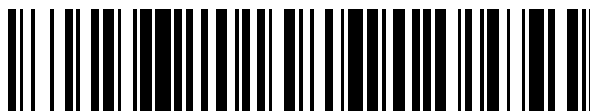


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 549 041**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10 (2006.01)

G21K 1/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2011** **E 11756779 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.08.2015** **EP 2548216**

54 Título: **Modelado de radiación mediante rotación coordinada de haces fijos y movimiento del sistema de soporte del paciente**

30 Prioridad:

13.03.2010 US 723642

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.10.2015

73 Titular/es:

XCISION MEDICAL SYSTEMS, LLC (100.0%)
12707 Chapel Chase Drive
Clarksville, MD 21029, US

72 Inventor/es:

WANG, CHAO y
YU, XINSHENG CEDRIC

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 549 041 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Modelado de radiación mediante rotación coordinada de haces fijos y movimiento del sistema de soporte del paciente

Campo técnico

- 5 La presente memoria descriptiva se refiere un sistema para suministrar radiación a un tejido diana, tal como un tejido diana que comprende y/o es adyacente a un tejido no diana.

Antecedentes

- 10 La terapia de radiación y la radiocirugía son métodos establecidos en el tratamiento de pacientes con ciertas enfermedades malignas y benignas. La terapia de radiación, que también se denomina radioterapia, oncología de radiación y XRT, implica la administración de radiación ionizante a un paciente, tal como un paciente que está siendo tratado para cáncer. La exposición de las células malignas a la radiación inhibe su proliferación e induce la muerte celular. Un paciente que experimenta terapia de radiación para tratamiento de cáncer se trata por lo general con radiación ionizante numerosas veces, a menudo a intervalos definidos. Una desventaja de la terapia de radiación es que las células y los tejidos normales se pueden ver afectados adversamente por la radiación.
- 15 Suponiendo que el tejido normal se recupera con una velocidad mayor que el tejido canceroso, se espera que la administración de radiación a intervalos definidos permita que cualquier tejido normal, que se haya visto afectado adversamente por la radiación, se recupere antes del siguiente tratamiento. La terapia de radiación también se puede combinar con cirugía, quimioterapia, y/o terapia hormonal. La terapia de radiación también se usa para tratar diversas afecciones no malignas, tales como neuralgia del trigémino, enfermedad ocular tiroidea grave, pterigión y sinovitis vellonodular pigmentada, y para inhibir el crecimiento de cicatrices queloides y osificación heterotópica. Sin embargo, el uso de terapia de radiación para tratar afecciones no malignas está limitado por el riesgo del cáncer inducido por radiación.
- 20

- 25 Los colimadores de múltiples hojas se han usado con aceleradores lineales (LINAC) para mejorar la conformación geométrica del tratamiento de radiación al tejido diana como una forma de minimizar los efectos adversos sobre el tejido normal. Los colimadores de múltiples hojas tienen numerosas aspas rectangulares u "hojas" de un material que tiene un número atómico elevado, tal como tungsteno, que se pueden mover independientemente dentro y fuera del camino de un haz de partículas. Cuando una "hoja" está en el camino de un haz de partículas, el haz se bloquea. Por lo tanto, al colocar las "hojas" para que formen una abertura que tenga una geometría específica, es posible dar forma al haz de radiación para que se ajuste a una forma geométrica deseada. La terapia de radiación de intensidad modulada (IMRT) mejora además la conformación mediante el uso de múltiples aberturas ponderadas para cada haz de tratamiento para tener en cuenta las variaciones geométricas en las dimensiones de la proyección del haz.
- 30

- 35 La radiocirugía es un procedimiento médico que permite el tratamiento no invasivo de tumores benignos y malignos y otras afecciones, tales como malformaciones arteriovenosas (AVM) y neuralgia del trigémino. Implica dirigir de forma precisa haces de radiación ionizante altamente enfocados a un punto individual (denominado "isocentro"). Al aplicar una dosificación de radiación precisa en el isocentro, se pueden someter a ablación tumores y otras lesiones, que son de otro modo inaccesibles o inadecuados para cirugía abierta. Por lo general, solo es necesario un tratamiento individual o unos pocos tratamientos. La radiocirugía implica por lo general el uso de múltiples haces de radiación pequeños colimados circulares dirigidos al isocentro. Por lo tanto, la radiación se concentra en el isocentro mediante la superposición de múltiples haces pequeños superpuestos. Los tejidos adyacentes, que no están en el isocentro, no están expuestos a los haces superpuestos y, por lo tanto, no están sometidos a la dosis de radiación concentrada.
- 40

- 45 Los múltiples haces superpuestos se pueden crear usando cualquier fuente individual de radiación con colimadores individuales, tal como en el caso del GammaKnife™ de Elekta (Estocolmo, Suecia), o formando un arco con una fuente individual y un colimador alrededor de un punto. Los LINAC médicos montados isocéntricamente tradicionales consiguen un efecto similar de múltiples haces independientes usando una combinación de ángulos de plataforma y suspensión con colimadores circulares o de múltiples hojas.

Se puede tratar un volumen complejo de tejido con radiocirugía usando múltiples isocentros (o "disparos") en puntos discretos en el interior del volumen. La radiación se suministra a cada isocentro con una disposición específica de haces múltiples y un tamaño de colimador específico.

- 50 La dosis de la radiación usada en terapia de radiación y radiocirugía está limitada por las consideraciones de toxicidad en el tejido no diana, es decir, el tejido normal, dentro del y/o adyacente al tejido diana, por ejemplo, tejido enfermo. La cantidad de radiación a la que se expone el tejido no diana está determinada por una diversidad de factores. Por ejemplo, existe un margen de error asociado a la colocación del haz de radiación, que está limitado por la exactitud mecánica del dispositivo de tratamiento y el conocimiento de dónde está el tejido no diana en el momento del tratamiento. La naturaleza y las propiedades de un haz de radiación divergente individual que incide en el tejido diana también tienen efecto en la exposición del tejido no diana a la radiación. El intervalo lateral de electrones secundarios fuera del campo de radiación, el tamaño y la forma físicos de la fuente de los fotones, la forma del borde del colimador, la dispersión de fotones y la transmisión a través del colimador afectan la disminución
- 55

en la dosificación (es decir, la penumbra del haz de radiación) de la radiación de fotones de alta energía fuera del borde del colimador. La interacción de todos los haces también tiene efecto en la exposición del tejido no diana a la radiación. Geométricamente, todos los haces se superponen en el tejido diana, y también se pueden superponer en el tejido no diana. Tal superposición en el tejido diana y el tejido no diana hace muy difícil, si no imposible, suministrar uniformemente una dosis de radiación elevada al tejido diana mientras que no se suministre ninguna radiación al tejido no diana. Fuera del borde del tejido diana, por ejemplo, el tumor, la dosis de radiación disminuye con un gradiente variable en lugar de bruscamente. Dependiendo de las técnicas usadas, incluyendo el diseño del colimador y la disposición del haz, tal disminución de la dosis puede ser pronunciada o muy suave. Tal disminución de la dosis en el límite de la diana se denomina "gradiente de dosis". Se puede conseguir el mejor beneficio terapéutico con un gradiente de dosis elevado en el borde del tejido diana. Para un haz de radiación de fotones de alta energía divergente individual que cubre un tejido diana, la "atenuación" del gradiente de dosis está causada por fotones y electrones dispersados a lo largo de la dimensión radial del límite del haz y la entrada y la salida del haz a lo largo de la dirección del haz. Con múltiples haces, el gradiente de dosis se ve influenciado en gran medida por la superposición de los haces en los lados de entrada y salida del tejido diana. La divergencia de los haces de radiación también contribuye a hacer el gradiente de dosis menos pronunciado. El uso de múltiples puntos focales (también denominados "disparos"), tal como cuando un volumen de tejido diana no se puede tratar con un isocentro individual, da como resultado la interacción de los haces desde puntos focales adyacentes. La interacción de los haces desde puntos focales adyacentes puede aumentar la exposición a la radiación de un tejido no diana dentro del y/o adyacente al tejido diana.

La razón principal por la que los métodos anteriores dan como resultado la exposición del tejido no diana a la radiación es que los métodos no pueden crear un marcado gradiente de dosis en el límite de un tejido diana. Los sistemas de colimación se diseñan para tratar dianas de todos los tamaños y formas. Con los LINAC médicos, los colimadores están fijos o se configuran dinámicamente. Los colimadores fijos son siempre de forma circular. Los colimadores dinámicamente configurables están compuestos por cuatro bocas, que pueden formar cualquier campo rectangular, o usan múltiples hojas de espesor variable, que pueden formar campos irregulares. Debido a que los tejidos diana, tales como tumores, casi nunca son rectangulares, las bocas se han vuelto gradualmente obsoletas. Para los colimadores de múltiples hojas, el límite del haz no puede ser muy marcado independientemente de lo delgadas que sean las hojas. Para tratamientos de ablación, se usan por lo general colimadores circulares. Sin embargo, un colimador circular no puede crear una disminución de dosis marcada entre un tejido diana y un tejido no diana adyacente cuando los haces se superponen para formar un borde. Esto se ilustra en la Figura 2a y la Figura 2c. La Figura 2a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación cilíndrico a lo largo de una interfase lineal (véase "Breve descripción de las figuras" para mayor detalle). La Figura 2c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") frente a la ubicación a lo largo del eje central de superposición entre los haces de radiación cilíndricos adyacentes ("y") de la Figura 2a (véase "Breve descripción de las figuras" para mayor detalle). Como se puede observar en la Figura 2c, la disminución de la dosis desde los ejes centrales y los bordes externos del haz de radiación cilíndrica a lo largo del eje central de superposición entre los haces de radiación cilíndricos adyacentes es de aproximadamente un 95% a aproximadamente un 5%, que está en el orden del radio del haz colimado. En otras palabras, un colimador circular proporciona un cuchillo "sin afilar" para el modelado. La terapia de radiación de haz externo consigue por lo general una disminución de dosis de aproximadamente un 90% a aproximadamente un 10% en aproximadamente 10 mm, mientras que la radiocirugía con un sistema de ablación consigue por lo general una disminución de dosis de aproximadamente un 90% a aproximadamente un 10% en aproximadamente 5 mm. Los colimadores fijos son ventajosos en que tienen una pequeña penumbra de haz y una divergencia precisa.

El movimiento de un haz circular a lo largo de una línea es un caso especial. En general, los haces se superponen para formar superficies curvas en dos dimensiones como se ilustra en la Figura 3a y la Figura 3c. La Figura 3a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación cilíndrico a lo largo de una interfase convexa (véase "Breve descripción de las figuras" para mayor detalle). La Figura 3c es un gráfico de intensidad acumulativa de radiación ("I") frente a la ubicación a lo largo de la dimensión radial ("r") de la Figura 3a (véase "Breve descripción de las figuras" para mayor detalle). Como se puede observar en la Figura 3c, un colimador circular no puede formar un orificio completamente "frío" (baja dosis) rodeado por regiones "calientes" (alta dosis).

Además de lo anterior, el paciente se mantiene inmóvil en el sistema de soporte del paciente, tal como una mesa, durante el tratamiento de radiación, y el haz de radiación se mueve debido al movimiento del colimador. El haz de radiación se puede hacer rotar alrededor del paciente con un isocentro individual. No existe ninguna coordinación dinámica del sistema de soporte del paciente con el suministro dinámico del haz de radiación. La única excepción conocida es el control de movimiento tumoral inducido por la respiración mediante un movimiento del sistema de soporte del paciente exactamente opuesto al del tumor con el fin de mantener estacionaria la ubicación del tumor en el espacio (D'Souza *et al.*, "Intra-Fraction Motion Synchronized Adaptive Couch-Based Radiation Delivery: A Feasibility Study," *Phys. Med. Biol.* 50: 4021-4033 (2005)).

La terapia de radiación que usa haces externos que se ha descrito anteriormente coloca por lo general el tumor en el isocentro, es decir, la intersección de todos los ejes rotacionales. Esta disposición hace la colocación del paciente mucho más fácil. Sin embargo, en cualquier dirección del haz, la radiación solo se puede dirigir a un punto del tejido diana a través de un único camino. Esto limita significativamente la forma en que se irradia el tejido diana.

Es posible cierto grado de libertad con CyberKnife (Accuray Inc., Sunnyvale, CA). Con CyberKnife, se monta un LINAC de banda x en un robot de 6 ejes, y el paciente se mantiene inmóvil sobre el sistema de soporte del paciente. Usando colimadores circulares, CyberKnife suministra dosis de radiación al tejido diana cruzando numerosos (por ejemplo, 100 o más) haces de radiación cilíndricos orientados de forma diversa, que no comparten un centro común de rotación y, por lo tanto, no son isocéntricos, en la diana. Aunque con CyberKnife se pueden conseguir haces de radiación cilíndricos de diversos ángulos, la configuración de los haces puede ser compleja y, dado que implica el uso de un robot, cara. Además, CyberKnife solo puede usar una fuente individual de radiación, lo que requiere más tiempo para tratar un paciente y, dado que CyberKnife usa colimadores circulares, no puede crear una disminución de dosis marcada entre un tejido diana y un tejido no diana adyacente cuando los haces se superponen para formar un borde.

La presente memoria descriptiva intenta superar las desventajas inherentes a los métodos de terapia de radiación disponibles en la actualidad. En vista de esto, un objetivo de la presente memoria descriptiva es proporcionar un colimador, y un sistema para el modelado dinámico de un tejido diana de modo que la dosis de radiación en los límites de tejido diana y cualquier tejido no diana tenga una disminución marcada, reduciendo de ese modo, si no eliminando, el "vertido de dosis" a un tejido no diana y suministrando una dosis uniforme al tejido diana. Otro objetivo de la presente memoria descriptiva es proporcionar un método para planificar la irradiación de un tejido diana de acuerdo con la presente divulgación. Estos y otros objetivos y ventajas, así como las características de la invención, serán evidentes a partir de la descripción detallada que se proporciona en el presente documento.

Resumen

Se proporciona un colimador con una abertura y una divergencia fijas. El colimador (a) forma un haz de radiación que tiene una sección transversal en forma de D, (b) mantiene el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y (c) puede rotar completamente el haz de radiación en cualquier dirección alrededor del eje del haz, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación puede orientarse hacia cualquier dirección.

Se proporciona además un método para fabricar un colimador. El método comprende unir la mitad de un colimador circular (sección transversal) con un túnel en forma de cono con la mitad de un colimador rectangular (sección transversal) con un túnel en forma de pirámide, donde tanto el colimador circular como el colimador rectangular tienen la misma divergencia.

Se proporciona además un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente. El sistema comprende (i) un sistema de soporte del paciente, que comprende (a) una mesa o una camilla, que está opcionalmente acolchada, (b) uno, dos o tres motores, cada uno de los cuales acciona el movimiento de la mesa o la camilla en la dirección de un eje distinto, (c) opcionalmente, una base, en cuyo caso los uno o más motores pueden estar alojados en la base y (d) un sistema de control computarizado, que puede controlar el movimiento del sistema de soporte del paciente; (ii) al menos una fuente giratoria de un haz de radiación, en el que cada fuente de un haz de radiación giratorio se puede hacer rotar alrededor de un tejido diana en un paciente situado en el sistema de soporte del paciente; (iii) al menos un colimador, en el que cada colimador se alinea operativamente con una fuente giratoria de un haz de radiación; y (iv) una unidad de control central, que puede ejecutar un plan de tratamiento del paciente incluyendo la rotación de al menos una fuente giratoria de un haz de radiación con respecto a un tejido diana en un paciente situado en un sistema de soporte del paciente, la rotación de al menos una fuente giratoria que un haz de radiación y el movimiento de un sistema de soporte del paciente. Preferentemente, el al menos un colimador (a) forma el haz de radiación para que tenga una sección transversal en forma de D, (b) mantiene el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y (c) puede hacer rotar completamente la sección transversal en forma de D del haz de radiación en cualquier dirección, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación pueda orientarse hacia cualquier dirección.

Además, también se proporciona un método de planificación de la irradiación de un tejido diana en un paciente con un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente. El método comprende: (i) determinar el volumen y el contorno superficial del tejido diana que se va a irradiar y, si estuviera presente, el volumen y el contorno superficial de un tejido no diana situado completamente dentro del tejido diana y/o el contorno superficial y, opcionalmente, el volumen de un tejido no diana situado parcialmente dentro del tejido diana, (ii) ajustar la dosis de radiación que se va a suministrar al tejido diana y limitar la dosis de radiación al tejido no diana, (iii) asignar puntos de control a los contornos superficiales identificados en (i), (iv) determinar el ángulo del haz de radiación, la orientación del colimador y la posición del sistema de soporte del paciente en cada punto de control, (v) asignar puntos "comodín" dentro del volumen del tejido diana con la condición de que no se asigna ningún punto "comodín" dentro del volumen de un tejido no diana que esté situado completa o parcialmente dentro del tejido diana, (vi) determinar la ruta del movimiento cuando se conectan todos los puntos de control y, opcionalmente, uno o más puntos "comodín", y optimizar la ponderación de cada haz de radiación de modo que proporcione una dosis uniforme de radiación dentro del tejido diana y una disminución marcada fuera del límite entre el tejido diana y cualquier tejido no diana y (vii) comprobar la distribución de dosis de radiación resultante frente a una distribución de dosis de radiación deseada y ajustar la ruta del movimiento y las ponderaciones de los puntos de control en consecuencia y, si fuera necesario, añadir más puntos de control.

Breve descripción de las figuras

La Figura 1a es un dibujo esquemático de un haz de radiación individual con un campo circular, el eje central del cual está indicado con una "x". Este haz se denomina en el presente documento "haz de radiación circular".

5 La Figura 1b es un dibujo esquemático de la sección transversal de un haz de radiación individual en forma de D, el eje central del cual está indicado con una "x". En una realización preferente y con fines de ilustración, la sección transversal en forma de "D" está formada por la unión de un semicírculo y un rectángulo estrecho en la línea discontinua.

La Figura 1c es un dibujo del perfil de intensidad de haz asociado con el haz de radiación circular individual de la Figura 1a, en el que la línea vertical indica la intensidad del haz en el eje central.

10 La Figura 1d es un dibujo del perfil de intensidad de haz asociado con el haz de radiación individual en forma de D de la Figura 1b, en el que la línea vertical indica la intensidad del haz en el eje central.

15 La Figura 2a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase lineal (línea horizontal rellena; por ejemplo, la interfase entre el tejido diana y el tejido no diana), en el que el movimiento continuo del haz en la dirección de las flechas pequeñas horizontales ($\rightarrow$) está representado por una serie de cuatro círculos superpuestos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. La línea horizontal punteada indica los ejes centrales de los haces de radiación circulares. La flecha vertical grande ($\uparrow$) marcada con una "y" representa la dimensión perpendicular a la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana. "R₁" representa el radio del haz de radiación circular, que también es la distancia entre el eje central y el borde externo del haz de radiación circular a lo largo de la dimensión "y".

25 La Figura 2b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase lineal (línea horizontal rellena; por ejemplo, la interfase entre el tejido diana y el tejido no diana), en el que el movimiento continuo del haz en la dirección de las flechas pequeñas horizontales ($\rightarrow$) está representado por una serie de cuatro círculos superpuestos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La línea horizontal punteada indica los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D (es decir, donde el semicírculo se une con el rectángulo estrecho). La flecha vertical grande ($\uparrow$) marcada con una "y" representa la dimensión perpendicular a la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana. "R₁" representa la distancia entre el eje central y el borde curvado del haz de radiación en forma de D, que también es el radio del semicírculo. "a" representa la distancia entre el eje central y el borde recto del haz de radiación en forma de D a lo largo de la dimensión "y", que también es el ancho del rectángulo.

30 La Figura 2c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") frente a la distancia desde la interfase lineal entre los tejidos diana y no diana a lo largo de la dimensión "y" de la Figura 2a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación circulares están representados por una línea vertical punteada, y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I₀.

35 La Figura 2d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") frente a la distancia desde la interfase lineal entre los tejidos diana y no diana a lo largo de la dimensión "y" de la Figura 2b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada, y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I₀.

40 La Figura 3a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase convexa entre un tejido diana y un tejido no diana. El círculo grande representa tal interfase y la superficie de un tejido no diana. El movimiento horario del haz en la dirección de las flechas superiores está representado por una serie de tres círculos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. La línea punteada convexa que comprende las flechas indica el camino de los ejes centrales de los haces de radiación circular. La flecha vertical ($\uparrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dimensión radial, mientras que la flecha marcada con "R₁" representa el radio del tejido no diana y la flecha marcada con "R₂" representa el radio de la sección transversal del haz de radiación circular.

45 La Figura 3b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase convexa entre un tejido diana y un tejido no diana. El círculo grande representa tal interfase y la superficie de un tejido no diana. El movimiento horario en la dirección de las flechas inferiores está representado por una serie de tres formas en "D", cada una de las cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La línea punteada convexa que comprende las flechas indica los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D, y "a" representa la distancia entre el eje central y el borde recto del haz de radiación en forma de D, que es también el ancho del rectángulo. La flecha vertical ($\uparrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con "R₁" representa el radio del tejido no diana y la flecha marcada con "R₂" representa la distancia entre el eje central y el borde curvado externo del haz de radiación en forma de D, que es también el radio del semicírculo.

La Figura 3c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 3a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación circulares están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 .

5 La Figura 3d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 3b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 .

10 La Figura 4a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase cóncava entre un tejido diana y un tejido no diana, en el que el movimiento está representado por una serie de tres círculos superpuestos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. El arco de radio R_1 representa parte de la superficie del tejido no diana. La línea cóncava discontinua indica el camino de movimiento de los ejes centrales de los haces de radiación circulares. La flecha ($\downarrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_2 " representa el radio de la sección transversal del haz de radiación circular.

15 La Figura 4b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase cóncava entre un tejido diana y un tejido no diana, en el que el movimiento horario está representado por una serie de tres formas en "D", cada una de las cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. El arco de radio R_1 representa parte de la superficie del tejido no diana. La línea cóncava discontinua que comprende las flechas indica el camino del movimiento de los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D, y "a" es el ancho de la parte rectangular de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La flecha ($\downarrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_2 " representa la distancia entre el eje central y el centro del borde curvado externo del haz de radiación en forma de D, que es también el radio del semicírculo.

20 La Figura 4c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 4a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación circulares están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 .

La Figura 4d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 4b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 .

30 La Figura 5a es un dibujo esquemático que ilustra el perfil de proyección de múltiples haces en forma de D que se cruzan para diferentes ángulos de haz (α) y un ángulo de colimador fijo ($\beta = 0$), en el que la flecha vertical ($\uparrow$) representa el eje central de un haz de 0° y la otra flecha representa el eje de rotación, y en el que los haces se pueden crear con múltiples fuentes de radiación o un haz de arco único.

35 La Figura 5b es un dibujo esquemático que ilustra el perfil de proyección de múltiples haces cilíndricos que se cruzan para diferentes ángulos de haz (α) y un ángulo de colimador fijo ($\beta = 0$), en el que la flecha vertical ($\uparrow$) representa el eje central de un haz de 0° y la otra flecha representa el eje de rotación, y en el que los haces se pueden crear con múltiples fuentes de radiación o un haz de arco único.

La Figura 6a es un dibujo esquemático que ilustra la rotación convencional de un haz (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) alrededor de un punto fijo o isocentro ("x"), que es adyacente a un tejido no diana (delineado por el círculo).

40 La Figura 6b es un dibujo esquemático que ilustra la coordinación de rotación de un haz con una sección transversal en forma de D (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) alrededor de un punto fijo o isocentro ("x"), que es adyacente a un tejido no diana (delineado por el círculo), con movimiento de un paciente (representado por las Posiciones de Tejido No Diana 1, 2 y 3).

45 La Figura 7 es un dibujo esquemático que ilustra que la coordinación de rotación de un haz (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) con el movimiento de un paciente, de modo que cada posición de haz está asociada con una posición del paciente diferente, forma una elevada superficie de dosis que cubre el tejido diana (representado por el óvalo grande).

La Figura 8 es un dibujo esquemático que ilustra los puntos paramétricos $b^n(t)$ que definen una corteza en una superficie convexa, en la que "b" representa el punto, "n" representa al número de puntos índice, y "t" representa el tiempo.

50 La Figura 9 es un gráfico de flujo que expone las etapas principales de un plan de tratamiento para el modelado dinámico de acuerdo con la presente divulgación.

55 La Figura 10 es un dibujo esquemático que ilustra el concepto de usar puntos fijos ($\bullet$) y "comodín" (x) para determinar el suministro del tratamiento. En este ejemplo, los puntos fijos se sitúan en la superficie del tejido diana (representado por el óvalo grande) y en la superficie de un tejido no diana (representado por el círculo pequeño) dentro del tejido diana.

La Figura 11a muestra la distribución de isodosis resultante de un plan de tratamiento optimizado por ordenador que usa haces de sección transversal en forma de D para un problema hipotético.

La Figura 11b muestra la distribución de isodosis resultante de un plan de tratamiento optimizado por ordenador que usa haces de sección transversal circular para un problema hipotético.

- 5 La Figura 12 muestra la mitad de un colimador circular (sección transversal) con un túnel en forma de cono y la mitad de un colimador rectangular (sección transversal) con un túnel en forma de pirámide que tiene la misma divergencia que la mitad de colimador circular (sección transversal) con un túnel en forma de cono. Las dos mitades se pueden unir para crear un colimador en forma de D de acuerdo con la presente divulgación.

Descripción detallada

- 10 La presente divulgación no usa un isocentro fijo individual ni un sistema de soporte del paciente estacionario. Aunque el colimador y los haces de radiación aún rotan alrededor de un punto, el punto no está fijo con respecto al paciente. El movimiento coordinado del sistema de soporte del paciente y la rotación de un haz de radiación permite que un tejido diana en el paciente sea atravesado por haces de radiación desde cualquier orientación, permitiendo una libertad mucho mayor que los equipos de tratamiento de radiación actuales que usan un isocentro fijo con respecto a la anatomía del paciente para crear patrones superpuestos transversales similares a la técnica de línea.
- 15 Mediante la coordinación de la rotación del haz y el movimiento del paciente, tal como en las tres dimensiones, la radiación puede impactar en cualquier punto de la diana desde todas las direcciones coplanares, si la rotación es coplanar, o desde todas las direcciones sin colisión, si la rotación del haz no es coplanar.

- 20 "Tejido diana" se refiere a cualquier tejido que se pretende irradiar de acuerdo con la presente divulgación. Se ha de anticipar que, al menos en algunos casos, el tejido diana será un tumor maligno. "Tejido no diana" se refiere a cualquier tejido que no se pretende irradiar. El tejido no diana puede ser adyacente y/o rodear a un tejido diana. Además o alternativamente, el tejido no diana puede estar situado en cualquier lugar dentro del tejido diana y puede ocupar un volumen o volúmenes variables del tejido diana. Por ejemplo, la uretra puede estar rodeada por tejido de próstata que contiene cáncer. Se ha de anticipar que por lo general el tejido no diana será normal y, en al menos algunos casos, puede comprender uno o más tejidos o estructuras, tal como un órgano, que pueden ser críticos para la salud del paciente y, por lo tanto, se deberían evitar ("estructura a evitar").

- Se puede usar cualquier sistema de soporte del paciente adecuado que permita el movimiento del paciente, tal como en las tres dimensiones. Se pueden usar sensores posicionales redundantes para asegurar la exactitud posicional. El sistema de soporte del paciente puede comprender una base, en cuyo caso el motor o motores se pueden alojar en la base. El movimiento del sistema de soporte del paciente se controla preferentemente mediante un sistema de control computarizado.
- 30

- Se usa al menos una fuente de un haz de radiación. Preferentemente, se usa más de una fuente de un haz de radiación, tal como dos, tres o incluso más. El número de fuentes de los haces de radiación que se puede usar está limitado por el espacio físico y las limitaciones de coste. Cuando se usa más una fuente de un haz de radiación, se puede reducir el tiempo de tratamiento del paciente.
- 35

- El haz de radiación tiene una sección transversal en forma de D. El haz de radiación se forma mediante un colimador fijo, y tiene una sección transversal en forma de D, que está formada por la unión de un semicírculo con un rectángulo que tiene una longitud del diámetro del semicírculo y un ancho no mayor que el radio del semicírculo. Preferentemente, e incluso de forma deseable, el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación se sitúa tangencialmente al límite del tejido diana y el tejido no diana. El eje central del haz de radiación en forma de D se sitúa en, o cerca de, la parte aplanada de la "D".
- 40

- El eje central del haz de radiación se mantiene estacionario, es decir, se enfoca en un punto que está fijo en el espacio. El haz de radiación se hace rotar alrededor del paciente. El colimador se hace rotar según sea necesario para alterar la orientación de la sección transversal, tal como una sección transversal en forma de D, del haz. Preferentemente, e incluso de forma deseable, el borde recto de la sección transversal en forma de D se sitúa tangencialmente al límite del tejido diana y el tejido no diana, y la situación tangencial del borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación se mantiene durante la rotación coordinada de la al menos una fuente de radiación con respecto al tejido diana y al movimiento del sistema de soporte del paciente. El paciente se mueve (por medio del sistema de soporte del paciente) de forma coordinada con el haz de radiación y el ángulo del colimador de modo que se pueda cambiar el punto focal con respecto al volumen del tejido diana. En teoría, el haz así como el sistema de soporte del paciente se pueden mover independientemente al mismo tiempo, aunque tal disposición sería más difícil de implementar e innecesaria.
- 45
- 50

- Preferentemente, el movimiento del sistema de soporte del paciente, la rotación del haz de radiación alrededor del paciente, es decir, con respecto al tejido diana, y la rotación del colimador para reorientar la sección transversal, tal como el borde recto de la sección transversal en forma de D, del haz de radiación se coordinan de modo que el borde de la sección transversal, tal como el borde recto de la "D", se mantenga tangencialmente a la superficie del tejido diana o a la superficie del tejido no diana que está dentro del tejido diana y necesita protegerse. Debido a que la superficie del tejido diana y la superficie del tejido no diana casi nunca tienen la forma de un cilindro perfecto
- 55

orientado perpendicularmente al plano del haz de rotación, el ángulo del colimador tiene que cambiarse en diferentes ángulos de haz con el fin de mantener el borde recto de la "D", por ejemplo, paralelo a la superficie de la interfase. A medida que el haz se hace rotar alrededor del paciente, tal coordinación permite que el haz modele el volumen del tejido diana y evite que el haz de radiación impacte directamente en un tejido no diana que esté rodeado por el tejido diana.

La radiación, combinada con la rotación del haz y el movimiento del paciente, tal como en las tres dimensiones, puede atravesar cada punto en el volumen del tejido diana desde todas las direcciones del haz, si fuera necesario. Al permitir que el haz de radiación atraviese cada punto en el volumen del tejido diana desde cualquier dirección, las trayectorias de los haces, que asemejan varillas con una sección transversal en forma de "D" cuando se usan haces de radiación que tienen secciones transversales en forma de D, se pueden superponer en la diana para formar cualquier patrón deseable, como en las artes de cuerda.

El método anterior se ilustra por referencia a las figuras. Por ejemplo, las Figuras 1a-1d comparan la sección transversal y el perfil de intensidad de haz asociado a un haz de radiación circular individual y a un haz de radiación individual en forma de D. Específicamente, la Figura 1a es un dibujo esquemático de un haz de radiación individual con un campo circular, el eje central del cual está indicado con una "x". La Figura 1b es un dibujo esquemático de la sección transversal de un haz de radiación individual en forma de D, el eje central del cual está indicado con una "x". La Figura 1c es un dibujo del perfil de intensidad de haz asociado al haz de radiación circular individual de la Figura 1a, en el que la línea vertical indica la intensidad del haz en el eje central. La Figura 1d es un dibujo del perfil de intensidad de haz asociado al haz de radiación individual en forma de D de la Figura 1b, en el que la línea vertical indica la intensidad del haz en el eje central. Un colimador habitual usado en radiocirugía genera un haz de radiación que tiene una sección transversal circular como se muestra en la Figura 1a. Como se muestra en la Figura 1c, un haz de radiación que tiene una sección transversal circular tiene un perfil de intensidad de haz en el que la intensidad del haz disminuye bruscamente en el límite del haz. Como se muestra en la Figura 1d, un haz de radiación que tiene una sección transversal en forma de D también tiene un perfil de intensidad en el que la intensidad del haz disminuye bruscamente en el límite del haz, siendo la disminución en el borde recto ligeramente mayor debido al hecho de que el límite recto está más cerca del eje central. Por lo tanto, cuando se consideran únicamente haces individuales, existe una pequeña ventaja en el uso de un haz en forma de D con respecto a un haz cilíndrico.

Sin embargo, cuando se usa un haz de radiación externo, casi nunca se enfoca un haz de radiación individual en el tejido diana en una orientación individual. Un haz individual, tanto si tiene una sección transversal circular como si tiene una sección transversal en forma de D, generalmente no se adapta al tejido diana muy bien. En radiocirugía el tamaño del haz es por lo general menor que la diana. El uso de haces múltiples desde diferentes orientaciones, o de un haz individual desde diferentes orientaciones, permite que se suministren mayores dosis de radiación al tejido diana, mientras que el tejido o tejidos no diana se exponen a dosis de radiación tan bajas como es posible. Con el fin de suministrar una alta dosis de radiación al tejido diana, el haz se tendría que mover sobre el área del tejido diana y mantenerse dentro del límite del tejido diana. Convencionalmente, esto se realiza preparando múltiples arcos rotacionales de un haz que suministran un volumen de dosis elevada con una forma más o menos esférica antes de que el paciente se mueva. La tarea de la planificación del tratamiento es empaquetar estas "esferas" de volúmenes de dosis elevada dentro del límite de la diana. Sin embargo, de acuerdo con la presente divulgación, el movimiento del haz de radiación está coordinado con el movimiento del paciente, lo que abandona el concepto convencional de isocentros y permite el uso de numerosos (por ejemplo, dos, tres o más) haces desde todas las direcciones dirigidos a diferentes ubicaciones en la diana. Con el método de la presente divulgación, se ofrece a la planificación del tratamiento mucha mayor libertad para crear la distribución de dosis deseada.

Cuando se consideran las intensidades acumulativas de radiación de haces de radiación superpuestos, el uso de haces que tienen una sección transversal en forma de D es ventajoso sobre los haces que tienen una sección transversal circular. Esta ventaja se ilustra en las Figuras 2a-2d, que comparan las secciones transversales y los perfiles de intensidad de haz asociados al uso de múltiples haces de radiación circulares y múltiples haces de radiación en forma de D. La Figura 2a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase lineal (línea horizontal rellena; por ejemplo, la interfase entre el tejido diana y el tejido no diana), en el que el movimiento continuo del haz en la dirección de las flechas horizontales pequeñas ($\rightarrow$) está representado por una serie de cuatro círculos superpuestos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. La línea horizontal punteada indica los ejes centrales de los haces de radiación circulares. La flecha vertical grande ($\uparrow$) marcada con una "y" representa la dimensión perpendicular a la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana. "R₁" representa el radio de los haces de radiación circulares, que es también la distancia entre el eje central y el borde exterior del haz de radiación circular a lo largo de la dimensión "y". La Figura 2b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase lineal (línea horizontal rellena; por ejemplo, la interfase entre tejido diana y tejido no diana), en el que el movimiento continuo en la dirección de las flechas pequeñas horizontales ($\rightarrow$) está representado por una serie de tres formas en "D" superpuestas, cada una de las cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La línea horizontal punteada indica los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D (es decir, donde el semicírculo se une con el rectángulo estrecho). La flecha vertical grande ($\uparrow$) marcada con una "y" representa la dimensión perpendicular a la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana. "R₁" representa la distancia entre el eje central y el borde curvado del haz de radiación en forma de

D, que es también el radio del semicírculo. "a" representa la distancia entre el eje central y el borde recto del haz de radiación en forma de D a lo largo de la dimensión "y", que también es el ancho del rectángulo. La Figura 2c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") frente a la distancia desde la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana a lo largo de la dimensión "y" de la Figura 2a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación circulares están representados por una línea vertical punteada, y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . La Figura 2d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") frente a la distancia desde la interfase lineal entre el tejido diana y el tejido no diana a lo largo de la dimensión "y" de la Figura 2b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada, y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . Si se trazara una línea paralela al límite de la diana a una distancia de y desde el límite, la línea quedaría intersecada por la sección transversal del haz (es decir, el círculo de la circunferencia en forma de D). La longitud entre los dos puntos de intersección se define como la longitud de la cuerda ("c"). La intensidad acumulativa se puede expresar como $I = I_0 * c / (2R_1)$, donde I_0 es la intensidad máxima en el eje central del haz y " R_1 " es el radio del círculo o la altura de la "D". Al comparar la Figura 2c con la Figura 1c y la Figura 2d con la Figura 1d, respectivamente, se puede observar que la disminución de dosis es más suave (es decir, menos marcada) cuando se mueve dinámicamente un haz individual o se combinan horizontalmente tales haces múltiples. Al comparar la Figura 2d con la Figura 2c, se puede observar que la disminución de dosis es marcada en el límite entre el tejido diana y el tejido no diana cuando se mueve un haz de radiación en forma de D, mientras que la disminución de dosis es suave en el límite entre el tejido diana y el tejido no diana cuando se mueve un haz de radiación circular. Debido a esto el uso de colimadores circulares en tratamientos de radiación de ablación convencional no puede crear un borde marcado a lo largo de una línea recta. Por el contrario, el uso de un colimador en forma de D, de acuerdo con la presente divulgación, puede crear un borde marcado a lo largo de una línea recta. Por otra parte, la disminución de dosis en el lado opuesto al borde recto es casi tan suave como la combinación de los haces circulares. Esto es ventajoso dado que permite una coexistencia más fácil del haz con los demás haces y una formación más fácil de las esquinas simplemente por rotación de la "D" para que se vuelva hacia cualquier dirección del espacio. La rotación de la "D" para que se vuelva hacia cualquier dirección del espacio permite que se pueda modelar un tejido diana con un volumen complejo e irradiar con una dosis uniforme. De ese modo, mientras un haz circular proporciona un "cuchillo sin afilar" en radiocirugía, un haz en forma de D proporciona un "cuchillo afilado".

La ventaja de superponer haces que tienen una sección transversal en forma de D se ilustra además en las Figuras 3a-3d. La Figura 3a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase convexa entre un tejido diana y un tejido no diana. El círculo grande representa tal interfase y la superficie de un tejido no diana. El movimiento horario del haz en la dirección de las flechas superiores está representado por una serie de tres círculos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. La línea punteada convexa que comprende las flechas indica el camino de los ejes centrales de los haces de radiación circular. La flecha vertical ($\uparrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_1 " representa el radio del tejido no diana y la flecha marcada con " R_2 " representa el radio de la sección transversal del haz de radiación circular. La Figura 3b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase convexa entre un tejido diana y un tejido no diana. El círculo grande representa tal interfase y la superficie de un tejido no diana. El movimiento horario en la dirección de las flechas inferiores está representado por una serie de tres formas en "D", cada una de las cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La línea punteada convexa que comprende las flechas indica los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D, y "a" representa la distancia entre el eje central y el borde recto del haz de radiación en forma de D, que también es el ancho del rectángulo. La flecha vertical ($\uparrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_1 " representa el radio del tejido no diana y la flecha marcada con " R_2 " representa la distancia entre el eje central y el borde curvado externo del haz de radiación en forma de D, que es también el radio del semicírculo. La Figura 3c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 3a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación circulares están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . La Figura 3d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa ("I") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 3b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . Si se trazaran curvas concéntricas a la superficie del tejido no diana (es decir, el círculo con radio R_1) a través de la sección transversal del haz de radiación circular en la Figura 3a, las curvas quedarían intersecadas por la circunferencia del haz (el círculo con radio R_2). La longitud entre los dos puntos de intersección se define como la longitud de la cuerda ("c"). La intensidad se puede expresar como $I \approx I_0 * c / (2R_2) \{ (R_1 + R_2) / r \}$, en la que $(R_1 + R_2) / r$ es un factor de desviación geométrica (debido al movimiento del haz de radiación circular a lo largo de una interfase convexa en lugar de una interferencia plana). El factor de desviación geométrica hace que el perfil de intensidad sea asimétrico. Sin embargo, al comparar la Figura 3d con la Figura 3c, se puede observar que la disminución de dosis es marcada en el límite entre el tejido diana y el tejido no diana cuando se mueve un haz de radiación en forma de D, mientras que la disminución de dosis es suave en el límite entre el tejido diana y el tejido no diana cuando se mueve un haz de radiación circular. Debido a esto el uso de colimadores circulares en tratamientos de radiación de ablación convencional no puede crear un borde marcado a lo largo de una línea recta. Por el contrario, el uso de un colimador en forma de D, de acuerdo con la presente divulgación, puede crear un borde marcado a lo largo de una línea recta.

La ventaja de superponer haces que tienen una sección transversal en forma de D se ilustra además en las Figuras 4a-4d. La Figura 4a es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación circular a lo largo de una interfase cóncava entre un tejido diana y un tejido no diana, en el que el movimiento está representado por una serie de tres círculos superpuestos, cada uno de los cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación circular. El arco con radio R_1 representa parte de la superficie del tejido diana. La línea cóncava discontinua indica la parte en movimiento de los ejes centrales de los haces de radiación circulares. La flecha ($\downarrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido no diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_2 " representa el radio de la sección transversal del haz de radiación circular. La Figura 4b es un dibujo esquemático del movimiento de un haz de radiación en forma de D a lo largo de una interfase cóncava entre un tejido diana y un tejido no diana, en el que el movimiento horario está representado por una serie de tres formas en "D", cada una de las cuales representa la circunferencia de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. El arco con radio R_1 representa parte de la superficie del tejido diana. La línea cóncava discontinua que comprende las flechas indica la parte en movimiento de los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D, y "a" es el ancho de la parte rectangular de la sección transversal del haz de radiación en forma de D. La flecha ($\downarrow$) marcada con una "r" representa la distancia desde el centro del tejido diana en la dirección radial, mientras que la flecha marcada con " R_2 " representa la distancia entre el eje central y el centro del borde curvado exterior del haz de radiación en forma de D, que es también el radio del semicírculo. La Figura 4c es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa (" I ") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 4a, en el que los ejes centrales de los haces de radiación cilíndricos están representados por una línea vertical punteada, y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . La Figura 4d es un gráfico de la intensidad de radiación acumulativa (" I ") a lo largo de la dirección radial "r" de la Figura 4b, en el que los ejes centrales de los haces de radiación en forma de D están representados por una línea vertical punteada y la intensidad de radiación acumulativa máxima está indicada por I_0 . Si se trazaran curvas concéntricas a la superficie de la diana (es decir, el arco grande con radio R_1) a través de la sección transversal del haz de radiación circular, las curvas quedarían intersecadas por la circunferencia del haz (el círculo con radio R_2). La longitud entre los dos puntos de intersección se define como la longitud de la cuerda ("c"). La intensidad se puede expresar como $I = I_0 \cdot c / (2R_2) \{r / (R_1 - R_2)\}$, en la que $(r / (R_1 - R_2))$ es un factor de desviación geométrica (debido al movimiento del haz circular a lo largo de una interfase cóncava en lugar de una interfase plana). El factor de desviación geométrica hace que el perfil de intensidad sea asimétrico. Sin embargo, aquí, de nuevo, al comparar la Figura 4d con la Figura 4c, se puede observar que la disminución de dosis es marcada en el límite diana cuando se mueve un haz de radiación en forma de D, mientras que la disminución de dosis es suave en el límite diana cuando se mueve un haz de radiación circular.

A menudo se usan arcos o numerosos haces para crear un volumen de dosis elevada. Para un arco completo de 360 grados, el volumen de dosis elevada creado con haces circulares es una esfera. El movimiento de tal esfera para formar una superficie plana (es decir, una interfase) que separa el tejido diana de un tejido no diana es incluso más difícil. La intensidad de radiación a lo largo de la línea perpendicular a la interfase es proporcional al área de la intersección de un plano paralelo a la interfase y la esfera, es decir, $I = I_0 \cdot c^2 / (2R)^2$, donde R es el radio de los haces, lo que causa una disminución incluso más suave que el movimiento de un haz circular a lo largo de una línea. Con haces en forma de D, un arco completo produce un volumen de dosis elevada en forma de cúpula con un fondo plano y una parte superior hemisférica. El fondo plano puede formar una superficie plana (es decir, una interfase) que separa un tejido diana de un tejido no diana, mientras que la parte superior hemisférica puede formar una superficie redondeada.

Más generalmente, se usan múltiples haces coplanares de diferentes orientaciones para crear un gradiente de dosis elevada en el límite del tejido diana y el tejido no diana. Esto se ilustra en la Figura 5a, que es un dibujo esquemático que ilustra el perfil de proyección de múltiples haces en forma de D que se intersecan en diferentes ángulos de haz (α) y un ángulo del colimador fijo ($\beta = 0$), en el que la flecha vertical ($\uparrow$) representa el eje central de un haz de 0° y la otra flecha representa el eje de rotación, y en el que los haces se pueden crear con múltiples fuentes de radiación o un haz de arco individual. Los bordes planos de todos los haces en forma de D son coplanares, de modo que los ejes de todos los haces se intersecan en el mismo punto. Los bordes planos de los haces en forma de D forman un plano, un lado del cual está siempre apantallado y el otro lado del cual tiene una intensidad de radiación elevada debido al solapamiento de múltiples haces. El lado curvado de las formas en D forma un borde redondeado del volumen de dosis elevada. Dependiendo de la superficie de la interfase que los haces intentan formar, los haces en forma de D tienen la flexibilidad de usar diferentes formas de bordes para coincidir con el de la interfase. Por el contrario, la Figura 5b es un dibujo esquemático que ilustra el perfil de proyección de múltiples haces cilíndricos que se intersecan en diferentes ángulos de haz (α) y un ángulo del colimador fijo ($\beta = 0$), en el que la flecha vertical ($\uparrow$) representa el eje central de un haz de 0° y la otra flecha representa el eje de rotación, y en el que los haces se pueden crear con múltiples fuentes de radiación o un haz de arco individual. No existe ningún borde plano como con los haces en forma de D.

Los tratamientos de radiación convencionales se han implementado haciendo rotar únicamente el haz de radiación alrededor de un punto fijo en el paciente. Esto se ilustra en la Figura 6a, que es un dibujo esquemático que ilustra la rotación convencional de un haz (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) alrededor de un punto fijo o isocentro ("x"), que es adyacente a un tejido no diana (delineado por el círculo). Como se muestra en la Figura 6a, la protección óptima de un tejido no diana no es posible con esta disposición cuando se usan colimadores fijos (como se hace a menudo) en radiocirugía. De acuerdo con el método de la presente divulgación, el movimiento del sistema de posicionamiento

del paciente está coordinado con la rotación de un haz de radiación. Cuando el haz de radiación es en forma de D, el borde recto del haz en forma de D se mantiene tangencial al límite del volumen de dosis elevada, manteniendo de ese modo una disminución de dosis marcada. Esto se ilustra en la Figura 6b, que es un dibujo esquemático que ilustra la coordinación de la rotación de un haz con una sección transversal en forma de D (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) alrededor de un punto fijo o isocentro ("x"), que es adyacente a un tejido no diana (delineado por el círculo), con el movimiento de un paciente (representado por las Posiciones de Tejido No Diana 1, 2 y 3). Esto da como resultado una disminución de dosis marcada en la interfase entre el tejido diana y el tejido no diana, protegiendo de ese modo el tejido no diana sin subdosificar el tejido diana. Como se muestra en la Figura 6b, cuando el haz está en posición la 1, el tejido no diana está en posición la 1. Cuando el haz está en posición la 2, el paciente se mueve de modo que el tejido no diana se mueve desde la posición 1 a la posición 2. Asimismo, cuando se irradia el tejido diana con el haz en la posición 3, el tejido no diana se mueve a la posición 3. Esta disposición permite la protección del tejido no diana dentro del y/o adyacente al (por ejemplo, circundante), tejido diana. Como se muestra en la Figura 7, que es un dibujo esquemático que ilustra la coordinación de la rotación de un haz (Posiciones de Haz 1, 2 y 3) con el movimiento de un paciente, de modo que cada posición del haz está asociada a una posición diferente del paciente, se puede formar una superficie de dosis elevada que cubre el tejido diana (representado por el óvalo grande).

En vista del método anterior, también se proporciona un colimador con una abertura y una divergencia fijas, que (a) forma un haz de radiación que tiene una sección transversal en forma de D, (b) mantiene el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y (c) puede hacer rotar completamente el haz de radiación en cualquier dirección alrededor del eje del haz, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación puede orientarse hacia cualquier dirección. Tal colimador se hace por unión de la mitad de un colimador circular con un túnel en forma cónica con la mitad de un colimador rectangular con un túnel en forma de pirámide. Las dos mitades tienen la misma divergencia. La Figura 12 muestra la mitad de un colimador circular (sección transversal) con un túnel en forma de cono y la mitad de un colimador rectangular (sección transversal) con un túnel en forma de pirámide que tiene la misma divergencia que la mitad del colimador circular (sección transversal) con un túnel en forma de cono. Las dos mitades se pueden unir para crear un colimador en forma de D. Tales colimadores se fabricarían a partir de un material de alta densidad, preferentemente aleación de tungsteno. Se pueden usar diferentes métodos para unir las dos mitades, tales como, por ejemplo, soldadura, ajuste mediante tornillos, fijación y similares. Una vez se han unido conjuntamente, la sección transversal de tal colimador mostraría a cualquier nivel de altura una abertura en forma de D, formada por un semicírculo y un rectángulo estrecho. El movimiento del colimador se puede coordinar con el movimiento del sistema de soporte del paciente y la rotación del haz de radiación. Como se ilustra en las Figuras 3a-3d y 4a-4d, tal colimador puede crear un gradiente de dosis marcado a lo largo de una línea así como un orificio "frío" rodeado por regiones "calientes". Esta capacidad es análoga a un cuchillo afilado, que puede modelar un volumen de dosis elevada intrincado de forma compleja. El colimador puede rotar 360°, de modo que el borde aplanado de la "D" se pueda orientar en todas direcciones. Mediante el movimiento tangencial del borde recto a lo largo de la dirección de una interfase lineal, por ejemplo, tal como una interfase entre un tejido diana y un tejido no diana, la dosis máxima no sale del borde, manteniendo de ese modo una disminución de dosis marcada cuando se superponen o se hacen colindar múltiples haces, como es el caso a menudo en los tratamientos de radiación modernos. La razón de esto es que el borde recto se mantiene tan cerca como es posible del eje del haz de radiación, que es donde el haz de radiación es recto, minimizando de ese modo la divergencia del haz. Por el contrario, el movimiento de un círculo a lo largo de una interfase lineal da como resultado que la dosis máxima se suministre en el centro del círculo, que está a una distancia fuera del borde igual a la longitud del radio del círculo. Cuando se intenta proteger un tejido no diana dentro de un tejido diana, tal como la uretra dentro de una próstata cancerosa, el borde recto de la "D" se mantiene tangencial a la superficie externa del tejido no diana, es decir, la uretra en este ejemplo, de modo que el tejido no diana está siempre apantallado y el haz se mantiene en el interior del tejido diana, es decir, en la próstata cancerosa en este ejemplo.

Por lo tanto, también se proporciona un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente. El sistema comprende (i) un sistema de soporte del paciente, que comprende (a) una mesa o una camilla, cualquiera de las cuales está opcionalmente acolchada, (b) uno, dos o tres motores, cada uno de los cuales acciona el movimiento de la mesa o la camilla en la dirección de un eje distinto, (c) opcionalmente, una base, en cuyo caso los uno o más motores pueden estar alojados en la base y (d) un sistema de control computarizado, que puede controlar el movimiento del sistema de soporte del paciente; (ii) al menos una fuente giratoria de un haz de radiación, en el que cada fuente de un haz de radiación giratorio se puede hacer rotar alrededor de un tejido diana en un paciente situado sobre el sistema de soporte del paciente; (iii) al menos un colimador, en el que cada colimador se alinea operativamente con una fuente giratoria de un haz de radiación; y (iv) una unidad de control central, que puede ejecutar un plan de tratamiento del paciente incluyendo la rotación de al menos una fuente giratoria de un haz de radiación con respecto a un tejido diana en un paciente situado sobre un sistema de soporte del paciente, la rotación de al menos una fuente giratoria de un haz de radiación y el movimiento de un sistema de soporte del paciente. Preferentemente, el al menos un colimador (a) forma el haz de radiación para que tenga una sección transversal en forma de D, (b) mantiene el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y (c) puede hacer rotar completamente la sección transversal en forma de D del haz de radiación en cualquier dirección, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación se puede orientar hacia cualquier dirección.

También se proporciona un método de optimización por ordenador para planificar el modelado de radiación dinámico de acuerdo con la presente divulgación. Como en las artes de línea, donde las líneas tangentes a una superficie bidimensional o tridimensional se pueden determinar de forma analítica o numérica, las líneas de los haces se pueden determinar una vez se conoce el volumen (y su superficie) del tejido diana y el tejido o tejidos no diana adyacentes o internos. Cuando un haz de radiación puede atravesar cada punto en la diana desde cualquier dirección, el número de parámetros a optimizar es enorme. De ese modo, los puntos sobre la superficie del tejido diana y, si estuviera presente, su tejido no diana encerrado y otros puntos en el interior del tejido diana se tratan por separado. La superficie del tejido diana y de cualquier tejido no diana en y/o adyacente al tejido diana se modelan como una conexión de puntos de red en el ordenador. Para cada punto sobre la superficie del tejido diana, existen dos haces únicos desde dos direcciones opuestas que pueden ser tangenciales a la superficie y con el borde recto de la "D" orientado hacia la superficie. Cuando el eje central del haz se mantiene estacionario de modo que el haz es tangencial a la superficie del tejido diana, es fácil calcular las coordenadas correspondientes únicas del sistema de soporte del paciente para cada uno de los haces. Debido a que los parámetros del haz, incluyendo orientación, ángulo del colimador y coordenadas del sistema de soporte del paciente, son relativamente fijos para los puntos de la superficie, el sistema de planificación puede determinar los parámetros de control para estos puntos de forma determinista. En el tejido diana y en las regiones fuera de las superficies, no existe ninguna restricción en cuanto a la dirección del haz, ángulo del colimador o donde debería intersectar el borde recto de la "D". El sistema de planificación tiene más libertad para determinar estos parámetros según sea necesario para crear la distribución de dosis deseada.

Debido a que el haz de radiación es recto en el eje del haz y diverge hacia el exterior del eje del haz, con el fin de mantener el borde del haz marcado, el borde recto del colimador en forma de "D" debería permanecer sobre o adyacente al eje central del haz. Un método para describir tal conjunto de líneas que definen una curva o superficie curvada es usar las curvas de Bezier que se definen mediante un conjunto de ecuaciones paramétricas. La curva de Bezier básica se define mediante cuatro puntos de control. Sin embargo, este método se puede extender fácilmente a curvas de mayor grado. La ecuación paramétrica que describe una curva de Bezier es:

$$b^n(t) = \sum_{i=0}^n b_i \binom{n}{i} t^i (1-t)^{n-i}$$

donde b^0 es el primer punto y n es el número de puntos.

Una función de Bezier de segundo grado describe una curva, como se ilustra en la Figura 8. La Figura 8 es un dibujo esquemático que ilustra los puntos paramétricos $b^n(t)$ que definen una corteza en una superficie convexa, en los que "b" representa el punto, "n" representa el número de índice de los puntos y "t" representa el tiempo. El intervalo de tiempo entre dos puntos sucesivos es el tiempo de irradiación, que se optimiza para crear la distribución de dosis deseada. En cada caso, las líneas paramétricas definen una corteza convexa que rodea la curva, pero por definición no cruza al interior de la función. Se puede usar una función de tercer grado que describe una superficie y una función de cuarto grado para modelar un movimiento suave.

Las funciones de Bezier se usan a menudo para describir superficies generadas por ordenador. Estas funciones se pueden usar para definir puntos equidistantes en la superficie. Una estrategia sencilla para definir una ruta modelada es determinar la tangente a estos puntos con un margen normal a la tangente.

La Figura 9 es un gráfico de flujo que expone las etapas principales de un plan de tratamiento para un modelado dinámico de acuerdo con la presente divulgación. La primera tarea de la planificación del modelado de radiación dinámico es encontrar todos los haces. La descripción de la superficie de Bezier correspondiente se calcula para la superficie del tejido diana y el tejido no diana en y/o adyacente al tejido diana. A continuación se usa un conjunto de puntos equidistantes inducidos por estas superficies de Bezier para determinar los haces en forma de "D", que son tangenciales a la superficie. Cada uno de estos haces forma un punto de control, que define el ángulo del haz de radiación, la orientación del colimador "D" y las coordenadas del sistema de soporte del paciente.

Los puntos en el interior de la diana son "comodines". Un haz necesita pasar por estos puntos, pero puede provenir de cualquier dirección. Para una dirección de haz dada, las coordenadas del sistema de soporte del paciente también tienen cierta libertad. La Figura 10 es un dibujo esquemático que ilustra el concepto de usar puntos fijos (•) y "comodines" (x) para determinar el suministro de tratamiento. En este ejemplo, los puntos fijos se sitúan en la superficie del tejido diana (representado por el óvalo grande) y en la superficie de un tejido no diana (representado por el círculo pequeño) dentro del tejido diana.

La segunda tarea de la planificación del modelado de radiación dinámico es encontrar la ruta de movimiento mediante la conexión de los puntos de control. Se aplican las restricciones de movimiento para el ángulo del haz y el movimiento del sistema de soporte del paciente para conectar todos los puntos de control. Se usan algoritmos de optimización, tales como el algoritmo para resolver el "problema del agente viajero" en el espacio euclídeo tridimensional, para minimizar el movimiento y asegurarse que todos los puntos de control se visitan con una repetición mínima de la ruta recorrida. Los puntos "comodines" de la diana se puede usar para conectar los puntos de la superficie cuando sea necesario. Las ponderaciones de cada haz se optimizan de modo que la dosis de

radiación sea uniforme dentro de los límites de la superficie. Este problema de optimización se puede modelar como una programación no lineal restringida y se puede solucionar usando técnicas tales como la cristalización simulada.

Después del modelar las superficies del tejido diana y el tejido o tejidos no diana, se completa la tarea más difícil. El sistema de optimización comprueba a continuación la distribución de dosis de radiación resultante frente a la distribución de dosis deseada. Se pueden añadir más puntos de control para compensar la diferencia entre la distribución de dosis deseada y la distribución de dosis suministrada. La ruta de movimiento calculado en la etapa previa se ajusta a continuación en consecuencia.

Hasta el momento, se ha considerado que el haz con una sección transversal en forma de "D" se emite desde una fuente de radiación. También puede ser desde dos o más fuentes. El uso de dos o más fuentes permite que la tasa de dosis se comparta por todas las fuentes. Cuando se usan electrones acelerados para generar los haces de radiación, esto permite que la corriente del tubo de cada fuente sea más pequeña. Cuando tales fuentes son materiales radiactivos, el uso de dos o más fuentes también permite que cada fuente sea más pequeña, dando como resultado una penumbra más estrecha y una disminución de dosis más marcada en el borde del haz.

En vista de lo anterior, también se proporciona un método de planificación de la irradiación de un tejido diana en un paciente con un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente. El método comprende: (i) determinar el volumen y el contorno superficial del tejido diana que se va a irradiar y, si estuviera presente, el volumen y el contorno superficial de un tejido no diana situado completamente dentro del tejido diana y/o el contorno superficial y, opcionalmente, el volumen de un tejido no diana situado parcialmente dentro del tejido diana, (ii) ajustar la dosis de radiación que se va a suministrar al tejido diana y limitar la dosis de radiación al tejido no diana, (iii) asignar puntos de control a los contornos superficiales identificados en (i), (iv) determinar el ángulo del haz de radiación, la orientación del colimador y la posición del sistema de soporte del paciente en cada punto de control, (v) asignar puntos "comodín" dentro del volumen del tejido diana con la condición de que no se asigne ningún punto "comodín" dentro del volumen de cualquier tejido no diana que esté localizado completa o parcialmente dentro del tejido diana, (vi) determinar la ruta del movimiento cuando se conectan todos los puntos de control y, opcionalmente, uno o más puntos "comodín", y optimizar la ponderación de cada haz de radiación de modo que proporcione una dosis uniforme de radiación dentro del tejido diana y una disminución marcada fuera del límite entre el tejido diana y cualquier tejido no diana y (vii) comprobar la distribución de dosis de radiación resultante frente a una distribución de dosis de radiación deseada y ajustar la ruta de movimiento y las ponderaciones de los puntos de control en consecuencia y, si fuera necesario, añadir más puntos de control. "Ponderación" significa la cantidad de tiempo invertida en un punto de control. Cuando se va a invertir más tiempo en un punto de control, el punto de control tiene mayor ponderación. Cuando se va a invertir menos tiempo en un punto de control, el punto de control tiene menor ponderación. "Disminución marcada" significa tener un gradiente de dosis elevado en el que se produce un gran cambio de la dosis de radiación en una distancia corta. Por ejemplo, se considera que un cambio en la dosis de radiación de un 90%, por ejemplo, a un 50%, por ejemplo, en una distancia de unos pocos milímetros, tal como 5 mm o menos, es una disminución marcada. La dosis de radiación en el tejido no diana se puede limitar estableciendo la dosis máxima, la dosis media, y las dosis permitidas para ciertos porcentajes del volumen del tejido no diana, por ejemplo.

Ejemplo

El siguiente ejemplo sirve para ilustrar la presente divulgación. No se pretende que el ejemplo limite el alcance de la invención reivindicada de ninguna manera.

Este ejemplo describe una simulación del método de acuerdo con la presente divulgación. Para la simulación, una diana con forma de media rosquilla con una "estructura crítica" cilíndrica situada en el centro de orificio de la rosquilla se coloca en el interior de un cilindro mayor de densidad uniforme que se asemeja al torso del cuerpo humano. El objetivo es suministrar una dosis tan alta como sea posible a la diana completa, mientras se minimiza la dosis en la estructura crítica y otros tejidos normales. Las Figuras 11a y 11b muestran las distribuciones de isodosis que resultan de planes de tratamiento optimizados por ordenador que usan haces colimados con un colimador en forma de D (Figura 11a) y haces colimados con un colimador circular tradicional. Cuando se usan colimadores en forma de D (Figura 11a), se crea un gradiente de dosis mayor en el límite del tejido diana, según se indica mediante las líneas de isodosis espaciadas más cerca alrededor del límite de la diana. Más de un 95% de la diana está cubierta por la línea de isodosis del 70%. El "punto caliente" dentro del tejido normal anterior a la diana y la estructura crítica reciben un 50% de la dosis máxima. La estructura crítica recibe una dosis más elevada de un 40%. Cuando se usan haces circulares tradicionales (Figura 11b), un 95% de la diana está cubierta por la línea de isodosis del 55%. El "punto caliente" dentro del tejido normal anterior a la diana y la estructura crítica reciben un 90% de la dosis máxima. La estructura crítica recibe una dosis más elevada de un 45% de la dosis máxima.

En los tratamientos de radiación, la diana debe recibir la dosis prescrita. Si ambos planes se van a suministrar con la misma dosis de prescripción, la estructura crítica recibiría un 57% y un 82% de la dosis de prescripción como resultado del uso de haces en forma de D y haces circulares, respectivamente. El punto caliente en la región anterior en el interior del torso recibiría un 71% y un 164% de la dosis de prescripción como resultado del uso de haces en forma de D y haces circulares, respectivamente. Este ejemplo ilustra la ventaja significativa de usar colimadores en forma de D en la creación de gradientes de dosis marcados.

Todos los documentos de patente, publicaciones de solicitud de patente, artículos de revistas, libros de texto y otras publicaciones mencionadas en la memoria descriptiva son indicativos del nivel de habilidad de los expertos en la materia a la que la invención pertenece.

5 La invención descrita ilustrativamente en el presente documento se puede poner en práctica adecuadamente en ausencia de cualquier elemento o elementos o limitación o limitaciones, que no se divulgan específicamente en el presente documento. De ese modo, por ejemplo, cada aparición en el presente documento de cualquiera de las expresiones "que comprende", "que consiste básicamente en", y "que consiste en" se puede reemplazar por cualquiera de los otros dos términos. Asimismo, las formas en singular "un", "uno", "una", "el" y "la" incluyen las referencias en plural al menos que el contexto indique claramente otra cosa. De ese modo, por ejemplo, las referencias a "el método" incluyen uno o más métodos y/o etapas del tipo descrito en el presente documento y/o evidentes para los expertos habituales en la materia tras la lectura de la memoria descriptiva.

10 Los términos y expresiones, que se han empleado, se usan como términos de descripción y no de limitación. A este respecto, cuando ciertos términos se definen y se describen de otro modo o discuten en otro lugar en el presente documento, se pretende que la totalidad de tales definiciones, descripciones, y discusiones se atribuyan a tales términos. Tampoco existe ninguna intención en el uso de tales términos y expresiones de excluir cualquier equivalente de las características mostradas y descritas o de partes de estas.

15 Se reconoce que son posibles diversas modificaciones dentro del alcance de la invención reivindicada. De ese modo, se debería entender que, aunque la presente invención se ha divulgado específicamente en el contexto de realizaciones preferentes y características opcionales, los expertos en la materia pueden recurrir a modificaciones y variaciones de los conceptos que se divulgan en el presente documento. Se considera que tales modificaciones y variaciones están dentro del alcance de la invención que se define mediante las reivindicaciones anexas.

20

REIVINDICACIONES

1. Un colimador, que se adapta para: (i) formar un haz de radiación para que tenga una sección transversal en forma de D, (ii) mantener el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y (iii) rotar completamente el haz de radiación en cualquier dirección alrededor del eje del haz, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación se pueda orientar hacia cualquier dirección; caracterizado por que:

el colimador comprende la mitad de un colimador circular con una sección transversal circular y un túnel en forma de cono y la mitad de un colimador rectangular con una sección transversal rectangular y un túnel en forma de pirámide, donde los colimadores circular y rectangular tienen la misma divergencia.

2. Un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente que comprende:
- (i) un sistema de soporte del paciente, que se configura para mover un paciente situado sobre el sistema de soporte del paciente en hasta tres ejes de movimiento y sitúa un tejido diana del paciente dentro de la distancia de irradiación de al menos una fuente de un haz de radiación;
 - (ii) al menos una fuente giratoria de un haz de radiación, en el que cada fuente de un haz de radiación giratorio se puede rotar alrededor de un tejido diana en un paciente situado sobre el sistema de soporte del paciente;
 - (iii) al menos un colimador de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada colimador se alinea operativamente con una fuente giratoria de un haz de radiación; y
 - (iv) una unidad de control central, que se configura para coordinar el movimiento del sistema de soporte del paciente con respecto a un eje de rotación estacionario de al menos una fuente giratoria de un haz de radiación, la rotación de la al menos una fuente giratoria de un haz de radiación alrededor del eje de rotación, y la alineación de cada colimador con la rotación de una fuente giratoria de un haz de radiación de modo que el centro de rotación del haz de radiación se sitúe en una o más ubicaciones deseadas dentro del tejido diana durante la irradiación simultánea o secuencial del tejido diana.
3. Un método de planificación de irradiación de un tejido diana en un paciente con un sistema para irradiar un tejido diana en un paciente de acuerdo con la reivindicación 2, cuyo método comprende:
- (i) determinar el volumen y el contorno superficial del tejido diana que se va a irradiar y, si estuviera presente, el volumen y el contorno superficial de un tejido no diana situado completamente dentro del tejido diana y/o el contorno superficial y, opcionalmente, el volumen de un tejido no diana situado parcialmente dentro del tejido diana,
 - (ii) ajustar la dosis de radiación que se va a suministrar a la diana y limitar la dosis de radiación en el tejido no diana;
 - (iii) asignar puntos de control a los contornos superficiales identificados en (i),
 - (iv) determinar el ángulo del haz de radiación, la orientación del colimador y la posición del sistema de soporte del paciente en cada punto de control,
 - (iv) asignar puntos "comodín" dentro del volumen del tejido diana con la condición de que no se asigne ningún punto "comodín" dentro del volumen de cualquier tejido no diana que esté situado completa o parcialmente dentro del tejido diana,
 - (v) determinar la ruta de movimiento cuando se conectan todos los puntos de control y, opcionalmente, uno o más puntos "comodín", y optimizar la ponderación de cada punto de control de radiación de modo que proporcione una dosis de radiación uniforme dentro del tejido diana y una disminución marcada fuera del límite entre el tejido diana y cualquier tejido no diana y
 - (vi) comprobar la distribución de dosis de radiación resultante frente a una distribución de dosis de radiación deseada y ajustar la ruta de movimiento y las ponderaciones de los puntos de control en consecuencia y, si fuera necesario, añadir más puntos de control,
- coordinando de ese modo (a)-(c):
- (a) el movimiento del sistema de soporte del paciente con respecto a un eje de rotación estacionario de al menos una fuente giratoria de un haz de radiación,
 - (b) la rotación de la al menos una fuente giratoria de un haz de radiación alrededor del eje de rotación y
 - (c) la alineación de cada colimador con la rotación de una fuente giratoria de un haz de radiación de modo que

el centro de rotación del haz de radiación se sitúe en una o más ubicaciones deseadas dentro del tejido diana durante la irradiación simultánea o secuencial del tejido diana y

- (d) formar el haz de radiación para que tenga una sección transversal en forma de D,
- (e) mantener el eje central del haz de radiación sobre o adyacente al borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación y
- (f) rotar completamente la sección transversal en forma de D del haz de radiación en cualquier dirección, de modo que el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación se pueda orientar hacia cualquier dirección;

tras lo cual se planifica la irradiación de un tejido diana en un paciente.

- 10 4. El método de la reivindicación 3, en el que el sistema de acuerdo con la reivindicación 2 se configura para mantener el borde recto de la sección transversal en forma de D del haz de radiación tangencialmente al contorno superficial identificado en (i) a medida que los haces se hacen rotar alrededor del paciente mediante el movimiento coordinado del sistema de soporte del paciente durante la irradiación planificada.
- 15 5. Un método para fabricar el colimador de la reivindicación 1, cuyo método comprende unir la mitad del colimador circular con la mitad del colimador rectangular, tras lo cual se fabrica el colimador.

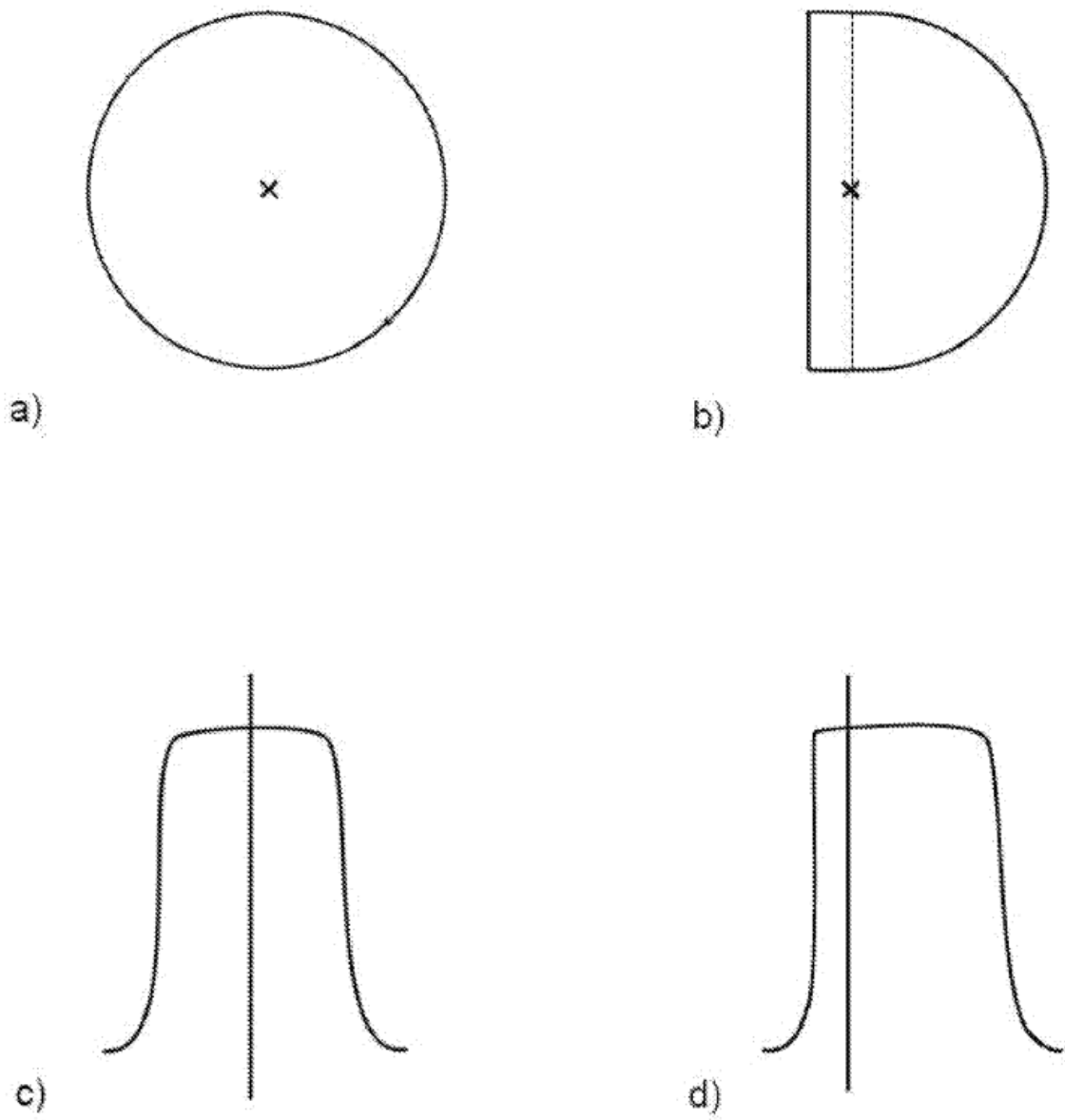


FIG. 1

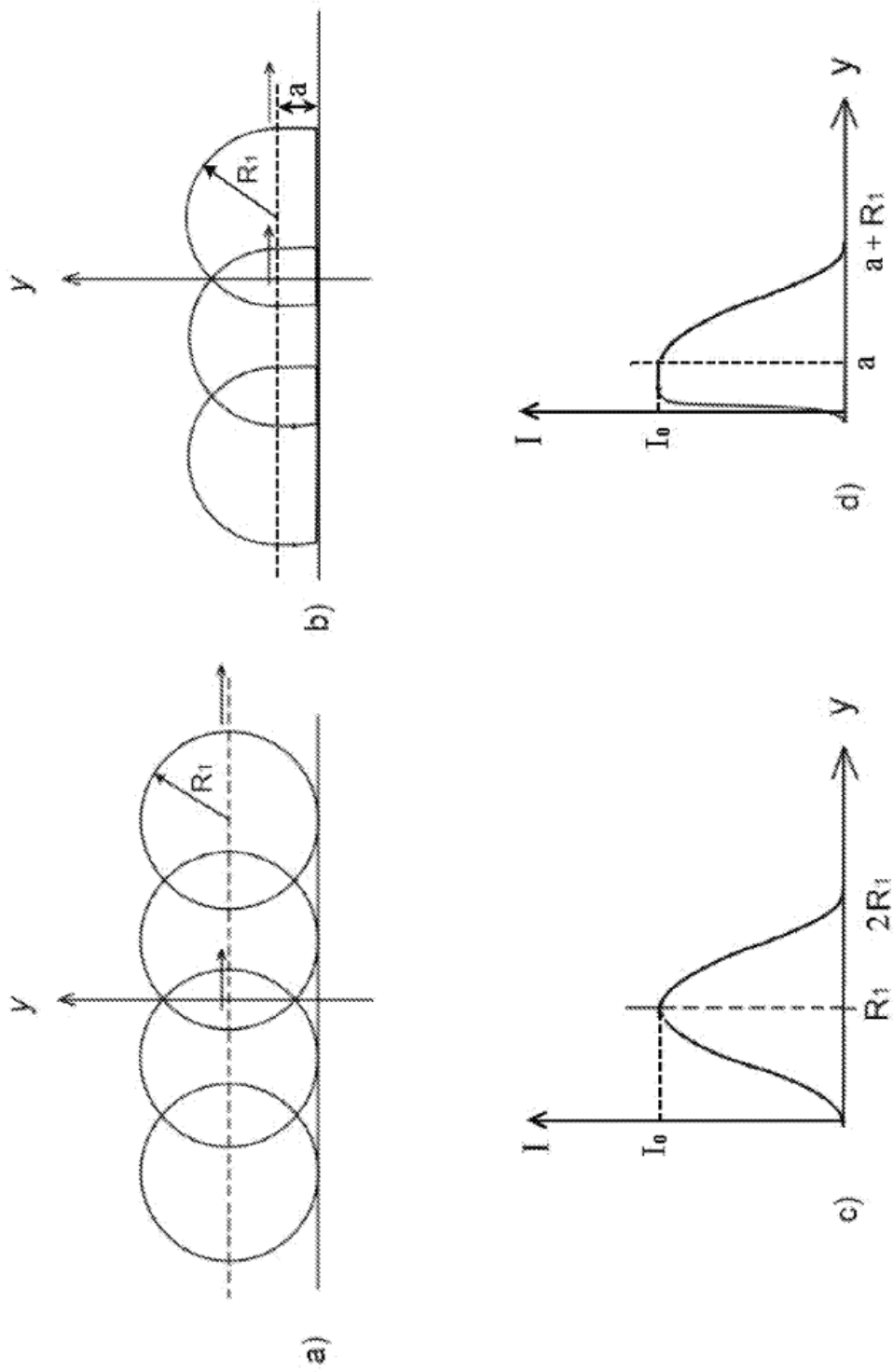


FIG. 2

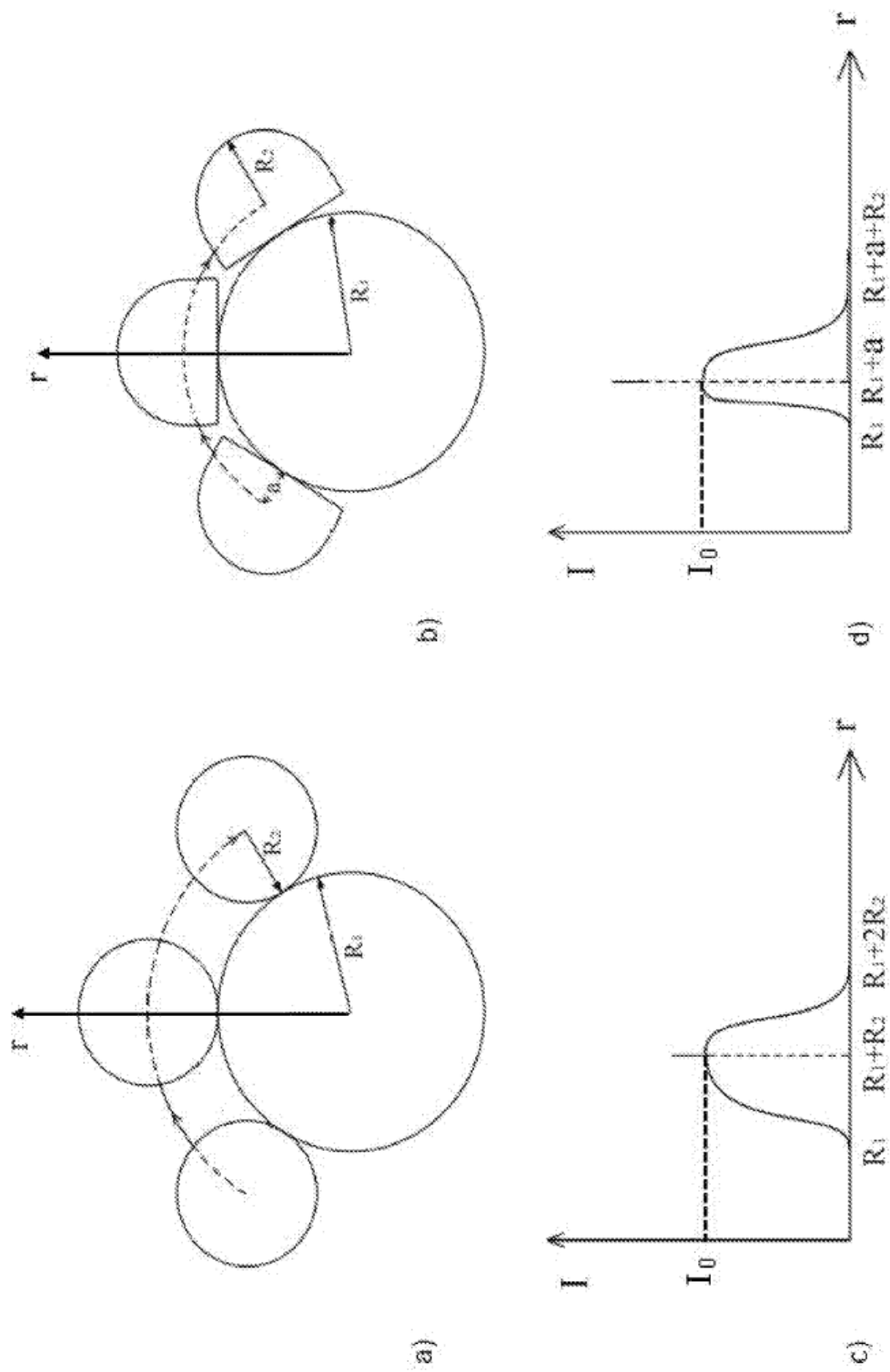


FIG. 3

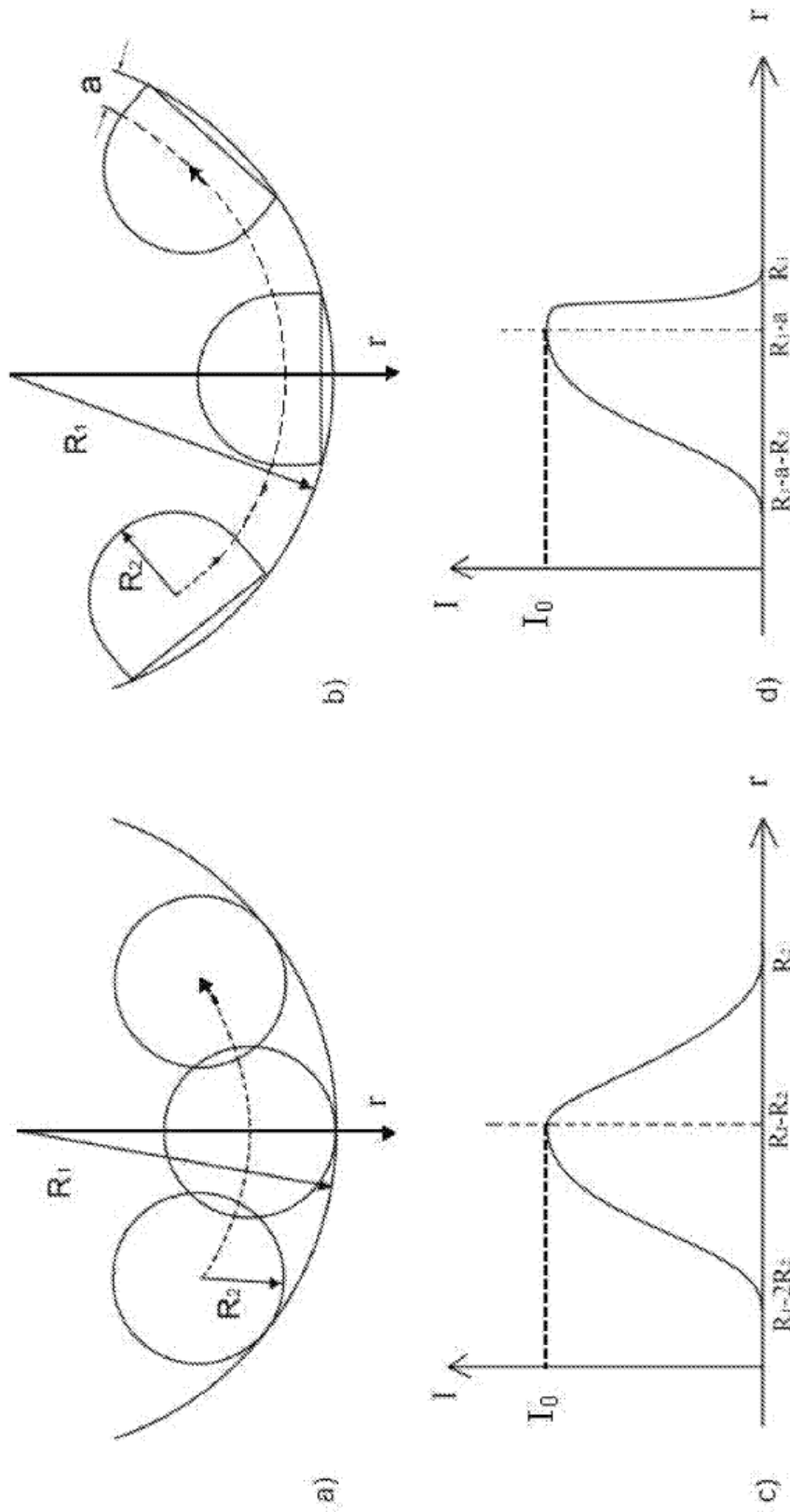


FIG. 4

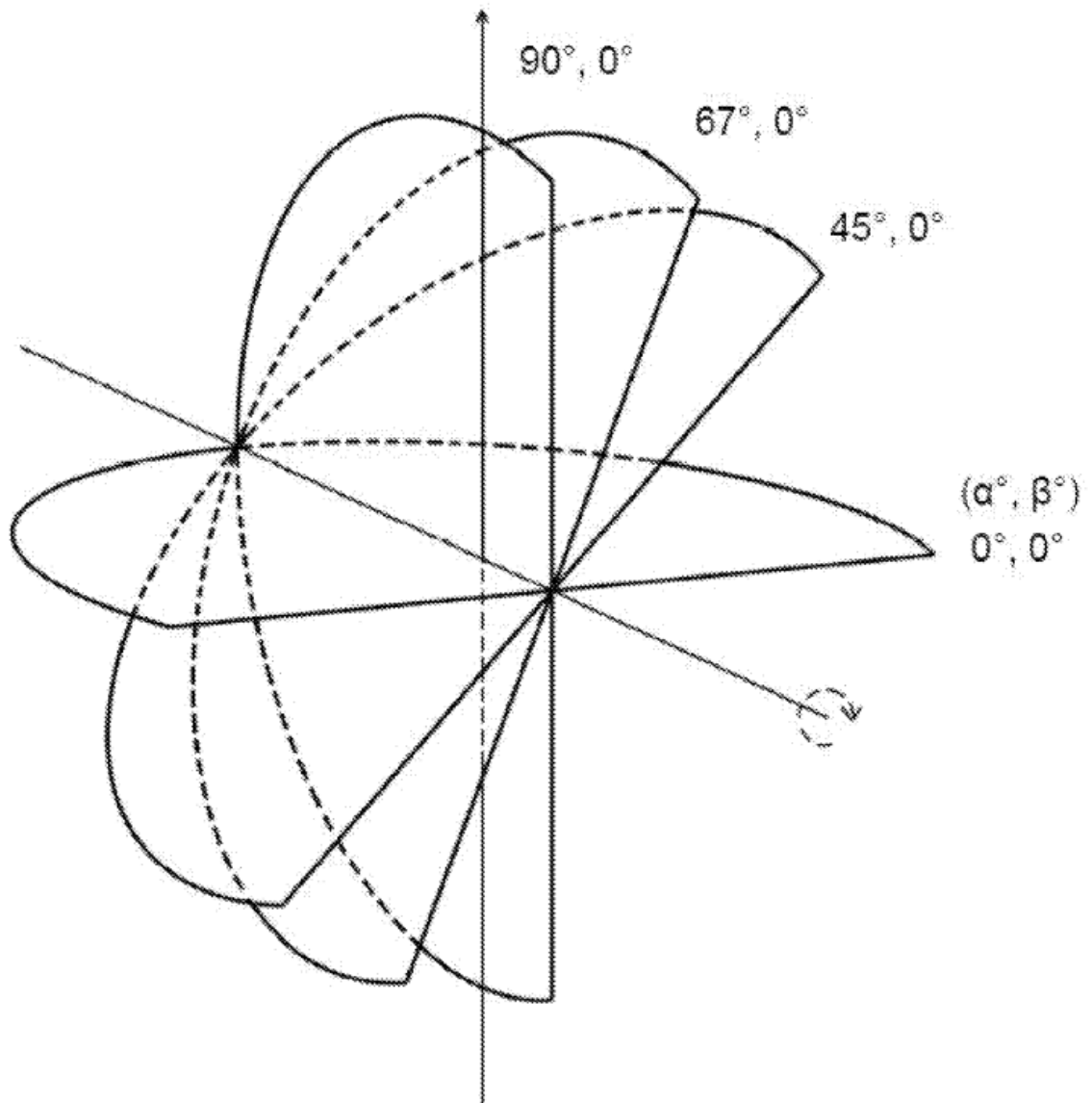


Fig. 5a

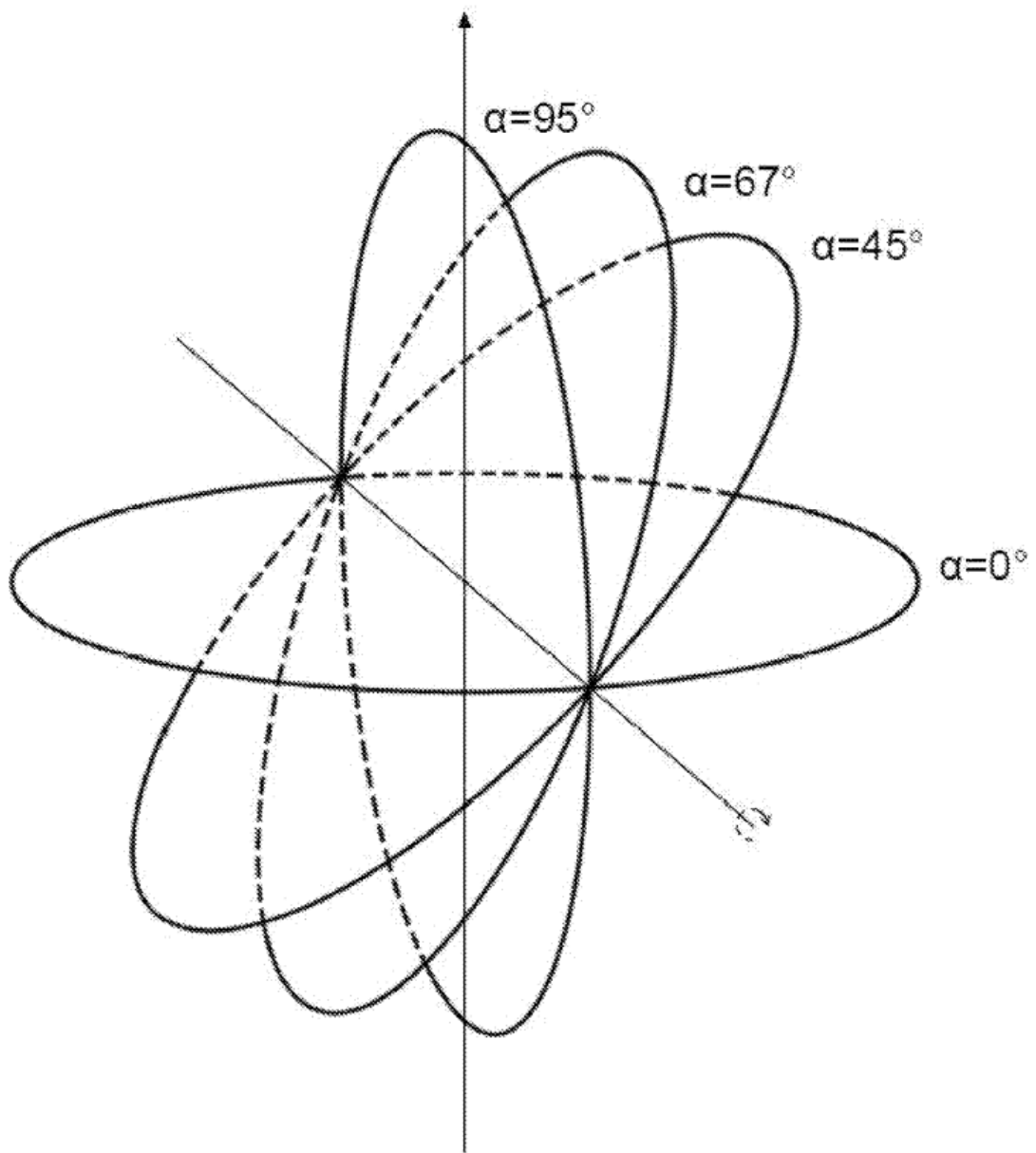


Fig. 5b

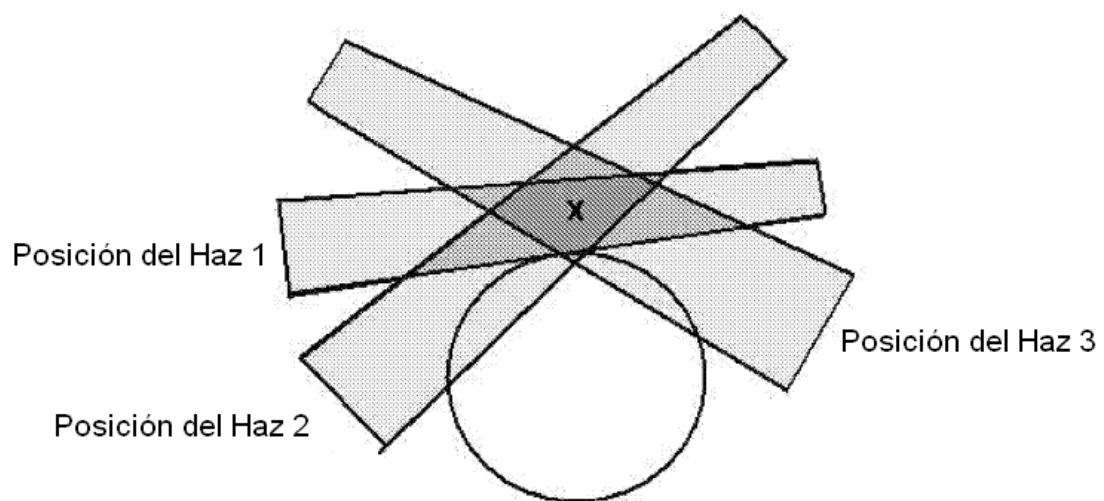


Fig. 6a

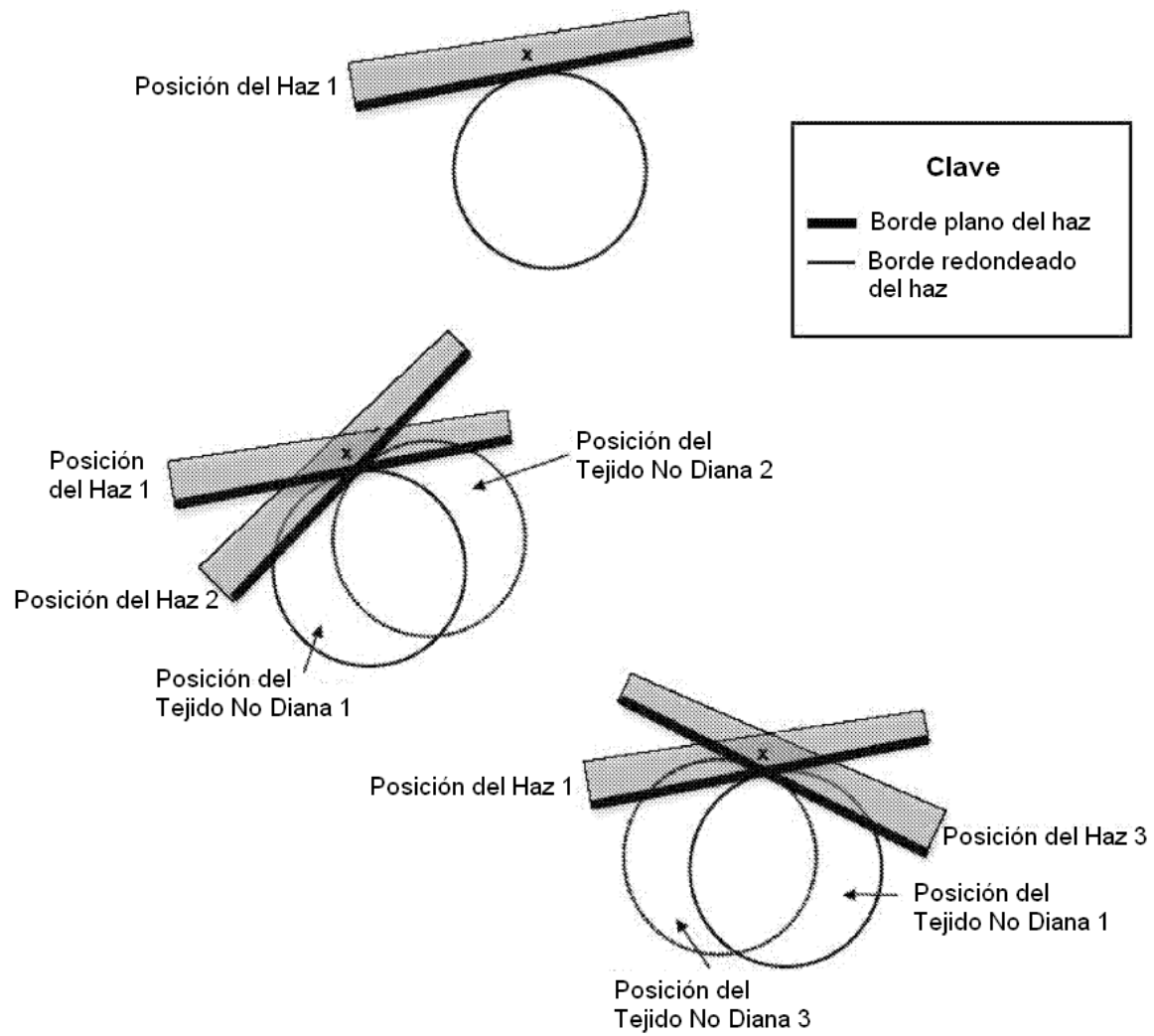


Fig. 6b

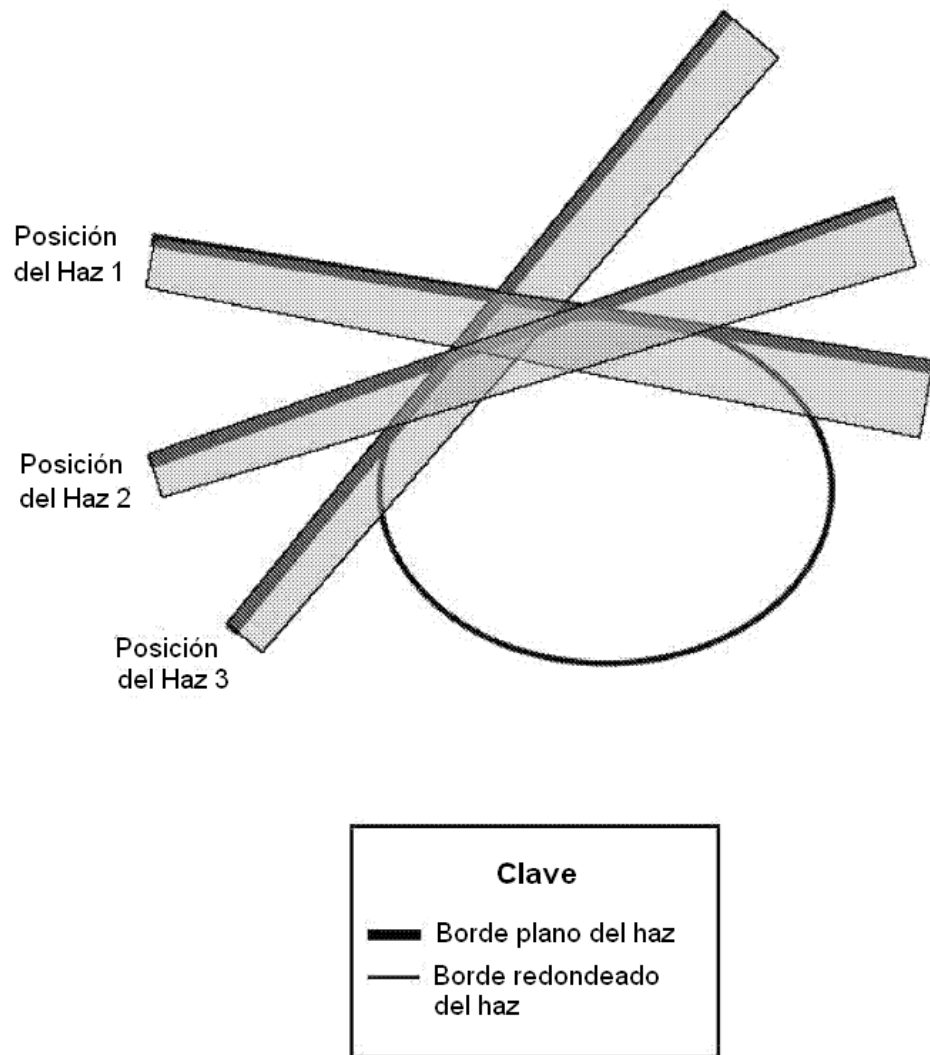


Fig. 7

Puntos paramétricos
representativos $b^n(t)$

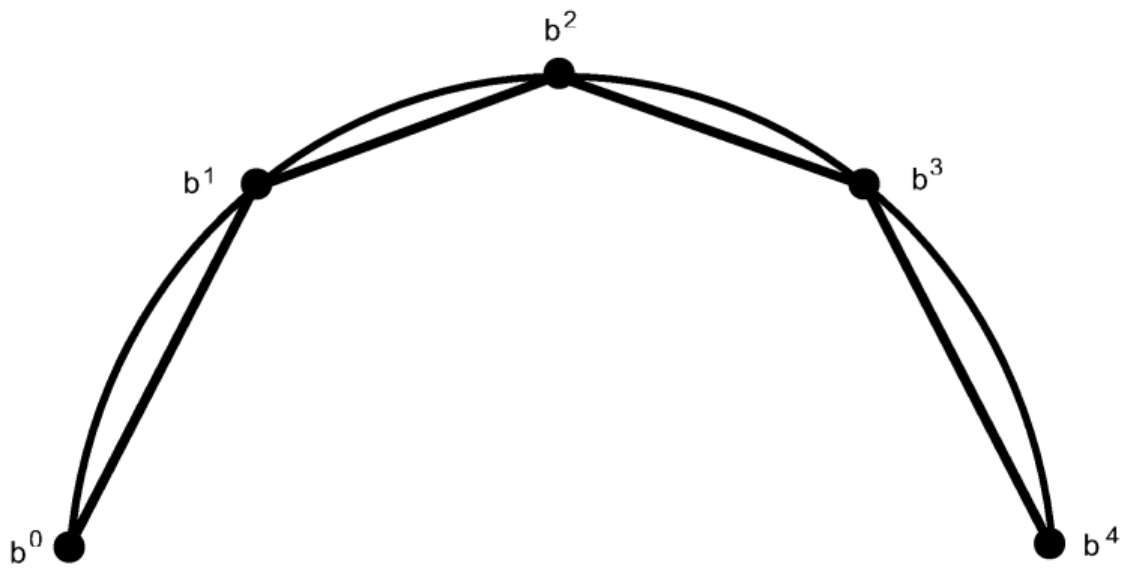


FIG. 8

Etapas de planificación de tratamiento de modelado dinámico

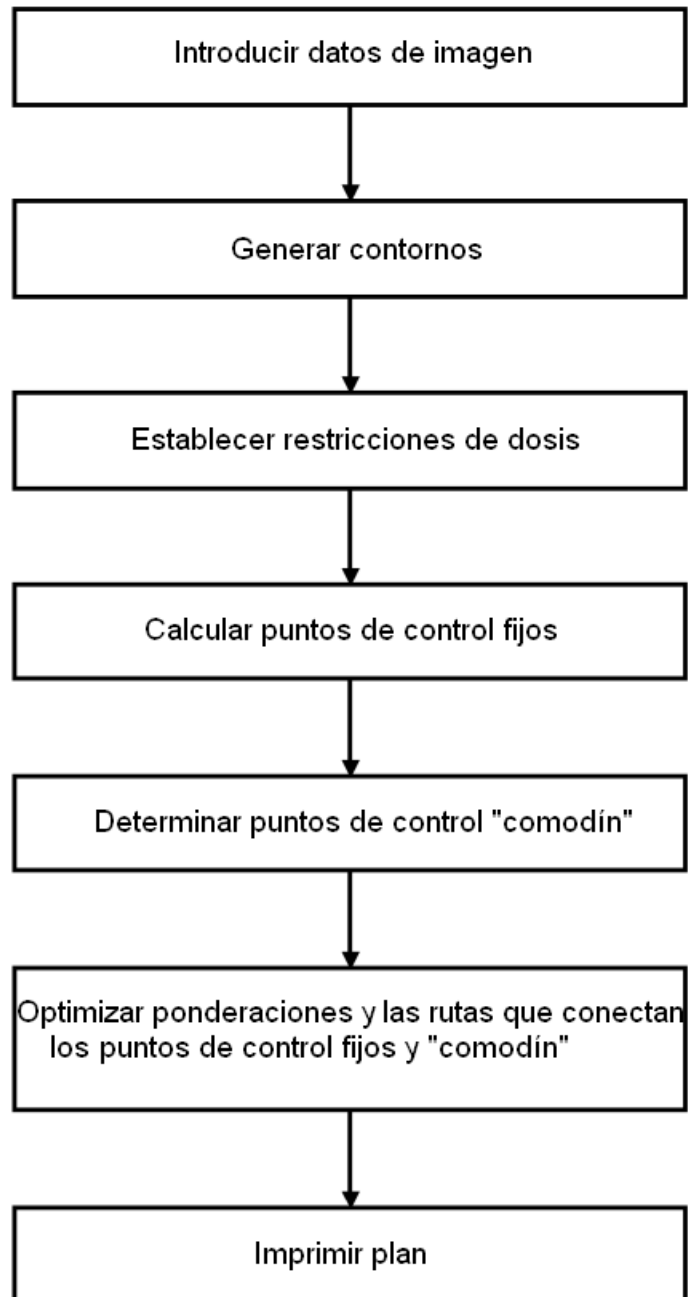


Fig. 9

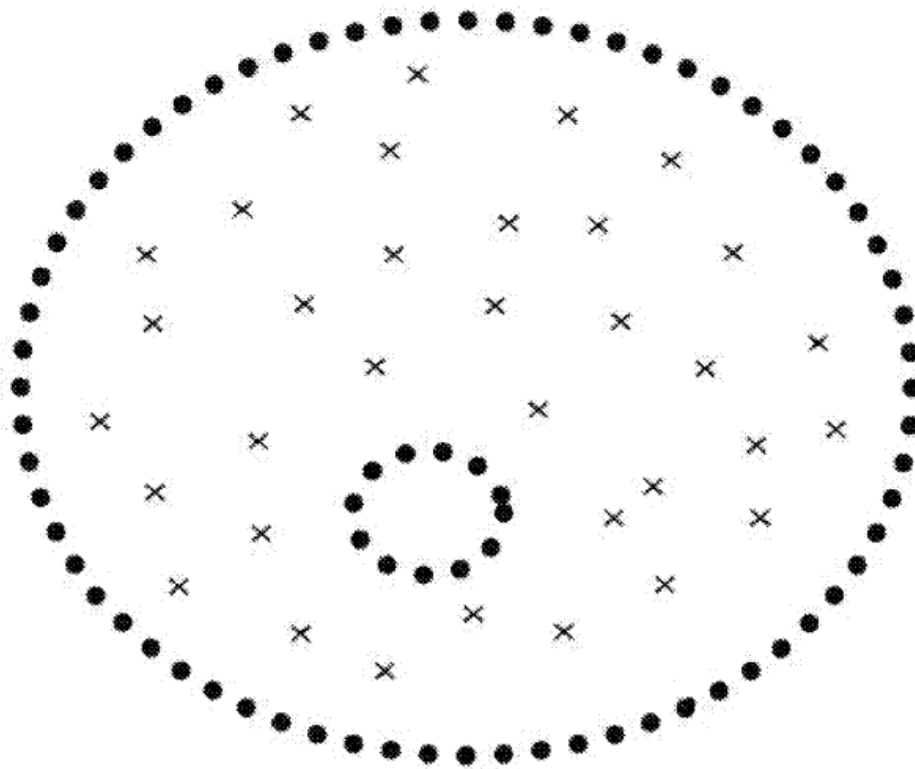


Fig. 10

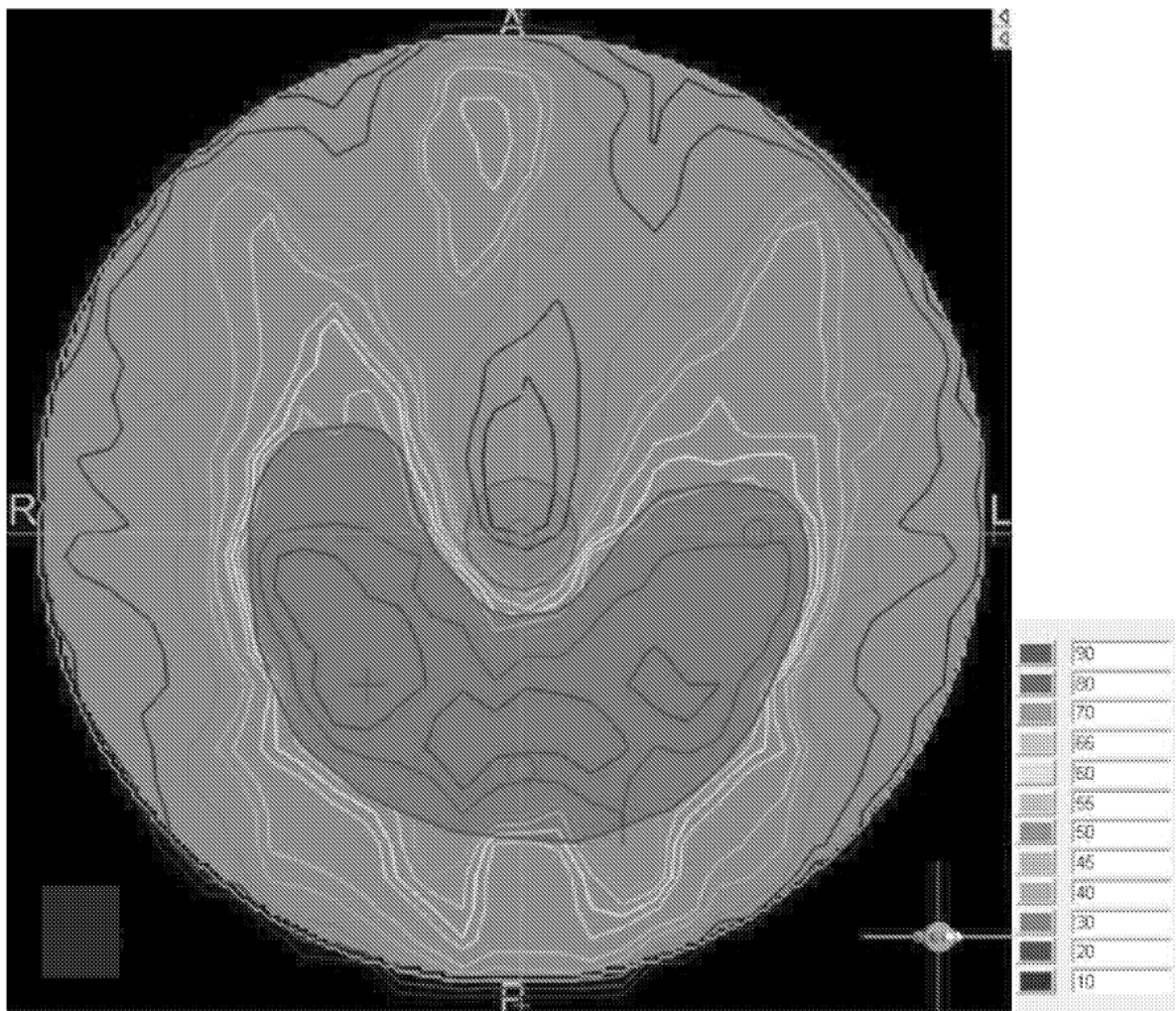


Fig. 11A

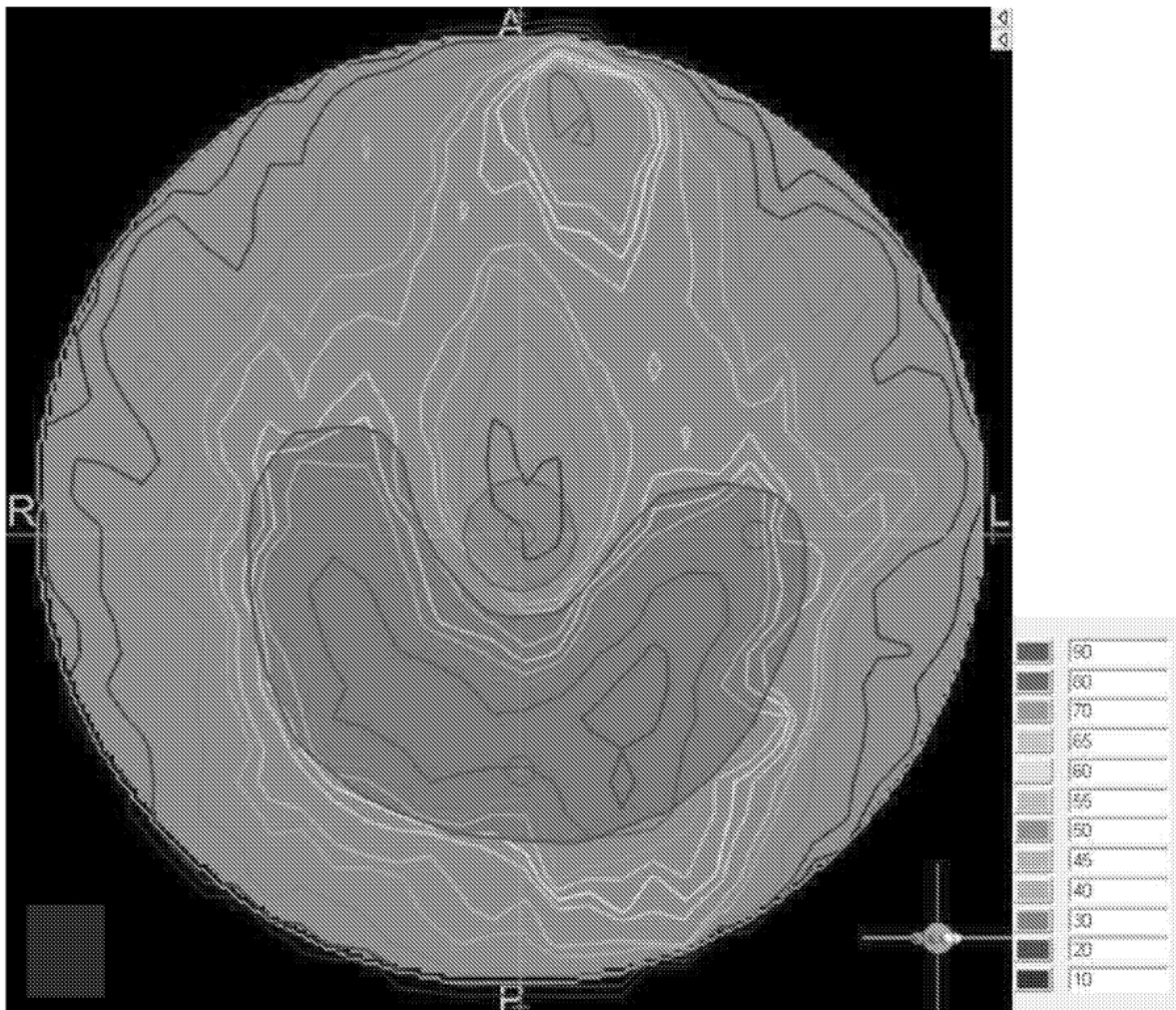


Fig. 11B

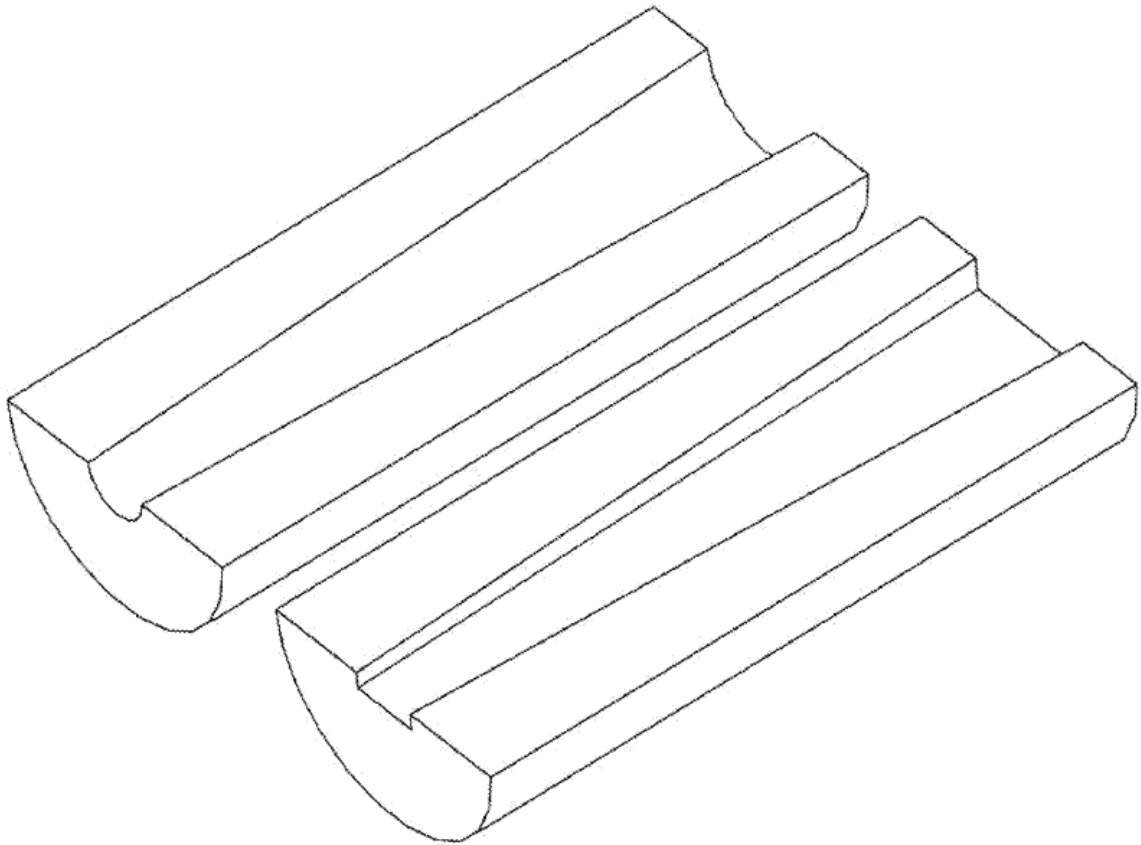


Fig. 12