

Medida de la atenuación producida por la mesa de tratamiento de un acelerador lineal y su modelado en un sistema de planificación

Dose attenuation by a carbon fiber linac couch and modeling with a treatment planning system

P Sánchez Galiano*, JM G Sancho, D Crelgo, M Pamos, J Fernández, J Vivanco

Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias. C/ Celestino Villamil s/n – 33006, Oviedo, España.

Fecha de Recepción: 29/09/2010 - Fecha de Aceptación: 10/12/2010

El propósito de este trabajo es estudiar la atenuación producida por la mesa de fibra de carbono de un acelerador lineal y la capacidad de un sistema de planificación comercial para reproducirla en el cálculo del tratamiento. Se midió con detalle la atenuación producida en haces de fotones de 6 MV y 18 MV por una mesa Exact© de un acelerador Varian© Clinac© 2100 C/D. La mesa fue modelada e incorporada al sistema de planificación Elekta© XiO©, y la atenuación calculada fue comparada con la medida. Se encontró que la atenuación producida por esta mesa es muy dependiente del ángulo de incidencia del haz, y que llega a alcanzar valores de 16% para 6 MV y de 10% para 18 MV. El modelo utilizado en el programa de planificación permite reducir la diferencia entre los valores de atenuación medidos y los calculados por debajo del 2,5% para 6 MV y del 2% para 18 MV. En conclusión, se recomienda encarecidamente tener en cuenta la perturbación generada en los haces por este modelo de mesa. Aunque el sistema de planificación estudiado permite simular esta mesa de estructura compleja de forma precisa, la implementación clínica de este método requiere un procedimiento fiable para reproducir durante el tratamiento la geometría fijada en la planificación.

Palabras clave: radioterapia externa, atenuación de la mesa de tratamiento, modelado de la mesa de tratamiento.

The purpose of this work is to investigate the attenuation caused by a carbon fiber linac treatment couch and the ability of a commercial radiotherapy treatment planning system to simulate it. The attenuation caused by an Exact© treatment couch in a Varian© Clinac© 2100 C/D was characterized in detail. Both 6 MV and 18 MV photon beams were studied. The treatment couch was modeled and incorporated to Elekta© XiO© treatment planning system. Measured and computed attenuation values were compared. As a result we found that the attenuation caused by this complex treatment couch is strongly dependent on the incidence angle of the beam. The measured attenuation values reach 16% for 6 MV and 10% for 18 MV. The model incorporated to the treatment planning software allows reducing the differences between measured and calculated data below 2.5% and 2.0% for 6 MV and 18 MV respectively. In conclusion, it is strongly recommended accounting for the perturbation caused by this carbon fiber treatment couch when the beam intersects it. The treatment planning system studied can simulate this treatment couch accurately. Clinical implementation of the described method requires a reliable procedure to reproduce the same patient geometry in the treatment delivery and planning.

Keywords: external radiotherapy, treatment couch attenuation, treatment couch modeling.

* Correspondencia
Email: pedroantonio.sanchez@sespa.princast.es

Introducción

La utilización de haces posteriores y oblicuos es muy común en los tratamientos de radioterapia. Si el haz atraviesa la mesa de tratamiento la distribución de dosis puede verse alterada, incluso aunque esté fabricada con fibra de carbono. De hecho varias investigaciones han demostrado que los dispositivos compuestos por este material pueden producir una notable atenuación así como aumento de la dosis en la región de acumulación de la curva de dosis en profundidad¹⁻⁹.

Hay varias formas de tener en cuenta la mesa durante la planificación del tratamiento. Una es desarrollar alguna estrategia geométrica para detectar y evitar la intersección de los haces con las partes más atenuantes de la mesa⁹⁻¹⁴, pero hay que considerar que la dificultad para conseguir este objetivo aumenta conforme aumenta la complejidad de los tratamientos. Otra es modelarla e incorporarla al sistema de planificación para tenerla en cuenta durante el proceso de cálculo de la distribución de dosis. Para ello se puede escanear la mesa en un TC y fusionar estas imágenes con las correspondientes al paciente^{15,16}. En este caso el campo de visión del TC debe ser lo suficientemente grande como para incluir todo el tablero. Alternativamente, también se puede incorporar la mesa al planificador mediante contornos que la simulen^{17,18}.

En este trabajo se estudia en detalle la atenuación producida por una mesa de tratamiento de fibra de carbono de un acelerador lineal y la capacidad de un sistema de planificación para reproducir sus características de forma apropiada.

Material y métodos

Las medidas se hicieron en un acelerador lineal Clinac® 2100 C/D equipado con una mesa Exact® (Varian Oncology Systems, Palo Alto, California, EE.UU.). La mesa de tratamiento (fig. 1) está provista de un panel superior desmontable y dos gruesas barras longitudinales que proporcionan resistencia mecánica y que se pueden desplazar lateralmente, todo ello fabricado en fibra de carbono. El panel tiene dos zonas diferentes y puede colocarse en dos posiciones distintas. En una de ellas tiene un marco grueso y un área de rejilla grande, mientras que en la otra tiene dos áreas de rejilla separadas por una viga central y rodeadas por un marco fino y hueco. Además cada una de las dos barras puede desplazarse lateralmente desde el extremo de la mesa hacia el interior. Así, dependiendo de la localización del volumen de tratamiento y del ángulo de giro del brazo, se pueden elegir distintas configuraciones para evitar en lo posible la interferencia con los haces de

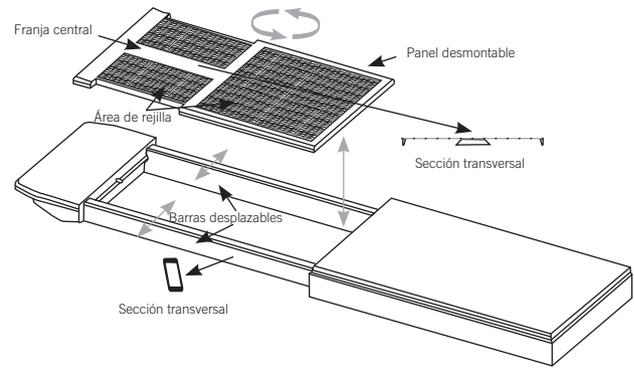


Fig. 1. Mesa de tratamiento Exact. El panel desmontable puede usarse en dos posiciones y las barras longitudinales pueden moverse desde el centro de la mesa hasta el borde.

tratamiento. Para este trabajo se eligió el lado del tablero con la franja central y se situaron las barras longitudinales en su posición más externa.

El montaje experimental se simuló en el sistema de planificación Elekta® XiO® v4.33.02 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia) mediante el modelado del tablero y de las barras longitudinales. Los resultados obtenidos con este modelo se compararon con los valores experimentales con el fin de analizar la capacidad del planificador para el cálculo de la atenuación.

Medida de la atenuación

Las medidas de atenuación se hicieron con una cámara de ionización cilíndrica PTW® 300133 (PTW, Freiburg, Alemania) alojada en un maniquí de plástico equivalente a agua PTW® RW3 de 30 cm x 30 cm x 20 cm. Este maniquí se compone de láminas de 30 cm x 30 cm y diferentes espesores (0,1 a 1 cm), lo que permite situar la cámara a distintas profundidades. El maniquí se colocó encima del tablero y centrado lateralmente de tal forma que la cámara quedó paralela al eje de giro del brazo del acelerador con el isocentro coincidiendo con el centro del maniquí. La atenuación se midió en 3 puntos distintos: en el isocentro (centro del maniquí) y a 3 cm por encima y por debajo de él. En la fig. 2 puede verse una representación del montaje experimental. Se estudiaron haces de fotones de 12 cm x 12 cm de 6 MV y 18 MV con ángulos del brazo desde 0° hasta 180° en incrementos de 5°. En las zonas donde el haz atraviesa partes significativas de la mesa, es decir entre 105° y 145°, las medidas se hicieron en pasos de 1°.

La atenuación del haz se calculó comparando las medidas hechas con el ángulo del brazo entre 0° y 90°

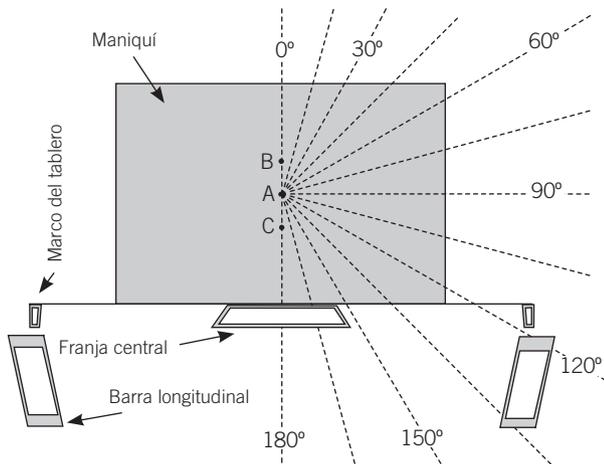


Fig. 2. Montaje experimental para las medidas de atenuación. El punto A está en la mitad del maniquí y coincide con el isocentro. Los puntos B y C distan 3 cm del punto A. Nótese los engrosamientos superior e inferior de las barras longitudinales.

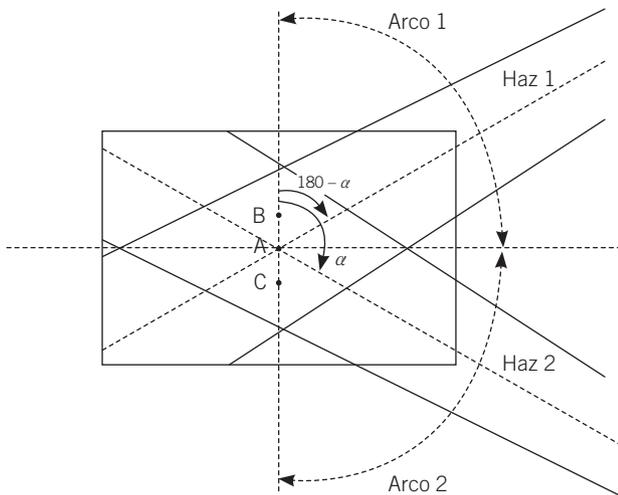


Fig. 3. Cálculo de la atenuación en el caso ideal. La dosis en el punto B debida al haz 1 debe ser igual a la dosis en el punto C debida al haz 2, y la dosis en el punto C debida al haz 1 debe ser igual a la dosis en el punto B debida al haz 2. La dosis en el punto A debe ser igual para los dos haces.

(arco 1) con las hechas entre 90° y 180° (arco 2). En el punto de medida A (isocentro y centro del maniquí) se compararon directamente los valores medidos en el arco 1 con los del arco 2. En los puntos de medida B y C (a 3 cm de distancia del punto A en dirección vertical, el punto B por encima y el punto C por debajo) los valores medidos en el arco 1 se cruzaron con los del arco 2. Esto pudo hacerse dada su localización simétrica respecto al centro del maniquí y el isocentro.

En la fig. 3 puede verse una explicación gráfica del método de cálculo de la atenuación. En la situación ideal, sin mesa de tratamiento ni variación del haz con el ángulo del brazo, con simetría del haz perfecta y sin ningún error de posicionamiento, la dosis en el punto B debida al haz 1 debería ser igual a la dosis en el punto C debida al haz 2. Es decir, si la ionización medida en los puntos A, B y C con el ángulo del brazo α se nombran $M_A(\alpha)$, $M_B(\alpha)$ y $M_C(\alpha)$ entonces la atenuación, T, en cada punto se calculó según las expresiones estando α comprendido entre 90° y 180° (arco 2).

$$T_A(\alpha) = 1 - \frac{M_A(\alpha)}{M_A(180^\circ - \alpha)} \tag{1}$$

$$T_B(\alpha) = 1 - \frac{M_B(\alpha)}{M_C(180^\circ - \alpha)} \tag{2}$$

$$T_C(\alpha) = 1 - \frac{M_C(\alpha)}{M_B(180^\circ - \alpha)} \tag{3}$$

estando α comprendido entre 90° y 180° (arco 2).

También se hizo una evaluación de la incertidumbre de medida¹⁹. Se consideraron como componentes de la incertidumbre la variación del factor de salida del haz a corto plazo (repetibilidad), la variación de dicho factor con el ángulo del brazo y los pequeños errores en el posicionado del maniquí. Para los puntos B y C también se tuvo en cuenta la variación del factor de salida a largo plazo (reproducibilidad) ya que las medidas en estos puntos se realizaron en diferentes sesiones. Para estos dos puntos también se tuvo en cuenta la simetría real del haz de radiación.

La mayor parte de las componentes de la incertidumbre, concretamente la repetibilidad, la variación con el ángulo del brazo, la reproducibilidad y la asimetría del haz, se obtuvieron del programa de garantía de calidad. La incertidumbre relacionada con los errores de posicionado se separó en dos componentes. Por un lado el diseño laminar del maniquí provoca que la dosis disminuya cuando el ángulo de giro del brazo se acerca a 90° debido al aire atrapado entre las láminas. Este efecto se evaluó comparando las medidas a 0° y 90° y la misma profundidad. Por otra parte, se utilizó el planificador para investigar la incertidumbre debida a los pequeños errores de colocación. Se estudiaron los cambios en la dosis debida a variaciones no superiores a 1,5 mm en la posición del maniquí respecto del isocentro. Todos estos componentes se combinaron utilizando la ley de propagación de la incertidumbre. Se obtuvieron para la incertidumbre expandida relativa ($k=2$) valores de 1,0% / 0,8% (punto A) y 1,8% / 1,4% (puntos B y C)

Tabla 1. Incertidumbre típica relativa de cada componente considerado.

	Componentes de la incertidumbre					
	Repetibilidad	Giro brazo	Posición punto A	Posición puntos B/C	Reproducibilidad	Simetría
6 MV	0,1%	0,3%	0,4%	0,5%	0,3%	0,3%
18 MV	0,1%	0,3%	0,3%	0,5%	0,3%	0,3%

para 6 MV / 18 MV respectivamente. En la tabla 1 aparece la incertidumbre típica relativa de cada uno de los componentes considerados. En todos los casos se utilizó una distribución de probabilidad uniforme.

Además se hizo otra serie distinta de medidas con el fin de chequear los valores de atenuación y el modelo de la mesa. Para ello se posicionó el maniquí sobre un tablero auxiliar para poder situar encima de él el panel de fibra de carbono, y se hicieron medidas con el ángulo del brazo a 0° con y sin el tablero encima del maniquí. De esta forma se midió la atenuación del panel para una incidencia perpendicular del haz con una incertidumbre mínima.

Modelado de la mesa de tratamiento en el planificador

La información de las dimensiones geométricas externas e internas de la mesa se obtuvo parcialmente de la documentación técnica proporcionada por Varian© y se completó con medidas directas. El tablero de la mesa se escaneó con un escáner TC Toshiba© Asteion Dual© (Toshiba corporation, Tokio, Japón) para obtener tanto la densidad electrónica como la geometría interna. En vista de la dificultad se desechó la idea de desmontar las barras longitudinales para llevarlas al escáner. En su lugar se tomaron varias imágenes con el dispositivo de imagen portal para analizar su estructura interna. De todas estas imágenes puede deducirse que tanto el marco como la franja central del tablero son huecos. Las barras longitudinales también son huecas, pero tienen dos sólidas bandas de fibra de carbono de aproximadamente 1 cm de grosor

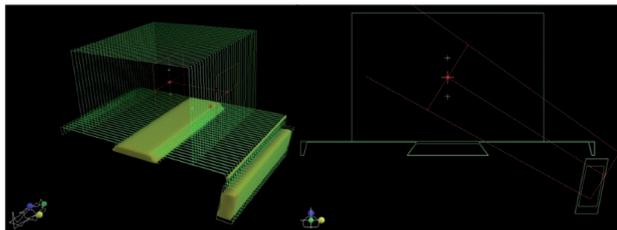


Fig. 4. Sección central y vista 3D de la mesa en el planificador. La superficie externa está en color verde y los huecos internos en amarillo.

en la cara de arriba y en la de abajo. Utilizando esta información se creó un modelo de la mesa que se incorporó al planificador mediante distintos contornos. Esto se hizo editando manualmente, con un editor de texto, los archivos que XiO© utiliza para almacenar la descripción de los volúmenes de tratamiento y de los órganos de riesgo. Se utilizaron 5 contornos en cada corte para simular la mesa: 2 para la parte externa del tablero y las barras (fibra de carbono con densidad $1,1 \text{ g/cm}^3$) y 3 para los huecos internos ($0,0 \text{ g/cm}^3$). De forma similar el maniquí se simuló con un rectángulo de $30 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ (agua con $1,0 \text{ g/cm}^3$). En la fig. 4 se muestra el modelo experimental una vez introducido en el planificador. Como puede verse es relativamente sencillo. De hecho el contorno más complejo es el del tablero y está determinado por tan sólo 12 segmentos de recta. La dosis en los puntos A, B y C se calculó con los mismos valores del ángulo del brazo con los que se realizaron las medidas, y para obtener suficiente precisión se utilizaron 1000 UM para el cálculo en cada ángulo. En todo momento se utilizó una rejilla de cálculo con vóxeles cúbicos de arista 5 mm y el algoritmo de superposición.

Resultados

Atenuación

La medida de la atenuación del tablero con el ángulo del brazo a 0° (incertidumbre mínima) se contrastó con la medida hecha a 180° . Se encontró que la diferencia entre las dos medidas es menor que $0,7\%$ / $0,9\%$ para fotones de 6 MV / 18 MV y por tanto compatible con la incertidumbre calculada para la serie de medidas con distintos ángulos del brazo.

En la fig. 5 aparece la atenuación producida por la mesa en función del ángulo del brazo medida en los puntos A, B y C. El gráfico de la mitad superior es para la energía de 6 MV, mientras que el de la mitad inferior es para 18 MV. Puede verse que la atenuación presenta una fuerte dependencia angular. Hay dos picos muy pronunciados en cada curva debidos a las dos bandas horizontales sólidas de cada barra. Cuando el haz atraviesa la sombra que proyectan produce una gran perturbación en la distribución de dosis. Además, la atenuación se incrementa conforme lo hace el grosor

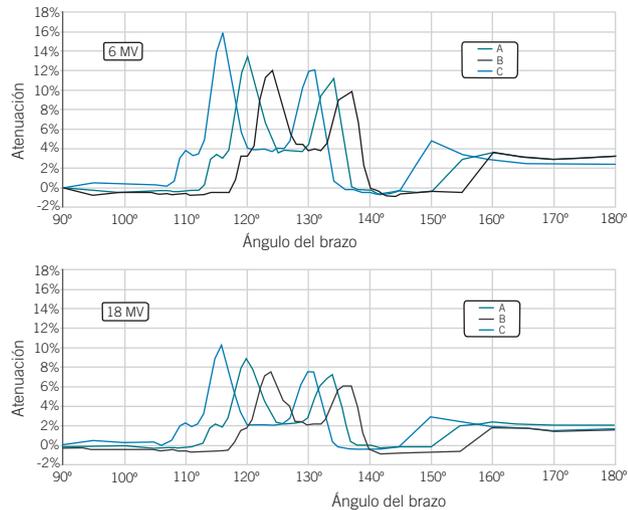


Fig. 5. Atenuación del haz provocada por la mesa de tratamiento en función del ángulo del brazo en los puntos de medida A, B y C.

de la fibra de carbono atravesada. Debido a esto los picos en la curva correspondiente al punto C son mayores que los correspondientes al punto B. Como era de esperar, los picos para las gráficas de RX de 6 MV son mayores que los correspondientes a 18 MV debido a la mayor atenuación para baja energía. También hay que llamar la atención sobre la atenuación producida por la franja central hueca del tablero, que no es despreciable. Los valores negativos que aparecen en las curvas para algunos ángulos son siempre menores de 0,8 % para ambas energías, y por tanto inferiores a la incertidumbre de medida.

Simulación en el planificador

En la fig. 6 se muestra la diferencia relativa entre la dosis medida y la calculada con el planificador en los puntos A, B y C en el rango de valores del ángulo del brazo estudiado. De nuevo el panel superior corresponde a la energía de 6 MV y el inferior a la de 18 MV. Cuando el brazo se sitúa entre 0° y 103° el haz no atraviesa la mesa, así que las diferencias en este arco entre los valores calculados y los medidos no se deben al modelo de la mesa, siendo achacables a la incapacidad del planificador para reproducir todas las situaciones experimentales. En este caso las diferencias son inferiores a la incertidumbre de medida excepto para una pequeña porción de la curva correspondiente al punto A y 6 MV. Cuando el haz atraviesa alguna parte de la mesa, es decir entre 104° y 180°, la máxima diferencia entre el cálculo y las medidas se incrementa hasta 2,5% / 2,0% para 6 MV y 18 MV respectivamente. Así que a pesar de la muy marcada dependencia de

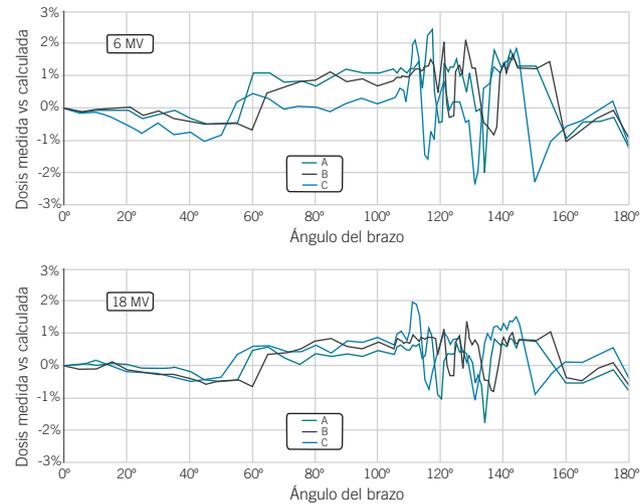


Fig. 6. Diferencia relativa entre la dosis medida y la calculada con el planificador en los distintos puntos de medida.

la atenuación con el ángulo de giro del brazo, sin duda debida a la compleja estructura de esta mesa de tratamiento, la inclusión del modelo en la planificación del tratamiento reduce considerablemente el error cometido si no es tenida en cuenta la atenuación del haz.

Discusión y conclusiones

Con nuestro método experimental hemos medido valores de atenuación de 16% / 10% para los haces de 6 MV / 18 MV de energía nominal. Estos resultados son similares a los publicados por otros autores con el mismo tipo de mesa de tratamiento y acelerador pero con un montaje experimental completamente distinto. Vieiria et al.³ informaron de una atenuación de hasta 17,5% para la energía de 6 MV cuando el haz atraviesa la barra longitudinal más un dispositivo de inmovilización de pacientes. Prooijen et al.⁹ también midieron atenuaciones algo menores al 18% para 6 MV. Hay que destacar que tanto las barras longitudinales como la viga central producen una atenuación significativa. Estos valores de atenuación tan elevados hacen muy recomendable tener en cuenta la mesa durante el proceso de planificación del tratamiento. Se puede abordar este problema de varias formas. Una de ellas es diseñar los planes de tratamiento de forma que los haces eviten la mesa antes de incidir en el paciente. Sin embargo, a pesar de que las barras longitudinales se pueden desplazar lateralmente no siempre se pueden esquivar fácilmente. Además la reducción del rango de ángulos del brazo útiles limita las posibilidades de encontrar el mejor plan de tratamiento. Por otra parte no puede olvidarse que los dispositivos de inmovilización, o cualquier otro aparato que el haz atraviese,

también pueden perturbar la distribución de dosis. Otra opción es incorporando la mesa, y cualquier otro dispositivo cuya interferencia pueda resultar significativa, en el proceso del cálculo de dosis, bien fusionando sus imágenes de TC con las correspondientes al paciente o utilizando contornos con las densidades y dimensiones apropiadas. Este último método fue el que se eligió en este trabajo. Nuestros resultados difieren ligeramente de otros publicados con el mismo planificador pero distinta mesa, pero como cabe esperar, parece que cuanto más compleja es la estructura de la mesa peores son los resultados obtenidos con el planificador¹⁶. Hay que mencionar que aunque el sistema de planificación analizado reproduce satisfactoriamente las medidas realizadas, no dispone de ninguna herramienta que facilite la inclusión de la mesa en los planes de los pacientes, y por tanto la implementación clínica se ve muy dificultada.

En cualquier caso no puede olvidarse que la inclusión de la mesa en el planificador no es trivial, y que además es imprescindible para la aplicación práctica tener implementado un procedimiento seguro para reproducir durante el tratamiento la geometría utilizada en la planificación. Aunque esto pudiera ser de menor importancia en mesas más homogéneas, en la mesa analizada resulta crítico.

Bibliografía

- DeOstB, Vanregemorter Jo, Schaeken B, VandenWeyngaert D. The effect of carbon fiber inserts on the build-up and attenuation of high energy photon beams. *Radiother Oncol* 1997;45:275–7.
- Higgins DM, Whitehurst P, Morgan AM. The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. *Med Dosim* 2001;26:251–4.
- Vieira SC, Kaatee RSJP, Dirkx MLP, Heijmen BJM. Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by the treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 2003;30:2981–7.
- Myint WK, Niedbala M, Wilkins D, Gerig LH. Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop. *J App Clin Med Phys* 2006;7:21–7.
- McCormack S, Diffey J, Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Med Phys* 2005;32:483–7.
- Njeh CF, Raines TW, Saunders MW. Determination of the photon beam attenuation by the BrainLAB imaging couch: angular and field size dependence. *J App Clin Med Phys* 2009;10:16–27.
- Poppe B, Chofor N, Rühmann A, Kuth W, Djouguela A, Kollhoff R et al. The effect of a carbon-fiber couch on the depth-dose curves and transmission properties for megavoltage photon beams. *Strahlenther Onkol* 2007;183:43–8.
- Spezi E, Ferri A. Dosimetric characteristics of the Siemens IGRT carbon fiber tabletop. *Med Dosim* 2007;32:295–8.
- Prooijen M, Kanesalingam T, Islam M, Heaton R. Assessment and management of radiotherapy beam intersections with the treatment couch. *J App Clin Med Phys* 2010;11:128–39.
- Yorke ED. The geometry of avoiding beam intersections and blocking tray collisions. *Med Phys* 1989;16:288–91.
- Muthuswamy MS, Lam KL. A method of beam-couch intersection detection. *Med Phys* 1999;26:229–35.
- Buckle AH. An algorithm for detection of couch-beam intersection. *Med Dosim* 2005;30:65–8.
- Tsiakalos MF, Schrebmann E, Theodorou K, Kappas C. Graphical treatment simulation and automated collision detection for conformal and stereotactic radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 2001;28:1359–63.
- Galiano PS, Alonso DC, Sancho JMG, Vivanco J, Fernández García J, Barbés B, et al. Un método sencillo para la predicción de colisiones mecánicas y de intersecciones del haz con la mesa de tratamiento. *Rev Fis Med* 2009;10:199–206.
- Spezi E, Angelini AL, Romani F, Guido A, Bunkheila F, Ntreta M, et al. Evaluating the influence of the Siemens IGRT carbon fibre tabletop in head and neck IMRT. *Radiother Oncol* 2008;89:114–22.
- Gerig LH, Niedbala M, Nyiri BJ. Dose perturbations by two carbon fiber treatment couches and the ability of a commercial treatment planning system to predict these effects. *Med Phys* 2010;37:322–9.
- Mihaylov IB, Corry P, Yan Y, Ratanatharathorn V, Moros EG. Modeling of carbon fiber couch attenuation properties with a commercial treatment planning system. *Med Phys* 2008;35:4982–8.
- Vanetti E, Nicolini G, Clivio A, Fogliata A, Cozzi L. The impact of treatment couch modelling on Rapidarc. *Phys Med Biol* 2009;54:157–66.
- Taylor BN, Kuyatt CE. Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results. NIST Technical Note 12. 1994 Edition.