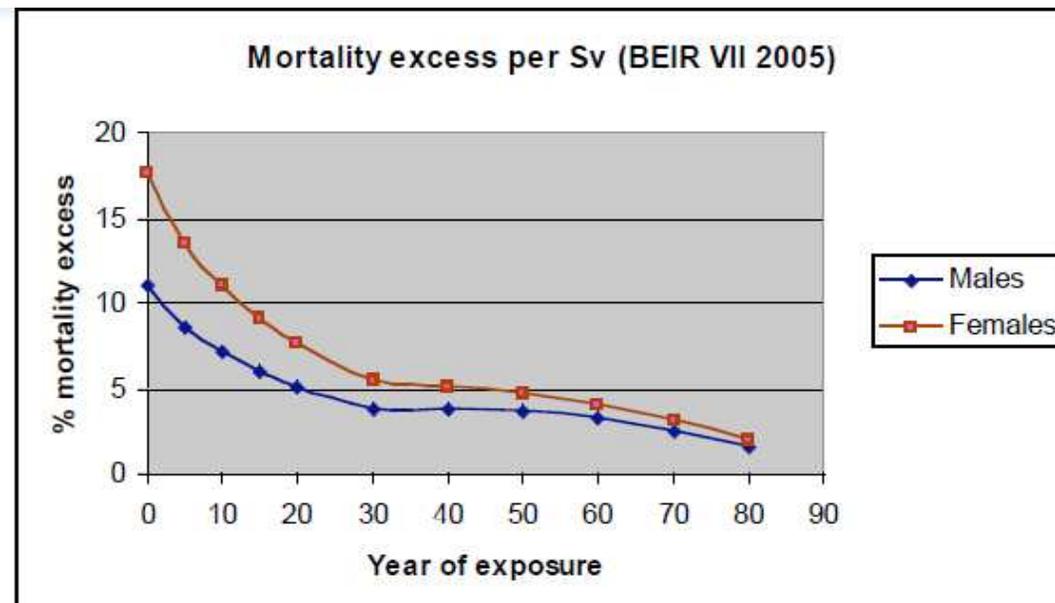
Exam type	Relevant organ	Range of absorbed organ doses (mGy)	Range of effective doses (mSv) #
Head unadjusted* (200 mAs)	Brain	23- 49	1.8 - 3.8
Head adjusted (100 mAs)	Brain	11 - 25	0.9 - 1.9
Abdomen unadjusted (200 mAs)	Stomach	21 - 43	11 - 24
Abdomen adjusted (50 mAs)	Stomach	5 - 11	3 - 6
Chest x-ray PA	Lung	0.04 - 0.08	0.01 - 0.03
Chest x-ray lateral	Lung	0.04 - 0.10	0.03 - 0.06
Mammogram	Breast	3.5**	0.42**

Effective dose using the 2008 ICRP tissue weighting factors. Effective dose is used in radiation protection to express detriment to the whole body when only a part of the body is exposed. It takes into account the type of radiation and the sensitivity of the exposed organs / tissues (tissue weighting factor).

* "Unadjusted" refers to using the same settings as for adults. "Adjusted" refers to settings adjusted for body weight.

OPTIMIZACIÓN DOSIMÉTRICA

- La mama de una niña de 15 años es 15 veces más sensible a la radiocarcinogénesis que la mama de una mujer de 45 años



¿SE PUEDEN OPTIMIZAR LAS DOSIS?

TABLE 2: Scanning Parameters and Console Radiation Dosimetry for SnapShot Burst Plus 0.625-mm Protocol in Anthropomorphic Phantom of 5-Year-Old Child

Parameter	kVp	mA	Pitch ^a	Time for Complete Tube Rotation (s)	Exposure Time (s)	SFOV	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy · cm)
Low mA	120	110	0.625 mm	0.5	17.8	Small	41.97	411.88
			2.75					
			0.275:1					
Medium mA	120	220	0.625 mm	0.5	17.8	Small	91.31	896.01
			2.75					
			0.275:1					
High mA	120	330	0.625 mm	0.5	17.8	Small	136.97	1,344.02
			2.75					
			0.275:1					
Low kVp	80	385	0.625 mm	0.5	17.8	Small	57.53	564.49
			2.75					
			0.275:1					
Timing bolus	120	400	0.625 mm	0.8	9.6	Small	544.35	1,088.69
			2.75					
			0.275:1					

Note—Cardiac-gated CTA examinations were performed on 16-MDCT scanner (LightSpeed, GE Healthcare) using SnapShot Burst Plus software (GE Healthcare). SFOV = scanning field of view, CTDI_{vol} = volume CT dose index, DLP = dose-length product.

^aFirst value is slice thickness, second value is reconstruction interval, and third value is true pitch.

TABLE 3: Effective Dose for Pediatric Cardiac-Gated CT Angiography with SnapShot Burst Plus 0.625 mm Software^a Using ICRP 60 as Reference Standard

Scanning Parameters	Effective Dose (mSv)	Effective Dose + Timing Bolus (mSv)
330 mA, 120 kVp	25.7 + 0.3	28.4 + 0.3
220 mA, 120 kVp	17.2 + 0.3	19.9 + 0.3
110 mA, 120 kVp	7.4 + 0.6	10.1 + 0.6
385 mA, 80 kVp	10.6 + 0.2	13.3 + 0.2
Timing bolus	2.7 + 0.1	—

Note—Total effective dose was calculated using guidelines of International Commission on Radiological Protection (ICRP) [39]. Dash (—) indicates not applicable.

^aGE Healthcare.

FDA: Mammography Facility Adverse Event and Action Report

- **Adverse Event:** The facility contacted the State of Pennsylvania and self-reported that a radiologic technologist falsified phantom images between July and December of 2004. On April 15, 2005, the State of Pennsylvania issued a Noncompliance letter to the facility. Based on this information, an AMR was performed to assess the quality of mammography at the facility. The facility failed the review, and mammography quality at the facility was determined to pose a serious risk to human health. Because of this, the ACR revoked the facility's accreditation on June 6, 2005.
- **Adverse Event:** During a State inspection conducted as the result of a complaint, it was found that the facility performed mammography when the quality assurance program did not meet State requirements.



MUCHAS GRACIAS