

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 464 271**

51 Int. Cl.:

H05H 9/04 (2006.01)

H05H 13/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.10.2005 E 05809917 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.02.2014 EP 1847160**

54 Título: **Sistemas de aceleración de iones para hadronterapia**

30 Prioridad:

02.02.2005 IT CO20050007 U

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

02.06.2014

73 Titular/es:

**FONDAZIONE PER ADROTERAPIA
ONCOLOGICA - TERA (100.0%)
VIA PUCCINI, 11
28100 NOVARA (NO), IT**

72 Inventor/es:

**AMALDI, UGO;
CRESCENTI, MASSIMO y
ZENNARO, RICCARDO**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 464 271 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

Sistemas de aceleración de iones para hadronterapia

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un sistema de aceleración de iones para hadronterapia de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1, y más exactamente a un sistema de aceleración de haz para núcleos (por ejemplo $^{12}\text{C}^{6+}$) o moléculas (por ejemplo H_2^+) con un número másico mayor que 1, en lo sucesivo denominados "iones", por ejemplo para uso médico en hadronterapia.

10 Antecedentes de la invención

Como se sabe, la hadronterapia es la técnica terapéutica que usa haces de protones o de partículas cargadas más pesadas con un número másico mayor que 1.

Se sabe igualmente que en la protonterapia, que es la técnica de hadronterapia particular basada en el uso de haces de protones, se usan haces terapéuticos de una corriente relativamente baja (del orden de algunos nanoamperios), con energías en el intervalo de 60 a 250 MeV, y un intervalo de velocidad entre aproximadamente un 25 % y un 62 % de la velocidad de la luz.

También se observa que en el caso de iones diferentes, se requieren haces terapéuticos con corrientes inferiores y energías superiores en comparación con las de los protones. Por ejemplo, en el caso de iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$, las energías requeridas están entre aproximadamente 1500 y 4800 MeV (aproximadamente 120 y 400 MeV/u). Para un ion genérico, las energías de interés son de 50 a 500 MeV/u, correspondiendo a velocidades entre un 15 % y un 75 % de la velocidad de la luz.

En el campo de la protonterapia, entre los diferentes tipos de aceleradores existentes se usan tanto ciclotrones (convencionales o superconductores) como sincrotrones. También se ha propuesto el uso de aceleradores lineales (Linac).

La masa del imán del ciclotrón aumenta con el número másico y con la energía de los iones acelerados y se hace muy grande cuando se pretende cubrir el intervalo completo de energías necesario para la terapia con iones de carbono y similares. En particular, hoy en día no existe ningún centro hospitalario de hadronterapia basado en ciclotrones que aceleren iones de carbono hasta la máxima energía de aproximadamente 5000 MeV. Por lo tanto, se usan sincrotrones especiales ajustados para tal terapia y, a diferencia de los ciclotrones, tienen la ventaja adicional de producir haces de iones de energía variable.

Sin embargo, los centros de hadronterapia equipados con un sincrotrón son extremadamente complejos ya que requieren un elevado número de equipos de alta tecnología derivados de la tecnología de aceleradores de partículas. Además, estos centros son bastante grandes, también debido a la superficie ocupada por el sincrotrón, y requieren grandes inversiones y grandes superficies de instalaciones que no siempre están disponibles en las cercanías de los hospitales.

También está reconocido que la radioterapia más avanzada requiere haces partículas cargadas compuestas (núcleos o moléculas total o parcialmente ionizados) con un número másico mayor que 1, de una intensidad bastante baja (menor que unos pocos nanoamperios). Tal requisito no tiene cabida en el campo de los aceleradores de partículas; los físicos necesitan en realidad altas corrientes para sus experimentos. Esta simplificación, habitual del uso médico, se suma al requisito de la mayor compacidad posible del sistema, ya que se debería instalar en el entorno de un hospital.

50 Sumario de la invención

El objetivo fundamental de la presente invención es proporcionar un sistema para la aceleración de iones para hadronterapia que elimine los inconvenientes de las técnicas conocidas, y que sea capaz de variar la energía y la corriente (pequeña) del haz terapéutico de forma activa, minimizando el coste de construcción y el volumen de la instalación.

La tarea indicada se lleva a cabo gracias a un sistema de aceleración de iones para hadronterapia que proporciona las características de la reivindicación 1.

Se pueden inferir otros desarrollos favorables de la invención a partir de las reivindicaciones dependientes.

El uso del sistema de aceleración de iones para hadronterapia de acuerdo con la invención presenta numerosas ventajas importantes. La primera de todas es la reducción de la complejidad, en comparación con los sistemas conocidos, ya que esta es una estructura modular, con una estructura temporal de haz individual (es decir, sin

ningún ciclo temporal complejo habitual de los sincrotrones) y compuesta por el mismo equipo de alta tecnología que se repite casi sin variación para cada módulo. En segundo lugar, por adición de componentes adicionales similares a los ya instalados, se puede aumentar la energía de operación máxima incluso una segunda vez, después de la construcción del acelerador. Además el sistema propuesto es relativamente compacto, de modo que se obtienen volúmenes y superficies de instalación mínimos, facilitando por lo tanto la instalación en centros hospitalarios. Además, la alta frecuencia del Linac permite la reducción del consumo de energía que se refleja en una reducción de los costes de explotación.

Una ventaja adicional importante de la invención es que proporciona un sistema con un acelerador incorporado en el que la energía y la corriente del haz terapéutico se pueden variar fácil y continuamente de forma activa. En realidad, esta última propiedad también está presente en un sincrotrón, aunque con mayor complejidad y márgenes de error.

También se subraya que habitualmente la calidad del haz de salida del Linac es mejor en dimensión y divergencia en comparación con el de los sincrotrones y también de los ciclotrones. Dado que las emitancias del haz terapéutico producido son inferiores a las producidas por los demás aceleradores, se reducen la masa y el coste de los canales magnéticos para transportar el haz, en particular para las estructuras rotatorias que se usan para los tratamientos.

Se debería reconocer una ventaja más en la estructura temporal del haz terapéutico que se adecua bien a tratamientos que usan la técnica de la "exploración de punto", que se usa, por ejemplo, en el Centro PSI (Paul Scherrer Institute, CH-5232 Villigen, Suiza).

El Linac, desvelado en el documento WO 2004/054331 y en el documento de Patente de Estados Unidos con número de serie 10/602060 por el Solicitante, se puede usar como Linac modular de alta frecuencia, y su contenido se incluye por la presente por referencia.

El documento KIM J *et al.*: "Design study of a superconducting cyclotron for heavy ion therapy" AIP CONFERENCE PROCEEDINGS AIP USA, N° 600, 2001, páginas 324-326, XP002378388 ISSN: 0094-243X desvela un ciclotrón superconductor para terapias con iones pesados que se caracteriza por un gran diámetro de más de 4 metros, un peso de más de 500 t, y en el que la energía del haz para el tratamiento del paciente se puede variar únicamente de forma pasiva por medio de un sistema mecánico bien definido de degradadores de energía e imanes (ESS = Sistema de Selección de Energía). Esta técnica pasiva produce la pérdida de radiaciones y la activación de los componentes mecánicos del ESS.

El documento AMALDI U *et al.*: "LIBO-a linac-booster for protontherapy: construction and tests of a prototype" NUCLEAR INSTRUMENTS & METHODS IN PHYSICS RESEARCH, SECTION A (ACCELERATORS, SPECTROMETERS, DETECTORS AND ASSOCIATED EQUIPMENT) ELSEVIER NETHERLANDS, vol. 521, N° 2-3, 1 de abril de 2004 (2004-04-01), páginas 512-529, XP002375468 ISSN: 0168-9002 desvela un sistema acelerador usado para protonterapia, en el que tal sistema acelerador no puede acelerar iones de alta energía -es decir, núcleos (por ejemplo $^{12}\text{C}^{6+}$) o moléculas (por ejemplo H^+_2) con un número másico mayor que 1- según se requiere para fines médicos.

Breve descripción de las figuras

Además, resultarán ventajas, detalles y características adicionales del sistema de aceleración de iones para hadronterapia de acuerdo con la invención de la siguiente descripción de un patrón de ejecución preferente de la invención, ilustrado esquemáticamente en las Figuras anexas:

la Figura 1 y la Figura 3 muestran un diagrama de bloques de dos posibles versiones de un sistema de aceleración de iones para hadronterapia de acuerdo con la invención;

la Figura 2 muestra un ejemplo de ejecución de un Linac modular en un diagrama de bloques.

Descripción de la invención

Sistema para aceleración de iones para fines médicos que comprende un ciclotrón convencional o superconductor, un acelerador lineal de radiofrecuencia (Linac), una línea de Transporte de Haz de Energía Media (MEBT) conectada, en el extremo de baja energía, a la salida del ciclotrón y, en el otro extremo, a la entrada del acelerador lineal de radiofrecuencia, así como una línea de Transporte de Haz de Alta Energía (HEBT) conectada, en el extremo de alta energía, a la salida del acelerador lineal de radiofrecuencia y, en el otro extremo, a un sistema para la distribución de dosis al paciente.

La alta frecuencia de operación del Linac permite un consumo reducido y una excelente compacidad facilitando su instalación en estructuras hospitalarias. El uso de un LINAC modular permite variar de forma activa la energía y la corriente del haz terapéutico, que tiene una baja emitancia y una estructura temporal adaptada a la distribución de dosis basada en la técnica conocida como "exploración de punto".

(Figura 1)

Descripción detallada de realizaciones preferentes

Los componentes del sistema de acuerdo con la invención que se ilustra en las Figuras 1, 2 y 3 son los siguientes:

- 5 1 Sistema de aceleración de iones para hadronterapia;
 2 Ciclotrón;
 3 Línea de Transferencia de Haz de Energía Media (MEBT);
 3A Línea de Transferencia de Haz de Energía Media-baja;
 3B Línea de Transferencia de Haz de Energía Media-alta;
 10 4 Linac modular a alta frecuencia, habitualmente mayor que 1 GHz;
 4A Sección de aceleración 4 DTL del Linac modular cuyo número de módulos depende de la aplicación;
 4B Sección de aceleración 4 CCL del Linac modular cuyo número de módulos depende de la aplicación;
 5 Línea de Transporte de Haz de Alta Energía (HEBT);
 6 Área para uso del haz;
 15 7 Entradas de energía;
 8 Módulos de la sección de aceleración de la estructura DTL;
 9 Sección de aceleración individual de la estructura DTL;
 10 Módulos de la sección de aceleración de la estructura CCL;
 11 Sección de aceleración individual de la estructura CCL;
 20 F Dirección del haz.

25 Como se observa a partir de la Figura 1, el sistema de aceleración de iones para hadronterapia 1 de acuerdo con la invención incluye principalmente dos máquinas de aceleración diferentes 2 y 4 dispuestas en serie, y más exactamente un ciclotrón 2 y un Linac modular 4, del tipo, por ejemplo, del que se publica en el documento de Patente WO2004/054331 y en el documento de Patente de Estados Unidos con número de serie 10/602060.

30 El Ciclotrón 2 podría ser convencional o superconductor cuando se requieran energías mayores, o siempre que las dimensiones y el coste del imán, que es una parte esencial de la máquina, impongan tal elección. La energía de salida del Ciclotrón 2 es habitualmente fija y su valor quedará establecido en cada momento por la aplicación, dependiendo específicamente del tipo de centro de hadronterapia que se va a desarrollar y/o del tipo de terapia que se va a llevar a cabo. El Ciclotrón 2 se puede alimentar con una fuente de partículas externa o interna (no se muestra), y el haz de salida puede ser continuo o modulado con la frecuencia de repetición del Linac. El sistema de extracción previsto podría permitir la producción simultánea de varios haces del Ciclotrón 2, algunos de los cuales se pueden usar directamente para otros fines como, por ejemplo, la producción de radioisótopos para diagnóstico y/o con fines terapéuticos.

35 Uno o más haces de la salida del Ciclotrón 3 pasan a través de una sección de acoplamiento o línea de Transferencia de Haz de Energía Media (MEBT) 3, en la que lentes magnéticas y un dispositivo de control de corriente, bien conocidos y que por la presente no se muestran, permiten la inyección con suficiente eficacia en el Linac 4.

40 La tecnología de radiofrecuencia de Linac se usa en la actualidad para la aceleración de partículas cargadas que salen de una "fuente de iones" hasta la energía deseada. De acuerdo con la invención, el Linac 4 se usa como postacelerador corriente abajo del Ciclotrón 2 para partículas nucleares compuestas o atómicas de número másico mayor que 1 y con carga diferente de 0.

45 El intervalo de energía (velocidad) cubierto por el Linac 4 abarca desde la energía (velocidad) de salida del Ciclotrón 2 hasta una energía máxima que depende de la terapia. Para definir esta energía máxima se usa habitualmente el parámetro β , que se define como la proporción entre la velocidad de la partícula y la velocidad de la luz. Se requieren por lo tanto un mínimo de aproximadamente 10 MeV/u (mega o millones de electronvoltios por nucleón) y un máximo de aproximadamente 300 MeV/u para la energía de entrada del Linac 4 (es decir, correspondiente a la energía de salida del Ciclotrón 2), mientras que la energía de salida del Linac 4, que es la energía requerida para la terapia, se encuentra en el intervalo de aproximadamente 50 MeV/u y 500 MeV/u, que corresponde globalmente a $0,15 \leq \beta \leq 0,75$.

50 Los valores anteriores se encuentran habitualmente en el campo de los Linac de onda estacionaria. En las estructuras de onda estacionaria, el acelerador es una cavidad resonante en el interior de la cual se producen campos eléctricos oscilantes por excitación de los modos de resonancia del campo electromagnético de la cavidad.

55 Para optimizar el campo de aceleración y minimizar el consumo de energía, se emplean diferentes tipos de estructuras cada una de las cuales es muy eficaz únicamente en un intervalo de velocidad particular y reducido.

60 De acuerdo con la invención, si el Ciclotrón 2 inyector era de baja energía y se requería el límite máximo de energía, este se podía alcanzar dividiendo el Linac 4 en dos Linac 4A y 4B con diferentes características, en concreto, el Linac 4A sería un Linac de Tubo de Deriva (DTL), o un Linac de Tubo de Deriva Acoplado Lateralmente (SCDTL) y el Linac 4B, acoplado en serie, sería un Linac de Cavidad Acoplada (CCL). Tanto el Linac 4A como el 4B

mencionados se construyen a partir de numerosas cavidades acopladas y prevén numerosas entradas de energía de RF, indicadas con las flechas 7. Los módulos individuales, por ejemplo de la estructura DTL y sus secciones de aceleración relativas se muestran respectivamente con 8 y 9, mientras que los módulos individuales de la estructura CCL y sus secciones de aceleración relativas se indican respectivamente con 10 y 11. La energía de salida del Linac 4B se pueden modular variando la entrada de frecuencia de RF de los últimos módulos. La intensidad del haz de salida del Linac 4B se pueden modular variando los parámetros y la dinámica del haz del haz inyectado por el Ciclotrón 2 en el Linac 4A.

De acuerdo con la invención, se prevé minimizar la potencia instalada del Linac 4 cambiando la estructura en la energía donde el DTL o SCDTL 4A consume más que el CCL 4B, que es aproximadamente a 100 MeV/u ($\beta \approx 0,4$).

De acuerdo con la invención, es además posible extender el uso del CCL 4B a energías inferiores, o análogamente del DTL o SCDTL 4A a energías superiores, para usar solo una tipología de Linac que evite el aumento de coste y/o de la complejidad del sistema.

Por otra parte, si la aplicación terapéutica particular y/o la energía de entrada lo permiten, se puede usar simplemente una tipología individual.

Con respecto al DTL 4A, de acuerdo con la invención se puede usar una estructura que trabaje en modo de campo eléctrico transversal (TE), también denominado modo H, intrínsecamente más eficaz a baja energía que el modo de campo magnético transversal (TM), también conocido como modo E. En cambio, a energías superiores el CCL 4B usa el modo TM, con mejores rendimientos tales energías.

De acuerdo con la invención, se prevé el uso de una estructura de tipo CLUSTER (según se menciona en los documentos de Patente WO2004/054331 y US S.No. 10/602060) para el DTL 4A o una estructura SCDTL (Linac de Tubo de Deriva Acoplado Lateralmente) donde, como se conoce, se acoplan en conjunto pequeñas estructuras DTL que trabajan en el modo TM.

De acuerdo con la invención, se prevé una CCL 4B de alta frecuencia de tipo acoplamiento lateral, con características similares a las de un acelerador de protones que el Solicitante ya ha experimentado con éxito y desvelado en el campo de la protonterapia.

De acuerdo con la invención, la eficacia y compacidad del sistema 1 aumenta usando una frecuencia de trabajo mayor o igual que 1 GHz, inusual para los Linac convencionales. De hecho, cuanto mayor es la frecuencia, mayor es el campo conseguido, aumentando por lo tanto la ganancia de energía por metro y reduciéndose la longitud total del acelerador. Esta es una cuestión muy importante en las aplicaciones médicas, donde el intento de reducir la longitud total del acelerador se une con la necesidad de reducir costes y volúmenes de instalación. Adoptando la alta frecuencia como propone la invención, se obtiene ventajosamente una reducción en el consumo de energía. De hecho, como regla general, si la geometría de la estructura se escala con la frecuencia, la impedancia de shunt eficaz por unidad de longitud, un parámetro que es proporcional a la eficacia de aceleración, aumenta con la raíz cuadrada de la frecuencia.

El diámetro del orificio del haz es menor, pero esto es compatible con la baja corriente requerida. Esta elección tiene también la ventaja de una mejor calidad de haz, en dimensiones y divergencia, del haz de salida del Linac 4 debido a que se acelera únicamente la parte central del espacio de fase del haz extraído del Ciclotrón 2, con respecto a la calidad se puede obtener de un ciclotrón o un sincrotrón. Por lo tanto, dicho haz de salida se adapta mejor al uso terapéutico, en particular en el caso de un sistema activo de distribución de dosis.

El Linac de radiofrecuencia 4 produce haces en racimo habitualmente de 5 microsegundos cada 5 milisegundos, con un ciclo de trabajo de un 0,1 %. La estructura temporal pulsada resultante del haz terapéutico se puede usar para tratamientos con sistemas activos, así como pasivos, de distribución de dosis. Es particularmente adecuado, como se ha mencionado anteriormente, para la técnica de "exploración de punto" desarrollada en el laboratorio PSI.

En este punto, merece la pena observar que la calidad habitual del haz que sale de un ciclotrón es muy diferente de la requerida habitualmente por un Linac de radiofrecuencia. En realidad, ya que la frecuencia del Ciclotrón 2 es del orden de varias decenas de MHz, mientras que la del Linac 4 es al menos 1 GHz, la fracción de las partículas aceleradas es del orden de un 10 %. Además, considerando un ciclo de trabajo de un 0,1 % para el Linac, el factor global de pérdida en el plano longitudinal es 10^4 . En el plano trasversal, donde la aceptación del Linac es habitualmente menor que la emitancia del ciclotrón, el factor de pérdida no es mayor que 5. Por lo tanto, el factor de pérdida en la interfase ciclotrón-Linac no es mayor, globalmente, que 5×10^4 .

A pesar de todo esto, la corriente requerida para la terapia con iones con una masa mayor de 1 es muy baja. Por ejemplo, se requiere una corriente de varios cientos de picoamperios (es decir, aproximadamente 10^{-10} amperios) para iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$. Por lo tanto, considerando el factor de pérdida, es suficiente que el ciclotrón produzca 5-10 microamperios (es decir, $5-10 \times 10^{-6}$ amperios) de iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$, sincronizado con los pulsos del sistema de radiofrecuencia del Linac (por ejemplo, a 200 Hz).

El funcionamiento del sistema de aceleración de iones para hadronterapia 1 de acuerdo con la invención se puede resumir como sigue:

5 El ciclotrón 2, convencional o superconductor, acelera previamente el haz de iones a una energía intermedia. Este haz acelerado previamente se inyecta a continuación en una línea de transporte de haz de energía media (MEBT) 3, que enfoca y transporta el haz a la entrada del Linac 4, respectivamente 4A.

10 En el Linac 4, el haz acelerado se acelera simultáneamente y se enfoca longitudinalmente mediante campos eléctricos de radiofrecuencia hasta la energía deseada. El enfoque transversal se suministra independientemente mediante lentes magnéticas, que no se muestran. El Linac 4 muestra una configuración modular como se ha mencionado anteriormente. La potencia de radiofrecuencia se distribuye de forma ajustable e independiente en cada módulo 8, respectivamente 10. Por lo tanto, la energía del haz de salida del Linac 4, o 4B, se puede ajustar incluso durante el mismo tratamiento. Las dos secciones DTL (o SCTDT) 4A y CCL 4B pueden tener frecuencias iguales o diferentes.

15 En la salida del Linac 4, el haz de iones se conduce hasta una línea de transporte de haz de alta energía 5 (HEBT) que enfoca y transporta el haz hasta el área 6 para uso terapéutico.

20 Como se ha ilustrado anteriormente, de acuerdo con la invención, el Linac 4 puede constar de dos tipos diferentes de estructuras indicadas con 4A y 4B. Cada una de estas estructuras se diseña óptimamente para trabajar en su intervalo de energía, como se indica, por ejemplo, en la Figura 2 para una estructura de Linac 4 compuesta por dos módulos de tipo DTL 8 y tres módulos de tipo CCL 10. También se podría usar un único tipo de estructura siempre que la terapia requiriera una baja energía, suficiente para permitir solamente el uso de la estructura 4A, o siempre que la energía del ciclotrón sea suficientemente alta, habitualmente mayor que 100 MeV/u, en cuyo caso se podría usar solamente la estructura 4B. Los casos especiales pueden requerir más secciones con diferentes características y (múltiples) frecuencias.

A modo de ejemplo, en este punto se muestran tres aplicaciones diferentes de acuerdo con la invención.

30 Los valores numéricos de los dos primeros esquemas se enumeran en la Tabla 1. Ambos se basan en el uso de un ciclotrón convencional o superconductor que acelera previamente un haz de iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$ hasta una energía de 300 MeV/u. Este haz se conduce a continuación a través de una línea de transporte MEBT 3 a un Linac 4, que en este caso es solamente de tipo SCL (Linac de acoplamiento lateral) que acelera el haz hasta 400 MeV/u. Los dos esquemas proponen dos Linac 4 cuyas frecuencias de diseño son diferentes: 2,988 GHz y 5,710 GHz. Están alimentados por amplificadores de radiofrecuencia comerciales (klistrones), como por ejemplo los que produce la compañía Thales Electron Devices (dirección: 2, bis rue Latecoere, 78941 Velizy Cedex, Francia).

40 Para el enfoque transversal del haz, ambos esquemas usan imanes de cuadrupolo permanente comerciales muy pequeños, de modo que se pueden instalar en el interior del Linac 4, entre dos secciones de aceleración consecutivas, formando un sistema de enfoque alternante, de tipo FODO.

Tabla 1

Dos ejemplos de posibles módulos de Linac para acelerar $^{12}\text{C}^{6+}$ (Q = 6, A = 12)		
Frecuencia [MHz]	2998	5710
Q (carga iónica)	6	6
A (masa iónica)	12	12
Energía de entrada [MeV]	3600	3600
Energía de salida [MeV]	4800	4800
Número de células de aceleración por estructura de aceleración	20	13
Diámetro para una célula de aceleración [mm]	70	40
Diámetro del tubo del haz [mm]	8	4
Número de estructuras de aceleración por módulo	2	2
Número de módulos (igual que el número de klistrones)	10	16
Longitud media de un módulo [m]	1,8	0,72
Longitud total del Linac [m]	17,8	11,5
Factor de tiempo de tránsito medio T	0,86	0,89

Dos ejemplos de posibles módulos de Linac para acelerar $^{12}\text{C}^{6+}$ (Q = 6, A = 12)		
Impedancia de Shunt Eficaz Media ZT^2 [MΩ/m]	79	91
Campo eléctrico medio en el eje E_0 [MV/m]	17,8	31
Campo eléctrico superficial máximo en unidades Kilpatrick	1,7	2,2
Potencia de pico media requerida por módulo [MW]	4,4	4,2
Potencia media por módulo [kW]	4,4	4,2
Potencia media del Linac [kW]	44	67,2
Factor de trabajo [%]	0,1	0,1
Fase síncrona φ_s [grados]	-15	-15
Longitud del cuadrupolo magnético [mm]	52	60
Diámetro de apertura del cuadrupolo magnético [mm]	10	5
Gradiente magnético del cuadrupolo medio B'[T/m] (en configuración FODO)	160	320
Aceptancia transversal normalizada, 1 rms [π mm mrad]	1,8	1,4

Los valores numéricos del tercer esquema se presentan en la Tabla 2 y la distribución que muestra las posiciones de los diversos elementos se muestra en la Figura 3.

- 5 En este caso, un ciclotrón convencional 2 acelera previamente el haz de iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$ hasta una energía de 50 MeV/u.

- 10 Este haz se conduce a continuación a través de una línea de transporte de haz MEBT 3A a la primera sección de Linac 4A de tipo DTL, que lo acelera hasta una energía de 160 MeV/u. Una segunda línea de transporte de haz MEBT 3B, en este caso no en línea recta, transporta el haz a la segunda sección de Linac 4B de tipo SCL, donde el haz se acelera adicionalmente hasta la energía máxima de 400 MeV/u.

- 15 Gracias al uso de dipolos magnéticos en la MEBT 3B es posible curvar e invertir la dirección de haz F, de modo que las secciones de Linac 4A y 4B se podrían alinear próximas, permitiendo una valiosa reducción de espacio.

Tabla 2.

Tercer ejemplo de posibles módulos de Linac para acelerar $^{12}\text{C}^{6+}$ (Q = 6, A = 12).		
Tipo de estructura Linac	DTL	CCL
Frecuencia [MHz]	2855	5710
Q (carga iónica)	6	6
A (masa iónica)	12	12
Energía de entrada [MeV]	600	1920
Energía de salida [MeV]	1920	4800
Número de células de aceleración por estructura de aceleración	7	14
Diámetro de la célula de aceleración [mm]	20	40
Diámetro del orificio del haz [mm]	4	4
Número de estructuras de aceleración por módulo	4	2
Número de módulos (igual que el número de klistrones)	18	38
Longitud media de un módulo [m]	1,06	0,69
Longitud total del Linac [m]	19,17	26,18
Factor de tiempo de tránsito medio T	0,86	0,89
Impedancia de shunt eficaz media ZT^2 [MΩ/m]	85	87
Campo eléctrico medio en el eje E_0 [MV/m]	24,3	32,2

Tercer ejemplo de posibles módulos de Linac para acelerar $^{12}\text{C}^{6+}$ ($Q = 6$, $A = 12$).		
Campo eléctrico superficial máximo en unidades Kilpatrick	2,5	2,3
Potencia de pico media requerida por módulo [MW]	3,5	4,8
Potencia media por módulo [kW]	3,5	4,8
Potencia media del Linac [kW]	63	185
Factor de trabajo [%]	0,1	0,1
Fase síncrona φ_s [grados]	-14	-15
Longitud del cuadrupolo magnético [mm]	60	60
Diámetro de apertura del cuadrupolo magnético [mm]	5	5
Gradiente magnético del cuadrupolo medio B' [T/m] (en configuración FODO)	250	240
Aceptancia transversal normalizada, 1 rms [π mm mrad]	0,8	0,9

A partir de la descripción estructural y funcional del sistema de aceleración de iones para hadronterapia de acuerdo con la invención, los inventores pueden afirmar que permite cumplir eficazmente el fin para el que se concibió y permite obtener las ventajas mencionadas.

5 Los expertos en la materia pueden introducir modificaciones y variaciones de partes estructurales o dimensionales para la adaptación a casos específicos sin salir de ninguna manera de los límites de la protección de la invención como se describe y reivindica.

10 Bibliografía

Lista de algunas publicaciones en el sector de la hadronterapia y aceleradores relacionados:

- 15 U. Amaldi y M. Silari (Eds.), "The TERA Project and the Centre for Oncological Hadrontherapy, Vol. I, Vol. II", INFN-LNF Divisione Ricerca ISBN 88-86409-09-5, I-00044 Frascati (Roma) Italia, abril de 1995. "Blue Book".
- U. Amaldi, M. Grandolfo, y L. Picardi editores, "The RITA Network and the Design of Compact Proton Accelerators", INFN-LNF Frascati, Italia, agosto de 1996 (ISBN 88-86409-08-7). "Green Book".
- U. Amaldi (Ed.), "The National Centre for Oncological Hadrontherapy at Mirasole", INFN-LNF Divisione Ricerca ISBN 88-86409-29-X, I-00044 Frascati (Roma) Italia, febrero de 1997. "Red Book".
- 20 U. Amaldi *et al.*, "A Linac-booster for Protontherapy: Construction and Tests of a Prototype", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 521 (2004) 512-529.
- M. Crescenti y 8 co-autores, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART I", CERN/PS 99-010 (DI), Ginebra, Suiza, marzo de 1999.
- 25 M. Crescenti y 13 co-autores, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART II", CERN/PS 2000-007 (DR), Ginebra, Suiza, julio de 2000. En particular: Capítulo II-7 Inyección.
- L. Picardi, C. Ronsivalle y B. Spataro, "Design development of the SCDTL structure for the TOP Linac" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 425, (1999) 8-22.
- Projet Etoile, rapport LYCEN 2002-01 (A,B,C) UCB-Lyon & DAPNIA-02-06, DSM, CEA Saclay (2002).
- 30 U. Amaldi y 5 co-autores, "Design of a Centre for Biologically Optimized Light Ion Therapy in Stockholm", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B, Volumen 184, Número 4, diciembre de 2001, páginas 569-588.
- E. Takada *et al.*, Proc. of the 13th Sympo. on Accel. Sci. and Tech., Osaka, Japón (2001) pp.187-189 (HIMAC Project).
- 35 A. Itano, Proc. of the 13th Sympo. on Accel. Sci. and Tech., Osaka, Japón (2001) pp.160-164 (HIBMC Project).
- Documentos de Patente WO 2004/054331 y US S.No. 10/602060 "LINAC FOR ION BEAM ACCELERATION".
Inventores: AMALDI Ugo, CRESCENTI Massimo, ZENNARO Riccardo.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de aceleración (1) para partículas cargadas compuestas, nucleares o moleculares, con número másico mayor que 1, en forma de haces de iones, siendo dichos haces de iones adecuados para fines médicos, caracterizado por el hecho de incluir:

un ciclotrón convencional o superconductor (2),
 un acelerador lineal (Linac) de radiofrecuencia (4),
 una línea de transporte de haz de energía media (MEBT) (3) conectada, en un extremo, a la salida del ciclotrón o a la salida de la primera parte (4A) del acelerador lineal de radiofrecuencia (4) y, en el otro extremo, a la entrada del acelerador lineal de radiofrecuencia (4) o a la segunda parte (4B) de dicho acelerador lineal de radiofrecuencia (4) y además,
 una línea de transporte de haz de alta energía (HEBT) (5) conectada, en un extremo, a la salida de dicho acelerador lineal de radiofrecuencia (4), y conectable en el otro extremo a un sistema (6) para distribución de dosis al paciente.

2. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que el acelerador lineal de radiofrecuencia (4) presenta una frecuencia resonante mayor o igual que 1 GHz.

3. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que el acelerador lineal de radiofrecuencia (4) presenta una aplicación modular e incluye una primera sección de estructura de aceleración (4A) de tipo DTL o SCDTL y una sección de estructura de aceleración siguiente (4B) de tipo CCL, o una sección de estructura de aceleración individual (4A) de tipo DTL o SCDTL, o una sección de estructura de aceleración individual (4B) de tipo CCL, donde la potencia de radiofrecuencia en cada módulo (8, 10) de los que está compuesto cada sección (4A, 4B) se distribuye de forma ajustable e independiente.

4. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 3, caracterizado por el hecho de que en dicho Linac de radiofrecuencia (4) las estructuras de tipo DTL y de tipo CCL (4A, 4B) incluyen un número de módulos (8, 10) a voluntad.

5. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que un ciclotrón convencional o superconductor (2) acelera previamente el haz de iones hasta una energía fija que puede variar entre aproximadamente 10 y aproximadamente 300 MeV/u, y las dos secciones DTL (4A) y CCL (4B) de dicho Linac tienen la misma frecuencia, por ejemplo aproximadamente 3 GHz o aproximadamente 5,7 GHz, o frecuencias diferentes, por ejemplo, respectivamente, aproximadamente 1,5 y aproximadamente 3 GHz.

6. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que incluye una fuente continua o pulsada de acuerdo con la velocidad de repetición del Linac, por ejemplo del ECR, EBIS, o incluso otros tipos de fuente.

7. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1 y una o más reivindicaciones de 2 a 6, caracterizado por el hecho de que para acelerar iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$ que comienzan a 300 MeV/u se usa solamente la sección CCL (4B) de dicho Linac (4) con frecuencias de 2,998 GHz o 5,710 GHz y para las cuales se prevén los siguientes parámetros, respectivamente:

Frecuencia [MHz]	2998	5710
Q (carga iónica)	6	6
A (masa iónica)	12	12
Energía de entrada [MeV]	3600	3600
Energía de salida [MeV]	4800	4800
Número de células de aceleración por estructura de aceleración	20	13
Diámetro de la célula de aceleración [mm]	70	40
Diámetro de apertura del orificio del haz [mm]	8	4
Número de estructuras de aceleración por módulo	2	2
Número de módulos (igual que el número de klistrones)	10	16
Longitud media de un módulo [m]	1,8	0,72
Longitud total del Linac [m]	17,8	11,5
Factor de tiempo de tránsito medio T	0,86	0,89

Impedancia de shunt eficaz media ZT^2 [MΩ/m]	79	91
Campo eléctrico medio en el eje E_0 [MV/m]	17,8	31
Campo eléctrico superficial máximo en unidades Kilpatrick	1,7	2,2
Potencia de pico media requerida por módulo [MW]	4,4	4,2
Potencia media por módulo [kW]	4,4	4,2
Potencia media del Linac [kW]	44	67,2
Factor de trabajo [%]	0,1	0,1
Fase síncrona ϕ_s [grados]	-15	-15
Longitud del cuadrupolo magnético [mm]	52	60
Diámetro de apertura del cuadrupolo magnético [mm]	10	5
Gradiente magnético del cuadrupolo medio B' [T/m] (en configuración FODO)	160	320
Aceptancia transversal normalizada, 1 rms [π mm mrad]	1,8	1,4

8. Sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con la reivindicación 1 y una o más reivindicaciones de 2 a 6, caracterizado por el hecho de que para acelerar iones de carbono $^{12}\text{C}^{6+}$, por la sección DTL (4A) de dicho Linac a una frecuencia de 2,855 GHz y por dicha sección CCL (4B) de dicho Linac a una frecuencia de 5,710 GHz se prevén los siguientes parámetros:

5

Frecuencia [MHz]	2855	5710
Q (carga iónica)	6	6
A (masa iónica)	12	12
Energía de entrada [MeV]	600	1920
Energía de salida [MeV]	1920	4800
Número de células de aceleración por estructura de aceleración	7	14
Diámetro de la célula de aceleración [mm]	20	40
Diámetro de apertura del haz [mm]	4	4
Número de estructuras de aceleración por módulo	4	2
Número de módulos (igual que el número de klistrones)	18	38
Longitud media de un módulo [m]	1,06	0,69
Longitud total del Linac [m]	19,17	26,18
Factor de tiempo de tránsito medio T	0,86	0,89
Impedancia de shunt eficaz media ZT^2 [MΩ/m]	85	87
Campo eléctrico medio en el eje E_0 [MV/m]	24,3	32,2
Campo eléctrico superficial máximo en unidades Kilpatrick	2,5	2,3
Potencia de pico media requerida por módulo [MW]	3,5	4,8
Potencia media por módulo [kW]	3,5	4,8
Potencia media del Linac [kW]	63	185
Factor de trabajo [%]	0,1	0,1
Fase síncrona ϕ_s [grados]	-14	-15
Longitud del cuadrupolo magnético [mm]	60	60
Diámetro de apertura del cuadrupolo magnético [mm]	5	5
Gradiente magnético del cuadrupolo medio B' [T/m] (en configuración FODO)	250	240
Aceptancia transversal normalizada, 1 rms [π mm mrad]	0,8	0,9

9. Uso de un sistema (1) para la aceleración de iones de acuerdo con una o más reivindicaciones de 1 a 8 en la irradiación de tumores y en el estudio experimental de fenómenos físicos.

10

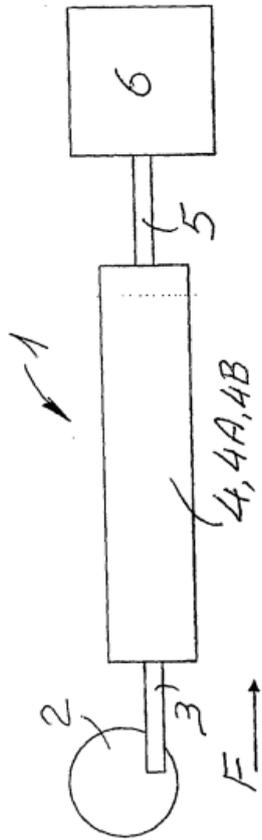


Fig. 1

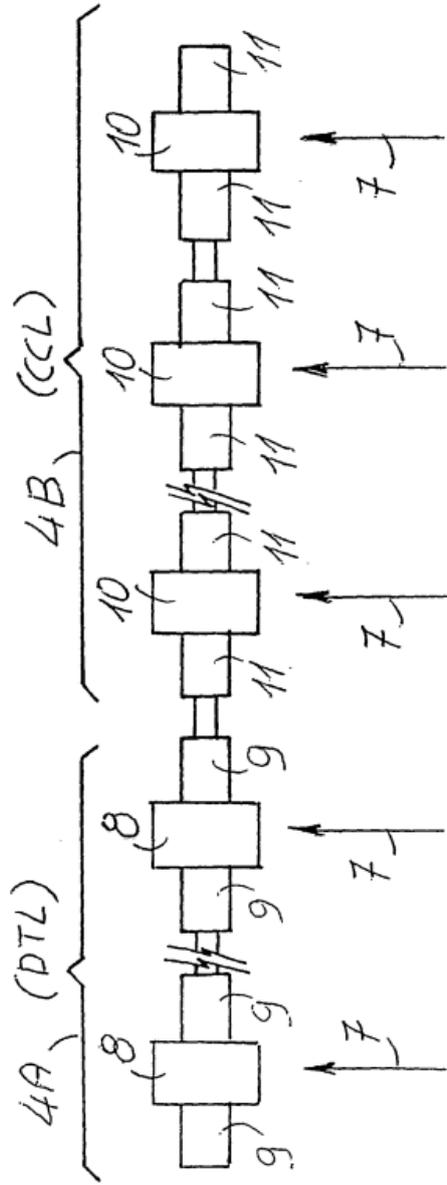


Fig. 2

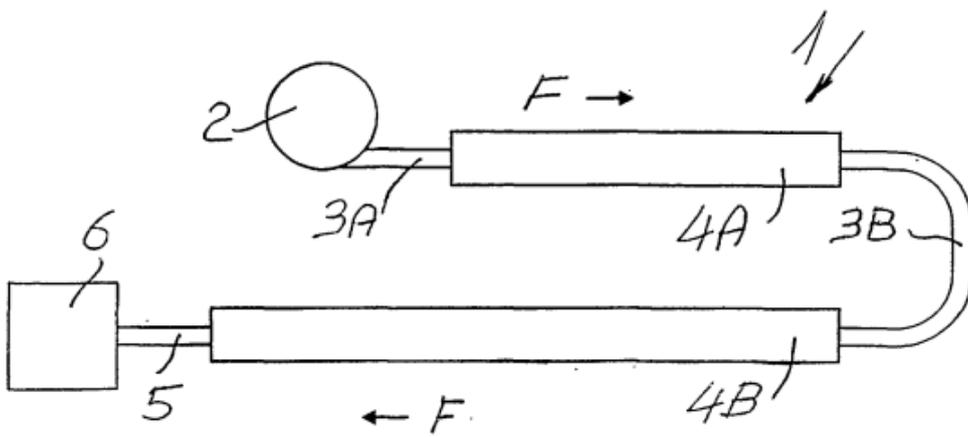


Fig. 3