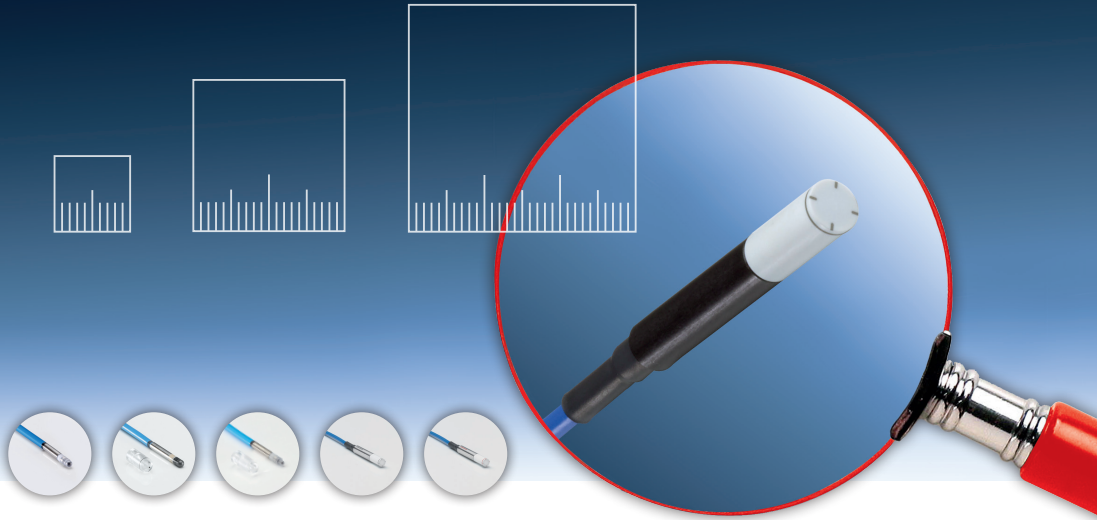


Cuando lo pequeño es importante



# Dosimetría de campos pequeños

## Guía de aplicación

Edición  
revisada que  
incluye  
el Código de  
Prácticas  
TRS 483

## Índice

1 Introducción	2
2 Física de campos pequeños	3
3 Tipos de detectores	10
4 Guía para selección del detector	11
Visión general:	
Rango de tamaños de campo	18
Visión general:	
Criterios adicionales de selección	20
5 Orientación del detector para mediciones de campos pequeños	22
6 Código de prácticas TRS 483	23
7 Medición de dosis absoluta con detectores de campos pequeños de PTW	37
8 Preguntas frecuentes	38
9 Visión general de los detectores	43
10 Referencias y lecturas recomendadas	52

## Declinación de responsabilidad

A pesar de que la información contenida en este documento ha sido cuidadosamente elaborada, PTW Freiburg no garantiza que esté libre de errores. PTW Freiburg no se responsabiliza en modo alguno de las consecuencias derivadas del uso de este documento.

## 1 Introducción

La determinación de dosis en campos pequeños de fotones es una tarea importante y difícil. Campos pequeños de fotones son utilizados en radiocirugía estereotáctica en IMRT e IMAT, donde mini o micro MLC crean campos de 1 cm × 1 cm o de menor tamaño.

Los protocolos clásicos de dosimetría, como el OIEA TRS 398, el AAPM TG51 o la norma DIN 6800-2, describen procedimientos de dosimetría de referencia basados en cámaras de ionización con tamaños de campo típicos de 10 cm × 10 cm. Este folleto pretende ofrecer al lector una introducción a la dosimetría de campo pequeño. Para profundizar en el tema, consulte la literatura científica, [TRS483], [DIN6809-8] o las referencias que aparecen al final de este documento.

## 2 Física de campos pequeños

### 2.1 ¿Bajo qué condiciones se puede considerar que un campo es pequeño?

- ▶ Si una de las dimensiones del campo es igual o menor que 4 cm [DIN6809-8].
- ▶ Si hay una oclusión parcial del foco por los colimadores.
- ▶ Si no hay equilibrio lateral electrónico en el centro del campo.

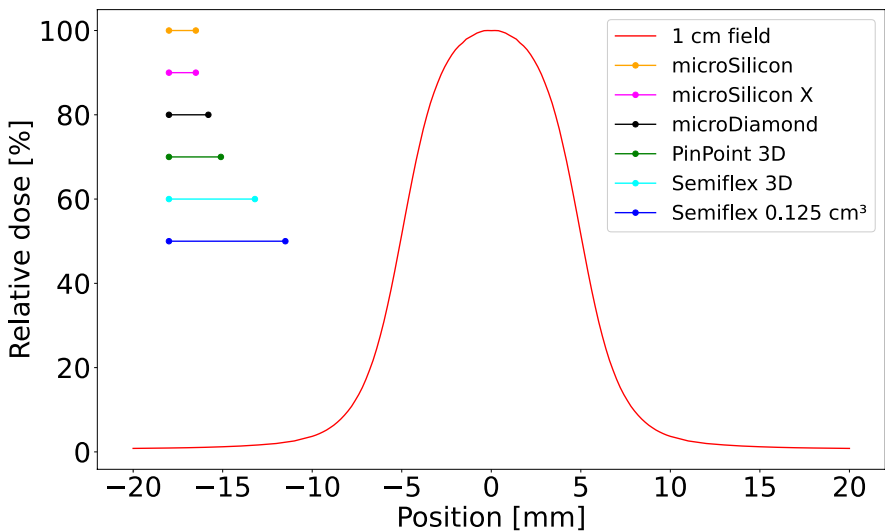
Consulte el capítulo 6 para más detalles.

### 2.2 Efecto de volumen

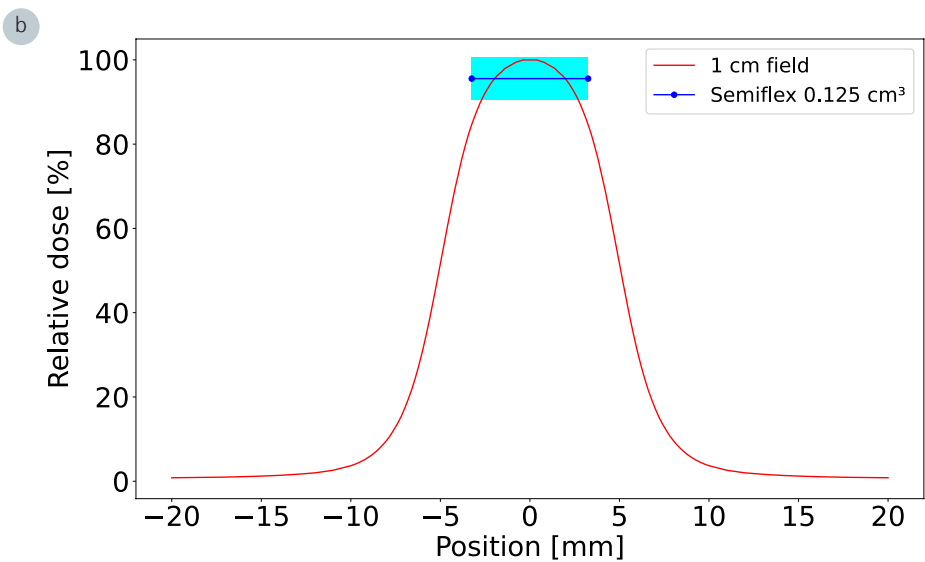
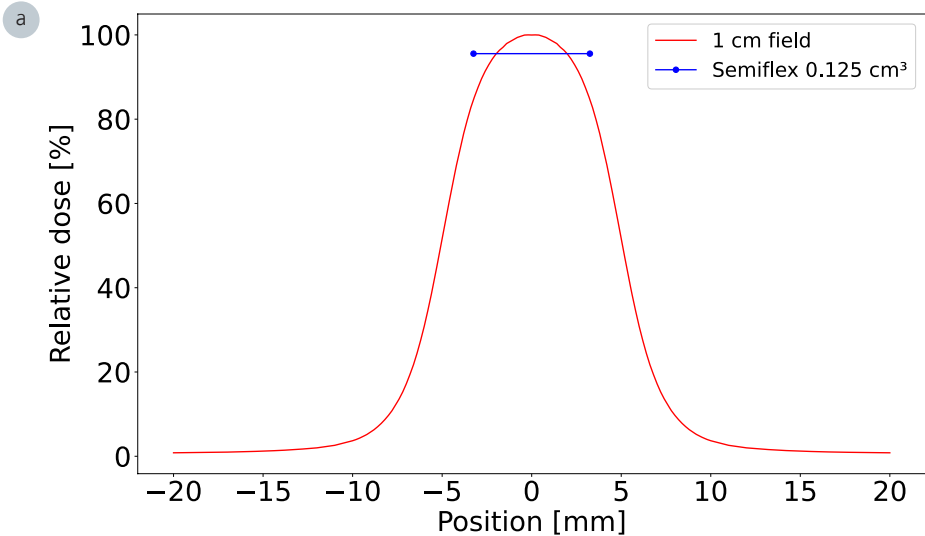
Cuando la dosis varía notablemente a lo largo del detector, la señal está sujeta al efecto de volumen. Como consecuencia del efecto de volumen, la dosis en el campo es *subestimada* mientras que el ancho de la penumbra es *sobreestimado*.

En la figura 1 se compara el tamaño de algunos detectores de campo pequeño con un campo 1 cm×1 cm.

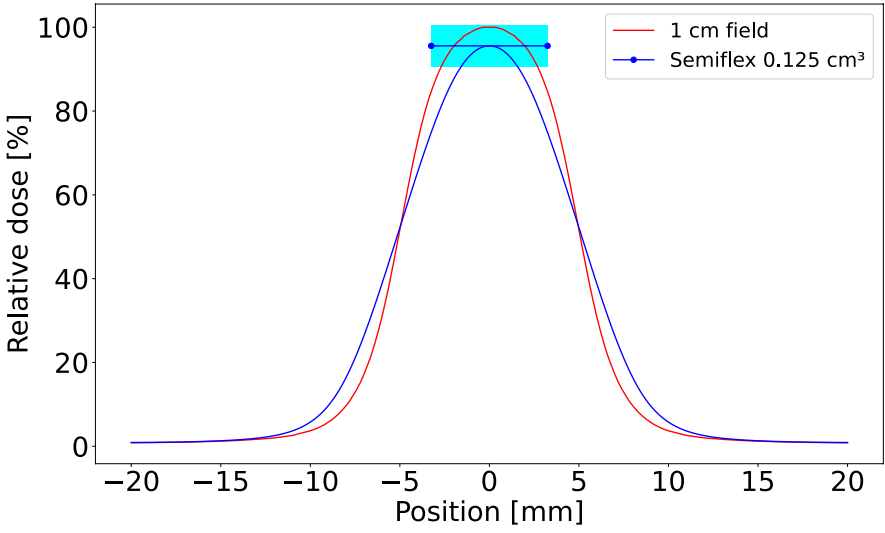
De la figura resulta evidente que un diodo podría ser lo suficientemente pequeño para poder caracterizar dicho campo, mientras que una cámara Semiflex 0,125 cm<sup>3</sup> no. En la figura 2 se ilustra en detalle el efecto de un detector demasiado grande; los resultados experimentales se muestran en la figura 3.



**Figura 1** Comparación del tamaño de un perfil de campo pequeño 1 cm×1 cm con algunos detectores de campo pequeño



c



**Figura 2**

Gráfico que muestra el origen del efecto de volumen

En la parte a) del gráfico se compara el tamaño de una cámara Semiflex 0,125 cm<sup>3</sup> con el perfil de un campo de 1 cm x 1 cm. Claramente, la cámara parece ser demasiado grande para caracterizar ese campo.

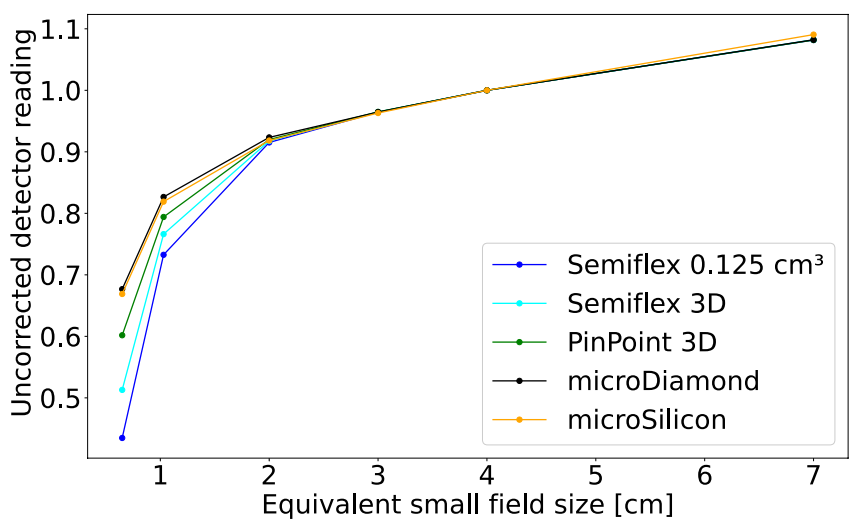
En la parte b) del gráfico se ilustra lo que hace la cámara realmente: promedia la dosis a lo largo de su volumen sensible, enmarcado en el recuadro azul. Al desplazar la cámara a través del campo, esta siempre promediará la dosis en cada posición de medición a lo largo de su volumen sensible.

El resultado se muestra en la parte c) del gráfico. La curva azul muestra la señal después del promediado. El valor de la dosis de CAX<sup>2</sup> se subestima y la penumbra se ensancha.

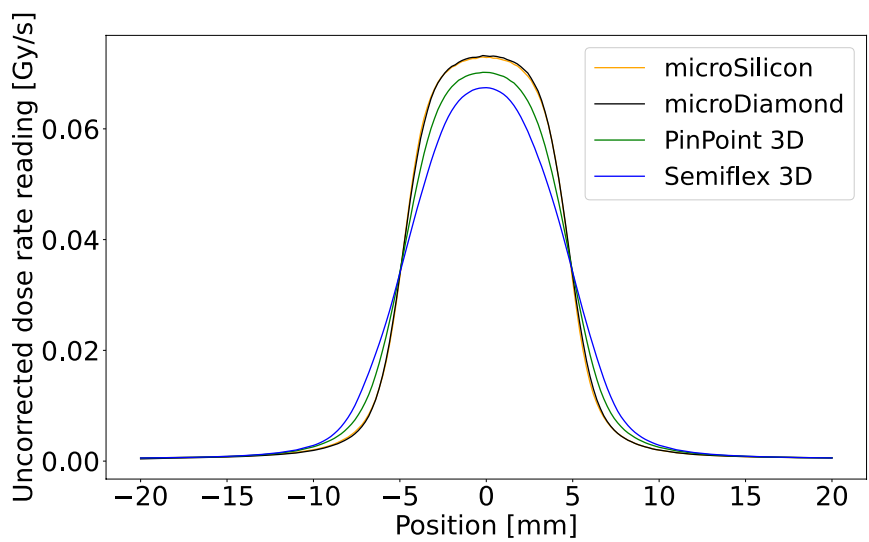
Observe que el promedio volumétrico que aparece en los gráficos es un promedio sin corregir. En condiciones reales de medición, el efecto aumenta como consecuencia del efecto de perturbación por densidad.

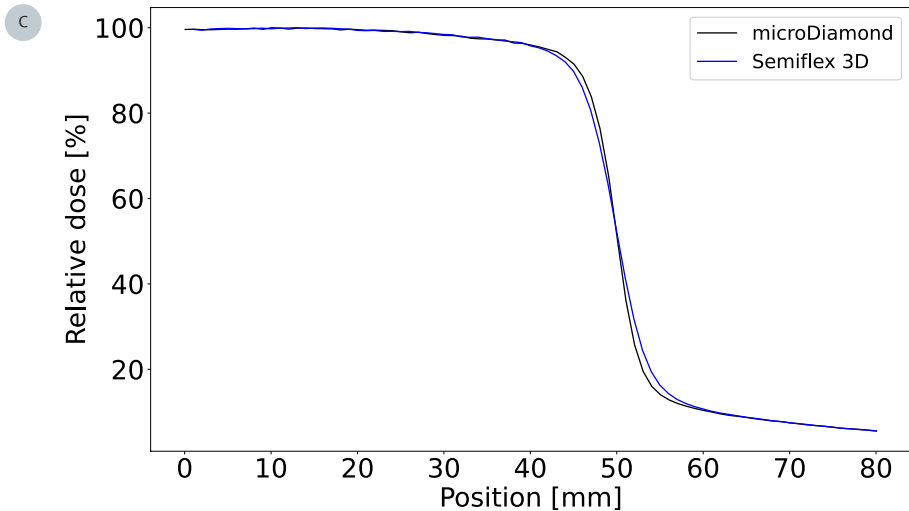
<sup>2</sup> CAX significa eje central.

a



b





**Figura 3**

Demostración experimental del efecto de volumen

En la parte a) del gráfico se muestran los factores de campo<sup>3</sup> sin corregir para campos cuadrados pequeños. En tamaños de campo menores que  $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$  se observa claramente una reducción de la señal medida por las cámaras abiertas al aire.

La parte b) del gráfico muestra perfiles medidos en un campo de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ . Todos los detectores han sido calibrados mediante calibración cruzada en un campo de  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ , por lo que su señal puede mostrarse en "Gy". Los datos no corregidos muestran con claridad la reducción de la señal al medir con las cámaras abiertas al aire en campos tan pequeños.

En la parte c) del gráfico se puede observar el ensanchamiento de la penumbra originado por la cámara Semiflex 3D en un campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ . Observe que la anchura del campo (isodosis del 50 %) se ha medido correctamente. Esto es lo normal cuando no se produce el efecto de volumen en el centro del campo.

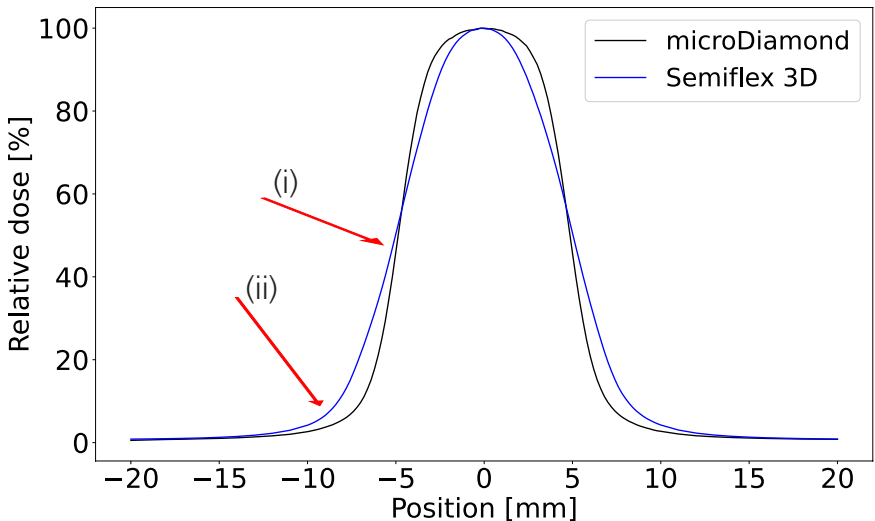
<sup>3</sup>Sinónimos del factor de campo: factor de dosis relativa y factor de dispersión total.

## Efectos adicionales por normalización

De forma general, los perfiles se evalúan después de su normalización al valor en el eje central, CAX, es decir, todos los perfiles se normalizan de tal forma que sus valores en el eje central correspondan al 100 %. En el ejemplo de la figura 3 b, esto corresponde a multiplicar toda la curva en azul por 1,09. Esto incluye la penumbra de la medición y el área fuera del campo. Por lo tanto, si el efecto de volumen se combina con una normalización en el eje central (CAX), la dosis fuera del campo y la dosis en la zona de penumbra se sobreestimarán ligeramente.

Esto puede apreciarse en la figura 4, donde los datos tomados de la figura 3 b) se han normalizado a los respectivos valores de CAX de las curvas. El incremento de datos de la penumbra conlleva un ensanchamiento aparente del campo (es decir, la FWHM se amplía).

Un efecto similar puede ocurrir con las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) si tiene lugar un fuerte efecto de volumen. Como el efecto de volumen depende del tamaño de campo y el tamaño del campo depende de la profundidad, el efecto de volumen en el punto de normalización (a dosis máxima) varía con la profundidad de medición en el agua. Un PDD sujeto a este efecto sobreestimaré la dosis en la profundidad del agua.



**Figura 4**

Perfiles de un campo de 1 cm x 1 cm a 6 MV medidos con un microDiamond y una cámara Semiflex 3D después de la normalización en el eje central, CAX. Los datos son los mismos que aparecen en la figura 3 b). Además del ensanchamiento de la penumbra, se añaden dos efectos indicados por flechas. (i) La FWHM de la medición con Semiflex 3D parece mayor que la FWHM de la medición con microDiamond. Esto contrasta con la medición original sin normalización en el eje central (CAX), mostrada en la figura 3 b). (ii) La dosis en la región fuera del campo está sobreestimada.



## 2.3 Respuesta a bajas energías

### La radiación dispersa de baja energía es menos importante en campos pequeños.

En campos grandes hay una gran contribución a la dosis debido a la radiación dispersa de baja energía. En campos pequeños, ese aporte es comparativamente pequeño. En consecuencia, la respuesta de los detectores a la radiación de baja energía (respuesta a fotones en el rango de keV) no juega un papel importante en campos pequeños.

¿Qué ocurre en la región fuera del campo? En la región fuera del campo, la radiación consiste únicamente en fotones dispersados. La composición de bajas energías no afecta tanto a los campos pequeños como a los campos grandes.

Consecuentemente, para campos pequeños:

- ▶ El blindaje en los diodos de silicio no es necesario.
- ▶ En campos muy pequeños, el blindaje conllevará sobrestimación de la dosis debido al efecto de perturbación por densidad.
- ▶ Si se utilizan detectores de diodos de silicio, se recomienda usar diodos sin blindaje [TRS483].

## 2.4 Otros efectos en campos pequeños

- ▶ La alineación del haz y del detector es mucho más importante en comparación con los tamaños de campos grandes.
- ▶ Frecuentemente, una irradiación está compuesta de muchos campos pequeños. Para que la fusión se realice correctamente, las penumbras de los campos deben ser determinadas con gran exactitud.
- ▶ Para campos pequeños, el tamaño de campo no debe ser igual al valor ajustado con el colimador debido a la oclusión parcial del foco por los colimadores y a la superposición de la penumbra.
- ▶ Por debajo de 2 cm × 2 cm, la falta de equilibrio lateral electrónico conduce al efecto de perturbación por densidad, vea p. ej. [Fenwick2013]. Antes de trabajar en campos tan pequeños, recomendamos estudiar a fondo la literatura sobre campos pequeños.
- ▶ Algunos de los sistemas que entregan campos pequeños son aceleradores lineales (linac) sin filtro aplanador del haz.

### Resumen:

- ▶ Si su detector es más grande que aproximadamente 1/4 de la dimensión lateral del campo, debería considerar un posible efecto de volumen de varios puntos porcentuales.
- ▶ La radiación dispersa de fotones en el rango de keV es de menor importancia en campos pequeños. Pueden ser utilizados diodos de silicio sin blindaje.
- ▶ Si el efecto de volumen está presente,
  - La dosis en el centro de campo resultará subestimada;
  - La penumbra parece más ancha de lo que es.
- ▶ Si hay efecto de volumen en un campo pequeño y además se realiza una normalización de CAX:
  - El campo (isodosis del 50 %) parecerá más ancho de lo que es;
  - La dosis en la región fuera del campo resultará sobrestimada;
  - La dosis de las curvas PDD a profundidades mayores puede resultar sobreestimada.
- ▶ [TRS483] recomienda utilizar más de un detector para una caracterización con calidad.
- ▶ Para una introducción exhaustiva ver, p.ej., [Wuerfel 2013], [TRS483], [TRS483]

## 3 Tipos de detectores

El siguiente apartado presenta una introducción rápida a los diferentes tipos de detectores utilizados para la medición de dosis en maniqués de agua.

### 3.1 Cámaras de ionización abiertas al aire de tamaño mediano

Las cámaras de ionización abiertas al aire son el «patrón oro» para la medición de dosis según las especificaciones de la norma IEC 60731. El volumen sensible de estas cámaras suele estar entre  $0,1 \text{ cm}^3$  y  $1,0 \text{ cm}^3$ . La única desventaja de estos detectores es el tamaño relativamente grande.

El uso de detectores grandes en campos pequeños puede dar lugar al efecto de volumen, ver capítulo 2.2.

### 3.2 Cámaras de ionización abierta al aire de tamaño pequeño

Las cámaras de ionización abiertas al aire de tamaño pequeño (cámaras PinPoint) tienen un volumen sensible del orden de  $0,01 \text{ cm}^3$ . Por lo general, pueden utilizarse para medir la dosis en campos de hasta  $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ . Tenga especial cuidado si utiliza las cámaras PinPoint para mediciones en campos muy grandes, en los cuales los efectos por el vástago y el cable son significativos. Asegúrese de que la cámara que utilice no tenga un electrodo de acero.

### 3.3 Detectores de diamante

Los detectores de diamante son detectores de estado sólido que combinan su pequeño tamaño con una alta respuesta por volumen. Estos detectores tienen una respuesta prácticamente independiente de la energía, es decir, se pueden considerar equivalentes a agua. También presentan una muy buena respuesta direccional.

### 3.4 Diodos de silicio

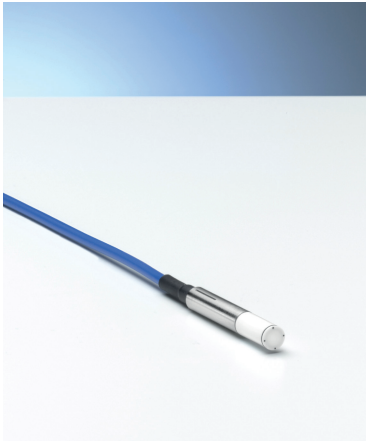
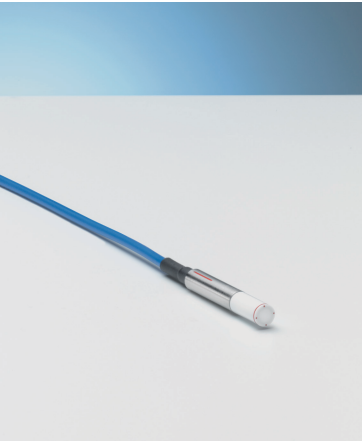
Los detectores de diodos de silicio presentan la respuesta por volumen más alta de todos los tipos de detectores más comunes. El volumen sensible en estos detectores suele ser lo suficientemente pequeño como para evitar los efectos de volumen en la dosis incluso en campos muy pequeños. Sin embargo, no están libres del efecto de perturbación por la densidad.

La respuesta direccional de los diodos de silicio no es ideal. Tampoco es ideal su respuesta a los fotones dispersados de baja energía. Para reducir este último efecto, los diodos se presentan en un diseño blindado que reduce la señal proveniente de estos fotones. En campos pequeños la contribución de la dispersión de baja energía no es significativa, de ahí que no sea necesario el blindaje de los diodos y que se recomiende el uso de diodos sin blindaje para campos pequeños [IPEM 103], [TRS483].

# 4 Guía para la selección del detector

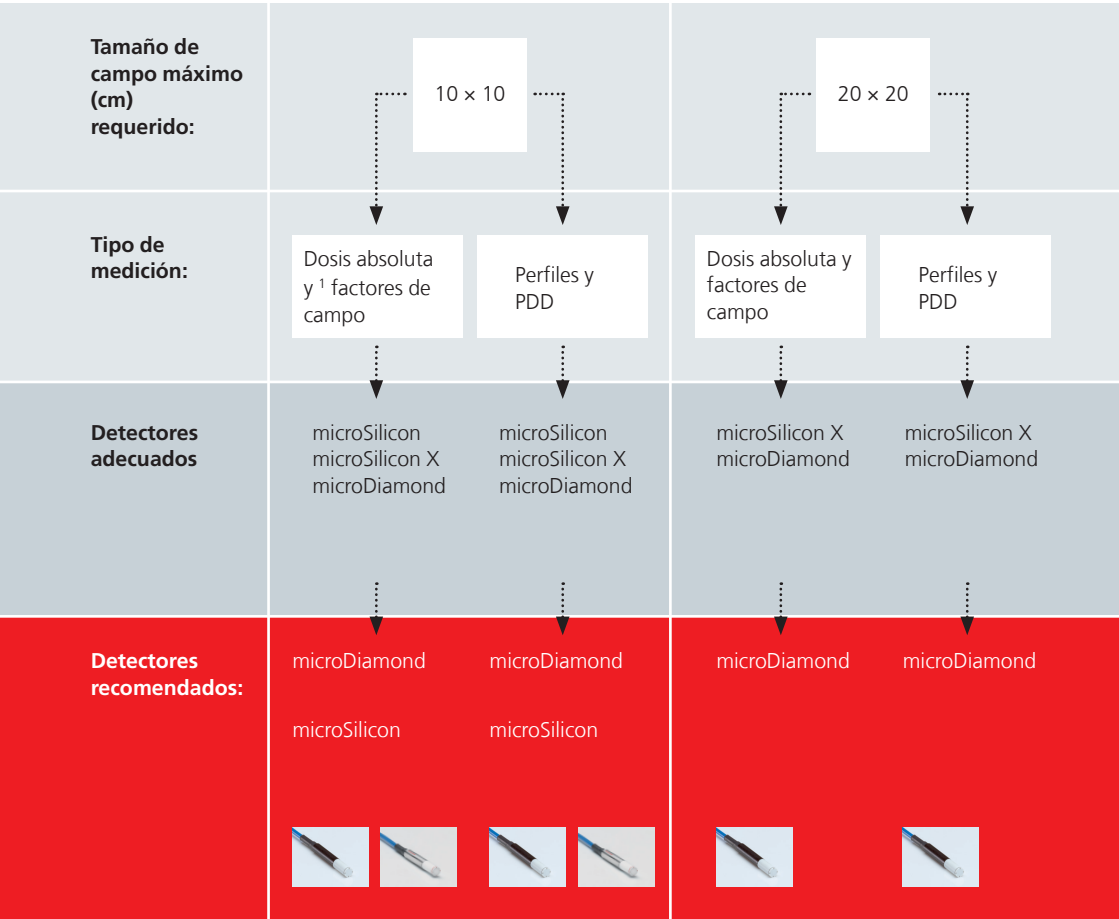


¿Cuál es el detector más adecuado para mi aplicación?



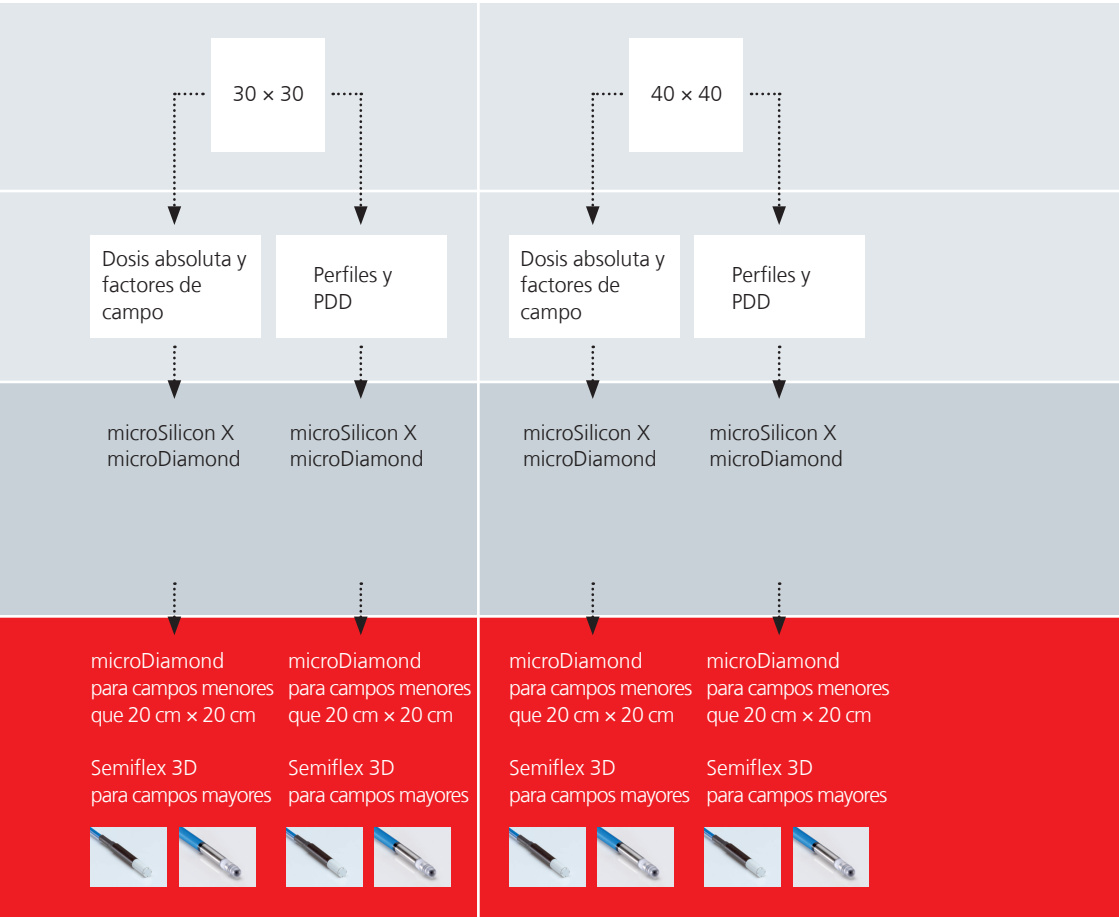
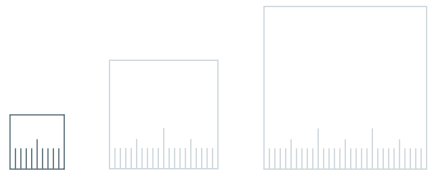
# Árbol de selección del detector

## Tamaño de campo mínimo requerido **1 cm x 1 cm**



### Observaciones

<sup>1</sup> En campos pequeños, la medición de dosis absoluta con frecuencia requiere de calibración cruzada, ver capítulo 7

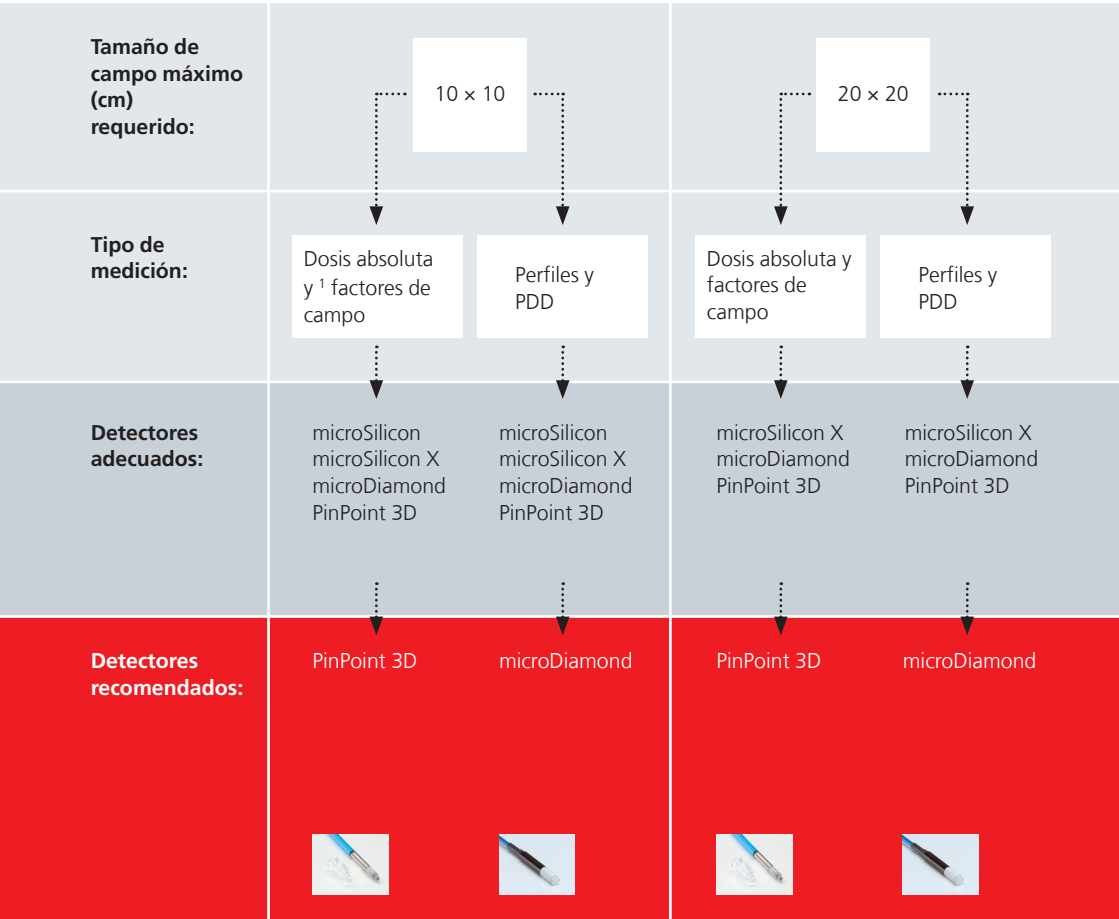


Ambos detectores microDiamond y microSilicon X son idóneos para todo el intervalo de tamaños de campo, desde 1 cm × 1 cm hasta 40 cm × 40 cm. No obstante, para medir en campos grandes con elevada exactitud, una cámara de ionización abierta al aire de tamaño mediano será mejor que cualquier detector de estado sólido.

Además, las mediciones con un detector abierto al aire serán más rápidas. Si puede elegir entre el microSilicon X y el microDiamond, opte por el microDiamond.

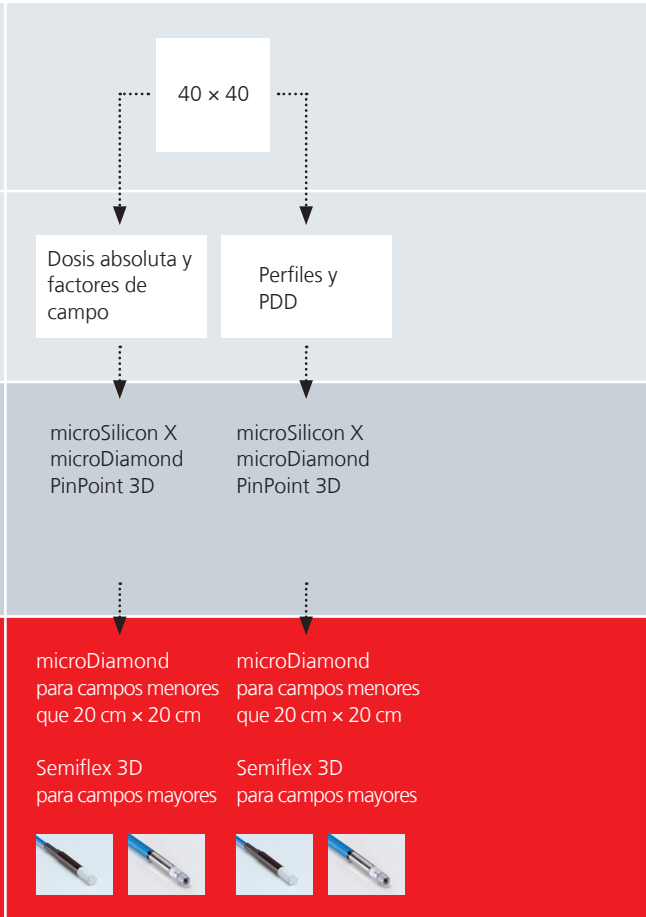
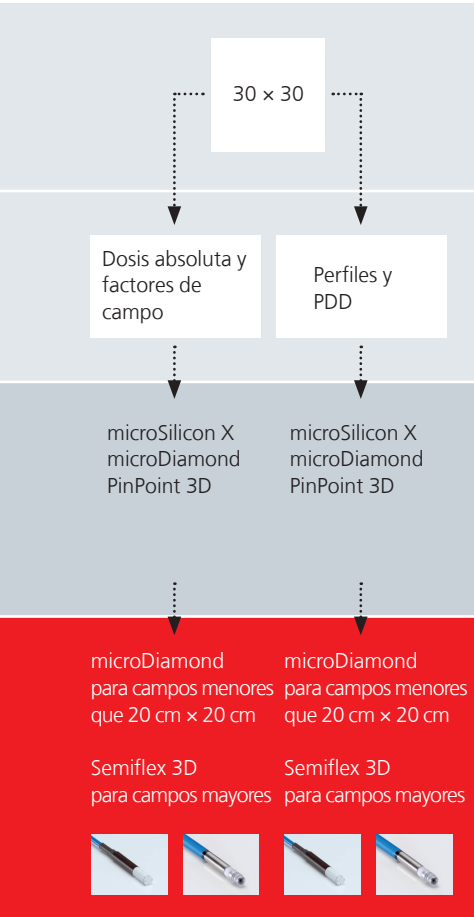
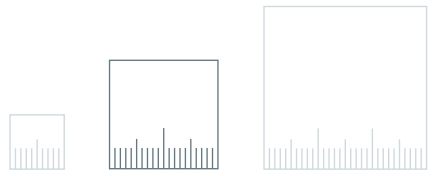
# Árbol de selección del detector

**Tamaño de campo mínimo requerido 2 cm × 2 cm**



**Observaciones**

<sup>1</sup> En campos pequeños, la medición de dosis absoluta con frecuencia requiere de calibración cruzada, ver capítulo 7

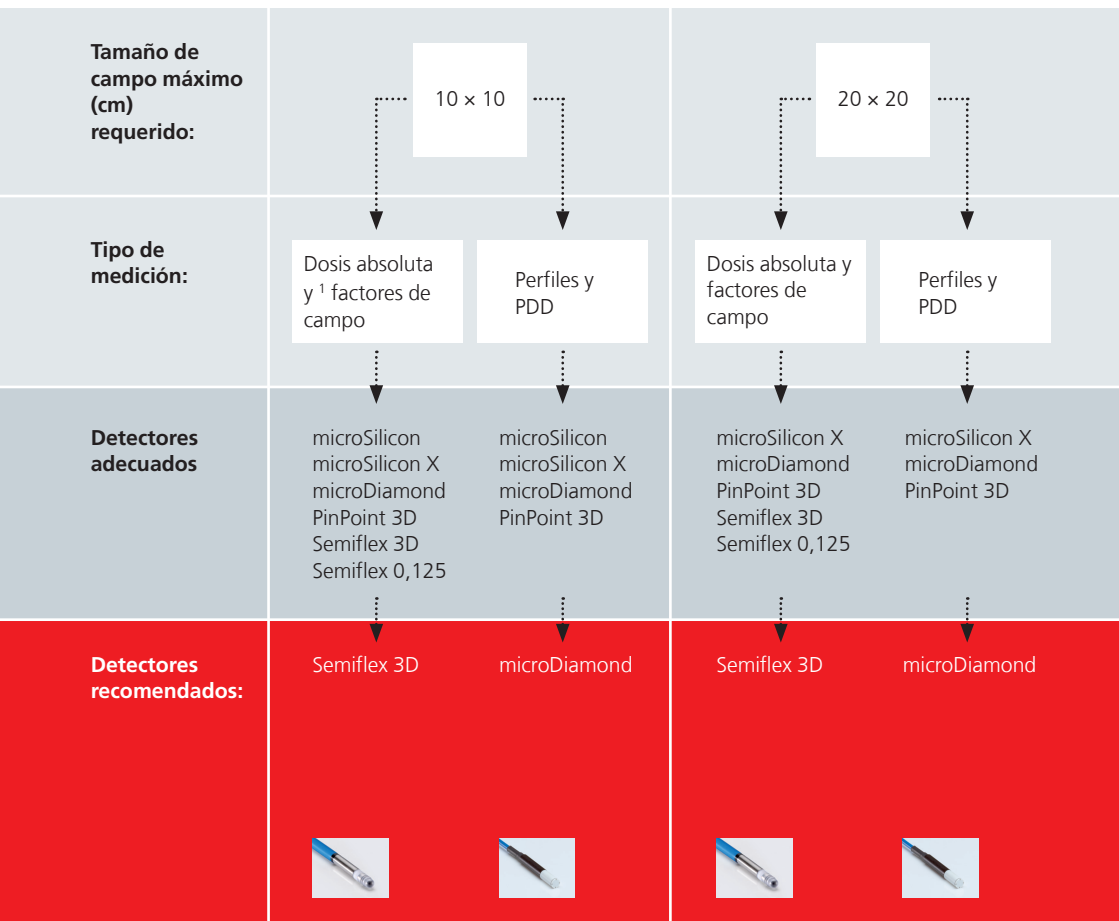


Ambos detectores microDiamond y microSilicon X son idóneos para todo el intervalo de tamaños de campo, desde 1 cm × 1 cm hasta 40 cm × 40 cm. No obstante, para medir en campos grandes con elevada exactitud, una cámara de ionización abierta al aire de tamaño mediano será mejor que cualquier detector de estado sólido.

Además, las mediciones con un detector abierto al aire serán más rápidas. Si puede elegir entre el microSilicon X y el microDiamond, opte por el microDiamond.

# Árbol de selección del detector

**Tamaño de campo mínimo requerido 3 cm × 3 cm**

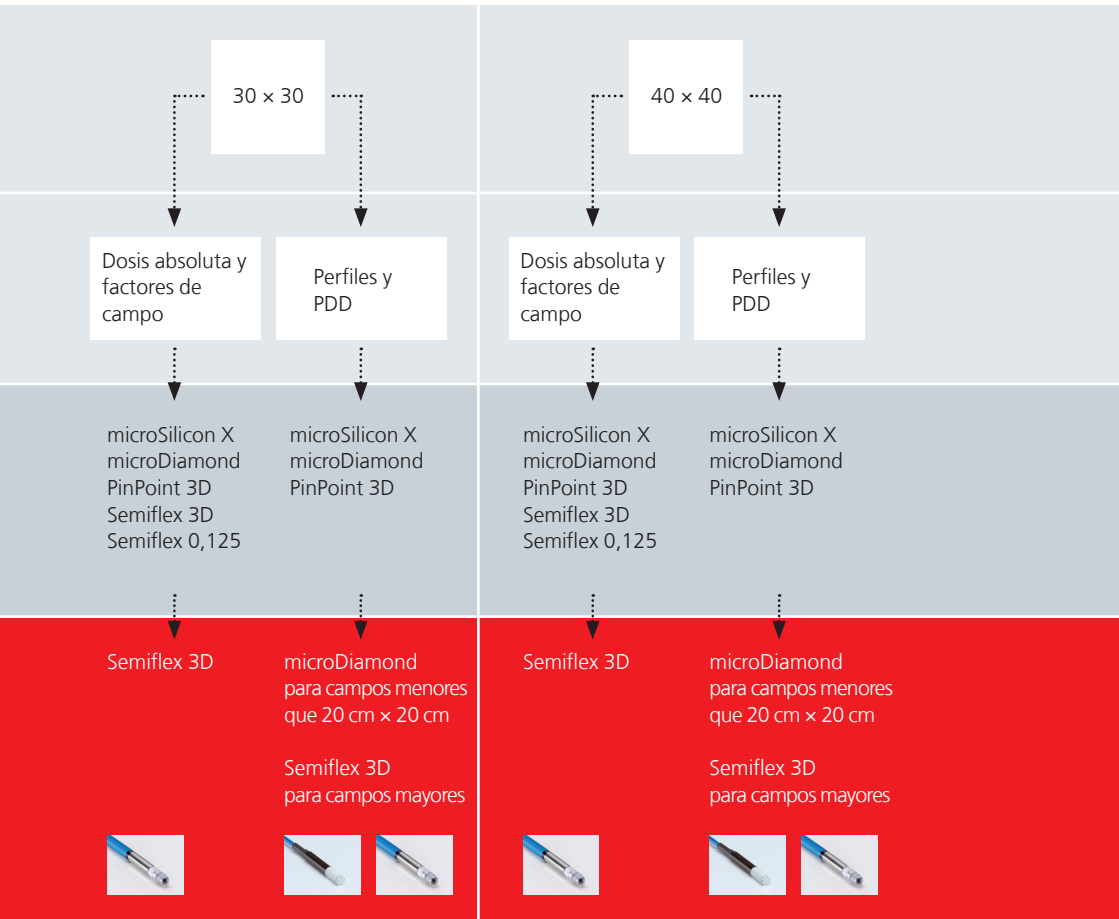
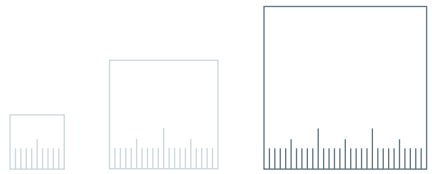


**Observaciones**

La cámara de ionización Semiflex 3D es la opción más adecuada para mediciones de dosis absoluta ya que no necesita una calibración cruzada.

<sup>1</sup> En campos pequeños, la medición de dosis absoluta con frecuencia requiere de calibración cruzada, ver capítulo 7





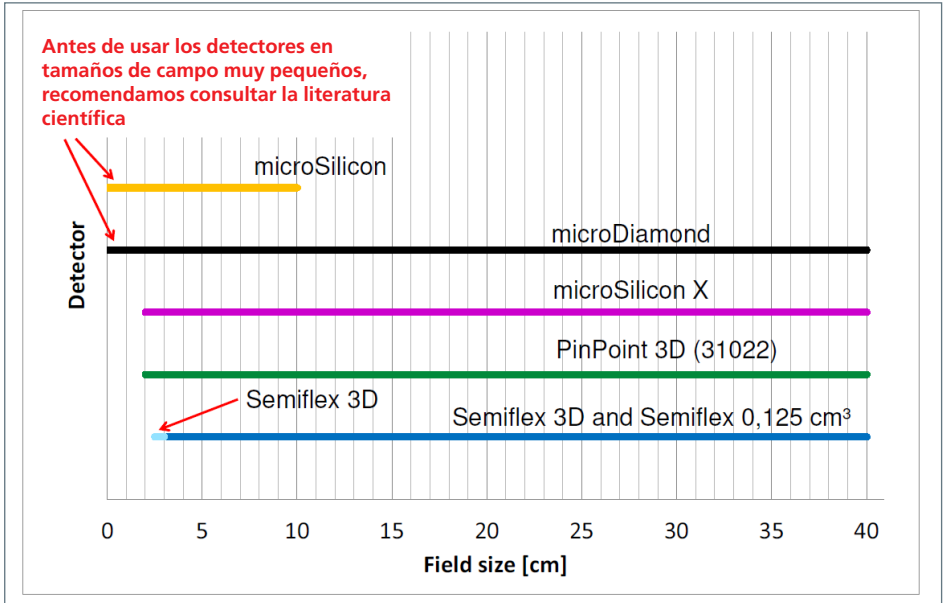
Aunque las cámaras PinPoint, el microDiamond y el microSilicon X son adecuados para medir en todo el rango desde 3 cm x 3 cm hasta 30 cm x 30 cm, para mediciones de perfiles y PDD que requieren una mayor exactitud recomendamos utilizar una combinación de dos detectores.

Ambos detectores microDiamond y microSilicon X son idóneos para todo el intervalo de tamaños de campo, desde 1 cm x 1 cm hasta 40 cm x 40 cm.

No obstante, para medir en campos grandes con elevada exactitud, una cámara de ionización abierta al aire de tamaño mediano será mejor que cualquier detector de estado sólido. Además, las mediciones con un detector abierto al aire serán más rápidas.

Si puede elegir entre el microSilicon X y el microDiamond, opte por el microDiamond. Para medir con exactitud la penumbra en campos menores o iguales a 20 cm x 20 cm utilice un detector más pequeño que la Semiflex 0,125.

# Visión general: Rango de tamaños de campo



Rango de tamaños de campo de los detectores de campos pequeños de PTW. Los datos son tomados de [DETECTORS] y son válidos para las medición de los factores de campo.

Para mayor información sobre la selección de un detector, consulte la herramienta PTW Detector Selector en [ptwdosimetry.com](http://ptwdosimetry.com).




## Visión general: Menor tamaño de campo según el TRS 483

Detectores	Tipo de detector	Menor tamaño de campo pequeño cuadrado equivalente más permitido	Observaciones
Diode E	T60017	0,5 cm	[TRS483], diodo de silicio sin blindaje
Diodo SRS	T60018	0,5 cm	[TRS483], diodo de silicio sin blindaje
microSilicon	T60023	0,4 cm	[Weber2020] y [Schoenfeld2019], diodo de silicio sin blindaje
Diode P	T60016	1,2 cm	[TRS483], diodo de silicio blindado
microSilicon X	T60022	no hay suficientes datos disponibles	Diodo de silicio blindado
microDiamond	T60019	0,4 cm	[TRS483]
PinPoint 3D	T31016	1,0 cm	[TRS483]
PinPoint 3D	T31022	0,7 cm	[Looe2018], [Poppinga2018], [Casar2020]
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup>	T31014	1,2 cm	[TRS483]
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup>	T31023	1,0 cm	[Looe2018] y [Casar2020]
Semiflex 3D	T31021	1,2 cm	[Looe2018] y [Casar2020]

Menor tamaño de campo permitido según la metodología y la orientación del detector reportadas en el [TRS483]. Los valores que no están incluidos en [TRS483] han sido añadidos por PTW-Freiburg a partir de las publicaciones citadas. En la mayoría de los casos, el uso de detectores en campos muy pequeño requiere la aplicación de factores de corrección. Observe que de acuerdo con el [TRS483], el tamaño de campo más pequeño tabulado es de 0,4 cm. Los datos son válidos para linacs clásicos a 6 MV.

## Visión general: Criterios adicionales de selección

Detectores		Criterios adicionales de selección					
		Exactitud de penumbra	Exactitud de dosis fuera del campo	Estabilidad de dosis	Independencia de tasa de dosis	Respuesta energética (MeV)	Respuesta energética (keV)
microSilicon, sin blindaje	++++	++	+++	++++	+++	—	+
microSilicon X, blindado	+++	+++	+++	++++	++	++	+
Detector microDiamond	++++	++++	++++	++++	++++	+++	+
Cámara PinPoint 3D, 0,016 cm <sup>3</sup>	++	++++	++++	++++ <sup>2</sup>	++++ <sup>4</sup>	+++	+++
Cámara Semiflex 3D 0,07 cm <sup>3</sup>	++	++++	++++	++++ <sup>2</sup>	++++ <sup>4</sup>	+++	++++
Cámara Semiflex, 0,125 cm <sup>3</sup>	+	++++	++++	++++ <sup>2</sup>	++++ <sup>3</sup>	++++	++++

++++ excelente    +++ muy bueno    ++ bueno    + OK

<sup>1</sup> ver "Rapidez de medición" en la página siguiente

<sup>2</sup> puede ser corregida, ver por ejemplo [DIN6800-2], [DETECTORS]

<sup>3</sup> puede ser corregida,  $k_Q$  disponible en [DIN6800-2], [IAEA398] y [DETECTORS]

<sup>4</sup> puede ser corregida,  $k_Q$  disponible en [DETECTORS] o desde el soporte técnico de PTW

# ¿Por qué es importante?

## Exactitud de la penumbra

En los tratamientos de IMRT e IMAT se utilizan muchos campos pequeños que se superponen para obtener la dosis total. Para que esto sea posible, la penumbra debe conocerse con la mayor exactitud.

## Estabilidad de la dosis

Cuando la estabilidad de la dosis es buena raramente se necesita recalibrar el detector. Esto es útil si se utiliza el detector para la verificación de planes de dosis puntual. Una respuesta de dosis no estable requiere de recalibraciones frecuentes.

## Independencia de la tasa de dosis

Una posible dependencia de la tasa de dosis del detector contribuirá a la incertidumbre de la medición. Cuanto mejor sea la independencia de la tasa de dosis, mayor será la exactitud de la medición.

## Respuesta energética (keV)

La respuesta energética en el rango de los keV es importante en haces con una componente considerable de radiación dispersa. Este caso se da en campos grandes (mayores que 10 cm × 10 cm), especialmente en la región fuera del campo. En campos pequeños (menores que 5 cm × 5 cm), el efecto no es importante dentro del campo y de importancia moderada fuera del campo.

## Respuesta energética (MeV)

Una buena respuesta energética en el rango de los MeV se corresponde con un factor de corrección de calidad del haz  $k_Q$  cercano a 1 para todas las energías por encima del  $^{60}\text{Co}$ .

En el caso de las cámaras de ionización abiertas al aire,  $k_Q$  es conocido. Para otros detectores el  $k_Q$  no es conocido. Consecuentemente, cuanto mejor sea la respuesta energética, menor será la incertidumbre inducida. Tenga en cuenta que la energía media del haz puede variar ligeramente a través de su sección transversal y con la profundidad en agua.

## Exactitud de la dosis fuera del campo

En los tratamientos de IMRT e IMAT se utilizan muchos campos pequeños que se superponen para obtener la dosis total. La dosis fuera del campo puede representar un alto porcentaje de la dosis central y se sumará a la dosis de fondo. Por otra parte, es una contribución significativa a la dosis en el tejido sano circundante.

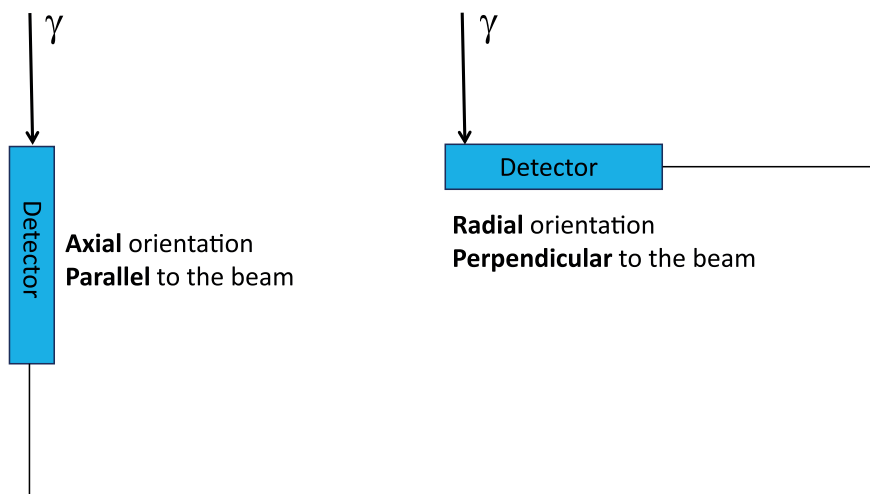
## Rapidez de medición

La figura de mérito para un escaneo rápido es el ruido relativo de la medición que se define por el ruido absoluto, es decir, la desviación estándar de la señal, dividida por la señal media. La fuente de ruido más importante en las mediciones de dosis de fotones es el ruido cuántico, es decir, el ruido que se crea debido a la cuantificación de los fotones. El ruido cuántico es diferente de la mayoría de las fuentes de ruido habituales. Una propiedad muy importante es que la amplitud del ruido relativo depende principalmente del detector utilizado, pero no de la intensidad de la señal. Como regla general, todas las cámaras de ionización, incluso las cámaras PinPoint, tienen menor ruido que los detectores de estado sólido. En otras palabras, para un escaneo rápido necesitará una cámara abierta al aire ya que los detectores de estado sólido son menos rápidos. Los centelladores son los detectores más lentos.

## 5 Orientación del detector para mediciones en campos pequeños

En el caso de los detectores de PTW, la orientación del detector con respecto al haz viene indicada en el catálogo de DETECTORES y en los manuales de los respectivos detectores. Los detectores han sido validados en las orientaciones allí indicadas. La definición terminológica empleada puede consultarse en la figura 5.

---



**Figura 5**

Definición de la orientación del detector. Los términos *axial* y *radial* se utilizan en la documentación de PTW, *paralelo* y *perpendicular* se utilizan en el [TRS483]. Ambos se definen con respecto a la dirección del haz, designada con  $\gamma$  en este caso.

Para las mediciones de dosis relativas en un maniquí de agua, es decir, mediciones del factor de campo, el PDD y los perfiles, recomendamos utilizar los detectores según las especificaciones indicadas. Para la dosimetría de referencia recomendamos utilizar la orientación de acuerdo con la definición de la norma utilizada, por ejemplo el TRS 398, TG 51 o DIN 6800-2.

# 6 Código de prácticas TRS 483

Este capítulo es un extracto del TRS 483 y está basado en [Palmans2018] y [TRS483]. A pesar de que la información contenida en este capítulo ha sido cuidadosamente recopilada, PTW-Freiburg no garantiza que esté libre de errores. PTW-Freiburg no se responsabiliza de que los datos facilitados sean completos, correctos o estén actualizados.

## 6.1 Introducción al TRS 483

El TRS 483 es un documento técnico conjunto del OIEA y la AAPM que trata los siguientes temas:

- ▶ Algunos antecedentes físicos de las mediciones en campos pequeños
- ▶ Dosimetría de referencia en aceleradores lineales que no pueden entregar un campo clásico de 10 cm × 10 cm
- ▶ Dosimetría de referencia en linac FFF
- ▶ Metodología y factores de corrección para las mediciones de los factores de campo en campos pequeños en agua o maniqués de plástico

Todos los datos incluidos en el TRS 483 son del 2015 o anteriores.

A continuación, expondremos un código de prácticas abreviado del TRS 483 relativo a la medición de los factores de campo en agua. No cubriremos otros aspectos del TRS 483. Aunque este capítulo proporciona al lector una visión general concisa de las fórmulas y los factores, no sustituye al TRS 483 ni a otras publicaciones, ni pretende abarcar todos los detalles que son importantes para realizar una dosimetría con exactitud. Los procedimientos descritos en este documento tampoco son los únicos descritos en las publicaciones citadas, sino que constituyen una de las varias posibilidades de medición dosimétrica. En algunos casos, cuando un procedimiento admita

varias opciones de implementación, se eligió la opción que consideramos más práctica.

## 6.2 Errores tipográficos y aclaraciones del TRS 483

- ▶ El T60019 microDiamond aún está disponible.
- ▶ El TM60003 DIAMOND está descatalogado.
- ▶ El T31018 microLion **no** es blindado.
- ▶ Exradin W1: los factores de corrección de campo pequeño que se indican en el TRS 483 son válidos únicamente para la orientación paralela al haz.
- ▶ Exradin W1: la calibración cherenkov debe realizarse en la misma orientación utilizada para la medición.
- ▶ El eje x de las figuras del Apéndice II es una escala logarítmica que comienza en 0,4 cm. Las siguientes posiciones sobre el eje son 0,8; 1,2; 1,6 y así sucesivamente. Puede consultar ejes comentados de las mismas figuras en [Palmans2018].

## 6.3 Preparación y antecedentes

### Lectura del detector, M

Se supone que la lectura del detector está corregida por las magnitudes de influencia mediante la fórmula siguiente:

$$M = (M_{uncorr} - M_0) \cdot k_{elec} \cdot k_{TP} \cdot k_S \cdot k_{pol} \cdot k_h$$

donde

$M_{uncorr}$	Lectura no corregida
$M_0$	Lectura en ausencia de radiación
$k_{elec}$	Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el coeficiente de calibración para la cámara de ionización se indica en unidades Gy/C o como un múltiplo (p. ej., mGy/nC o cGy/nC). El factor de calibración $k_{elec}$ obtenido para el electrómetro convierte la lectura del electrómetro en carga y se expresa en unidades C/rdg. Si la lectura del electrómetro se indica en términos de carga, el factor de calibración del electrómetro es adimensional. Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran juntos, como un conjunto de medición, no hay que aplicar ningún factor de calibración del electrómetro por separado [TRS483]. Nota de PTW: si utiliza un equipo de PTW, configurar $k_{elec} = 1$ .
$k_{TP}$	Corrección de densidad del aire para la temperatura del agua y la presión del aire
$k_S$	Corrección por recombinación
$k_{pol}$	Corrección por polaridad
$k_h$	No es necesario realizar la corrección por efecto de la humedad relativa si la cámara de ionización se utiliza en un rango de 20 % a 80 % de humedad relativa y tiene un coeficiente de calibración válido para una humedad relativa del 50 % [TRS483]

Para más detalles sobre estos factores de corrección, consulte el código de prácticas para dosimetría de referencia aplicable en su

pais o el apartado de código de práctica en el catálogo de PTW DETECTORS.

### Definición del factor de campo

El factor de campo se define como el cociente entre la dosis absorbida en agua en cualquier campo de no referencia y su valor en un campo de referencia a una profundidad determinada. Para las mediciones en campos pequeños, esta razón no es estrictamente el cociente de las lecturas del detector puesto que, por lo general, hay que aplicar factores de corrección para convertir la lectura del detector en dosis.

Nota: sinónimos de factor de campo: factor de dosis relativa y factor de dispersión total.

### Es conveniente utilizar más de un detector para las mediciones en campos pequeños

El TRS 483 recomienda utilizar dos o tres detectores para las mediciones en campos pequeños. Los antecedentes en física de los campos pequeños y el conocimiento de las propiedades de los detectores permiten interpretar los resultados y valorar el resultado final de las mediciones.

### Si utiliza diodos de silicio, prefiera las versiones sin blindaje

Los diodos de silicio sin blindaje pueden utilizarse para mediciones en campos pequeños. Los diodos blindados no son recomendados por el [TRS483].

Vaya al apartado de preguntas frecuentes de este documento para consultar la fundamentación pertinente.

### ¿Cuándo un campo es pequeño?

El protocolo alemán sobre campos pequeños [DIN6809-8] ofrece una definición muy práctica y fácil de aplicar: Cualquier campo en el que una de las dimensiones del campo sea igual o menor que 4 cm se considerará un campo pequeño.

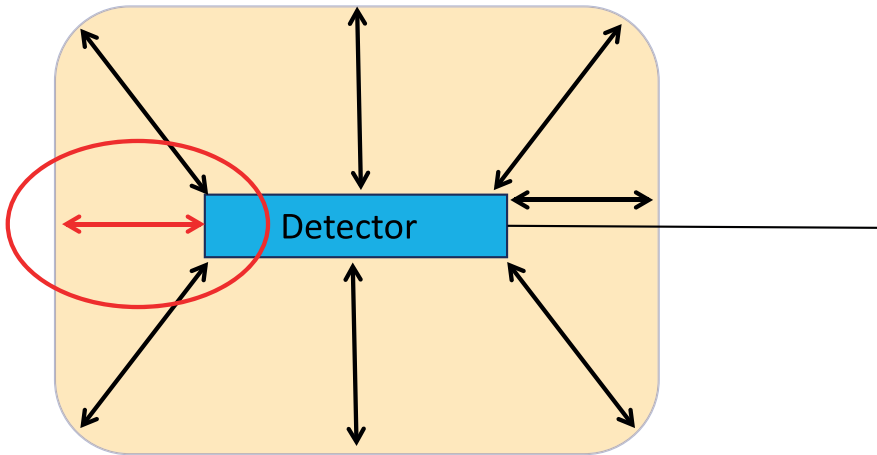


Esta definición es aplicable en la mayoría de los casos prácticos.

El TRS483 proporciona una definición más rigurosa y exacta, fundamentada en la física: un campo debe considerarse pequeño si se cumple alguna de las tres condiciones siguientes:

1. Existe pérdida de equilibrio lateral de partículas cargadas
2. Existe una oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por parte de los dispositivos de colimación del haz
3. El tamaño del detector es similar o mayor que las dimensiones del tamaño del campo en el plano de medición

En la práctica encontrará que la primera condición definirá su campo pequeño en la mayoría de los casos.



**Figura 6**

Condición para considerar un campo pequeño según el criterio de alcance lateral de las partículas secundarias dispersadas. El detector se coloca en el centro del campo y se mide la distancia del borde del detector al borde del campo en varias posiciones. Si la distancia más corta indicada por la flecha roja y la elipse es menor que  $r_{LCPE}$  se debe considerar que el campo es pequeño.

Ejemplo: una Semiflex 3D (tipo 31021) se coloca en un campo de 4 cm x 4 cm para la calibración cruzada en un haz de 6 MV de  $TPR_{20,10} = 0,669$ . El resultado obtenido para  $r_{LCPE} = 1,22$  cm. Si coloca la cámara en el centro del campo, la distancia restante entre el límite de la cámara y el límite del campo es igual a 2 cm menos la mitad del diámetro de la cámara, es decir, 2 cm - 0,24 cm = 1,76 cm. Como el valor obtenido es mayor que  $r_{LCPE}$  puede seguir usando la cámara en ese tamaño de campo.

Para aplicarla, haga lo siguiente:

- ▶ Dibuje un croquis de su detector en el campo en el plano de medición como se muestra en la figura 6. Dibuje este croquis a escala y utilice las unidades en cm.
- ▶ Represente la distancia del borde del volumen de medición del detector al borde del campo en todas las direcciones.
- ▶ Tome la distancia mínima.
- ▶ Si esta distancia es menor que  $r_{LCPE}$ , debe considerar que el campo es pequeño

$r_{LCPE}$  es el alcance en equilibrio lateral de partículas cargadas. Depende de la energía del haz y se calcula en [cm] como:

$$r_{LCPE} = 8.369 \cdot TPR_{20,10}(10) - 4.382$$

o

$$r_{LCPE} = 77.97 \cdot 10^{-3} \cdot \%dd(10,10)_x - 4.112$$

## Factores de corrección

La medición de los factores de campo en campos pequeños requiere en la mayoría de los casos aplicar factores de corrección de campos pequeños. Utilice solamente detectores en los que estos factores de corrección estén entre 0,95 y 1,05 para los tamaños de campo en los que desee medir. Esto define el intervalo de tamaños de campo de uso de un detector para campos pequeños. Si se necesita más corrección, debe elegir un detector diferente. Por esta razón, los factores de corrección en el TRS 483 y en este documento se indican únicamente para los tamaños de campo que sea aplicable la condición anterior. Tenga en cuenta que los factores de corrección para los factores de campo en campos pequeños dependen del tipo de linac<sup>1</sup> y de la calidad del haz. Antes de empezar a medir, debe comprobar los factores de corrección disponibles. Para algunos tipos de detectores, el factor de

corrección también dependerá de la profundidad de medición. Consulte el apartado de preguntas frecuentes de este documento para mayor información.

## Considerar la calibración cruzada

La medición de los factores de campo es una medida relativa en la que los valores de la dosis se refieren a un tamaño de campo de referencia elegido. Por lo tanto, en principio no es necesario realizar una calibración cruzada real que permita obtener lecturas en Gy o Gy/min. Sin embargo, PTW en línea con el código de prácticas alemán para campos pequeños [DIN6809-8] recomienda realizar la calibración cruzada. Tendrá mayor confianza en sus mediciones y en la resolución de problemas si alguna parte de los datos le parece extraña.

## Tamaño de campo en la calibración cruzada y tamaño de campo<sup>2</sup> MSR

Antes de aplicar los factores de corrección, tendrá que decidir qué tamaño de campo utilizará en la calibración cruzada.

Una opción es utilizar el **tamaño de campo MSR**. Viene especificado en el [TRS483] como:

- ▶ Cualquier linac que entregue un campo de 10 cm × 10 cm: 10 cm × 10 cm. Esto incluye linac con la posibilidad de añadir conos. Tenga presente que este tipo de linac será denominado "linac clásico" en este documento
- ▶ CyberKnife: colimador fijo de 6 cm de diámetro
- ▶ TomoTerapia: campo de 5 cm × 10 cm
- ▶ Gamma Knife: casco colimador de 1,6 cm o 1,8 cm de diámetro, todas las fuentes simultáneamente fuera
- ▶ MLC adicional: lo más cerca posible de 10 cm × 10 cm

<sup>1</sup> TRS 483 distingue entre los siguientes tipos de linac y energías: linac clásico FFF o linac WFF a 6 MV, linac clásico FFF o linac WFF a 10 MV, CyberKnife, TomoTherapy y GammaKnife

<sup>2</sup> El método del campo intermedio se describe en [TRS483], pero la mayor parte del razonamiento sobre si utilizarlo y cómo hacerlo ha sido añadido por PTW-Freiburg

Otra opción es utilizar el **método del campo intermedio**, también conocido como "daisy chaining". Elija un tamaño de campo en el que aún sea factible medir con una cámara de ionización pequeña (pero no muy pequeña). Una buena combinación es, por ejemplo, una Semiflex 3D (tipo 31021) o una Semiflex 0,125 cm<sup>3</sup> (tipo 31010) en un campo de 4 cm × 4 cm. Se asume que el factor de corrección para estas cámaras en un campo de 4 cm × 4 cm es de 1,0 según [DIN6809-8] y por lo tanto, no se requiere ninguna corrección para pasar del campo MSR al campo de la calibración cruzada. Realice la calibración cruzada de su detector de campo pequeño frente a la cámara de ionización en este tamaño de campo intermedio. Para tamaños de campo más pequeños utilice su detector de campo pequeño.

Ambos métodos, es decir, la utilización del campo MSR o del campo intermedio para la

calibración cruzada, tienen ventajas e inconvenientes. El argumento fundamental a favor del método del campo intermedio es que todas las fuentes de error desconocidas serán menores cuanto más cerca se realice la calibración cruzada al tamaño de campo final que se usará. Las fuentes de error desconocidas pueden ser, por ejemplo, la dependencia de la tasa de dosis, la dependencia de la energía o la dependencia de la corrección por Cherenkov con el tamaño de campo. Si estas u otras propiedades del detector no se conocen bien o dependen de la configuración de la medición, es más seguro realizar la calibración cruzada en el campo intermedio en lugar del campo MSR. Tenga en cuenta que algunas influencias, como la dependencia de la tasa de dosis o la dependencia de la corrección de Cherenkov, no se incluyen en las simulaciones de Monte Carlo. Por lo tanto, no forman parte de los factores de corrección que resultan de las simulaciones de Monte Carlo.

Por ejemplo:

Un detector tiene los siguientes factores de corrección para un campo MSR de 10 cm × 10 cm:

Tamaño del campo pequeño cuadrado eq. [cm]	0,8	1	1,5	2	4	10
Factor de corrección de campo	0,997	1,002	1,011	1,015	1,011	1,000

Si este detector debe ser utilizado para el método de campo intermedio en 4 cm × 4 cm, los factores tienen que ser renormalizados a 4 cm × 4 cm:

Tamaño del campo pequeño cuadrado eq. [cm]	0,8	1	1,5	2	4	10
Factor de corrección de campo	0,986	0,991	1,000	1,004	1,000	0,989

El procedimiento para realizar la calibración cruzada se describe en el capítulo 6.4.

Tenga en cuenta, que para los detectores en que la corrección entre el campo MSR y el campo intermedio sea 1,0, por ejemplo, para el detector microDiamond, no es necesario usar el método del campo intermedio.

El protocolo alemán de campos pequeños utiliza únicamente el método de campo intermedio [DIN6809-9].

La principal ventaja de utilizar el campo MSR es la simplicidad y que se puede medir todo el rango desde 10 cm x 10 cm hasta el campo pequeño con un solo detector.

En caso de trabajar con el método del campo intermedio, es importante volver a normalizar los factores de corrección al campo intermedio.

### Tamaño del campo pequeño cuadrado equivalente

Para describir el tamaño del campo en campos pequeños, el TRS 483 utiliza el término "tamaño de campo pequeño cuadrado equivalente"  $S_{clin}$  expresado en centímetros, [cm]. Esto es un campo cuadrado equivalente en el que el borde del campo es  $S_{clin}$ .

Los tamaños de campo se definen por medio de la FWHM (Full Width Half Maximum) del perfil a la profundidad de medición. En la mayoría de los casos, la FWHM en las direcciones X e Y suele ser diferente. En ese caso, el tamaño de campo pequeño equivalente viene dado por  $S_{clin} = \sqrt{AB}$ , donde las FWHM de las dimensiones del campo son A y B, respectivamente. Para campos circulares de radio r, el tamaño de campo pequeño equivalente viene dado por  $S_{clin} = 1,77 \cdot r$ .

Tenga en cuenta que estas fórmulas solo son válidas para  $S_{clin}$  menor o igual a 4 cm. Para campos rectangulares, si el cociente de los lados del campo queda fuera de  $0,7 < A/B < 1,4$  se deberá atribuir una mayor incertidumbre al factor de corrección de campo pequeño.

Hay que tener especial cuidado en la selección del detector adecuado para el escaneo de

los perfiles que se usarán para determinar las FWHM. El TRS 483 recomienda utilizar dos tipos diferentes de detectores, uno con baja velocidad de medición (es decir, largos tiempos de integración por punto de datos) y otro con alta resolución, típicamente de 0,1 mm.

Además, PTW recomienda utilizar únicamente detectores cuyo factor de corrección de campo pequeño para el tamaño de campo previsto sea inferior al 5 %. Esto garantiza que la forma del campo no se distorsione demasiado por efectos de campo pequeño no corregidos.

### Orientación del detector

Definición de la orientación: si el eje de rotación del detector es paralelo al haz, se denomina orientación "paralela" o "axial". Si el eje de rotación es perpendicular al haz, se denomina orientación "perpendicular" o "radial".

Consulte la figura y la información del capítulo 5. "Paralelo" y "perpendicular" son los términos utilizados en [TRS483].

Orientación de los detectores según [TRS483]:

Todas las cámaras de ionización	Perpendicular (radial)
Todos los diodos de silicio de PTW e IBA	Paralela (axial)
PTW microDiamond	Paralela (axial)
PTW microLion	Paralela (axial)
Diodo de silicio SNC EDGE	Perpendicular (radial)
Exradin SI W1	Paralela (axial) <sup>3</sup>
Película radiocrómica	Superficie perpendicular al haz

Nota: El [TRS483] solo describe la medición de los factores de campo. El [TRS483] no ofrece recomendación alguna sobre la orientación en la medición de los perfiles y los PDD.

<sup>3</sup> En rigor, la orientación del W1 no está claramente establecida en el TRS 483. A partir de los factores de corrección reportados en el TR 483 se deduce que se trata de esta orientación. Así se ha confirmado en una comunicación personal con Hugo Palmans en 2018.

<sup>4</sup> Tenga en cuenta que este apartado sobre el efecto de polaridad ha sido añadido por PTW-Freiburg y no está contenido en el [TRS483].

## Corrección por polaridad para cámaras de ionización en tamaños de campo muy pequeños<sup>4</sup>

En tamaños de campo menores que 1 cm, el efecto de polaridad que tiene lugar en las cámaras abiertas al aire se debería comprobar y dado el caso corregir [Looe2018].

Tenga en cuenta que los factores de corrección proporcionados en el TRS 483 no se han corregido en función de la polaridad porque este efecto no se conocía en el momento en que se redactó el TRS 483.

PTW recomienda comprobar el efecto de polaridad en campos pequeños mediante el procedimiento siguiente:

- ▶ Realice la medición con una polaridad
- ▶ Cambie a la polaridad opuesta
- ▶ Pre-irradie hasta que la lectura sea estable
- ▶ Realice la medición con esta polaridad

Para corregir el efecto de polaridad en una medición de dosis relativa, haga lo siguiente:-

**mida todo el conjunto de datos** con una polaridad. Cambie la polaridad, preirradie y mida de nuevo todo el conjunto de datos. Tome el promedio de ambos conjuntos de datos. Es importante promediar los datos de todo el conjunto de datos y no de una parte de los datos.

A fin de determinar posibles errores de medición en sus datos, compare los dos conjuntos de datos siguientes:

- ▶ Conjunto de datos 1: datos completos (es decir, conjunto de factores de campo) con datos medidos en una sola polaridad
- ▶ Conjunto de datos 2: datos completos, datos medidos con ambas polaridades y tomado el promedio de ambos conjuntos de datos

Si utiliza factores de corrección de campo pequeño que no han sido corregidos por la polaridad, por ejemplo, los del TRS 483, la diferencia total que observe en la prueba anterior se deberá considerar como un error sistemático adicional de medición.

Solo podrá eliminar este error si (i) utiliza un factor de corrección que incluya la corrección por polaridad y (ii) realiza una medición con corrección por polaridad.

El efecto de polaridad en campos muy pequeños está presente en todas las cámaras de ionización con independencia del fabricante o del tipo de cámara [Looe2018]. La magnitud específica depende del tipo de cámara y de su orientación en el haz. Bajo orientación radial (perpendicular), el efecto es bastante débil para la mayoría de los modelos de cámara (pero no todos). Cuanto más pequeña es la cámara, más fuerte es el efecto de polaridad [Looe2018]. La magnitud del efecto de polaridad aumenta drásticamente en la orientación axial (paralela) y por tanto debe evaluarse siempre.

Como regla general: Si utiliza las cámaras de PTW más recientes, como la PinPoint 3D (tipo 31022) o la Semiflex 3D (tipo 31021) en aplicaciones con orientación radial (perpendicular), el efecto de polaridad es insignificante siempre y cuando respete los límites de tamaño de campo reportados en el TRS 483.

## 6.4 Aplicación

### Posicionamiento en profundidad de los detectores

Para la medición de los factores de campo, el TRS 483 recomienda situar las cámaras abiertas al aire sobre el eje y no en el punto efectivo de medición (EPOM, Effective Point of Measurement). Todos los demás detectores se deberán colocar en su respectivo EPOM según las especificaciones del fabricante.

<sup>5</sup> Intentamos aclararlo mediante comunicación personal con Saiful Huq y Jan Seuntjens en la ICMP/ALFIM 2019 pero se quedó sin resolver la cuestión.

Comentario de PTW acerca del posicionamiento del detector en la profundidad de medición: nos parece incoherente posicionar algunos detectores de campo pequeño en su EPOM y otros no. Consideramos que sería más lógico situar todos los detectores de campo pequeño en su respectivo EPOM para mediciones de dosimetría relativa. Desconocemos las razones para recomendar el posicionamiento sobre el eje <sup>5</sup> e inferimos que con ello, se busca hacer más seguro el procedimiento de la calibración cruzada. Cuando la dosimetría de referencia se realiza de acuerdo con el TRS 398 [IAEA 398] o el TG 51 [AAPM TG51] está previsto que el posicionamiento del detector se realice sobre el eje. Se podría esgrimir que situar el primer detector (para determinar la dosis absoluta) sobre el eje y el segundo detector (el de campos pequeños sujeto a la calibración cruzada) en su EPOM lleva cierto riesgo de confusión. Posiblemente, esto ha sido lo que ha motivado la recomendación del OIEA/AAPM en el [TRS483].

Tenga en cuenta que, al medir los factores de campo, la diferencia en el posicionamiento de las cámaras respecto a su EPOM o sobre el eje no se reflejará en los resultados de incertidumbre de la medición.

Tenga en cuenta también: PTW TRUFIX posicionará automáticamente cualquier detector en su respectivo EPOM, independientemente de si se trata de una cámara abierta al aire o de un detector de estado sólido.

### Profundidad de medición

La profundidad de referencia utilizada en los datos del TRS 483 para la medición de los factores de campo en agua es de 10 cm, excepto para el CyberKnife, que es de 1,5 cm, y el GammaKnife, que es el centro del hemisferio.

### SSD (Source Surface Distance):

Para la medición de los factores de campo de campo pequeño, debe elegirse la misma SSD que para la dosimetría de referencia.

Esto significa que:

Linac clásicos	100 cm
CyberKnife	78,5 cm
Tomoterapia	85 cm
GammaKnife	32 cm

La profundidad de medición a la que son válidos los factores de corrección de campo pequeño es la misma que la profundidad de referencia.

### Realización de la calibración cruzada en el tamaño de campo intermedio<sup>6</sup>

Si ha decidido realizar una calibración cruzada real en el tamaño de campo intermedio, en este apartado se describe el procedimiento a seguir. La calibración cruzada debe realizarse en un maniquí de agua y para cada calidad de radiación que se desee aplicar. En caso de que tenga que usar materiales de estado sólido, consulte directamente el TRS 483.

La calibración cruzada implica los dos pasos siguientes:

1. Utilice una cámara de ionización abierta al aire de tamaño mediano para determinar la dosis para la calidad de radiación y la profundidad de interés en condiciones de referencia (excepto para el tamaño del campo). Utilice el  $TPR_{20,10}$  o  $\%dd(10)_x$  del campo de 10 cm × 10 cm para determinar  $k_Q$ . Para ello, siga el código de prácticas válido en su país o el TRS 483 si su linac no puede entregar un campo de 10 cm × 10 cm. Posicione el detector a la profundidad recomendada en el código de prácticas que esté utilizando, por ejemplo, en el eje para TG 51

<sup>6</sup> Nota: este apartado ha sido redactado por PTW.

o TRS 398. Aplique todos los factores de corrección necesarios.

La dosis del campo intermedio viene dada por  $D_{int}$ . Asegúrese de que la cámara sea lo suficientemente pequeña y el campo lo suficientemente grande, de modo que el campo no pueda considerarse como un campo pequeño (ver el apartado "¿Cuándo un campo es pequeño?" más arriba). Esta condición se cumple para una Semiflex 0,125 cm<sup>3</sup> o una Semiflex 3D frente a un tamaño de campo de 4 cm × 4 cm o mayor [DIN6809-8].

2. Sustituya la cámara de ionización de tamaño mediano por el detector de campo pequeño que será sujeto a la calibración cruzada. Si sigue la recomendación del TRS 483, posicione una cámara abierta al aire sobre el eje a la profundidad de medición y para el resto de detectores, sitúelos en su respectivo EPOM a la profundidad de medición. Si sigue el enfoque de posicionamiento en profundidad más coherente, descrito en el capítulo "Posicionamiento en profundidad de los detectores", coloque el detector en su respectivo EPOM a la profundidad de medición, con independencia del tipo de detector empleado, sea una cámara abierta al aire u otro tipo de detector. Aplique el mismo número de unidades monitor que antes y registre la lectura  $M_{small}$  del detector de campo pequeño. Esta lectura debe estar expresada en unidades eléctricas, es decir, en culombios.

El factor de calibración cruzada para el detector de tamaño de campo pequeño es la relación  $D_{ref}/M_{small}$ .

Tenga en cuenta que si utiliza este factor de calibración cruzada, la corrección de la densidad del aire ( $k_{TP}$ ) de los detectores abiertos al aire hace referencia ahora a la presión del aire y a la temperatura del agua en el momento de la calibración cruzada.

En las sesiones de medición prolongadas, la temperatura del agua puede cambiar considerablemente, a lo que se debe prestar atención.

Tenga en cuenta que el factor de calibración cruzada depende de la orientación del detector y de la calidad del haz.

### Procedimiento de medición del factor de campo

- ▶ Mida los perfiles X e Y para comprobar si el CAX (eje central) está en la posición cero del maniquí de agua.
- ▶ Mida de nuevo los perfiles X e Y para verificar la nueva posición del eje central (CAX) y determinar el tamaño de campo a partir de la FWHM en X e Y. Determine el tamaño del campo pequeño equivalente aplicando la fórmula adecuada ( $S_{clin} = \sqrt{AB}$  para campos cuadrados y  $S_{clin} = 1,77 * r$  para campos circulares). Recomendación de PTW: use los valores de FWHM solo si el detector utilizado fuera el adecuado para el tamaño de campo previsto. Consulte el apartado "Preparación y antecedentes" para más información.
- ▶ Desplace el detector al CAX y mida la lectura  $M_{clin}$
- ▶ Encuentre el factor de corrección de su detector en función del tamaño de campo pequeño cuadrado equivalente. Utilice la interpolación lineal entre los tamaños de campo o una función de ajuste adecuada.
- ▶ Multiplique el factor de corrección por la lectura del detector. Esto corresponde a la medición de la dosis en el tamaño de campo clínico. En caso de haber realizado una calibración cruzada, esta dosis se expresa en Gy. En caso contrario, deberá considerarla como un valor relativo a la dosis obtenida en el campo de referencia.

- ▶ Divida ese valor por la dosis medida en el tamaño de campo de referencia para obtener el factor de campo.

El factor de campo  $\Omega$  para el tamaño de campo clínico  $f_{\text{clin}}$  se expresa a través de la fórmula siguiente:

$$\Omega_{\text{clin}} = \frac{M_{\text{clin}}}{M_{\text{cross-cal}}} \cdot k_{\text{clin}}$$

es decir, la relación de las lecturas del detector  $M_{\text{clin}}$  en el campo pequeño clínico y  $M_{\text{cross-cal}}$  en el campo de la calibración cruzada, multiplicado por el factor de corrección de campo pequeño del campo clínico  $k_{\text{clin}}$ . El término "cross-cal" significa el tamaño de campo intermedio o el tamaño de campo MSR, de acuerdo con el método empleado. Asegúrese de que el factor de corrección  $k_{\text{clin}}$  se normalice de forma coherente respecto al tamaño de campo de la calibración cruzada. Hemos utilizado índices abreviados en nuestra notación. Los índices completos se pueden consultar en el [TRS483].

Tenga presente que excepto en lo referente a la aplicación del factor de corrección, el procedimiento anterior está implementado en el software PTW BEAMSCAN versión 4.4 o superior.

## 6.5 Tablas de factores de corrección

Los datos de los detectores que figuran en el TRS 483 presentados en las siguientes tablas fueron tomados de:

- ▶ Linac clásico de 6 MV: Tabla 26
- ▶ Linac clásico de 10 MV: Tabla 27
- ▶ TomoTerapia: Tabla 24
- ▶ GammaKnife: Tabla 25
- ▶ CyberKnife: Tabla 23

Tenga en cuenta que los datos del TRS 483 para las cámaras de ionización abiertas al aire no están corregidos por el efecto de polaridad en campos pequeños.

Para algunos detectores de PTW desarrollados recientemente no se incluyen factores de corrección en el [TRS483] porque los datos no estaban disponibles en el 2015. Este es el caso de microSilicon (tipo 60023), microSilicon X (tipo 60022), PinPoint 3D (tipo 31022), PinPoint 0,015 cm<sup>3</sup> (tipo 31023) y Semiflex 3D (tipo 31021). Para los detectores que se disponía de suficientes datos de alta calidad (se requieren al menos dos publicaciones), PTW ha añadido los datos correspondientes. Los detalles aparecen en los comentarios respectivos al pie de las tablas.

Siempre que fue posible, los datos se ajustaron utilizando la fórmula de ajuste n° (62) del [TRS483]:

$$k_{\text{clin}} = \frac{1 + d \cdot e^{-\frac{10-a}{b}}}{1 + d \cdot e^{-\frac{S-a}{b}}} + c \cdot (S - 10) \quad (\text{Función de ajuste 1})$$

donde  $k_{\text{clin}}$  es el factor de corrección de campo pequeño para el tamaño de campo  $S$  y  $a$ ,  $b$ ,  $c$  y  $d$  son los parámetros de ajuste. Para más detalles, consulte el [TRS483].

En los casos en los que la respuesta energética del detector no ha podido mostrarse correctamente utilizando la fórmula de ajuste del [TRS483], hemos fijado  $c=0$  en la fórmula de ajuste [TRS483] o hemos utilizado:

$$k_{\text{clin}} = a \cdot S^b + 1 + c \cdot (S-10) \quad (\text{Función de ajuste 2})$$

donde  $a$ ,  $b$  y  $c$  son los parámetros de ajuste. Esta es la fórmula de ajuste de [Poppinga2018] con un término lineal añadido.

Los cuatro conjuntos de datos de [Casar2020] (Varian/Elekta y WFF/FFF) se han agrupado en un conjunto de datos y se han ajustado utilizando la fórmula de ajuste del [TRS483]. Este conjunto de datos se utilizó para evaluar los factores de corrección en comparación con otras publicaciones. Solamente se utilizaron los datos de tipo "perpendicular" de [Casar2020].



## Factores de corrección linac clásico, 6 MV

Tamaño de campo cuadrado equivalente [cm]	10	8	6	4	3	2,5	2	1,5	1,2	1	0,8	0,6	0,5	0,4
microDiamond, tipo 60019 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	0,997	0,993	0,989	0,984	0,977	0,968	0,962	0,955
microSilicon, tipo 60023 <sup>2</sup>	1,000	1,004	1,007	1,011	1,013	1,014	1,014	1,012	1,009	1,004	0,997	0,984	0,975	0,963
Diodo E, tipo 60017 <sup>1</sup>	1,000	1,004	1,007	1,010	1,011	1,011	1,008	1,002	0,994	0,986	0,976	0,961	0,952	--
Diodo SRS, tipo 60018 <sup>1</sup>	1,000	1,004	1,007	1,010	1,011	1,009	1,006	0,998	0,990	0,983	0,973	0,960	0,952	--
Diodo P, tipo 60016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	0,999	0,995	0,991	0,984	0,970	0,956	--	--	--	--	--
microLion, tipo 31018 <sup>1</sup>	1,000	0,997	0,994	0,991	0,989	0,988	0,988	0,987	0,987	0,987	0,990	0,999	1,011	1,033
PinPoint 3D, tipo 31022 <sup>3</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,005	1,010	1,018	1,033	--	--	--
PinPoint 3D, tipo 31016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,001	1,004	1,013	1,025	1,039	--	--	--	--
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31023 <sup>4</sup>	1,000	0,999	0,998	0,997	0,997	0,997	0,998	1,005	1,018	1,037	--	--	--	--
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31014 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,002	1,004	1,009	1,023	1,041	--	--	--	--	--
Semiflex 3D, tipo 31021 <sup>5</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,005	1,020	1,047	--	--	--	--	--
Semiflex 0,125 cm <sup>3</sup> , tipo 31010 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,008	1,025	--	--	--	--	--	--

La información sobre la orientación del detector puede consultarla en el epígrafe "Orientación del detector", capítulo 6.3.

<sup>1</sup> [TRS483]

<sup>2</sup> Los datos se ajustaron a partir de los tres conjuntos de datos siguientes: [Weber2020] experimental, [Weber2020] Monte Carlo y [Schoenfeld2019] experimental. Para [Weber2020] hemos utilizado los datos experimentales de 4 cm x 4 cm a 10 cm x 10 cm, igual que para los datos de Monte Carlo. Para [Schoenfeld2019] hemos utilizado los datos de SIEMENS Artiste para comparar 4 cm x 4 cm con 10 cm x 10 cm. Los datos correspondientes a tamaños de campo menores que 0,55 cm se han extrapolado mediante la función de ajuste 1.

<sup>3</sup> Los datos han sido recopilados de [Looe2018], [Poppinga2018] y [Casar2020]. El factor de corrección para un tamaño de campo de 0,7 cm es de 1,049

<sup>4</sup> Los datos se han recopilado de [Looe2018] y [Casar2020]. El factor de corrección para un tamaño de campo de 0,9 cm es de 1,052

<sup>5</sup> Los datos han sido recopilados de [Looe2018] y [Casar2020]

### Factores de corrección linac clásico, 10 MV

Tamaño de campo cuadrado equivalente [cm]	10	8	6	4	3	2.5	2	1.5	1.2	1	0.8	0.6	0.5	0.4
microDiamond, tipo 60019 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	0,997	0,993	0,989	0,984	0,977	0,968	0,962	0,955
Diodo E, tipo 60017 <sup>1</sup>	1,000	1,002	1,004	1,006	1,006	1,005	1,003	0,996	0,988	0,980	0,969	0,954	--	--
Diodo SRS, tipo 60018 <sup>1</sup>	1,000	1,002	1,004	1,006	1,006	1,004	1,000	0,992	0,984	0,976	0,966	0,953	--	--
Diodo P, tipo 60016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	0,999	0,995	0,991	0,984	0,970	0,956	--	--	--	--	--
microLion, tipo 31018 <sup>1</sup>	1,000	0,998	0,996	0,994	0,994	0,993	0,993	0,992	0,992	0,993	0,995	1,005	1,017	1,039
PinPoint 3D, tipo 31022 <sup>2</sup>	1,000	0,999	0,999	0,998	0,998	0,998	0,999	1,003	1,013	1,028	--	--	--	--
PinPoint 3D, tipo 31016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,001	1,004	1,013	1,025	1,039	--	--	--	--
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31014 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,002	1,004	1,009	1,023	1,041	--	--	--	--	--
Semiflex 0,125 cm <sup>3</sup> , tipo 31010 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,008	1,025	--	--	--	--	--	--

La información sobre la orientación del detector puede consultarla en el epígrafe "Orientación del detector", capítulo 6.3.

<sup>1</sup> [TRS483]

<sup>2</sup> Los datos han sido recopilados de [Vieilleigne2018] (bajo el supuesto que el factor de corrección para 4 cm x 4 cm es 1,0) y [Casar2020].

### Factores de corrección TomoTherapy

Tamaño de campo cuadrado equivalente [cm]	5	4	3.5	3	2.5	2	1.5	1.2	1	0.8	0.6	0.5	0.4
microDiamond, tipo 60019 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	0,997	0,993	0,989	0,984	0,977	0,968	0,962	0,955
Diodo E, tipo 60017 <sup>1</sup>	1,004	1,005	1,006	1,006	1,006	1,003	0,997	0,989	0,981	0,971	0,956	--	--
Diodo SRS, tipo 60018 <sup>1</sup>	1,004	1,005	1,005	1,005	1,004	1,001	0,993	0,985	0,977	0,968	0,955	--	--
Diodo P, tipo 60016 <sup>1</sup>	1,000	0,999	0,998	0,995	0,991	0,984	0,970	0,956	--	--	--	--	--
microLion, tipo 31018 <sup>1</sup>	0,997	0,995	0,994	0,994	0,993	0,992	0,991	0,991	0,992	0,994	1,003	1,015	1,038
PinPoint 3D, tipo 31016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,001	1,001	1,004	1,013	1,025	1,039	--	--	--	--
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31014 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,001	1,002	1,004	1,009	1,023	1,041	--	--	--	--	--
Semiflex 0,125 cm <sup>3</sup> , tipo 31010 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,008	1,025	--	--	--	--	--	--

La información sobre la orientación del detector puede consultarla en el epígrafe "Orientación del detector", capítulo 6.3.

<sup>1</sup> [TRS483]

### Factores de corrección GammaKnife

Diámetro del colimador circular [mm]	4	8	16
microDiamond, tipo 60019 <sup>1</sup>	0,993	1,005	1,000
Diodo E, tipo 60017 <sup>1</sup>	0,961	0,997	1,000
Diodo P, tipo 60016 <sup>1</sup>	0,958	0,981	1,000
PinPoint 3D, tipo 31016 <sup>1</sup>	--	1,032	1,000
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31014 <sup>1</sup>	--	1,030	1,000

La información sobre la orientación del detector puede consultarla en el epígrafe "Orientación del detector", capítulo 6.3.

<sup>1</sup> [TRS483]

### Factores de corrección CyberKnife

Diámetro del campo circular [cm]	5	4	3,5	3	2,5	2	1,5	1,2	1	0,8	0,6	0,5
microDiamond, tipo 60019 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999	0,998	0,995	0,991	0,988	0,984	0,978	0,975
Diodo E, tipo 60017 <sup>1</sup>	1,000	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,992	0,987	0,981	0,975	0,966	0,960
Diodo SRS, tipo 60018 <sup>1</sup>	1,000	1,001	1,000	1,000	0,998	0,995	0,990	0,984	0,979	0,973	0,965	0,961
Diodo P, tipo 60016 <sup>1</sup>	1,000	0,999	0,998	0,996	0,993	0,987	0,978	0,969	0,962	0,953	--	--
microLion, tipo 31018 <sup>1</sup>	1,000	0,999	0,999	0,999	0,998	0,998	0,998	0,998	0,999	1,002	1,010	1,019
PinPoint 3D, tipo 31016 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,004	1,011	1,021	1,031	1,046	--	--
PinPoint 0,015 cm <sup>3</sup> , tipo 31014 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,001	1,002	1,004	1,008	1,019	1,032	1,044	--	--	--
Semiflex 0,125 cm <sup>3</sup> , tipo 31010 <sup>1</sup>	1,000	1,000	1,000	1,001	1,003	1,008	1,022	1,043	--	--	--	--

Diámetro del campo circular para los datos de microSilicon [cm]	6	2	1,5	1,25	1	0,75	0,5
microSilicon, tipo 60023 <sup>2</sup>	1,0000	1,0015	0,9960	0,9925	0,9855	0,9805	0,9740

La información sobre la orientación del detector puede consultarla en el epígrafe "Orientación del detector", capítulo 6.3.

<sup>1</sup> [TRS483]

<sup>2</sup> Los datos presentados son el promedio de los datos experimentales de [Weber2020] y los datos de Monte Carlo de [Francescon2020]. Ambos conjuntos de datos han sido evaluados para un M6 CyberKnife

## 7 Medición de dosis absoluta con detectores de campos pequeños de PTW

El término "medición de la dosis absoluta" no tiene una única definición en dosimetría. En la mayoría de los casos se utiliza para dos tipos diferentes de medición:

- ▶ Dosimetría de referencia en condiciones de referencia
- ▶ Verificación del plan de dosis puntual

En ambos casos el resultado de la medición es un valor de dosis absoluta en Gy. Sin embargo, el procedimiento para determinar esta dosis es bastante diferente.

La medición de la dosis de referencia requiere seguir con precisión el procedimiento descrito por una norma de dosimetría como el TRS 398, TG 51 o DIN 6800-2 para linacs clásicos, o como el TRS 483 para linacs de campo pequeño que no tienen la posibilidad de entregar un campo de 10 cm × 10 cm.

Al medir la dosis absoluta para la verificación del plan de dosis puntual u otras mediciones, en las que se desea un resultado en Gy, se requiere de una calibración cruzada en un campo con dosis absoluta conocida. En la mayoría de los casos, la medición se realiza en condiciones de referencia en las que la dosis absoluta se ha determinado utilizando uno de los estándares descritos anteriormente. En otros casos se utiliza el método del campo intermedio y se realiza la calibración cruzada en un tamaño de campo que se encuentra entre un campo pequeño y el tamaño de campo de referencia. Consulte el capítulo "Código de prácticas TRS 483" para más detalles.

Recomendamos realizar una calibración cruzada antes de cada sesión de medición para comprobar la estabilidad de la dosis medida por el detector y de la temperatura (esto es especialmente importante al utilizar diodos de silicio o centelladores) y para verificar la reproducibilidad del procedimiento de calibración.

El procedimiento de calibración cruzada se describe en el capítulo "Código de prácticas TRS 483". Tenga en cuenta que la calibración cruzada depende de la calidad de radiación del haz y también de la orientación del detector. Tenga en cuenta también que la mayoría de los detectores requerirán factores de corrección en campos pequeños y muy pequeños para la medición de la dosis absoluta.

Tenga en cuenta que esta guía se centra en las mediciones en un maniquí de agua. Por lo tanto, no profundizaremos en los métodos para realizar la verificación del plan de dosis puntual en campos pequeños.

## 8 Preguntas frecuentes

### ¿Qué ocurre si mi detector (aún) no está incluido en el TRS 483?

Puede utilizar los factores de corrección publicados en la literatura científica si éstos se han determinado siguiendo los métodos del TRS 483. Es posible que tenga que renormalizar los factores de corrección dados al tamaño de campo de calibración cruzada que vaya a utilizar. En los datos referidos a las cámaras de ionización, preste atención al efecto de polaridad y compruebe si los autores lo han tenido en cuenta. Si es posible, recomendamos tener en cuenta más de una publicación. PTW revisa de forma continua la literatura científica en la búsqueda de los factores de corrección de más reciente publicación y los pondrá a disposición a través del servicio técnico de PTW o a través de esta guía de aplicación.

### ¿Por qué son preferibles los diodos no blindados para las mediciones en campos pequeños?

Los diodos de silicio blindados no se recomiendan en general para las mediciones en campos pequeños [TRS483] o [IPEM103]. Uno de los argumentos: si no necesitas el blindaje siempre es mejor trabajar con un detector que tenga menos material perturbador en su interior, es decir, uno sin blindaje.

Para ser más específicos, el blindaje está compuesto por material de alto Z y alta densidad. Esto dará lugar a un efecto de perturbación por densidad añadido a la perturbación por densidad ya presente en el propio silicio. Esto tiene varias consecuencias:

1. Se incrementa la sobreestimación de la dosis en campos pequeños y muy pequeños. Esto se puede apreciar al comparar los factores de corrección de campo pequeño para el Diodo P (tipo 60016, blindado) con los respectivos valores para el Diodo E (tipo 60017, sin blindado).

- je) De ahí, que el rango de uso de los diodos de silicio blindados para campos pequeños sea más reducido en comparación con los no blindados.

2. La reducción excesiva de la penumbra ya presente en los diodos de silicio sin blindaje se ve realizada con el efecto adicional de la perturbación por densidad.

3. En la figura 4 de [Francescon2014] se presentan los factores de corrección para las mediciones de los PDD. Esta corrección no es un problema siempre que se mantenga constante para el PDD completo. El factor de corrección para el diodo blindado evaluado en ese trabajo varía en un 5 % dentro de un PDD.

### He encontrado factores de corrección para mi detector pero no están en la profundidad de medición que necesito. ¿Qué puedo hacer?

En las páginas 163 y 164 del [TRS483] se indica lo siguiente:

"Se asumió que todos los datos se aplican a una profundidad de medición de 10 cm en agua. No se consideraron los valores obtenidos a la profundidad del máximo de dosis. Para los detectores que no muestran una dependencia sustancial del tamaño de campo en tamaños de campo cuadrado superiores a 3 cm, se asumió que los datos publicados obtenidos a 5 cm de profundidad eran válidos a 10 cm de profundidad. Para los detectores con dependencia sustancial del tamaño de campo en tamaños superiores a 3 cm, como los diodos sin blindaje, se aplicó una corrección lineal dependiente del tamaño de campo basada en datos de publicaciones que reportan las mediciones en ambas profundidades."

En otras palabras: si su detector no tiene dependencia del tamaño de campo, puede utilizar los factores de corrección de campo

pequeño [TRS483] también en otras profundidades. Si el detector presenta dependencia del tamaño de campo, se requiere una corrección. Este último es el caso (aunque no el único) al que nos enfrentamos cuando usamos las cámaras de ionización abiertas al aire con electrodo de acero y los diodos de silicio sin blindaje.

### **¿Cómo puedo saber si mi detector es demasiado grande para mi tamaño de campo?**

Como regla general: si una de las dimensiones de su detector supera en un 25 % el ancho del campo, usted podría observar un efecto de volumen de varios puntos porcentuales. Para estar seguro, realice la calibración cruzada del detector de menor tamaño frente a un detector de su elección, en un campo de 4 cm × 4 cm o 5 cm × 5 cm, y compare las respectivas señales en el campo pequeño previsto. Si las dosis medidas difieren de forma significativa, probablemente esté experimentando un efecto de volumen.

### **¿Necesito detectores especiales para realizar la dosimetría en campos pequeños?**

Sí. Por lo general, están los detectores que son idóneos para realizar mediciones de máxima exactitud en campos pequeños, como las cámaras abiertas al aire muy pequeñas o los detectores de estado sólido, y están los detectores que son idóneos para realizar mediciones de máxima exactitud en campos grandes, como las cámaras tipo Semiflex o la cámara Farmer. La única excepción es el microDiamond, que ofrece resultados de gran exactitud tanto en campos pequeños como grandes.

### **¿La dosimetría filmica es la mejor solución para campos pequeños?**

No. La principal ventaja de la dosimetría filmica es su excelente resolución espacial. Lamentablemente esta es su única ventaja. Las películas de plata presentan una respuesta energética muy deficiente en el rango de keV y su calidad depende en gran medida del proceso de revelado. [IPEM103] recomienda no utilizar este tipo de película. Las películas radiocrómicas tienen una buena dependencia energética, pero requieren una alta dosis para ser reveladas, es decir, del operario, las películas oscurecen ligeramente después de la exposición, la respuesta puede variar significativamente sobre el área de la película, y existen variaciones de lote a lote [IPEM103].

### **¿El detector de centelleo es la mejor solución para campos pequeños?**

Teóricamente, un centellador tiene una buena equivalencia a agua porque puede ser fabricado en plástico. En la práctica, un dosímetro también requiere buenas propiedades dosimétricas. Los centelladores pueden estar sujetos a dependencia de la transferencia lineal de energía (LET- Linear Energy Transfer), de la tasa de dosis y la temperatura. Debido a la baja salida de la señal óptica, que incluso disminuye con la dosis acumulada, los detectores de centelleo no pueden ser construidos en tamaños tan pequeños como los detectores de estado sólido y presentan un ruido cuántico muy elevado. La transferencia de la señal óptica (si se realiza a través de una guía de luz de PMMA) conduce a un fuerte efecto de irradiación del vástago de la cámara (efecto de tallo) y del cable. Al corregir estos efectos utilizando un método de dos canales de color, existe la probabilidad de

que se produzcan errores de manejo. En sentido general, utilizar detectores de centelleo es similar a utilizar películas Gafchromic: si quiere obtener resultados con buena exactitud, tiene que conocer a fondo la metodología.

### **Mi campo es menor que 1 cm × 1 cm. ¿Qué detector puedo utilizar?**

Si necesita medir tamaños de campo más pequeños recomendamos utilizar detectores no blindados con una pequeña sección transversal perpendicular al haz. Esto es, detectores como el microDiamond o el microSilicon. Para cualquier detector recomendamos consultar la literatura científica en busca de los factores de corrección aplicables a campos muy pequeños, [TRS483] o [DIN6809-8].

### **Mi campo no es cuadrado. ¿Cuál es el detector adecuado?**

Existen fórmulas para calcular el tamaño de campo cuadrado equivalente para campos no cuadrados. El propósito de este cálculo es predecir el factor de campo de un campo irregular. Estas fórmulas no pueden ser utilizadas para estimar si un detector será propenso al efecto de volumen. El papel fundamental aquí lo juega la dimensión del campo que sea menor. En **campos rectangulares** esta condición la cumple el borde pequeño. Por ejemplo, si el tamaño del campo es de 2 cm × 10 cm, opte por un detector adecuado para campos de 2 cm × 2 cm.

Para **campos circulares pequeños** utilice la fórmula  $S_{clin} = 1.77 * r$  de [TRS483] para calcular el tamaño del campo cuadrado equivalente con el radio del campo  $r$ . Tome  $S_{clin}$  como dimensión del campo a fin de determinar si su detector es adecuado para medir los factores de campo en ese campo.

### **¿Cuál es la ventaja de los detectores de diodo de silicio en relación a las cámaras de ionización abiertas al aire?**

Dada la mayor densidad de átomos en el silicio en comparación con el aire es posible construir un detector de diodo muy pequeño y aun así obtener una buena respuesta. De ahí que en regiones de alto gradiente como la penumbra, un detector de diodo será más exacto. El detector microDiamond combina las ventajas de los detectores de diodo de silicio y de las cámaras de ionización abiertas al aire.

### **¿Cuál es la ventaja de las cámaras de ionización abiertas al aire en relación a los diodos de silicio?**

Las cámaras de ionización abiertas al aire tienen una excelente respuesta a las bajas energías de la radiación dispersa, excepto si tienen un electrodo central de acero. Por esta razón, son adecuadas para determinar la dosis con exactitud en campos grandes y en la región fuera del campo. Por otra parte, las cámaras de ionización abiertas al aire son idóneas para medir la dosis de referencia de acuerdo con los protocolos internacionales de dosimetría. La respuesta de las cámaras de ionización abiertas al aire no se deteriora debido a la irradiación.

### **¿Cuándo debo utilizar un diodo blindado?**

En los diodos blindados, la sobre-respuesta a la radiación dispersa en el rango de keV que suele aparecer generalmente en campos  $\geq 10$  cm × 10 cm, se compensa mediante un blindaje metálico que absorbe este tipo de radiación. Gracias a esta combinación, los diodos blindados pueden utilizarse en todo el intervalo de tamaños de campo, desde 2 cm × 2 cm hasta 40 cm × 40 cm. Sin embargo, es bueno tener en cuenta que este amplio



intervalo de tamaños de campo tiene repercusión en los costes. Los diodos blindados son una solución de compromiso.

Pueden ser utilizados en campos grandes y pequeños. No obstante, si su objetivo es incrementar la exactitud de medición, recomendamos utilizar el microDiamond. Para medidas de mayor exactitud utilice detectores para campos pequeños en campos pequeños (p. ej. un diodo de silicio no blindado o el microDiamond). Utilice una cámara de ionización abierta al aire suficientemente grande para mediciones en campos grandes.

### **¿Cómo puedo comprobar si el detector está posicionado con exactitud en el campo?**

El software BEAMSCAN versión 4.4 o superior cuenta con un módulo para la medición del factor de campo que integra una función de "search max". Esto permite posicionar el detector sobre eje central (CAX) de forma automática y además medir el tamaño de campo cuadrado equivalente utilizando el mismo detector. Tenga en cuenta que este tamaño de campo cuadrado equivalente será correcto siempre y cuando utilice el detector adecuado para el tamaño de campo de trabajo. En las versiones más antiguas del software BEAMSCAN puede utilizar la función "Beam Center Adjustment" del modo de configuración automática para el centrado del detector. Si trabaja con Mephysto mcc, el módulo "Center Check" hará el trabajo por usted. Si utiliza "Center Check", asegúrese de aplicar la nota técnica D811.200.01 de PTW cuando trabaje en campos pequeños.

Tenga en cuenta que todos estos módulos utilizan las isodosis del 50 % para definir el centro del campo.

### **¿Cómo puedo saber el punto efectivo de medición y el espesor equivalente a agua de la ventana en los detectores de estado sólido de PTW?**

Cada detector de estado sólido de PTW tiene un anillo de color situado a la profundidad equivalente a agua del punto efectivo de medición del detector. Para encontrar la posición "cero" en agua, haga coincidir el nivel del anillo con la superficie del agua y defina esta posición como nivel de agua cero. El detector debe ser utilizado en orientación axial para este procedimiento.

Si está utilizando un sistema TRUFIX y el dedal de retención apropiado para su detector, el detector quedará posicionado directamente en la profundidad correcta. Naturalmente, esto requiere que primero usted haya ajustado de forma correcta la posición cero con el dispositivo TRUFIX.

### **¿Dónde coloco el detector de referencia en un campo pequeño?**

El posicionamiento de un detector de referencia en un campo muy pequeño no es factible sin perturbar al detector principal. Colocar simplemente el detector de referencia fuera del borde del campo tampoco es una buena solución porque el ruido de la señal de referencia será muy alto y conducirá a una medición ruidosa (es decir, las curvas no serán lisas). Existen algunas opciones que puede considerar:

- ▶ Puede utilizar la cámara PTW T-REF. Esta es una cámara de transmisión muy fina que proporciona una señal de referencia fuerte y baja en ruido
- ▶ Si usted está completamente seguro de que su acelerador lineal es estable, mida sin referencia

- ▶ Puede aumentar el tiempo de integración. Un tiempo de integración cuatro veces mayor reduce a la mitad el ruido.
- ▶ Puede medir el PDD, los perfiles, etc., dos veces. Si las curvas coinciden significa que el funcionamiento del acelerador lineal es estable. Después de esto, puede tomar la media de las dos curvas, lo que reducirá el ruido de la medición.
- ▶ Puede medir paso a paso irradiando un número fijo de UM para cada punto de datos

Si utiliza una cámara de referencia fuera del haz, recuerde preirradiarla si antes no ha estado expuesta al haz. Una descripción más completa que incluye datos medidos puede encontrarse en [Wurfel2013].

## 9 Visión general de los detectores

			<b>Dimensiones, especif.</b>	<b>Calidad de radiación</b>
	T31021	0,07 cm <sup>3</sup> Cámara Semiflex 3D	radio del volumen sensible 2,4 mm, longitud 4,8 mm	<sup>60</sup> Co ... 50 MV fotones (9 ... 45) MeV electrones
	T31010	0,125 cm <sup>3</sup> Cámara Semiflex	radio del volumen sensible 2,75 mm, longitud 6,5 mm	140 kV ... 50 MV fotones (10 ... 45) MeV electrones (50 ... 270) MeV protones
	T31022	0,016 cm <sup>3</sup> Cámara PinPoint 3D	radio del volumen sensible 1,45 mm, longitud 2,9 mm	<sup>60</sup> Co...25 MV fotones
	T60019	microDiamond	volumen sensible 0,004 mm <sup>3</sup> , radio de volumen sensible 1,1 mm, espesor 0,001 mm	100 kV ... 25 MV fotones (6 ... 25) MeV electrones (70 ... 230) MeV protones (115 ... 380) MeV/u iones de carbono
	T60023	microSilicon	volumen sensible 0,03 mm <sup>3</sup> , radio del volumen sensible 0,75 mm	<sup>60</sup> Co ... 25 MV fotones (6 ... 25) MeV electrones
	T60022	microSilicon X	volumen sensible 0,03 mm <sup>3</sup> , radio del volumen sensible 0,75 mm	<sup>60</sup> Co ... 25 MV fotones
	T34091	Cámara T-REF	volumen sensible 10,5 cm <sup>3</sup> , radio del volumen sensible 40,8 mm	<sup>60</sup> Co ... 25 MV fotones



# 0,07 cm<sup>3</sup> Cámara Semiflex 3D

## Tipo 31021

*Cámara estándar para radioterapia con excelentes características 3D para sistemas de barrido y dosimetría absoluta*

### Características

- ▶ Impermeable, diseño semiflexible para un montaje fácil en maniqués de barrido en agua
- ▶ Excelentes características 3D
- ▶ Volumen sensible de 0,07 cm<sup>3</sup>
- ▶ Supera todos los requisitos de la norma IEC 60731 y AAPM TG-51
- ▶ Diseñado para irradiación axial y radial

La cámara Semiflex 3D 31021 es ideal para mediciones de dosis en campos pequeños típicos en IORT, la IMRT y los haces estereotácticos, así como para mediciones de dosis en campos estándar de hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>. La distribución de dosis relativa puede ser medida con alta resolución espacial en cualquier dirección. La cámara es impermeable y puede ser utilizada en el aire, maniqués de estado sólido y en el agua.

### Especificación

Tipo de producto	cámara de ionización cilíndrica abierta al aire
Aplicación	dosimetría absoluta en haces de radioterapia
Magnitudes de medición	dosis absorbida en agua, kerma en aire, exposición
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen sensible nominal	0,07 cm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, abierto al aire, completamente protegido
Punto de referencia	sobre el eje de la cámara, 3,45 mm de la punta del detector
Dirección de incidencia	axial, radial
Respuesta nominal	2 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤0,3 % por 2 años
Tensión de la cámara	400 V nominal ±500 V máximo
Efecto de polaridad en <sup>60</sup> Co	fonotones ≤ ±0,8 % electrones ≤ ±1 %
Respuesta direccional en agua	≤ ±0,5 % para rotación alrededor del eje de la cámara ≤ ±1 % para inclinación del eje de hasta ± 70°
Corriente de fuga	≤ ±4 fA
Fuga del cable	≤200 fC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Pared del volumen sensible 0,57 mm PMMA,  
1,19 g/cm<sup>3</sup>  
0,09 mm de grafito,  
1,85 g/cm<sup>3</sup>

Densidad del área total de la pared	84 mg/cm <sup>2</sup>
Dimensión del volumen sensible	radio 2,4 mm longitud 4,8 mm
Electrodo central	Al 99,98, diámetro 0,8 mm
Caperuza de equilibrio electrónico	PMMA, espesor 3 mm

### Eficiencia de colección iónica a la tensión nominal:

Tiempo de colección iónica 118 μs

Tasa de dosis máx. para ≥99,5 % de saturación	6,7 Gy/s
≥99,0 % de saturación	13,4 Gy/s

Dosis máx. por pulso para ≥99,5 % de saturación	0,68 mGy
≥99,0 % de saturación	1,42 mGy

### Rangos útiles:

Tensión de la cámara	± (100 ... 400) V
Calidad de radiación	<sup>60</sup> Co ... 50 MV fotones (9 ... 45) MeV electrones
Tamaño de campo	(2,5 × 2,5) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup> ... (3,0 × 3,0) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup> ≥18 MV
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN31021 Cámara Semiflex 3D de 0,07 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores BNT

TW31021 Cámara Semiflex 3D de 0,07 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores TNC

TM31021 Cámara Semiflex 3D de 0,07 cm<sup>3</sup> sistema de conectores M

### Opciones

T48012 Dispositivo de control radiactivo <sup>90</sup>Sr

T48002.1.004 Dispositivo de soporte de la cámara para el dispositivo de control



# 0,125 cm<sup>3</sup> Cámara Semiflex

## Tipo 31010

*Cámara estándar para radioterapia para sistemas de barrido y dosimetría absoluta*

### Características

- ▶ Impermeable, diseño semiflexible para un montaje fácil en maniqués de barrido en agua
- ▶ Respuesta direccional minimizada
- ▶ Volumen sensible de 0,125 cm<sup>3</sup>, abierto al aire
- ▶ Dispositivo de control radiactivo (opción)

La cámara semiflexible 31010 es el compromiso ideal entre el tamaño pequeño requerido para obtener una resolución espacial razonable y un gran volumen sensible para medir la dosis con precisión. Por esto, la cámara 31010 es una de las cámaras más utilizadas en los maniqués de barrido en agua. El volumen de la cámara de 0,125 cm<sup>3</sup> permite obtener señal suficiente para medir también dosis absoluta con alta precisión. El volumen sensible es aproximadamente esférico con una respuesta angular plana y una resolución espacial uniforme a lo largo de los tres ejes de un maniqué de agua.

### Especificación

Tipo de producto	cámara de ionización cilíndrica abierta al aire
Aplicación	dosimetría absoluta en haces de radioterapia
Magnitudes de medición	dosis absorbida en agua, kerma en aire, exposición
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen sensible nominal	0,125 cm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, abierto al aire, completamente protegido
Punto de referencia	sobre el eje de la cámara, 4,5 mm de la punta del detector
Dirección de incidencia	radial
Respuesta nominal	3,3 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤1 % por año
Tensión de la cámara	400 V nominal ±500 V máximo
Efecto de polaridad a <sup>60</sup> Co	<2 %
Respuesta energética en fotones	≤± 2 % (140 kV... 280 kV) ≤± 4 % (200kV ... <sup>60</sup> Co) ≤± 5 % (50 kV ... 150 kV)
Respuesta direccional en agua	≤ ±0,5 % para rotación alrededor del eje de la cámara e inclinación del eje de hasta ± 10°
Corriente de fuga	≤ ±4 fA
Fuga del cable	≤1 pC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Pared del volumen sensible 0,55 mm PMMA,  
1,19 g/cm<sup>3</sup>  
0,15 mm de grafito,  
0,82 g/cm<sup>3</sup>

Densidad del área total de la pared	78 mg/cm <sup>2</sup>
Dimensión del volumen sensible	radio 2,75 mm longitud 6,5 mm
Electrodo central	Al 99,98, diámetro 1,1 mm
Caperuza de equilibrio electrónico	PMMA, espesor 3 mm

### Eficiencia de colección iónica a la tensión nominal:

Tiempo de colección iónica 121 μs

Tasa de dosis máx. para ≥99,5 % de saturación	6 Gy/s
≥99,0 % de saturación	12 Gy/s

Dosis máx. por pulso para ≥99,5 % de saturación	0,5 mGy
≥99,0 % de saturación	1,0 mGy

### Rangos útiles:

Tensión de la cámara	± (100 ... 400) V
Calidad de radiación	140 kV ... 50 MV fotones (10 ... 45) MeV electrones (50 ... 270) MeV protones
Tamaño de campo	(3 × 3) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup>
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN31010 Cámara Semiflex de 0,125 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores BNT

TW31010 Cámara Semiflex de 0,125 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores TNC

TM31010 Cámara Semiflex de 0,125 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores M

### Opciones

T48012 Dispositivo de control radiactivo <sup>90</sup>Sr

T48002.1.004 Dispositivo de soporte de la cámara para el dispositivo de control



# Cámara PinPoint 3D

## Tipo 31022

*Cámara ultra pequeña para radioterapia con características 3D para dosimetría en haces de fotones de alta energía*

### Características

- ▶ Efecto de polaridad pequeño
- ▶ Mínimo efecto por irradiación de los cables
- ▶ Corto tiempo de colección iónica
- ▶ Amplio rango de tamaños de campo

La cámara PinPoint 3D 31022 es ideal para mediciones en campos pequeños pero también es apta para mediciones en campos grandes. Esta pequeña cámara diseñada para mediciones con orientación radial del haz exhibe excelentes características 3D. La distribución de dosis relativa puede ser medida con una alta resolución espacial en cualquier dirección. La cámara es impermeable y está completamente protegida por lo que puede ser utilizada en el aire, maniqués de estado sólido y en el agua.

### Especificación

Tipo de producto	cámara de ionización cilíndrica abierta al aire
Aplicación	dosimetría en haces de fotones
Magnitudes de medición	dosis absorbida en agua, kerma en aire, exposición
Calidad de radiación de referencia	$^{60}\text{Co}$
Volumen sensible nominal	0,016 cm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, abierto al aire, completamente protegido
Punto de referencia	sobre el eje de la cámara, 2,4 mm de la punta del cámara
Dirección de incidencia	radial, axial
Dosis de pre-irradiación	1 Gy
Respuesta nominal	400 pC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤0,5 % por año
Tensión de la cámara	300 V nominal ±500 V máximo
Efecto de polaridad	≤ ±0,8 %
Respuesta direccional en agua	≤ ±0,5 % para rotación alrededor del eje de la cámara ≤ ±1 % para inclinación del eje de hasta ± 10°
Corriente de fuga	≤ ±4 fA
Fuga del cable	≤100 fC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Pared del volumen sensible 0,57 mm PMMA,  
1,19 g/cm<sup>3</sup>  
0,09 mm de grafito,  
1,85 g/cm<sup>3</sup>

Densidad del área total de la pared	84 mg/cm <sup>2</sup>
Dimensión del volumen sensible	radio 1,45 mm longitud 2,9 mm
Electrodo central	Al 99,98, diámetro 0,6 mm
Caperuza de equilibrio electrónico	PMMA, espesor 3 mm

### Eficiencia de colección iónica a la tensión nominal:

Tiempo de colección iónica 45 µs

Tasa de dosis máx. para ≥99,5 % de saturación	46 Gy/s
≥99,0 % de saturación	91 Gy/s

Dosis máx. por pulso para ≥99,5 % de saturación	0,8 mGy
≥99,0 % de saturación	2,2 mGy

### Rangos útiles:

Tensión de la cámara	± (100 ... 400) V
Calidad de radiación	$^{60}\text{Co}$ ... 25 MV fotones
Tamaño de campo	(2 × 2) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup>
Campos pequeños <sup>1</sup>	de hasta 0,8 cm
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN31022 Cámara PinPoint 3D de 0,016 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores BNT

TW31022 Cámara PinPoint 3D de 0,016 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores TNC

TM31022 Cámara PinPoint 3D de 0,016 cm<sup>3</sup>, sistema de conectores M

### Opciones

T48012 Dispositivo de control radiactivo <sup>90</sup>Sr

T48002.1.010 Dispositivo de soporte de la cámara para el dispositivo de control

<sup>1</sup> Este detector es idóneo para mediciones en campos pequeños y muy pequeños. Tenga en cuenta que cualquier detector para mediciones de alta exactitud en campos pequeños puede requerir factores de corrección. El límite de tamaño de campo pequeño se proporciona como tamaño de campo cuadrado equivalente según la metodología del OIEA TRS483: 2017 De acuerdo con el TRS483, el tamaño de campo más pequeño considerado es de 0,4 cm.



# microDiamond

## Tipo 60019

*Detector de diamante para dosimetría en fotones de alta energía, electrones, protones e iones de carbono, especialmente útil para dosimetría de campo pequeño*

### Características

- ▶ Volumen sensible pequeño de 0,004 mm<sup>3</sup>
- ▶ Excelente independencia con el endurecimiento del haz y la temperatura
- ▶ Prácticamente equivalente al tejido
- ▶ Funciona sin necesidad de alta tensión
- ▶ Disponible para todos los sistemas de conectores (BNT, TNC, M)

El nuevo detector microDiamond es un detector de diamante sintético monocristal (SCDD-synthetic single crystal diamond detector), basado en un proceso de fabricación exclusivo [1, 2]. La producción sintética tiene la ventaja que permite el ensamblaje estandarizado y por consiguiente una alta reproducibilidad de las propiedades dosimétricas y una buena disponibilidad del detector.

### Especificación

Tipo de producto	detector de diamante sintético monocristalino
Aplicación	dosimetría relativa en haces de radioterapia
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen sensible nominal	0,004 mm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, volumen sensible en forma de disco perpendicular al eje del detector
Punto de referencia	sobre el eje del detector, 1 mm de la punta del detector, indicado mediante un anillo
Dirección de incidencia	axial
Dosis de pre-irradiación	5 Gy
Respuesta nominal	1 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤0,5 % por año
Estabilidad de la dosis	≤0,25 %/kGy a 18 MV
Respuesta a la temperatura	≤0,08 %/K
Respuesta energética	a profundidades mayores que d <sub>max</sub> , las curvas de porcentaje de dosis en profundidad coinciden con las curvas medidas con cámaras de ionización dentro de ±0,5 %
Tensión de la cámara	0 V
Polaridad de la señal	positiva
Respuesta direccional	≤±1 % para inclinación ≤ ±40°
Corriente de fuga <sup>1</sup>	≤ ±200 fA
Fuga del cable	≤200 fC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Ventana de entrada	0,3 mm RW3 0,6 mm Epoxy 0,01 mm Al 99,5
--------------------	---

Densidad del área total de la ventana	0,1 g/cm <sup>2</sup>
Espesor equivalente a agua de la ventana	1,0 mm
Volumen sensible de medición	circular, radio 1,1 mm espesor 1 μm
Dimensiones exteriores	diámetro 7 mm, longitud 45,5 mm

### Rangos útiles:

Calidad de radiación	100 keV ... 25 MV fotones (6 ... 25) MeV electrones (70 ... 230) MeV protones <sup>2</sup> (115 ... 380) MeV/u iones de carbono
Tamaño de campo	(1 × 1) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup>
Campos pequeños <sup>3</sup>	de hasta 0,4 cm
Temperatura	(10 ... 35) °C (50 ... 95) °F
Rango de humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>

### Información de pedido

TN60019, microDiamond, sistema de conectores BNT  
 TW60019, microDiamond, sistema de conectores TNC  
 TM60019, microDiamond, sistema de conectores M

El detector microDiamond ha sido fabricado en colaboración con Marco Marinelli y Gianluca Verona-Rinati y su equipo de trabajo, Departamento de Ingeniería Industrial Universidad Tor Vergata Roma, Italia.

[1] I. Ciancaglion, M. Marinelli, E. Milani, G. Prestopino, C. Verona, G. Verona-Rinati, R. Consorti, A. Petrucci and F. De Notaristefani, Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams, Med. Phys. **39** (2012), 4493

[2] C. Di Venanzio, M. Marinelli, E. Milani, G. Prestopino, C. Verona, G. Verona-Rinati, M. D. Falco, P. Bagalà, R. Santoni and M. Pimpinella, Characterization of a synthetic single crystal diamond Schottky diode for radiotherapy electron beam dosimetry, Med. Phys. **40** (2013), 021712

<sup>1</sup> En el límite superior del intervalo de temperaturas pueden ocurrir corrientes de fuga mayores.

<sup>2</sup> En contadas ocasiones, un microDiamond muestra dependencia con la transferencia lineal de energía (LET) frente a radiación de protones o hadrones. Si sospecha que este puede ser el caso de su microDiamond, contacte con el servicio técnico de PTW.

<sup>3</sup> Este detector es idóneo para mediciones en campos pequeños y muy pequeños. Tenga en cuenta que cualquier detector para mediciones de alta exactitud en campos pequeños puede requerir factores de corrección. El límite de tamaño de campo pequeño se proporciona como tamaño de campo cuadrado equivalente según la metodología del OIEA TRS483: 2017 De acuerdo con el TRS483, el tamaño de campo más pequeño considerado es de 0,4 cm.



# microSilicon

## Tipo 60023

*Detector de silicio impermeable para dosimetría en haces de electrones y fotones de alta energía*

### Características

- ▶ Útil para mediciones en todos los campos de electrones y para campos de fotones  $\leq (10 \times 10) \text{ cm}^2$
- ▶ Excelente resolución espacial
- ▶ Ventana de entrada fina para mediciones en la vecindad de superficies e interfaces
- ▶ Variación muy pequeña entre detectores
- ▶ Excelente estabilidad de la dosis

El detector es ideal para mediciones de dosis en campos de electrones y campos pequeños de fotones. La excelente resolución espacial permite medir de forma muy precisa perfiles del haz incluso en la región de penumbra de campos pequeños. El microSilicon se recomienda para mediciones de dosis en todos los campos de electrones y para campos de fotones  $\leq (10 \times 10) \text{ cm}^2$ . El detector es impermeable y puede ser utilizado en el seno del aire y en agua. El microSilicon muestra una variación muy pequeña entre detectores, lo que redonda en fiabilidad de los factores de corrección de campo pequeños.

### Especificación

Tipo de producto	diodo de silicio tipo-p
Aplicación	dosimetría relativa en haces de radioterapia
Calidad de radiación de referencia	$^{60}\text{Co}$
Volumen sensible nominal	0,03 mm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, volumen sensible en forma de disco perpendicular al eje del detector
Punto de referencia <sup>1</sup>	sobre el eje del detector, 0,9 mm de la punta del detector
Dirección de incidencia	axial
Respuesta nominal	19 nC/Gy
Estabilidad de la dosis	
Electrones	$\leq 0,5 \text{ \%}/\text{kGy}$ a 10 MeV $\leq 1 \text{ \%}/\text{kGy}$ a 21 MeV
Fotones	$\leq 0,1 \text{ \%}/\text{kGy}$ a 6 MV $\leq 0,5 \text{ \%}/\text{kGy}$ a 18 MV
Respuesta a la temperatura	$\leq 0,1 \text{ \%}/\text{K}$ valor típico
Tensión de la cámara	0 V
Polaridad de la señal	negativa
Respuesta direccional en agua	$\leq \pm 1 \text{ \%}$ para rotación alrededor del eje del detector $\leq \pm 1 \text{ \%}$ para inclinación del eje hasta $\pm 20^\circ$

Corriente de fuga	$\leq \pm 100 \text{ fA}$
Fuga del cable	$\leq 1 \text{ pC}/(\text{Gy}\cdot\text{cm})$

### Materiales y medidas:

Ventana de entrada	0,3 mm RW3 0,01 mm Al 0,48 mm Epoxi
Densidad del área total de la ventana	92 mg/cm <sup>2</sup>
Espesor equivalente a agua de la ventana	0,9 mm
Volumen sensible de medición	radio 0,75 mm espesor 18 $\mu\text{m}$
Dimensiones exteriores	diámetro 7 mm, longitud 45,5 mm

### Rangos útiles:

Calidad de radiación	(6 ... 25) MeV electrones $^{60}\text{Co}$ ... 25 MV fotones
Tamaño de campo	(1 × 1) cm <sup>2</sup> ... (40 × 40) cm <sup>2</sup> para electrones (1 × 1) cm <sup>2</sup> ... (10 × 10) cm <sup>2</sup> para fotones
Campos pequeños <sup>2</sup>	de hasta 0,4 cm
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN60023, microSilicon, sistema de conectores BNT  
 TW60023, microSilicon, sistema de conectores TNC  
 TM60023, microSilicon, sistema de conectores M

<sup>1</sup>Fotones: El punto de referencia corresponde al punto efectivo de medición.  
 Electrones: El punto efectivo de medición está a 0,3 mm de la punta.

<sup>2</sup>Este detector es idóneo para mediciones en campos pequeños y muy pequeños. Tenga en cuenta que cualquier detector para mediciones de alta exactitud en campos pequeños puede requerir factores de corrección. El límite de tamaño de campo pequeño se proporciona como tamaño de campo cuadrado equivalente según la metodología del OIEA TRS483: 2017 De acuerdo con el TRS483, el tamaño de campo más pequeño considerado es de 0,4 cm.





# microSilicon X

## Tipo 60022

*Detector de diodo de silicio blindado para todos los campos de fotones*

### Características

- ▶ Detector de diodo blindado para campos de fotones de hasta  $(40 \times 40)$  cm<sup>2</sup>
- ▶ El blindaje reduce la cantidad de radiación dispersa de baja energía en la señal del detector
- ▶ Ideal para mediciones de porcentaje de dosis en profundidad independiente del tamaño de campo
- ▶ Excelente estabilidad de la dosis ( $\leq 0,1$  %/kGy a 6 MV)
- ▶ Dependencia a bajas dosis por pulso

El microSilicon X cuenta con un blindaje recientemente diseñado que lo hace perfectamente apto para mediciones en campos de fotones hasta grandes tamaños de campo. Con su excelente resolución espacial es posible medir de forma muy precisa perfiles del haz, incluso en la región de penumbra. La respuesta energética mejorada permite al usuario realizar mediciones de porcentaje de dosis en profundidad con gran exactitud, independientes del tamaño de campo. Además, como resultado del nuevo diseño, el espesor equivalente a agua de la ventana es pequeño, lo que redonda de forma positiva en las mediciones de los factores de campo.

### Especificación

Tipo de producto blindado	diodo de silicio tipo-p
Aplicación	dosimetría relativa en haces de radioterapia
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen sensible nominal	0,03 mm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, volumen sensible en forma de disco perpendicular al eje del detector
Punto de referencia <sup>1</sup>	sobre el eje del detector, 0,9 mm de la punta del detector
Dirección de incidencia	axial
Respuesta nominal	19 nC/Gy
Estabilidad de la dosis	$\leq 0,1$ %/kGy a 6 MeV $\leq 0,5$ %/kGy a 18 MV
Respuesta a la temperatura	$\leq 0,1$ %/K valor típico
Tensión de la cámara	0 V
Polaridad de la señal	negativa
Respuesta direccional en agua	$\leq \pm 1$ % para rotación alrededor del eje del detector $\leq \pm 1$ % para inclinación del eje de hasta $\pm 20^\circ$

Corriente de fuga	$\leq \pm 100$ fA, típica
Fuga del cable	$\leq 1$ pC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Ventana de entrada	0,3 mm RW3 0,01 mm Al 0,48 mm Epoxi
Densidad del área total de la ventana	92 mg/cm <sup>2</sup>
Espesor equivalente a agua de la ventana	0,9 mm
Volumen sensible de medición	radio 0,75 mm espesor 18 $\mu$ m
Dimensiones exteriores	diámetro 7 mm, longitud 45,5 mm

### Rangos útiles:

Calidad de radiación	<sup>60</sup> Co ... 25 MV fotones
Tamaño de campo	$(2 \times 2)$ cm <sup>2</sup> ... $(40 \times 40)$ cm <sup>2</sup>
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN60022 microSiliconX, sistema de conectores BNT  
 TW60022 microSiliconX, sistema de conectores TNC  
 TM60022 X, microSiliconX, sistema de conectores M

<sup>1</sup>El punto de referencia corresponde al punto efectivo de medición.



# Cámara T-REF

## Tipo 34091

*Detector de referencia  
para campos pequeños*

### Características

- ▶ Densidad del área total muy baja de 72 mg/cm<sup>2</sup>
- ▶ No provoca perturbación medible en el haz
- ▶ Señal alta y muy estable
- ▶ Sin contacto con el cabezal del linac
- ▶ Montaje rápido y fácil

La cámara T-REF 34091 ofrece una solución al problema que plantea la colocación de un detector de referencia en campos pequeños. La cámara de referencia T-REF es una cámara de transmisión plano-paralela de gran superficie, que resulta fácil de usar. A una distancia mínima de la superficie del agua, no provoca perturbaciones medibles en el haz. La excelente relación señal/ruido la convierte en una excelente opción para el uso como detector de referencia.

### Especificación

Tipo de producto	cámara de ionización plano-paralela abierta al aire
Aplicación	dosimetría relativa en haces de fotones de alta energía
Volumen sensible nominal	10,5 cm <sup>3</sup>
Diseño	impermeable, abierto al aire protegido, sin perturbaciones
Punto de referencia	en el interior de la ventana de entrada, centro
Dirección de incidencia	perpendicular a la ventana de entrada, ver etiqueta "Focus"
Respuesta nominal	325 nC/Gy (a <sup>60</sup> Co seno del aire)
Tensión de la cámara	400 V nominal ±500 V máximo
Efecto de polaridad	≤ ±1 %
Corriente de fuga	≤ ±100 fA
Fuga del cable	≤1 pC/(Gy·cm)

### Materiales y medidas:

Densidad del área total	72 mg/cm <sup>2</sup>
Espesor equivalente a agua de la ventana	0,7 mm para fotones
Dimensión del volumen sensible	radio 40,8 mm profundidad 2 mm

### Eficiencia de colección iónica a la tensión nominal:

Tiempo de colección iónica	67 µs
Tasa de dosis máx. para ≥99,5 % de saturación	21 Gy/s
≥99,0 % de saturación	42 Gy/s
Dosis máx. por pulso para ≥99,5 % de saturación	0,9 mGy
≥99,0 % de saturación	1,8 mGy

### Rangos útiles:

Tensión de la cámara	± (300 ... 400) V
Calidad de radiación	<sup>60</sup> Co ... 25 MV fotones
Máx. tamaño de campo en 20 cm distancia a la superficie del agua	(5 × 5) cm <sup>2</sup>
Temperatura	(10 ... 40) °C (50 ... 104) °F
Humedad	(10 ... 80) %, máx. 20 g/m <sup>3</sup>
Presión de aire	(700 ... 1060) hPa

### Información de pedido

TN34091 Cámara T-REF, sistema de conectores BNT incluido el soporte

TW34091 Cámara T-REF, sistema de conectores TNC incluido el soporte

TM34091 Cámara T-REF, sistema de conectores M incluido el soporte



## 10 Referencias y lecturas recomendadas

- [AAPMTG51] AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* **26** (9), September 1999, 1847-1870
- 
- [Bruggmoser2007] G. Bruggmoser et al., Determination of the recombination correction factor  $k_{\Sigma}$  for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007), N35
- 
- [Casar2020] B. Casar, E. Gershkevitch, I. Mendez, S. Jurković, and M. Saiful Huq, "Output correction factors for small static fields in megavoltage photon beams for seven ionization chambers in two orientations — perpendicular and parallel," *Med. Phys.*, vol. **47**, no. 1, pp. 242–259, 2020.
- 
- [Chalkley2014] Chalkley A, Heyes G. Evaluation of a synthetic single-crystal diamond detector for relative dosimetry measurements on a CyberKnife . *Br J Radiol* **87** (2014), 20130768
- 
- [Ciancaglioni2012] I. Ciancaglioni et al., Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams, *Med. Phys.* **39** (2012), 4493
- 
- [Crop2009] F. Crop et al., The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurement depth on perturbation factors for microionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **54** (2009) 2951
- 
- [DeCoste2017] V. De Coste et al., Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry?, *Phys. Med. Biol.* **62** (2017) 7036
- 
- [DETECTORES] Catálogo de DETECTORES PTW, disponible en inglés [www.ptwdosimetry.com](http://www.ptwdosimetry.com)
- 
- [DIN6800-2] Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung. Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, August 2020
- 
- [DIN6809-8] Klinische Dosimetrie – Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder, Februar 2019
- 
- [Fenwick2013] J.D. Fenwick et al., Using cavity theory to describe the dependence on detector density of dosimeter response in non-equilibrium small fields, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013), 2901
- 
- [Francescon2011] P. Francescon et al., Calculation of  $k_{Qclin}$ ,  $Q_{msr}$ ,  $f_{clin}$ ,  $f_{msr}$  for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations, *Med. Phys.* **38** (2011), 6513
- 
- [Francescon2012] P. Francescon et al., Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012), 3741
-

- [Francescon2014] P. Francescon et al., Variation of  $k_{fclin}$ ,  $f_{msr}$ ,  $Q_{clin}$ ,  $Q_{msr}$  for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio, *Med. Phys.* **41** (2014), 101708
- 
- [Francescon2020] P. Francescon, W. Kilby, J. M. Noll, N. Satariano, and C. Orlandi, "Small field dosimetry correction factors for circular and MLC shaped fields with the CyberKnife M6 System: evaluation of the PTW 60023 microSilicon detector" *Phys. Med. Biol.*, vol. **65**, no. 1, 2020.
- 
- [Gago-Arias2013] A. Gago-Arias et al., Correction factors for ionization chamber dosimetry in CyberKnife: Machine-specific, plan-class, and clinical fields, *Med. Phys.* **40** (2013) 011721
- 
- [IAEA398] Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos, OIEA TRS 398 Technical Report Series No 398. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000
- 
- [ICRU91] ICRU Report No. 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams, 2017.
- 
- [IPEM103] Report Number 103, Small Field MV Photon Dosimetry, Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2010, ISBN 978 1 903613 45 0
- 
- [Looe2015] H.K. Looe et al, Understanding the lateral dose response functions of high-resolution photon detectors by reverse Monte Carlo and deconvolution analysis, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015), 6585
- 
- [Looe2018] Looe, H. K., Büsing, I., Tekin, T., Brant, A., Delfs, B., Poppinga, D., & Poppe, B. (2018). The polarity effect of compact ionization chambers used for small field dosimetry. *Medical Physics*. <https://doi.org/10.1002/mp.13227>
- 
- [Muir2011] Muir et al., Measured and Monte Carlo calculated  $k_Q$  factors: Accuracy and comparison, *Med. Phys.* **38** (2011), 4600
- 
- [Palmans2018] H. Palmans et al, Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination, *Medical Physics* **45** (2018), e1123
- 
- [Pantelis2012] E. Pantelis et al., On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the  $k_{[.]}$  correction factors for microchamber and diode detectors, *Med. Phys.* **39** (2012), 4875
-

- [Poppinga2018] Poppinga, Daniela, Björn Delfs, Jutta Meyners, Dietrich Harder, Björn Poppe, and Hui Khee Looe. 2018. "The Output Factor Correction as Function of the Photon Beam Field Size – Direct Measurement and Calculation from the Lateral Dose Response Functions of Gas-Filled and Solid Detectors." *Zeitschrift für Medizinische Physik* **28** (3). Elsevier GmbH: 224–35.
- 
- [PTWD811.200.01] How to Center a Detector in Small Fields with the TBA System, Technical Note
- 
- [Schoenfeld2019] A. B. Schönfeld et al., "Technical Note: Characterization of the new microSilicon diode detector," *Med. Phys.*, vol. **46**, no. 9, p. mp.13710, 2019.
- 
- [Scott2012] A.J.D. Scott et al., Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012) 4461–4476
- 
- [Sterpin2012] E. Sterpin et al., Monte Carlo computed machine-specific correction factors for reference dosimetry of TomoTherapy static beam for several ion chambers, *Med. Phys.* **39** (2012), 4066
- 
- [TRS483] Technical Report Series No. 483: Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy; an International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination, IAEA, 2017. Free Download at: <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/11075/Dosimetry-of-Small-Static-Fields>
- 
- [Vieilleigne2018] Vieilleigne, Laure, and Francois Xavier Arnaud. 2018. "Dosimetric Performance of the New PTW 31022 PinPoint 3D Ionization Chamber in High Energy Photon Beams." *Biomedical Physics and Engineering Express* **4** (4)
- 
- [Weber2020] C. Weber et al., "Small field output correction factors of the microSilicon detector and a deeper understanding of their origin by quantifying perturbation factors," *Med. Phys.*, vol. 47, no. July, pp. 3165–3173, 2020.
- 
- [Wuerfel2013] J.U. Wuerfel, Dose measurements in small fields, *Medical Physics International* **1** (2013), 81.



## Pioneros de la dosimetría desde 1922.

PTW es líder del mercado mundial de soluciones de dosimetría y control de calidad de las radiaciones de uso médico y está al servicio de los expertos en aplicaciones médicas de las radiaciones en más de 160 países de todo el mundo. El fabricante alemán es considerado uno de los pioneros en el campo de la medición de las radiaciones de uso médico por la invención del famoso dosímetro Hammer en 1922 y sus productos son reconocidos internacionalmente por su calidad y precisión inigualables.

PTW está comprometido con un objetivo y una pasión: conseguir que la radiación de uso médico sea cada vez más segura. Esta empresa familiar de alta tecnología gestiona uno de los mayores y más antiguos laboratorios de calibración acreditados en el campo de las radiaciones ionizantes y creó THE DOSIMETRY SCHOOL para promover el intercambio de conocimientos en dosimetría clínica.

Para más información acerca de los productos de PTW, visite [www.ptwdosimetry.com](http://www.ptwdosimetry.com) o póngase en contacto con el representante local de PTW:

### Oficinas de PTW

#### PTW Freiburg

**Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH**

Phone +49 761 49055-0 · [info@ptwdosimetry.com](mailto:info@ptwdosimetry.com) · [www.ptwdosimetry.com](http://www.ptwdosimetry.com)

#### PTW UK Ltd.

Phone: +44 1476 577503 · [sales@ptw-uk.com](mailto:sales@ptw-uk.com)

#### PTW France SARL

Phone +33 1 64 49 98 58 · [info@ptw-france.com](mailto:info@ptw-france.com)

#### PTW Dosimetría Iberia S. L.U.

Phone +34 96 346 2854 · [info@ptwdi.es](mailto:info@ptwdi.es)

#### PTW Netherlands

Phone +31 10 3180010 · [sales.nl@ptwdosimetry.com](mailto:sales.nl@ptwdosimetry.com)

#### PTW North America Corporation

Phone +1 973 404 1999 · [infoNA@ptwdosimetry.com](mailto:infoNA@ptwdosimetry.com)

#### PTW Latin America

Phone +55 21 2178 2188 · [info@ptw.com.br](mailto:info@ptw.com.br)

#### PTW Asia Pacific Ltd.

Phone +852 2369 9234 · [info@ptw-asiapacific.com](mailto:info@ptw-asiapacific.com)

#### PTW Radiation Measurement Instrument (Beijing) Co. Ltd

Phone +86 173 26805968 · [jianbin.liu@ptwdosimetry.com](mailto:jianbin.liu@ptwdosimetry.com)

#### PTW Dosimetry India Pvt. Ltd.

Phone +91 44 42079999 · [info@ptw-india.in](mailto:info@ptw-india.in)