

DETECTORES PARA DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS

MsC. Rogelio Díaz Moreno
Lic. María Laura Haye

7,8 y 9 de abril de 2019 - Córdoba

¿Por qué incorporar consideraciones adicionales en la dosimetría de campos pequeños?

“accidents have occurred owing to the use of methods and procedures that are appropriate for large fields but not for small fields”

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies, Publication 112, Pergamon Press, Elsevier, Amsterdam (2009).

Instituto Zujunino

Fundación Marie Curie



¿Cuándo un campo es pequeño?

Si se cumple al menos una de las siguientes condiciones:

- ✓ **Campo de radiación:** Falta de Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas

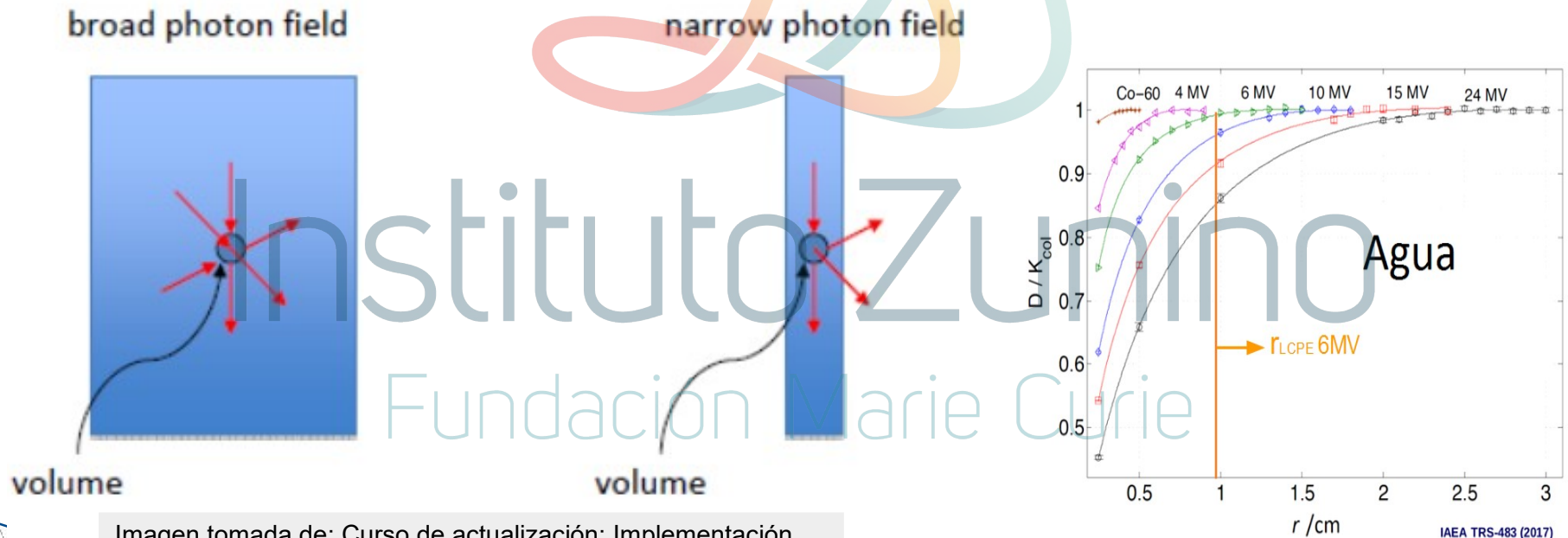


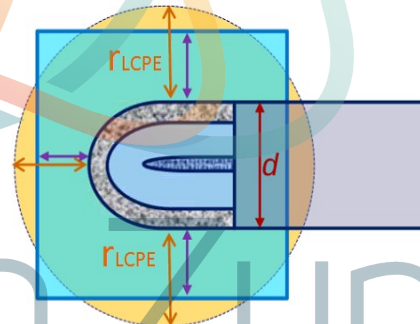
Imagen tomada de: Curso de actualización: Implementación de la SBRT en la práctica clínica
Jaime Martínez Ortega, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

Equilibrio lateral de partículas cargadas (LCPE)

La condición práctica para la medición en campos pequeños es que la distancia desde el borde externo del detector hasta el borde de campo sea al menos igual que el rango necesario para conservar el Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas, r_{LCPE} .

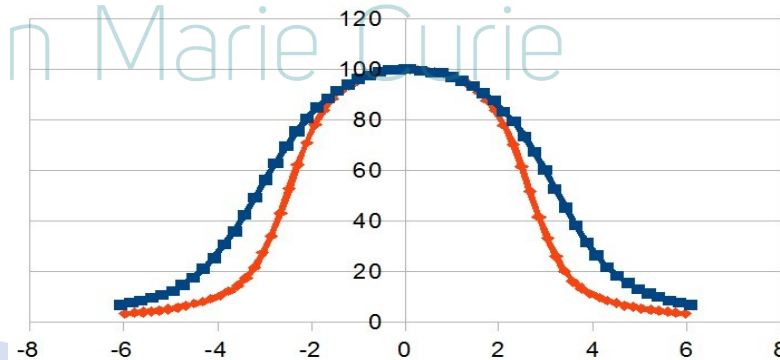
$$r_{LCPE} = 8,369 * TPR_{20,10} - 4,382$$

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d$$



— Lectura normalizada 20 cm profundidad
— Lectura normalizada 1.5 cm de profundidad

Atención: La condición variará en dependencia de la posición de medición



¿Cuándo un campo es pequeño? (2)

Si se cumple al menos una de las siguientes condiciones:

- ✓ **Generador (Co-60 o Linac):** Oclusión parcial de la fuente primaria de fotones debido al sistema de colimación.

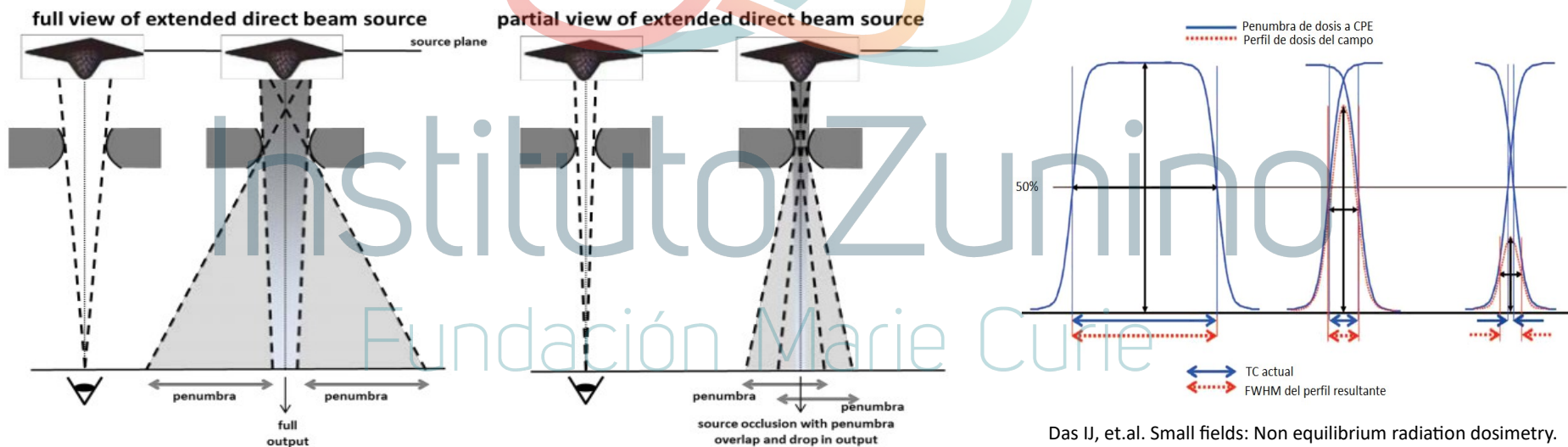


FIG. 2. Schematic illustration of the source occlusion effect (replotted from Ref. [12] with the permission of the Institute of Physics and Engineering in Medicine).

Das IJ, et.al. Small fields: Non equilibrium radiation dosimetry. Med. Phys. 35, 206-215, 2008

¿Cuándo un campo es pequeño? (3)

Si se cumple al menos una de las siguientes condiciones:

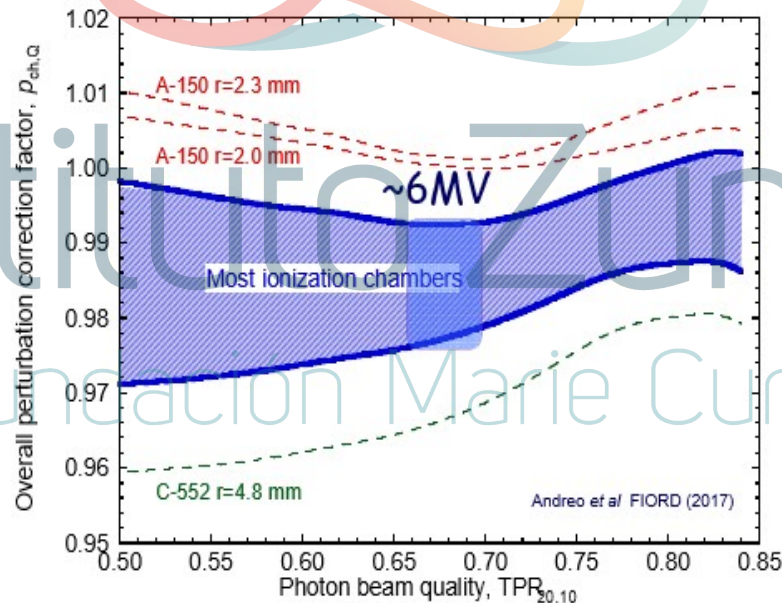
- ✓ **Detector:** discrepancia entre dimensiones del detector y el tamaño del haz y aumento de los efectos de perturbación en comparación con haces anchos.

Teoría ideal - Cavidad

$$D_m =$$

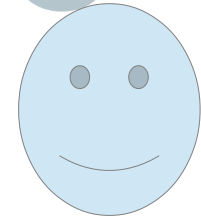
$$D_g =$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = D_{air,Q}(z_{ref}) s_{w,air} \prod_i p_{ch_i,Q}$$



Para haces anchos

Factores ~ 2%



Detectores

Efecto de perturbación del detector

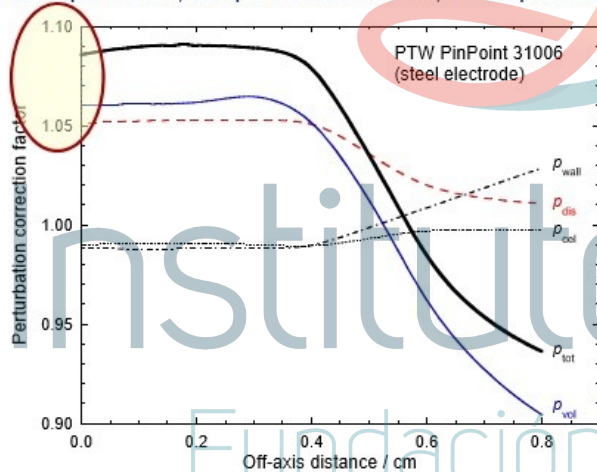
Para haces pequeños los factores de perturbación pueden ser mucho mayores. Como se muestra en la figura, la combinación de pvol y pdis es cercana al 10%.

$$\bar{D}_{med,Q}(P) \neq \bar{D}_{det,Q} S_{med,det} \prod P_{det,i}$$

Para haces pequeños

Factores muy grandes!!

MC calcs para 6 MV, campo 0.8 cm x 0.8 cm, 10 cm profundidad



Datos de Crop et al Phys Med Biol 54(2009)2951

“in the smallest fields of interest, some perturbations become so large that the various contributions to the overall perturbation correction factors are no longer independent.”

Detectores

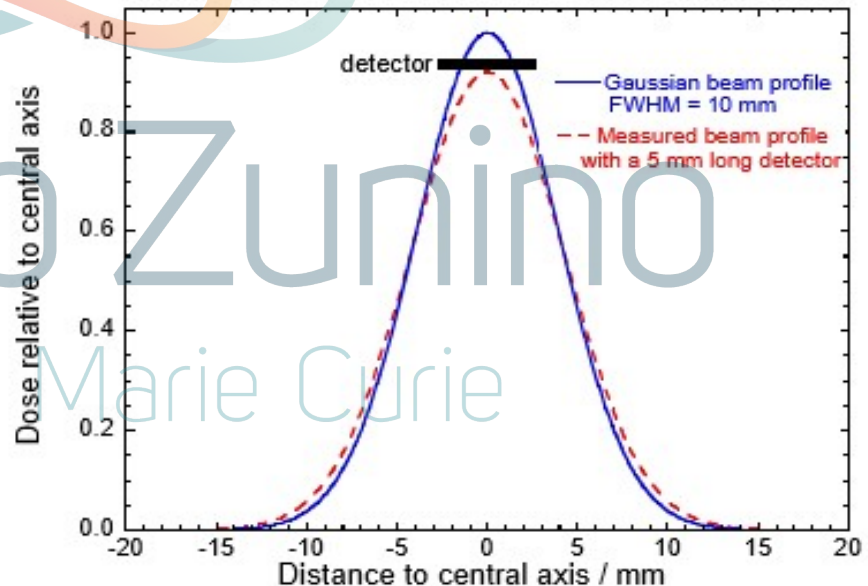
Tamaño del detector en relación al tamaño de campo

Efecto de promediado del volumen:

Si el tamaño de campo es menor que las dimensiones de la CI o bien la fluencia en el detector no es uniforme, la señal del detector promediada en su volumen será incorrecta.

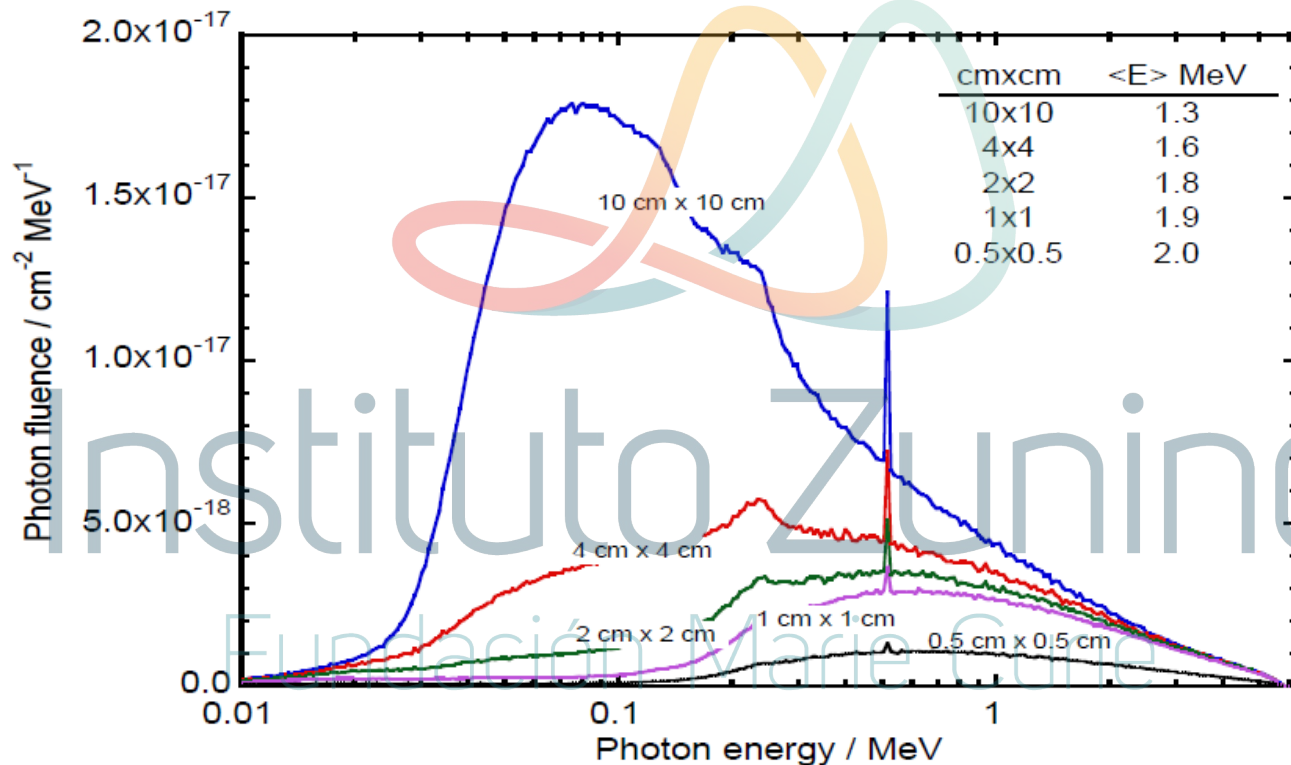
Fluencia sobre el detector no es uniforme

➔ Factor de Corrección por Promediado del Volumen



Aspectos relacionados

“Endurecimiento” del haz por disminución del componente de radiación dispersa. Dependencia de la respuesta del detector con la energía...



Tipo de dosimetría

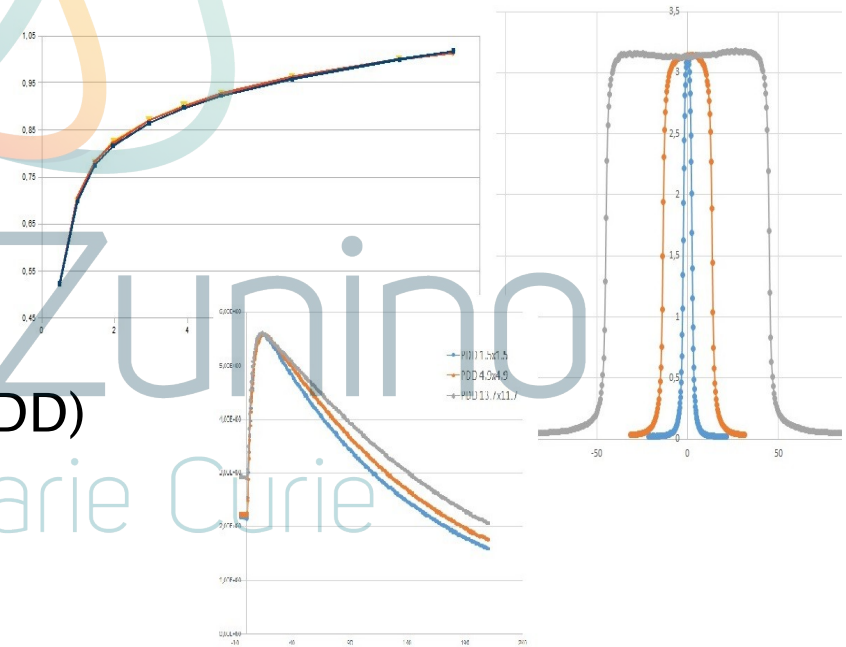


► Dosimetría de Referencia

- Condiciones habituales de referencia, campo 10 x 10 cm².
- Campo Específico de la Máquina (msr, machine specific reference field) (*no son campos pequeños!*)

► Dosimetría Relativa

- Perfiles laterales
- Dosis Porcentual en Profundidad (PDD)
- Factores de campo
- Otros factores



Detectores

- ▶ Recomendaciones (IAEA TRS 483, capítulo 4) sobre los diferentes tipos de detectores adecuados para dosimetría de referencia para campos pequeños.

TABLE 3. SPECIFICATIONS FOR REFERENCE CLASS IONIZATION CHAMBERS FOR REFERENCE DOSIMETRY OF f_{msr} FIELDS, f_{msr} [107]

Parameter	Specification
Chamber settling	Monitoring chamber response with accumulated dose: equilibrium is reached in less than 5 minutes; the initial and equilibrium readings agree within 0.5%.
Leakage	Smaller than 0.1% of the chamber reading.
Polarity effect	Smaller than 0.4% of the chamber reading. The polarity energy dependence is less than 0.3% between ^{60}Co and 10 MV photons.

- ▶ Dosimetría de referencia para campos msr .
- ▶ Especificaciones para CI de referencia (Tabla 3)

Recombination correction

1. The correction is linear with dose per pulse.
2. Initial recombination (the dose rate or dose per pulse independent part of the total charge recombination) is below 0.2% at polarizing voltages around 300 V.
3. For pulsed beams, a plot of $1/M_Q$ (charge reading) vs $1/V$ (polarizing voltage) is linear at least for practical values of V .
4. For continuous beams, a plot of $1/M_Q$ vs $1/V^2$ is linear, describing the effect of general recombination. The presence of initial recombination disturbs the linearity but this is normally a small effect, which may be neglected.
5. The difference in the initial recombination correction obtained with opposite polarities is less than 0.1%.

Chamber stability

Change in calibration coefficient over a typical recalibration period of 2 years below 0.3%. Same figure for long term (>5 y) stability.

Chamber material

Wall material not exhibiting temperature and humidity effects.

Note: Chamber types that potentially do not meet these criteria but have been proven to be suitable for reference dosimetry of the Gamma Knife are marked in Table 5.



Detectores

- Características de las cámaras de ionización cilíndricas para dosimetría de referencia para campos $msr \geq 6 \times 6 \text{ cm}^2$ (Tabla 4).

TABLE 4. CHARACTERISTICS OF CYLINDRICAL IONIZATION CHAMBERS FOR REFERENCE DOSIMETRY OF msr FIELDS $f_{max} \geq 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$

Ionization chamber type	Cavity volume (cm^3)	Cavity length (mm)	Cavity radius (mm)	Wall material	Wall thickness (g/cm^2)	Central electrode material	Waterproof
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552 ^a	0.050	C-552 ^a	N
Exradin A2 Spokas	0.53	11.4	4.8	C-552 ^a	0.176	C-552 ^a	Y
Exradin A12 Farmer	0.65	24.2	3.1	C-552 ^a	0.088	C-552 ^a	Y
Exradin A12S	0.25	11.6	3.1	C-552 ^a	0.088	C-552 ^a	Y
Exradin A19	0.63	25.0	3.1	C-552 ^a	0.088	C-552 ^a	Y
FZH TK 01	0.4	12.0	3.5	Delrin ^c	0.071	— ^b	Y
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0.69	23.0	3.1	Delrin ^c	0.056	Aluminum	Y
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	0.69	23.0	3.1	Graphite	0.072	Aluminum	Y
NE 2505/3, 3A Farmer	0.6	24.0	3.2	Graphite	0.065	Aluminum	N
NE 2571 Farmer	0.6	24.0	3.2	Graphite	0.065	Aluminum	N

- Características de las cámaras de ionización cilíndricas para dosimetría de referencia para campos $msr < 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$ (Tabla 5).

Ionization chamber type	Cavity volume (cm^3)	Cavity length (mm)	Cavity radius (mm)	Wall material	Wall thickness (g/cm^2)	Central electrode material	Waterproof
Capintec PR-05P mini ^a	0.07	5.5	2.0	C-552	0.220	C-552	N
Exradin A1 mini Shonka (2 mm cap)	0.057	5.7	2.0	C-552	0.176	C-552	Y
Exradin A1SL mini Shonka slimline ^a	0.057	5.7	2.1	C-552	0.176	C-552	Y
Exradin A14 micro Shonka ^a	0.016	2.0	2.0	C-552	0.176	C-552	Y
Exradin A14SL micro Shonka slimline ^a	0.016	2.1	2.1	C-552	0.194	C-552	Y
Exradin A14P micro planar ^a	0.002	1.0	2.0	C-552	0.176	C-552	Y
Exradin A16 micro ^a	0.007	1.7	1.2	C-552	0.088	C-552	Y
Exradin A18 thimble	0.125	4.9	2.5	C552	0.176	C-552	Y
IBA CC01 ^a	0.01	3.6	1.0	C-552	0.088	Steel	Y

CI recomendadas para dosimetría de referencia para campos msr .

Detectores – Dosimetría Relativa

▶ Características deseadas para los detectores:

- Volumen pequeño,
- Alta resolución espacial,
- Minimizar el problema en el posicionamiento,
- Independencia con la orientación,
- Independencia con la energía en el rango de interés.
- Independencia con los factores ambientales,
- Estabilidad,
- Linealidad con la dosis y la tasa de dosis.



▶ IAEA TRS 483 – Tabla 6: características; Tabla 7: Detectores disponibles comercialmente.

▶ La elección del detector más apropiado se lleva a cabo según el parámetro que se desee medir.

Detectores – Dosimetría Relativa

- ▶ Características generales de detectores para dosimetría de campos pequeños (Tabla 6).

TABLE 6. CHARACTERISTICS OF DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL FIELDS [12]

Detector properties	Guidance	Comments
Stability	Short term detector response is better than 0.1% for a total accumulated absorbed dose of many hundreds of kGy from multiple exposures.	Correction for instabilities over time can be made provided the effect is consistent and recalibration is not frequently required.
Dose linearity	Linearity is better than 0.1% over an absorbed dose range of at least three orders of magnitude (e.g. 0.01–10 Gy).	
Dose rate linearity	Clinical linear accelerators are typically operated at average dose rates of 0.1–0.4 Gy/s; detector is linear to better than 0.1% over the range of operation of the linac.	The range of dose rates is typical for WFF and FFF beams.
Dose per pulse linearity	A detector's response with changing dose per pulse remains stable to better than 0.1% after correction for ion recombination.	Typical dose per pulse operating conditions are 0.2–2.0 mGy per pulse.
Energy dependence of detector response	The useful energy range of the detectors for small field MV radiotherapy is from ^{60}Co to 10 MV.	An ideal detector is constructed to be energy independent with macroscopic interaction coefficients (μ_{en}/ρ for photons and S/ρ for electrons) having a constant ratio to those of water in the energy interval of interest.

TABLE 6. CHARACTERISTICS OF DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL FIELDS [12] (cont.)

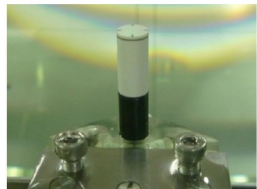
Detector properties	Guidance	Comments
Spatial resolution	The choice of a suitable detector in terms of spatial resolution is usually based on a trade-off between a high signal to noise ratio and a small dosimeter size.	The requirement for spatial resolution is set by the gradients in the quantity to be measured.
Size of detector	The detector size is such that the volume averaging correction is not larger than 5%.	
Orientation	The response of a detector is ideally independent of the orientation of the detector with respect to the beam and the variation is less than 0.5% for angles of less than 60° between the beam axis and the detector axis.	Detectors do not, in general, have an isotropic response, and either a correction is required to account for the angular response or, more commonly, the beam incidence is fixed (i.e. irradiation from end or side) to minimize the effect.
Background signal	Any form of signal leakage that would contribute to increased background readings is at least three orders of magnitude lower than the detector response per Gy.	The zero dose reading of a detector will affect the low dose limit of the device and the signal to noise ratio.
Environmental factors	Correction over the full range of working conditions enables any influence to be reduced to better than 0.3%.	Measurements are ideally independent of temperature, atmospheric pressure and humidity changes or are corrected accurately for these influence quantities.

Note: These characteristics are based on the assumption that leakage is negligible and appropriate polarity and recombination corrections are applied.

Detectores – Dosimetría Relativa

- ▶ Características de los detectores para dosimetría de campos pequeños (Tabla 7).

Detector	Sensitive volume (mm ³)	Geometric form of sensitive area ^a	Diameter or side length of sensitive area (mm)	Thickness of sensitive volume (mm)	Reference point ^b (from flat face/tip) (mm) ^c	Shielded
IBA PFD3G diode	0.19	Disc	2	0.06	<0.9	Y
IBA EFD3G diode	0.19	Disc	2	0.06	<0.9	N
IBA SFD diode	0.017	Disc	0.6	0.06	<0.9	N
PTW 31018 liquid ion chamber ^d	1.7	Disc	2.5	0.35	1.0	Y
PTW 60008 diode ^d	0.03	Disc	1.13	0.03	2.0 ^e	Y
PTW 60012 diode ^d	0.03	Disc	1.13	0.03	0.8 ^e	N
PTW 60016 diode	0.03	Disc	1.13	0.03	2.4 ^e	Y
PTW 60017 diode	0.03	Disc	1.13	0.03	1.3 ^e	N
PTW 60018 diode	0.3	Disc	1.13	0.25	1.3 ^e	N



MicroDiamante



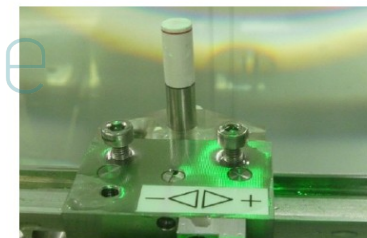
Pinpoint 3D



Diodo P



Diodo SRS



Diodo E

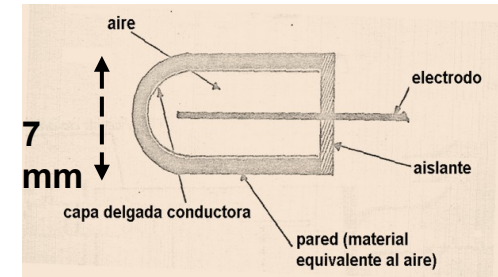
Instituto Zúñiga

Fundación Marie Curie

Tipos de Detectores – Referencia

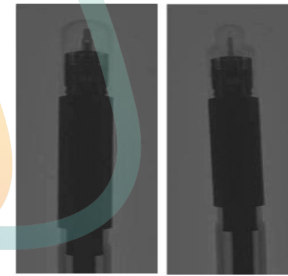
▶ Cámara de Ionización abierta:

- Volumen: $0,3 - 0,6 \text{ cm}^3$: NO adecuada
- Volumen: $0,01 - 0,3 \text{ cm}^3$ (minicámaras, pinpoint)
- Adecuadas para mediciones de campos hasta $2 \times 2 \text{ cm}^2$

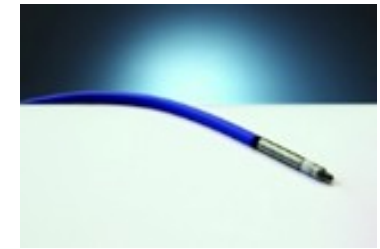


▶ Microcámaras de ionización:

- Volumen: $0,002 - 0,01 \text{ cm}^3$
- Menor efecto de promediado de volumen
- Sensibilidad reducida



Semiflex 31010 Pinpoint 3D 31016



semiflex3D - PTW

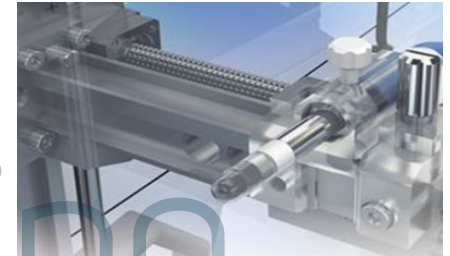
▶ Cámaras de ionización líquidas (LICs):

- Sensibilidad mayor que una cámara aireada del mismo tamaño por su mayor densidad,
- Agua equivalentes
- Requieren correcciones por recombinación, por efecto tallo (perfiles), por temperatura
- NO disponibles comercialmente

Dosimetría de Referencia

▶ Para campos *msr*, las CI tipo dedal cumplen de forma adecuada con las condiciones idealmente esperadas para mediciones en agua o en maniquíes sólidos.

- Agua equivalente,
- No perturban significativamente la fluencia en el medio,
- Independencia de la tasa de dosis y de la dirección.
- Alta sensibilidad,
- Buena estabilidad,
- Respuesta lineal con la dosis absorbida en agua,
- Baja dependencia con la energía,
- Pérdidas eléctricas despreciables

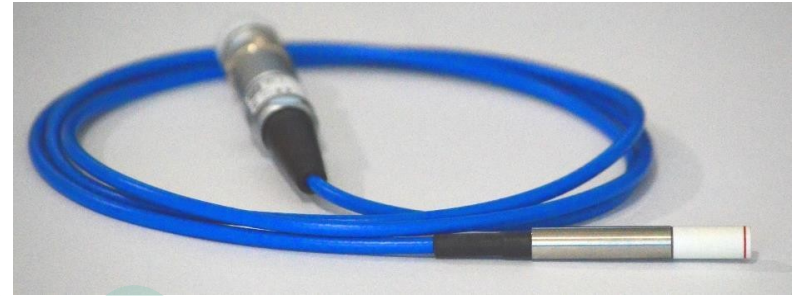


Restricción: la distancia entre el borde externo de la CI y el borde del campo sea al menos r_{LCPE} .

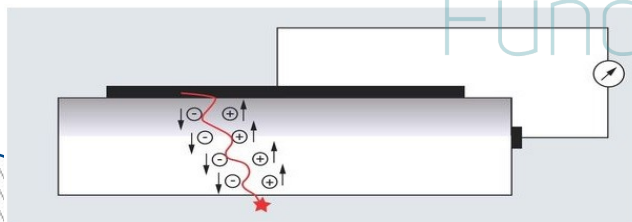
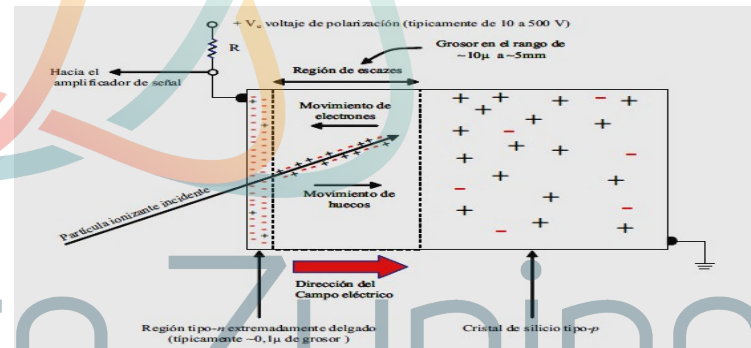
Tipos de Detectores – Dosimetría Relativa

▶ Diodos de Silicona.

- Volumen sensible pequeño $< 0,2\text{mm}^3$,
- Diodos sin blindaje: adecuados,
- Sensibilidad depende de la dosis acumulada, (verificar constancia periódicamente);
- Dependencia angular significativa.
- Diodos blindados: No adecuados (sobre-respuesta debido a la dispersión en el material del blindaje).

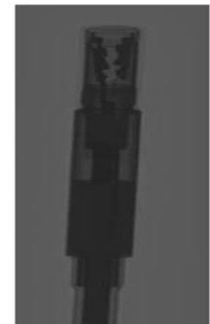


Diode-E 60017 Diode-P 60016



Diamante (Natural o Sintético).

- Alta sensibilidad
- Respuesta independiente de la energía
- Respuesta uniforme con la orientación

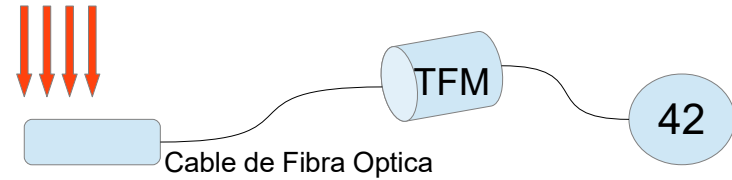


microdiamond 60019

Tipos de Detectores – Dosimetría Relativa

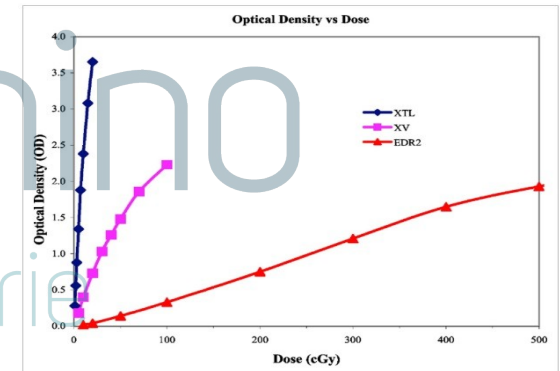
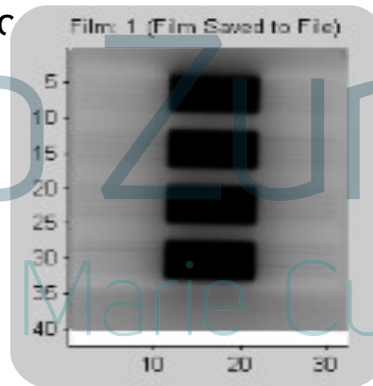
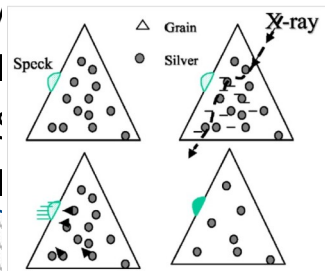
Centelladores Plásticos u Orgánicos.

- Volumen pequeño (1 mm³ o menos)
- Adecuada sensibilidad
- Respuesta lineal con la dosis absorbida en agua en el rango de interés
- Agua equivalentes en términos de densidad electrónica y composición atómica. Buena coincidencia con los poderes de frenado del agua.
- Prácticamente independientes con la energía
- Respuesta dependiente de la dosis acumulada
- Único disponible comercialmente Exradin W1
- Atender la producción de radiación de Cerenkov



Film Radiográfico

- Resolución espacial 2D
- Dependencia angular y energética
- Alta sensibilidad a fotones de bajas energías
- Alto costo y calibración engorrosa



Tipos de Detectores – Dosimetría Relativa

Film Radiocrómico:

- ▶ Monómero microcristalino activo, que experimenta una reacción de polimerización desencadenada por la radiación incidente.
- No sensibles a la luz visible
- Son resistentes al agua
- Son tejido-equivalentes en el rango de megavoltaje.
- Pequeña dependencia con la energía
- Calibración en dosis
- Manejo muy cuidadoso para su procesamiento y considerar: inhomogeneidades de composición y respuesta del filme según orientación, uniformidad del escáner y período pos irradiación antes de procesar.
- Recomendados para mediciones de perfiles de campos pequeños, penumbras y factores de campo.



Esquema característico de filme radiocrómico MD-55-2. Reporte 63 del GT 55 de la AAPM

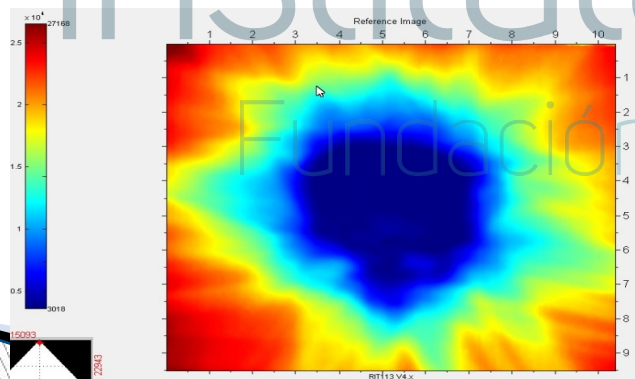


Imagen comercial

Tipos de Detectores – Dosimetría Relativa

Otros detectores mencionados en el TRS 483 del IAEA:

MOSFETs

Pequeño tamaño – Buena resolución espacial

Dependencia con la energía y la orientación

Pobre relación señal-ruido, mala reproducibilidad

NO son recomendados

TLDs

Bien establecidos en programas de auditorías de dosis.

Alta sensibilidad en el rango de interés

Dependencia con la energía y tasa de dosis

Aplicación de correcciones por energía, desvanecimiento (Fading)

Requieren un manejo cuidadoso y un control de la lectura para alcanzar precisiones del orden del 2%

Componentes activos de las unidades más comunes: LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P and Li₂B₄O₇:Mn.

LiF:Mg,Ti es de los más usados aunque presenta sobre respuesta por encima de 1–2 Gy.

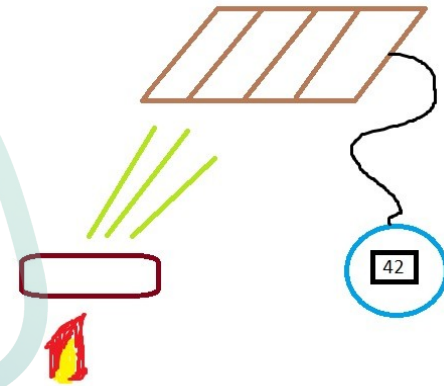


Imagen tomada de Wikipedia

Tipos de Detectores – Dosimetría Relativa

Otros detectores mencionados en el TRS 483 del IAEA:

OSLDs

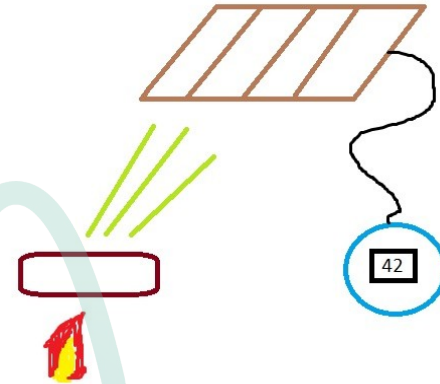
Semejantes a los TLDs pero más divertidos. Gran sensibilidad en amplio rango de dosis y tasas de dosis. Típicamente puede ser un chip de $Al_2O_3:C$

Dosimetria Cristal Radio – Foto – Luminiscente

Presentación de pequeños cilindros de cristales de fosfatos activados con plata. Se pueden re analizar. Buena reproducibilidad, linealidad, resolución espacial, independencia energética y muy bajo desvanecimiento.

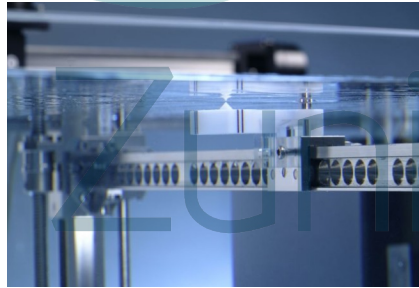
Alanina

Muy semejante al agua, pero las unidades comunes son de tamaño considerable – Fenómeno de Volume – Averaging. Necesita altas dosis (≥ 10 Gy). Alta complejidad para su procesamiento: Lectura con RMN, de acceso no trivial.



Otras consideraciones (¡No triviales!)

Necesidad de buenos maniqués. Sistemas de posicionamiento preciso de sus detectores. ¿Dónde poner la cámara de referencia?



Instituto Europeo
Fundación Marie Curie

Conclusiones sobre detectores para dosimetría de campos pequeños.

- ▶ En dosimetría de campos pequeños utilizando CI el promediado volumétrico es crítico. La necesidad de un factor de corrección por este efecto se puede minimizar utilizando CI “pequeñas” manteniendo la distancia borde de cámara - borde de campo mayor que r_{LCPE} .
- ▶ El material y el diseño de los detectores influyen en la fluencia dentro del volumen sensible del detector haciendo que difiera sustancialmente de la fluencia en el medio. Con lo que la teoría de la cavidad de Bragg - Gray no se podría aplicar por la ausencia de CPE.
- ▶ La dosis absorbida en el detector depende de un efecto combinado del I -value (energía media de excitación) y de la densidad másica ρ del material.
- ▶ Los detectores de estado sólido (diodos de silicona, diamante natural o sintético, centelladores plásticos, MOSFETs, etc.) superan algunas restricciones de las CI (relación s/r , corrección por polaridad, efecto tallo, pérdida, etc). Su más alta densidad, en comparación con el aire de las CI, permite volúmenes de detección más pequeños, permitiendo una mejor resolución espacial minimizando el efecto de volumen parcial.

Instituto Zubirio
Fundación Marie Curie

Conclusiones sobre detectores para dosimetría de campos pequeños (cont.).

- ▶ En resumen, cámaras de ionización líquidas, diodos de silicón, detectores de diamante, centelladores orgánicos, film radiocrómico, dosímetros TLDs y OSL son considerados adecuados para dosimetría relativa para campos pequeños.
- ▶ El efecto de perturbación en la fluencia y el tamaño del detector junto con la dificultad en el posicionamiento son los problemas más importantes en casi todos sistemas dosimétricos utilizados para mediciones en campos pequeños.
- ▶ Para realizar mediciones precisas en campos pequeños, se recomienda radiografiar cada detector antes de usarlo en más de una dirección rotacional, para identificar potenciales problemas en su construcción y simetría.
- ▶ No existe un detector ideal que cumpla con todas las necesidades dosimétricas, por lo cual para campos pequeños se necesita un conjunto de al menos dos o tres detectores para cubrir los relevamientos dosimétricos adecuadamente.

Beam Data (Field Size S)	31002	31016	31018	34001	60008	60012
DD, Open Field ($S < \text{SRF}$)		++	++		++	
DD, Open & Wedge ($S \geq \text{SRF}$)	+(3)	++	++	++	+	
Profiles, Open Field ($S < \text{SRF}$)		++	++		++	
Profiles, Open & Wedge ($S \geq \text{SRF}$)	+(4)	++(5)	++		++	
OF, Open Field ($S < \text{SRF}$)		+				++
OF, Open & Wedge ($S \geq \text{SRF}$)	++				+	

++: recommended, +: still OK

Ejemplo, recomendaciones de Física Médica en el KFJ Hospital, Viena.
<https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/PTW/liquid.htm>

MUCHAS GRACIAS

