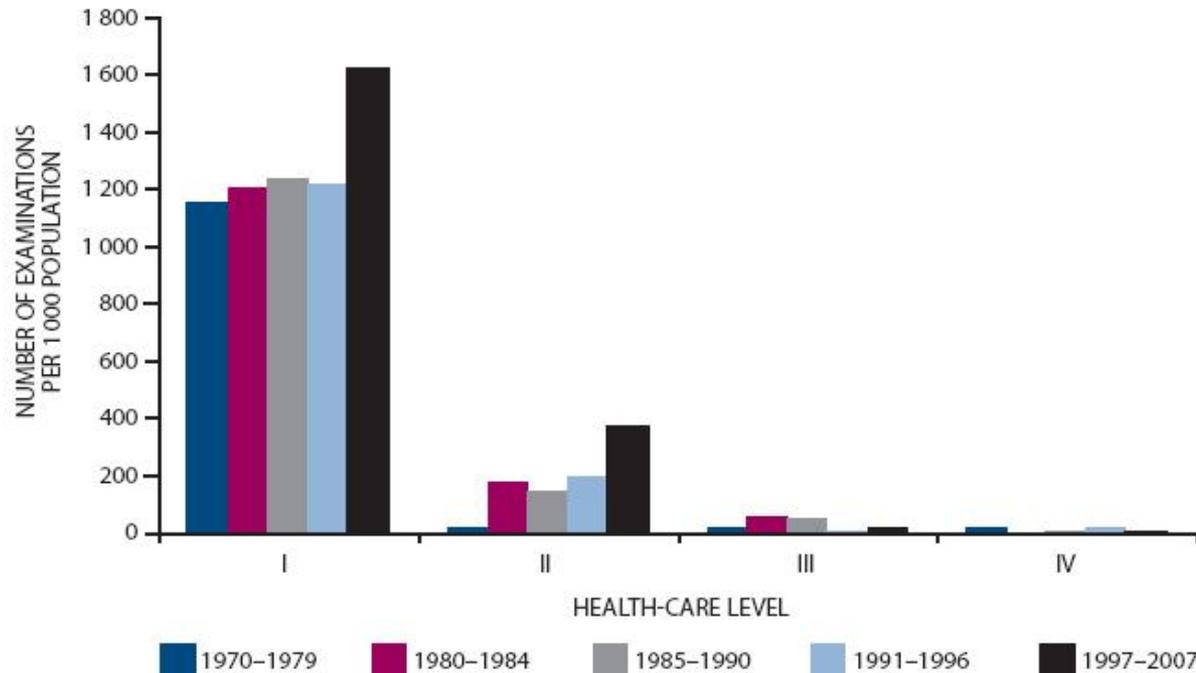


Aspectos prácticos de la dosimetría a pacientes en tomografía computerizada

*José Antonio Miñano Herrero
FEA Radiofísica Hospitalaria
Hospital Universitario Reina Sofía
Córdoba*

Introducción. UNSCEAR 2008

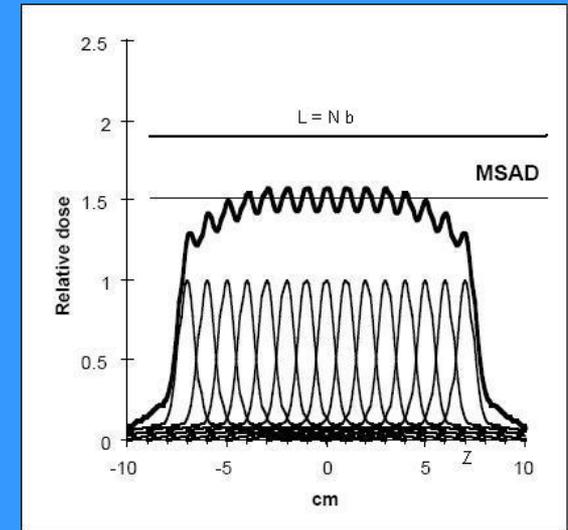
Figure I. Trends in the annual frequency of diagnostic medical and dental radiological examinations for each health-care level



	I	II	III/IV
Exploraciones CT (%)	7.9	2.0	14
Contribución a la dosis efectiva colectiva por exposición médica (%)	47	15	65

Índice de dosis en CT

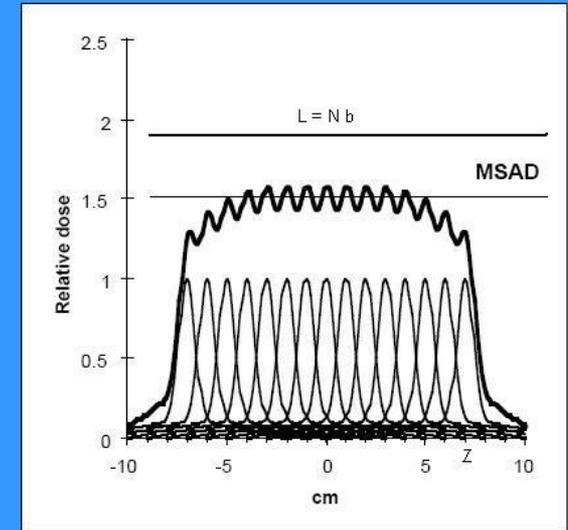
$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$



- Es medido a partir de un única rotación axial, sin movimiento de mesa.
- Estima la dosis promedio dentro de la región central del volumen explorado, la cuál se conoce como dosis promedio de múltiples *scan*, MSAD (multiple scan average dose).
- Los límites de integración indican una longitud de exploración suficiente para que la dosis dentro de la mencionada región central se aproxime a su límite superior asintótico.

Índice de dosis en CT

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$



- La medida directa del MSAD requiere múltiples rotaciones axiales. Los primeros CT eran muy limitados tanto en tiempos como en capacidad calorífica de los tubos.
- Es decir, cuando se calcula el miembro derecho de la igualdad con una única rotación axial se denomina CTDI, cuando se calcula con múltiples rotaciones axiales se denomina MSAD. Siendo el avance de mesa igual al espesor de corte.
- en la práctica, la coincidencia entre MSAD y CTDI requiere que este último incluya toda la cola del perfil de dosis.

Índice de dosis en CT de la FDA

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{+7T} D(z) dz$$

- Estandariza los maniqués: 2 de PMMA de 16 y 32 cm de diámetro y 14 cm de longitud
- Incluye el N en el denominador pero no lo hace en los límites de integración.

CTDI₁₀₀

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz$$

- Según ICRU 74 (2005), recomendado originariamente por IEC (1999) y EC (2000).
- Según AAPM 96, el informe 31 de la AAPM (1990), lo describe.
- La diferencia se encuentra en si la dosis es en aire o en otro medio.
- FDA, IEC y EC usan los mismos maniqués e igual cámara.

CTDI_w

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p}$$

- El CTDI varía con la posición en el FOV.
- Proporciona el valor promedio de CTDI en el FOV.
- 1/3 y 2/3 son aproximadamente las áreas relativas representadas por el valor de dosis del centro y los de la periferia.
- Se calcula a partir de CTDI₁₀₀ en aire en el seno del maniquí (IEC 60601-2-44)

CTDI_{vol}

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w = \frac{1}{pitch} CTDI_w$$

- I, avance de mesa en axial.
- Tiene en cuenta los solapamientos, o su ausencia, entre rotaciones sucesivas.
- Es un valor único que representa la dosis promedio dentro del volumen de exploración para uno de los maniqués estándar.
- Se informa antes y después de la exploración en base a los maniqués de 16 y 32 cm de diámetro (IEC 60601-2-44).

DLP

$$DLP(mGy\text{ cm}) = CTDI_{vol} (mGy) \text{ long(cm)}$$

- Dosis integrada a lo largo de la longitud de exploración.
- Se informa antes y después de la exploración en base a los maniquíes de 16 y 32 cm de diámetro (IEC 60601-2-44).

CTDI en aire

$$CTDI_{\text{aire}} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

Limitaciones de CTDI y CTDI_{vol}

- CTDI_{vol} son sensibles a los parámetros de exploración pero independiente Del tamaño del paciente.
- El CTDI fue concebido para equipo que operan solo en modo axial. Puede ser atrevido usarlo en equipos helicoidales.
- Dado que las colimaciones en los equipos multicorte son cada vez mayores, el CTDI₁₀₀ tiende a excluir cada vez más la contribución de la radiación dispersa.
- CTDI y CTDI₁₀₀ no fueron definidos pensando en los equipos *cone-beam*.
- *El divisor nT en los equipos cone-beam no esta definido.*

AAPM 204



Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations

- Los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP mostrados en la consola de un equipo CT se corresponden con uno de los maniqués de referencia.
- En exploraciones pediátricas el maniquí empleado puede variar entre fabricantes.
- Desarrolla factores de conversión aplicables al $CTDI_{vol}$ para obtener una mejor estimación de la dosis al paciente.

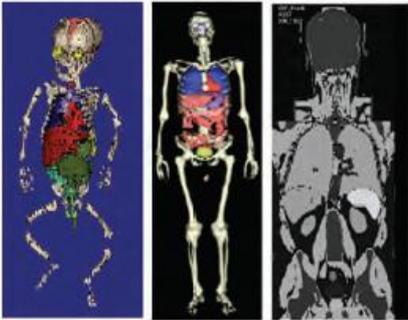
AAPM 204. Fundamento



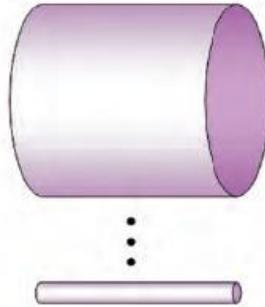
A. Physical Anthropomorphic Phantoms
(McCollough and collaborators, Mc)



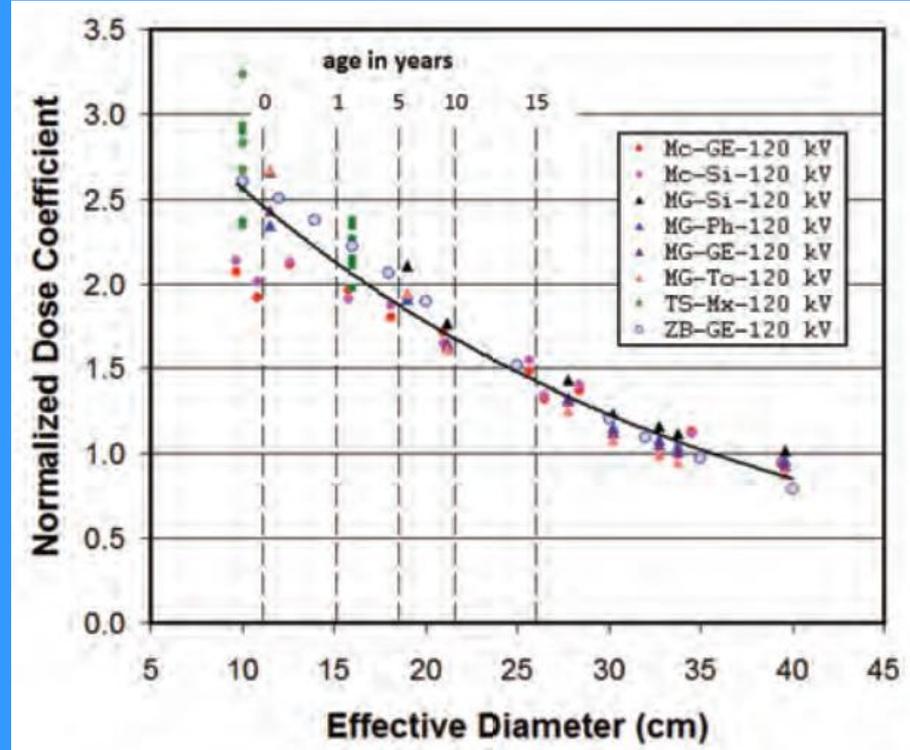
B. Cylindrical PMMA phantoms
(Toth and Strauss, TS)



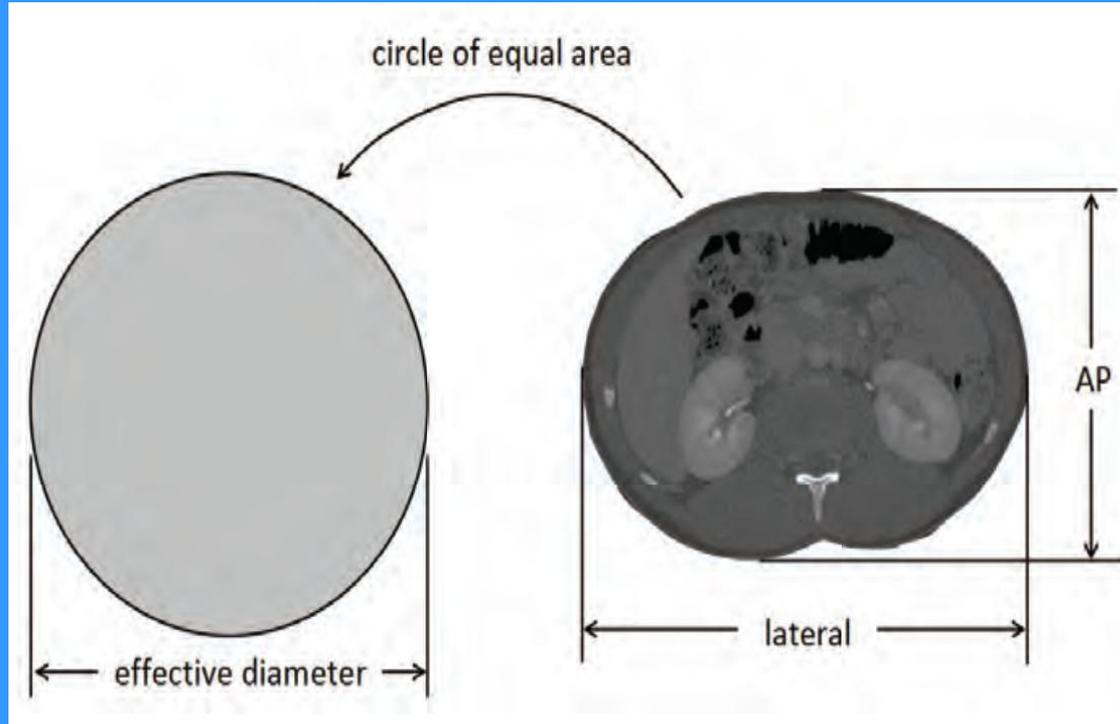
C. Monte Carlo Voxelized Phantoms
(McNitt-Gray and collaborators, MG)



D. Monte Carlo Mathematical Cylinders
(Boone and collaborators, ZB)



AAPM 204. Fundamento



$$\text{diámetro efectivo} = \sqrt{AP \times \text{lateral}}$$

AAPM 204. Tabla

Diámetro efectivo (cm)	Factor de conversión
6	1.49
7	1.43
8	1.38
.....
20	0.86
.....
40	0.40

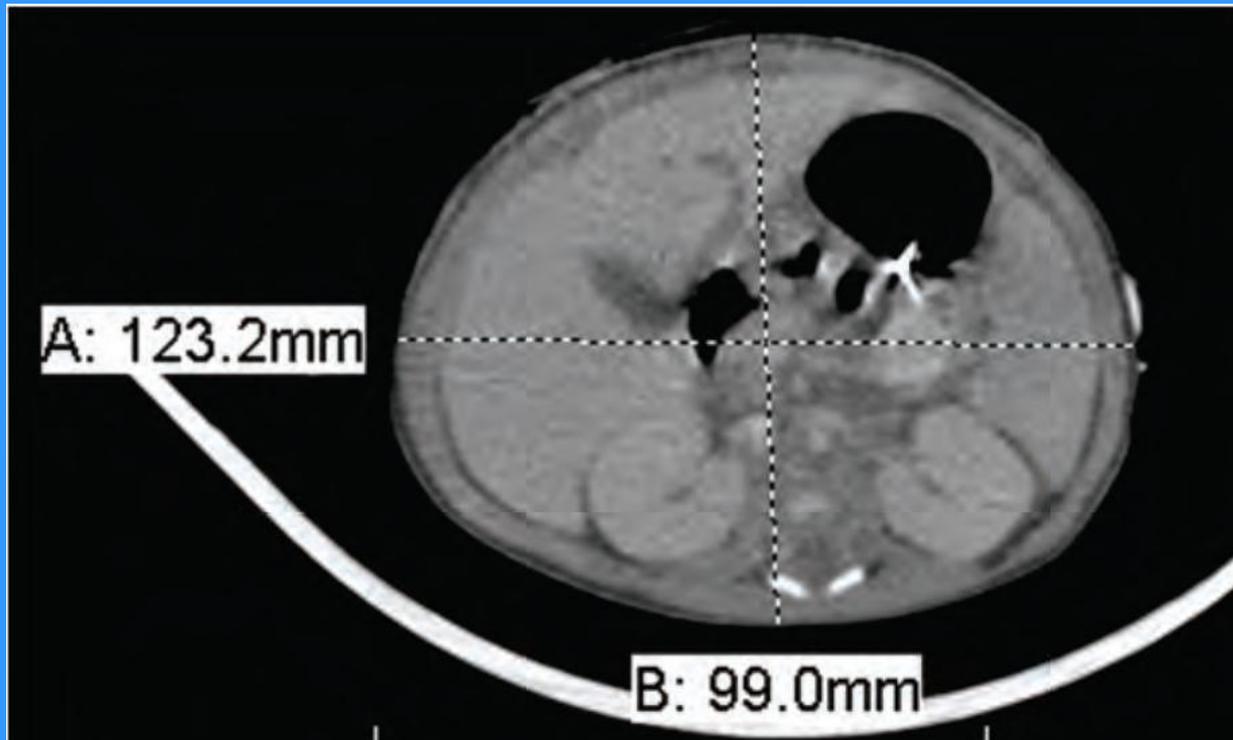
Factores de conversión basados en el uso del maniquí de 16 cm de diámetro para el cálculo del valor de $CTDI_{vol}$

AAPM 204. Tabla

Diámetro efectivo (cm)	Factor de conversión
8	2.76
9	2.66
10	2.57
.....
20	1.78
.....
40	0.85

Factores de conversión basados en el uso del maniquí de 32 cm de diámetro para el cálculo del valor de $CTDI_{vol}$

AAPM 204. Ejemplo



$CTDI_{vol} = 5,40 \text{ mGy}$ (maniquí de 32 cm)

diámetro efectivo = 11 cm

$SSDE = f^{32x} CTDI_{vol} = 2,47 \cdot 5,40 \text{ mGy} = 13,3 \text{ mGy}$

AAPM 204. Limitaciones

- Las longitudes de las exploraciones de los cuatro estudios están comprendidas Entre 15 y 30 cm.
- Los cuatro estudios están orientados a exploraciones de abdomen y pelvis.
- No debe ser usado para modificar el DLP.
- No debe ser usado para el cálculo de dosis efectiva.
- No proporciona dosis órgano.

AAPM 111

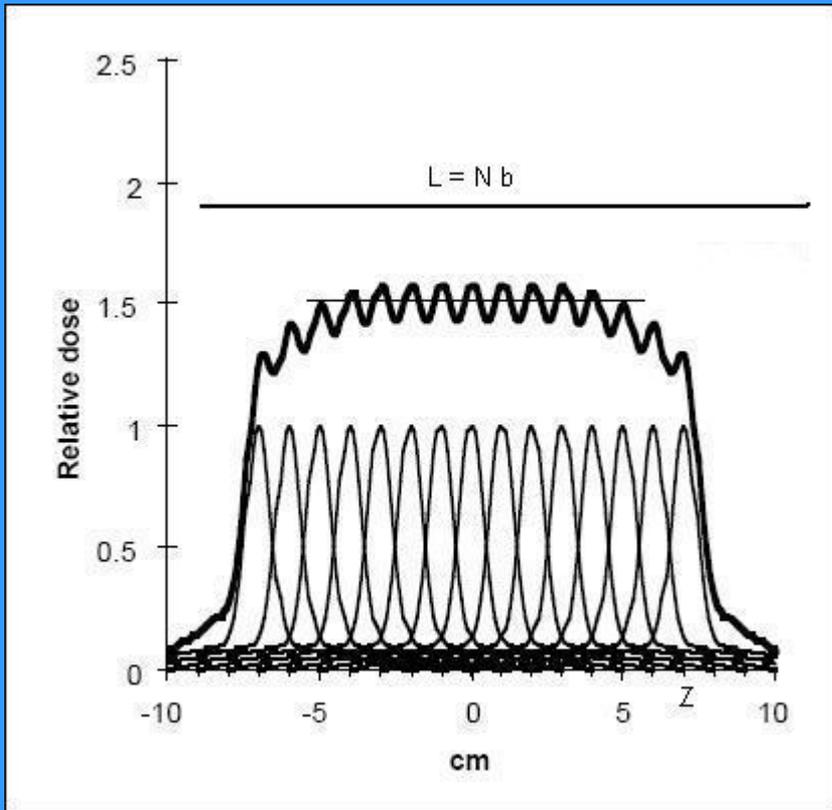
AAPM REPORT NO. 111



Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography

Propone un nuevo esquema de medidas en base a una teoría unificada válida para todas las formas de tomografía: Axial, Helicoidal, Fan-beam y Cone-beam

AAPM 111. Fundamento



- b , espaciado entre sucesivos scan.
- L , longitud total de la exploración.
- N , rotaciones.

$$L = N b$$

- $f(z)$ es el perfil de dosis centrado en $z=0$ para el maniquí.

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z - z') dz'$$

AAPM 111. Fundamento

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z - z') dz'$$



$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$

Dosis acumulada en el centro del rango de exploración.

AAPM 111: Dosis equilibrio

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' \quad \rightarrow \quad D_{eq} = \frac{1}{b} \int_{-\infty}^{+\infty} f(z') dz'$$

¿ ∞ ? L_{eq}

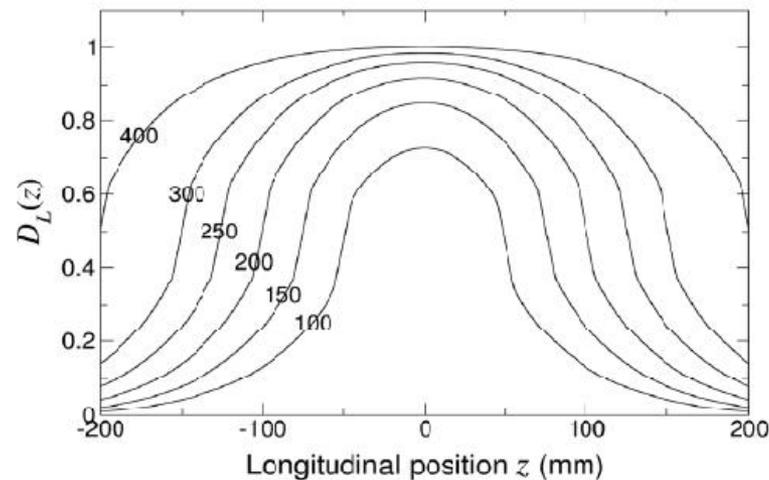


Figure 2. Cumulative dose distributions $D_L(z)$ for various scanning lengths L from 100 mm to 400 mm along the central z -axis of an elliptical cross-section water-equivalent phantom (Computerized Imaging Reference System, Inc.) with minor and major axes of 20 cm and 30 cm. $D_L(z)$ values are normalized to equilibrium dose (see text) $D_{eq} = 1$, and they are generated from the convolution Eq. (1) using the measured dose profile $f(z)$.^[20]

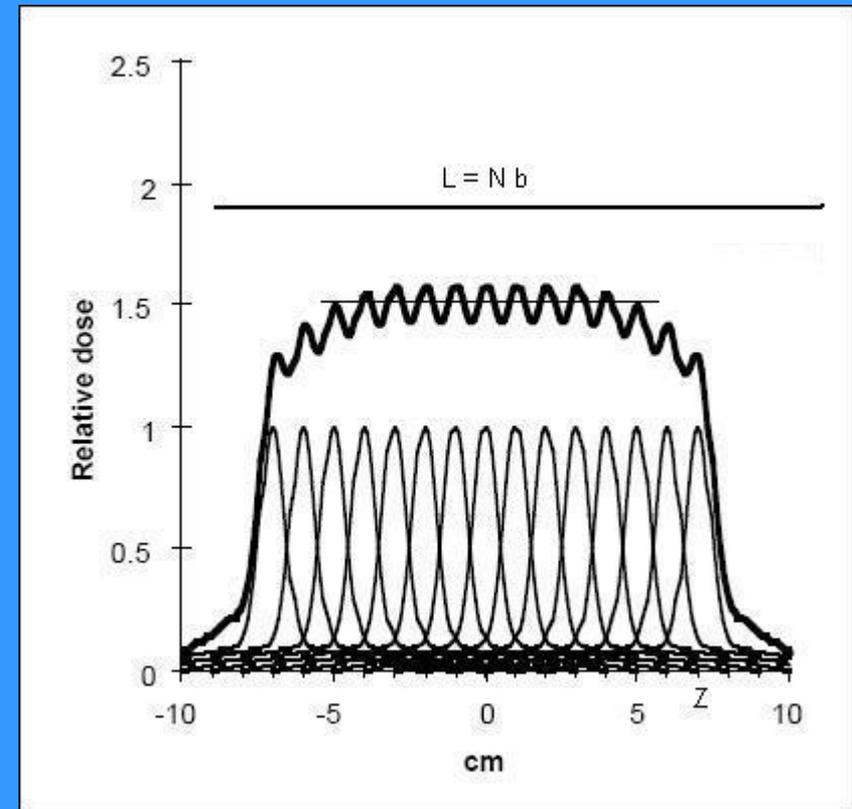
AAPM 111: Axial y helicoidal

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$



$$N \rightarrow \infty \quad (L \rightarrow \infty)$$

$$D_L(0) = Deq$$



AAPM 111: Axial y helicoidal

$$D_{eq} = \frac{1}{b} \int_{-\infty}^{+\infty} f(z') dz' \quad p = \frac{b}{nT}$$

D_{eq} depende del valor del pitch. ¿Cuál es el valor de D'_{eq} ?

$$p D_{eq} = p' D'_{eq}$$

AAPM 111: Fan, cone beam

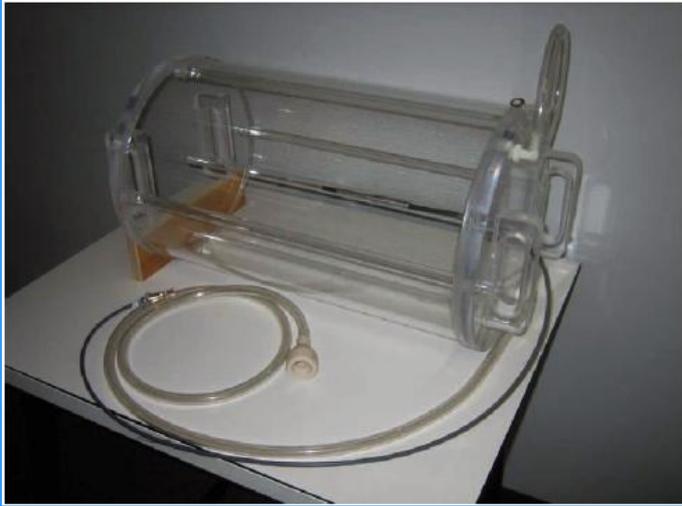
$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$



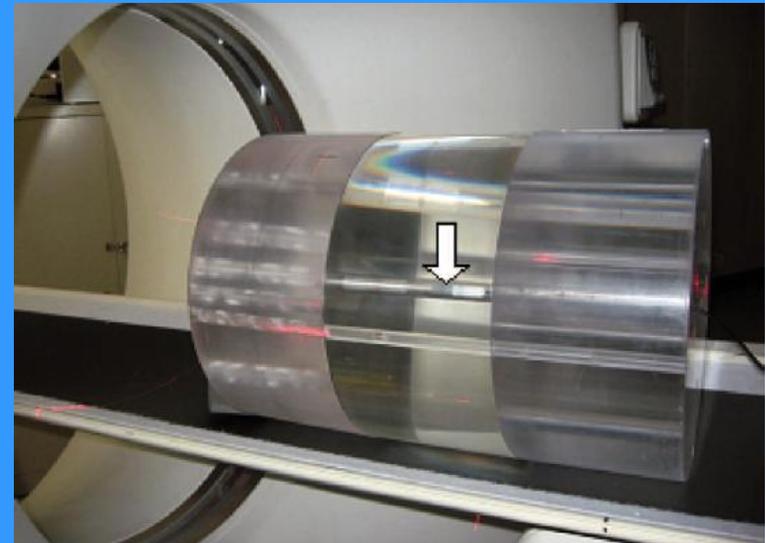
$$b \rightarrow 0 \quad (L \rightarrow 0)$$

$$Deq = N f(0)$$

AAPM 111: Equipamiento



- Arriba izq. Maniquí de 50 cm de longitud y 30 cm de diámetro.
- Cámara Farmer de 0.6 cc.
- Maniquí de PMMA de 32 cm de diámetro y tres secciones de 15 cm de longitud.



Dosis efectiva y riesgo

- La ICRP 103 recomienda como indicador dosimétrico para los efectos estocásticos la dosis promedio al tejido u órgano.
- Este mismo documento recomienda usar valores de riesgo de cada tejidos expuesto en función de la edad y sexo.
- La dosis efectiva debe usarse para comparar tecnologías y procedimientos similares entre hospitales o países. Siempre se debe tener presente la distribuciones de edad y sexo.

Dosis efectiva y riesgo

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
Version 1.0.4 27/05/2011

Scanner Model:
 Manufacturer: Philips
 Scanner: Mx8000 IDT / Brilliance 16 (& Power)
 kV: 120
 Scan Region: Head
 Data Set: MCSET12 Update Data Set
 Current Data: MCSET12
 Scan range:
 Start Position: 42.5 cm Get From Phantom Diagram
 End Position: 64 cm

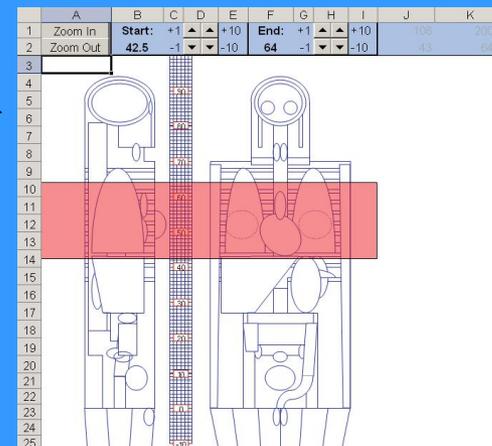
Acquisition Parameters:
 Tube current: 100 mA
 Rotation time: 1 s
 Spiral pitch: 1
 mAs / Rotation: 100 mAs
 Effective mAs: 100 mAs
 Collimation: 24 (8 x 3) mm
 Rel. CTDI: Look up 0.88 at selected collimation
 CTDI (air): Look up 17.1 mGy/100mAs
 CTDI (soft tissue): 18.3 mGy/100mAs
 CTDI_w: Look up 13.7 mGy/100mAs

Organ weighting scheme: ICRP 60

CTDI_w: 13.7 mGy
CTDI_{vol}: 13.7 mGy
DLP: 294 mGy.cm

Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T H _T
Gonads	0.2	0.0083	0.0017
Bone Marrow	0.12	2.2	0.26
Colon	0.12	0.059	0.0071
Lung	0.12	8.9	1.1
Stomach	0.12	1.1	0.13
Bladder	0.05	0.0049	0.00025
Breast	0.05	7.9	0.4
Liver	0.05	1.7	0.085
Esophagus (Thymus)	0.05	11	0.54
Thyroid	0.05	0.63	0.032
Skin	0.01	1.4	0.014
Bone Surface	0.01	4	0.04
Not Applicable	0	0	0
Not Applicable	0	0	0
Remainder	0.05	14	0.071
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			2.6

Remainder Organs	H _T (mGy)
Adrenals	2.1
Small Intestine	0.071
Kidney	0.42
Pancreas	1.5
Spleen	1.2
Thymus	11
Uterus	0.017
Muscle	1.5
Brain	0.032
Not Applicable	NA
Other organs of interest	
Eye lenses	0.039
Testes	0.00035
Ovaries	0.016
Uterus	0.017
Prostate	0.0049



Dosis efectiva y riesgo



Baby



Child



Golem



Frank



Visual Human



Donna



Irene



Helga

Dosis efectiva

Table 2 Normalised values of effective dose per dose-length product (DLP) over various body regions

Region of body	Normalised effective dose, E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

EUR 16252

Table A.2. Normalised effective dose per dose-length product (DLP) for adults (standard physique) and paediatric patients of various ages for various body regions. (Bongartz, et al. 2004, Shrimpton et al. 2006)

Region of body	k (mSv · mGy ⁻¹ · cm ⁻¹)				
	0-year-old	1-year-old	5-year-old	10-year-old	Adult
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen and pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Dosis efectiva y riesgo

Cancer site	Age (y)						
	20	30	40	50	60	70	80
Males							
Stomach	40	28	27	25	20	14	7
Colon	173	125	122	113	94	65	30
Liver	30	22	21	19	14	8	3
Lungs	149	105	104	101	89	65	34
Prostate	48	35	35	33	26	14	5
Bladder	108	79	79	76	66	47	23
Thyroid	21	9	3	1	0.3	0.1	0
Leukaemia	96	84	84	84	82	73	48
Other	312	198	172	140	98	57	23
All cancers	977	686	648	591	489	343	174
Females							
Stomach	52	36	35	32	27	19	11
Colon	114	82	79	73	62	45	23
Liver	14	10	10	9	7	5	2
Lungs	346	242	240	230	201	147	77
Breast	429	253	141	70	31	12	4
Bladder	109	79	78	74	64	47	24
Uterus	26	18	16	13	9	5	2
Ovary	50	34	31	25	18	11	5
Thyroid	113	41	14	4	1	0.3	0
Leukaemia	71	63	62	62	57	51	37
Other	323	207	181	148	109	68	30
All cancers	1646	1065	886	740	586	409	214

Riesgo atribuible de incidencia de cáncer dado como número de casos En 100000 personal expuestas a Una dosis única de 0.1 Gy

$$R = \sum_T r_T H_T$$