



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 021 033 B3** 2009.03.05

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 021 033.9**

(22) Anmeldetag: **04.05.2007**

(43) Offenlegungstag: –

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **05.03.2009**

(51) Int Cl.⁸: **G21K 1/093** (2006.01)
A61N 5/10 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:

Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

**Bijick, Eva, 90425 Nürnberg, DE; Diehl, Dirk, Dr.,
91052 Erlangen, DE; Gumbrecht, Rene, 91074
Herzogenaurach, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE10 2006 018635 B4

DE10 2006 035101 A1

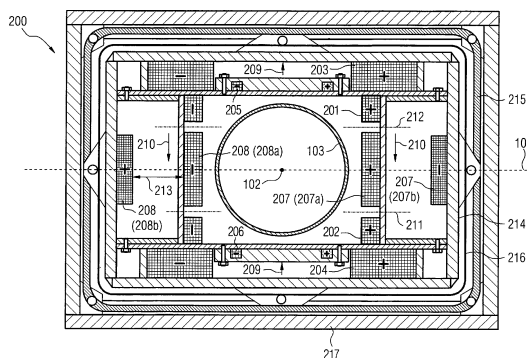
DE 199 04 675 A1

**US-Z.: IEEE Transactions on Appl. Supercond.,
Vol.**

12, No. 1 (2002), S. 988-992;

(54) Bezeichnung: **Strahlführungsmagnet zur Ablenkung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen längs einer gekrümmten Teilchenbahn und Bestrahlungsanlage mit einem solchen Magneten**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft einen Strahlführungsmagneten (200) zur Ablenkung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen (102) in ein Isozentrum längs einer gekrümmten Teilchenbahn. Der Strahlführungsmagnet (200) weist ein erstes Spulensystem mit entlang der Teilchenbahn ausgedehnten gekrümmten Einzelspulen auf, die jeweils paarweise spiegelbildlich zu einer Strahlführungsebene (104) angeordnet sind. Das erste Spulensystem umfasst zumindest zwei sattelförmige erste Hauptspulen (201, 202) mit in Richtung der Teilchenbahn langgestreckten Seitenteilen und stirnseitig aufgebogenen Endteilen. Weiterhin umfasst das erste Spulensystem zwei zumindest weitgehend flache, bananenförmig gekrümmte Nebenspulen (203, 204), die jeweils einen Innenbereich umschließen. Das erste Spulensystem umfasst weiterhin zwei zumindest weitgehend flache in dem jeweiligen Innenbereich der Nebenspulen (203, 204) angeordnete bananenförmig gekrümmte Korrekturspulen (205, 206). Der Strahlführungsmagnet (200) weist weiterhin ein zweites Spulensystem mit zwei, seitlich der Teilchenbahn ausgedehnten, bananenförmig gekrümmten zweiten Hauptspulen (207, 208) auf, welche zwischen den ersten Hauptspulen (201, 202) angeordnet sind und jeweils ein der Teilchenbahn nahes, langgestrecktes, im Wesentlichen flaches erstes Seitenteil (207a, 208a) und ein entsprechendes der Teilchenbahn fernes zweites Seitenteil (207b, 208b) aufweisen. Mit dem ersten und zweiten Spulensystem sind Dipolmomente (209, 210) zu erzeugen, die in ...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf einen Strahlführungsmagneten zur Ablenkung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen längs einer Teilchenbahn in ein Isozentrum. Die Erfindung betrifft weiterhin eine Bestrahlungsanlage mit einem solchen Strahlführungsmagneten. Ein solcher Strahlführungsmagnet und eine Bestrahlungsanlage mit einem derartigen Strahlführungsmagneten gehen beispielsweise aus der DE 199 04 675 A1 hervor.

[0002] Gekrümmte Strahlführungsmagnete kommen verbreitet in Teilchenbeschleunigeranlagen zu einer Ablenkung und/oder Fokussierung eines Strahls geladener Teilchen, wie beispielsweise Elektronen oder Ionen zum Einsatz. Die in einer solchen Teilchenbeschleunigeranlage auf hohe kinetische Energien beschleunigten Teilchen werden zunehmend in der medizinischen Therapie, beispielsweise der Krebstherapie, eingesetzt. Eine Bestrahlungsanlage zur medizinischen Therapie geht beispielsweise aus der vorgenannten DE 199 04 675 A1 oder auch aus der US 4,870,287 hervor. Derartige Bestrahlungsanlagen umfassen eine Teilchenquelle und einen Beschleuniger zur Erzeugung eines hochenergetischen Teilchenstrahls. Der hochenergetische Teilchenstrahl soll nun auf einen zu bestrahlenden Bereich eines Probanden, beispielsweise eine Geschwulst, gerichtet werden.

[0003] Da es sich bei dem zu bestrahlenden Bereich typischerweise um einen räumlich ausgedehnten Bereich handelt, wird dieser Bereich von dem Teilchenstrahl abgerastert. Um eine entsprechende Rasterbewegung am zu bestrahlenden Ort zu erreichen, wird der Teilchenstrahl um kleine Winkel aus seiner Bahn abgelenkt. Diese Ablenkung wird von den in Strahlrichtung folgenden Ablenkmagneten wieder derart kompensiert, dass der Strahl jeweils parallel versetzt am zu bestrahlenden Ort auftrifft.

[0004] Weiterhin soll die Strahlendosis im umliegenden Bereich, also dem nicht zu therapierenden Bereich, des Körpers eines Probanden möglichst gering gehalten werden. Um die Strahlendosis in dem nicht zu therapierenden Bereich gering zu halten, bietet es sich an, den zu therapierenden Bereich aus verschiedenen Richtungen zu bestrahlen, um die Strahlenbelastung im umliegenden Gewebe auf ein möglichst großes Volumen zu verteilen. Je nach Lage des zu bestrahlenden Bereiches im Körper des Probanden kann weiterhin die Richtung aus der der Teilchenstrahl auf den zu bestrahlenden Bereich trifft so gewählt werden, dass der Teilchenstrahl auf seinem Weg durch den Körper des Probanden zu dem zu bestrahlenden Bereich einen möglichst kurzen Weg zurücklegt.

[0005] Um eine Bestrahlung eines Probanden aus

verschiedenen Richtungen zu ermöglichen, wird der Teilchenstrahl entlang einer durch den Beschleuniger vorgegebenen Achse in eine sogenannte „Gantry“ eingeschossen, welche um die durch den Teilchenstrahl vorgegebene Achse drehbar ist.

[0006] Unter einer Gantry ist in diesem Zusammenhang eine Anordnung aus verschiedenen Strahlführungsmagneten zu verstehen, mit denen der Teilchenstrahl mehrfach aus seiner ursprünglichen Richtung abgelenkt werden kann, so dass er nach verlassen der Gantry unter einem bestimmten Winkel auf den zu bestrahlenden Bereich trifft. Typischerweise trifft der Teilchenstrahl unter einem Winkel von 45 bis 90°, bezüglich der Rotationsachse der Gantry, auf den zu bestrahlenden Bereich.

[0007] Damit eine Bestrahlung eines zu therapierenden Bereiches von mehreren Seiten erfolgen kann, sind die Strahlführungsmagnete auf einem Gestell, welches Teil der Gantry ist, derart angeordnet, dass der aus der Gantry austretende Teilchenstrahl stets durch einen festen zu bestrahlenden Bereich, das sogenannte „Isozentrum“ verläuft. Auf diese Weise kann die Strahlendosis im umliegenden Bereich des Isozentrums auf ein großes Volumen verteilt werden, so dass die Strahlenbelastung außerhalb des Isozentrums verhältnismäßig gering gehalten werden kann. Wird die Gantry während der Bestrahlung nicht gedreht, so kann diese derart eingestellt werden, dass der Strahl so auf den Patienten gerichtet wird, dass dieser auf dem Weg, beispielsweise zu der Geschwulst, einen möglichst kurzen Weg durch den Körper des Patienten nimmt.

[0008] Zur Bestrahlung einer räumlich ausgedehnten Geschwulst oder eines räumlich ausgedehnten Tumors ist neben einer Variation des Winkels unter dem der Teilchenstrahl auf den zu bestrahlenden Bereich trifft, sowohl eine Variation der kinetischen Energie der Teilchen, wie auch eine Variation der lateralen Ortskoordinaten am Auftreffpunkt des Teilchenstrahls wünschenswert. Zu einer Variation der lateralen Ortskoordinaten des Teilchenstrahls werden typischerweise Scannermagnete in die Gantry integriert. Mit Hilfe dieser Scannermagnete kann der Teilchenstrahl in einer horizontalen bzw. vertikalen Ebene um jeweils kleine Winkel abgelenkt werden. Die durch die Scannermagnete hervorgerufenen Ablenkungen des Teilchenstrahls müssen typischerweise von den in Strahlrichtung folgenden Magneten derart kompensiert werden, dass der Teilchenstrahl die Gantry in nahezu parallelen Strahlen verlässt.

[0009] Aus den vorgenannten an die Magnete einer Gantry gestellten Bedingungen, ergeben sich ionenoptische Anforderungen an die Konstruktion der Strahlführungsmagnete. Aus dem Stand der Technik bekannte Spulendesigns sind hinsichtlich dieser Kriterien im Allgemeinen optimiert.

[0010] Derartige Strahlführungsmagnete weisen ein nicht zu vernachlässigendes Magnetfeld in ihrem Außenraum auf. Unter dem Außenraum des Strahlführungsmagneten ist in diesem Zusammenhang derjenige Bereich zu verstehen, der nicht von den einzelnen Magnetspulen des Strahlführungsmagneten umschlossen ist.

[0011] Die magnetischen Flussdichten eines Strahlführungsmagneten betragen weiterhin im Bereich des Isozentrums typischerweise zwischen 20 mT und 50 mT. Diese magnetischen Felder am Ort des Isozentrums sind aus verschiedenen Gründen nicht wünschenswert. Insbesondere ist zur Behandlung von Patienten mit Herzschrittmachern lediglich eine magnetische Flussdichte von 0,5 mT im Bereich des Patienten (Patientenraum) und insbesondere im Bereich des Isozentrums, also im Bereich eines gegebenenfalls vorhandenen Tumors zulässig.

[0012] Entsprechende, nicht zu vernachlässigende Magnetfelder im Außenraum treten auch bei Strahlführungsmagneten auf, die aus den nicht vorveröffentlichten, älteren Patenanmeldungen gemäß DE 10 2006 018 635 B4 und DE 10 2006 035 101 A1 zu entnehmen sind. Diese Strahlführungsmagnete weisen zur Ablenkung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen längs einer gekrümmten Teilchenbahn jeweils ein Spulensystem mit entlang der Teilchenbahn ausgedehnten gekrümmten Einzelspulen auf, die jeweils paarweise spiegelbildlich zu einer Strahlführungsebene angeordnet sind. Jedes Spulensystem umfasst dabei zumindest zwei sattelförmige Hauptspulen mit in Richtung der Teilchenbahn langgestreckten Seitenteilen und stirnseitig aufgebogenen Endteilen, zwei zumindest weitgehend flache bananenförmig gekrümmte Nebenspulen, die jeweils einen Innenbereich umschließen, und zwei zumindest weitgehend flache in dem jeweiligen Innenbereich der Nebenspulen angeordnete bananenförmig gekrümmte Korrekturspulen.

[0013] Zur Reduzierung des erwähnten Problems bzgl. unerwünschter Magnetfelder im Außenraum von Strahlführungsmagneten ist prinzipiell eine passive magnetische Abschirmung des Außen- bzw. Patientenraumes möglich.

[0014] Zum einen weist eine passive ferromagnetische Abschirmung ein hohes Gewicht auf. Zum anderen zeigt eine passive ferromagnetische Abschirmung ein nicht lineares Verhalten bzgl. ihrer Wechselwirkung mit dem elektrisch geladenen, durch den Strahlführungsmagneten abgelenkten Teilchenstrahl.

[0015] Abhängig von der Energie der durch den Strahlführungsmagneten abgelenkten elektrisch geladenen Teilchen des Teilchenstrahls werden typischerweise die Spulen des Strahlführungsmagneten mit an die Teilchenenergie angepassten Strömen zur

Ablenkung des Teilchenstrahls beaufschlagt. Abhängig von der Bestromung der Spulen des Strahlführungsmagneten erzeugen diese Spulen ein sich änderndes Magnetfeld zur Ablenkung des Teilchenstrahls, und folglich auch ein sich änderndes Fernfeld. Das Fernfeld des Strahlführungsmagneten wird durch eine gegebenenfalls vorhandene passive magnetische Abschirmung von dem Patientenraum ferngehalten. In dem Material der passiven magnetischen Abschirmung werden abhängig von den auf sie einwirkenden magnetischen Feldern entsprechende elektrische Ströme induziert, welche zum Aufbau von magnetischen Gegenfeldern führen. Ändern sich die von dem Strahlführungsmagneten bzw. den Spulen des Strahlführungsmagneten ausgehenden magnetischen Felder, so ändern sich auch die in der passiven magnetischen Abschirmung induzierten Ströme.

[0016] Damit eine Bestrahlung eines Patienten innerhalb eines Patientenraumes möglich ist, muss die passive magnetische Abschirmung eine Apertur zum Durchtritt des Strahls elektrisch geladener Teilchen aufweisen. Insbesondere im Bereich dieser Apertur verändern sich die magnetischen Verhältnisse in dem Fall, dass sich die in der passiven magnetischen Abschirmung induzierten Ströme verändern. Dies hat zur Folge, dass bei jeder Änderung eines Spulenstroms einer Einzelspule des Ablenkmagneten sich die magnetischen Verhältnisse im Bereich der Apertur der passiven magnetischen Abschirmung verändern. Dies hat zur Folge, dass bei jeder Änderung des Spulenstroms einer Einzelspule des Ablenkmagneten eine Neujustierung des Strahls elektrisch geladener Teilchen notwendig werden kann.

[0017] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, einen Strahlführungsmagneten anzugeben, der gegenüber den aus dem Stand der Technik bekannten Strahlführungsmagneten, in seinem Außenbereich ein Magnetfeld mit verringerter Feldstärke aufweist. Weiterhin soll eine Bestrahlungsanlage mit einem solchen Strahlführungsmagneten angegeben werden.

[0018] Die sich auf den Strahlführungsmagneten beziehende Aufgabe wird mit den in Anspruch 1 angegebenen Maßnahmen gelöst.

[0019] Der Erfindung liegt dabei die Überlegung zugrunde, einen Strahlführungsmagneten derart auszugestalten, dass dieser ein erstes und ein zweites Spulensystem aufweist, welche derart ausgestaltet sind, dass die Dipolmomente des ersten und des zweiten Spulensystems in entgegengesetzte Richtungen weisen. Da die Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems in entgegengesetzte Richtungen weisen, werden sich die beiden Dipolmomente zumindest teilweise kompensieren. Auf diese Weise kann das resultierende Dipolmoment des Strahl-

führungsmagneten verringert werden. Die erfindungsgemäße Ausgestaltung des Strahlführungsmagneten berücksichtigt dabei weiterhin die Überlegung, dass das Fernfeld eines Strahlführungsmagneten durch eine Verringerung des Dipolmomentes des Strahlführungsmagneten deshalb gesenkt werden kann, da ein Dipolmoment mit der dritten Potenz der Entfernung abfällt, wo hingegen ein Quadrupolmoment, welches bei Schwächung des Dipolmomentes die nächst stärkere Feldkomponente darstellt, mit der fünften Potenz der Entfernung von dem Strahlführungsmagneten abfällt.

[0020] Erfindungsgemäß wird ein besonderer Strahlführungsmagnet zur Ablenkung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen längs einer gekrümmten Teilchenbahn, die eine Strahlführungsebene festlegt, angegeben. Der Strahl elektrisch geladener Teilchen soll längs der gekrümmten Teilchenbahn in ein Isozentrum abgelenkt werden. Der Strahlführungsmagnet weist zumindest ein erstes Spulensystem mit entlang der Teilchenbahn ausgedehnten gekrümmten Einzelspulen auf, die jeweils paarweise spiegelbildlich zu der Strahlführungsebene angeordnet sind. Das erste Spulensystem umfasst zumindest zwei sattelförmige erste Hauptspulen mit in Richtung der Teilchenbahn langgestreckten Seitenteilen und stirnseitig aufgebogenen Endteilen, zwei zumindest weitgehend flache bananenförmig gekrümmte Nebenspulen, die jeweils einen Innenbereich umschließen, und zwei zumindest weitgehend flache in dem jeweiligen Innenbereich der Nebenspulen angeordnete bananenförmig gekrümmte Korrekturspulen. Der erfindungsgemäße Strahlführungsmagnet umfasst weiterhin ein zweites Spulensystem mit zwei, seitlich der Teilchenbahn ausgedehnten bananenförmig gekrümmten zweiten Hauptspulen, die zwischen den ersten Hauptspulen angeordnet sind. Die zweiten Hauptspulen weisen jeweils ein erstes der Teilchenbahn nahes und ein zweites der Teilchenbahn fernes langgestrecktes, im Wesentlichen flaches zweites Seitenteil auf. Erfindungsgemäß sind mit dem ersten und zweiten Spulensystem Dipolmomente zu erzeugen, die in entgegengesetzte Richtungen weisen.

[0021] Vorteilhaft kann aufgrund der in entgegengesetzte Richtungenweisenden Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems das Feld im Außenraum des erfindungsgemäßen Strahlführungsmagneten verringert werden.

[0022] Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Strahlführungsmagneten gehen aus den von Anspruch 1 abhängigen Ansprüchen hervor. Dabei kann die Ausführungsform nach Anspruch 1 mit den Merkmalen eines, vorzugsweise mit denen mehrerer Unteransprüche kombiniert werden. Demgemäß kann der Strahlführungsmagnet noch die folgenden Merkmale aufweisen:

– Das erste und zweite Spulensystem können der-

art erregt sein, dass im Außenbereich des Strahlführungsmagneten die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist. Eine Ausgestaltung des Strahlführungsmagneten, so dass im Außenbereich des Strahlführungsmagneten die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist, führt zu einem raschen Abfall des Streufeldes des Strahlführungsmagneten mit dem Abstand von dem Strahlführungsmagneten. Auf diese Weise kann die elektromagnetische Verträglichkeit des Strahlführungsmagneten verbessert werden.

– Das erste und zweite Spulensystem des Strahlführungsmagneten kann derart erregt sein, dass die Summe der von dem ersten und dem zweiten Spulensystem erzeugten Magnetfelder zumindest am Ort des Isozentrums minimiert ist. Durch eine Minimierung des Magnetfeldes des Strahlführungsmagneten zumindest am Ort des Isozentrums kann eine Wechselwirkung mit weiteren medizinischen Instrumenten, welche im Bereich des Patienten vorliegen, verringert werden. Weiterhin kann insbesondere die Wechselwirkung mit innerhalb des Körpers des Patienten vorliegenden medizinischen Instrumenten, wie beispielsweise einem Herzschrittmacher, verringert werden.

– Die Einzelspulen des ersten und des zweiten Spulensystems können elektrisch in Reihe geschaltet sein. Weiterhin können das erste und das zweite Spulensystem konstruktiv derart ausgelegt sein, dass ein einem Außenbereich des Strahlführungsmagneten die Summe der Dipolmomente des ersten und des zweiten Spulensystems minimiert ist. Die vorgenannte Ausführungsform stellt eine besonders einfache Ausgestaltungsform eines Strahlführungsmagneten mit verringertem Streufeld dar.

– Die Einzelspulen des ersten und zweiten Spulensystems können elektrisch in Reihe geschaltet sein. Das erste und zweite Spulensystem kann weiterhin konstruktiv derart ausgelegt sein, dass zumindest am Ort des Isozentrums die Summe der von dem ersten und dem zweiten Spulensystem erzeugten Magnetfelder minimiert ist. Die vorgenannte Ausführungsform stellt eine besonders einfache Ausgestaltungsform eines Strahlführungsmagneten mit verringertem Streufeld dar.

[0023] Die Strahlführungsmagnete gemäß den vorstehenden Ausführungsformen sind insbesondere gegenüber einem Strahlführungsmagneten mit einer passiven ferromagnetischen Abschirmung des Patientenraumes vorteilhaft. Durch eine aktive Verringerung des Streufeldes des Strahlführungsmagneten gemäß den zuvor genannten Ausführungsformen kann das Magnetfeld im Patientenraum, insbesondere am Ort des Isozentrums minimiert werden, ohne dass die technischen Probleme einer passiven magnetischen Abschirmung, wie beispielsweise ein ho-

hes Gewicht und der damit verbundene konstruktive Aufwand, in Kauf genommen werden muss.

- Die Einzelspulen des ersten und zweiten Spulensystems können elektrisch in Reihe geschaltet sein und die Windungszahlen der Einzelspulen können derart dimensioniert sein, dass die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist. Durch die elektrische Reihenschaltung der Einzelspulen des ersten und zweiten Spulensystems ist die Stromdichte in allen Einzelspulen des Strahlführungsmagneten im Wesentlichen gleich. Eine Anpassung der von dem ersten bzw. zweiten Spulensystem erzeugten, in entgegengesetzte Richtungen weisenden Dipolmomente derart, dass diese Anpassung über die Windungszahlen der Einzelspulen erfolgt, stellt eine einfache effektive und insbesondere für die Herstellung der Einzelspulen vorteilhafte Lösung dar.
- Die Einzelspulen des ersten und zweiten Spulensystems können elektrisch in Reihe geschaltet sein und die zweiten Hauptspulen können in der Strahlführungsebene eine derart bemessene Fläche einschließen, so dass die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist. Eine Anpassung der von dem ersten bzw. zweiten Spulensystem erzeugten Dipolmomente derart, dass das von dem zweiten Spulensystem erzeugte Dipolmoment über die von den zweiten Hauptspulen in der Strahlführungsebene eingeschlossene Fläche eingestellt wird, stellt eine einfache konstruktive Maßnahme dar. Insbesondere kann die von den zweiten Hauptspulen in der Strahlführungsebene eingeschlossene Fläche durch eine nachträgliche Justage leicht verändert werden, da die zweiten Hauptspulen des Strahlführungsmagneten leicht zugänglich sind.
- Die Nebenspulen können sich zwischen den aufgebogenen Endteilen ihrer jeweils zugeordneten ersten Hauptspule erstrecken. Durch die vorgenannte Anordnung der Nebenspulen und der ersten Hauptspulen kann ein Strahlführungsmagnet mit einer kompakten Bauweise angegeben werden.
- Der Strahlführungsmagnet kann frei von ferromagnetischem die Strahlführung beeinflussende Material sein. Durch den Verzicht auf ferromagnetisches, die Strahlführung beeinflussendes Material kann ein Strahlführungsmagnet mit reduziertem Gewicht und den damit verbundenen Vorteilen angegeben werden. Ebenfalls vorteilhaft kann mit einem solchen Strahlführungsmagnet ein magnetisches Feld erzeugt werden, das eine Feldstärke aufweist, die oberhalb der ferromagnetischen Sättigung des ferromagnetischen Materials liegt.
- Die Leiter der Einzelspulen können metallisches LTC-Supraleitermaterial aufweisen. Metallisches LTC-Supraleitermaterial (Tiefemperatursupraleitermaterial) ist technisch ausgereift und gut zu

verarbeiten. Im Hinblick auf die Fertigung eines Strahlführungsmagneten gemäß der vorgenannten Ausführungsform stellt dies einen Vorteil dar.

- Die Leiter der Einzelspulen können stattdessen oder auch metalloxidisches HTC-Supraleitermaterial aufweisen. HTC-Supraleitermaterial (Hochtemperatursupraleitermaterial), vorzugsweise HTC-Supraleitermaterial welches in Bandform vorliegt, weist gegenüber Tieftemperatursupraleitermaterial höhere Betriebstemperaturen auf. Für den Betrieb einer Einzelspule, welche HTC-Supraleitermaterial aufweist, ist folglich ein verringerter kühltechnischer Aufwand notwendig.
- Die Leiter der Einzelspulen, welche HTC-Supraleitermaterial aufweisen, können in einem Temperaturbereich zwischen 10 K und 40 K, vorzugsweise in einem Temperaturbereich zwischen 20 K und 30 K, betrieben werden. In den vorgenannten Temperaturbereichen weisen typische HTC-Supraleitermaterialien hinreichend hohe kritische Stromtragfähigkeiten bzw. Stromdichten auf.

[0024] Die sich auf eine Bestrahlungsanlage beziehende Aufgabe wird mit den in Anspruch 13 angegebenen Maßnahmen gelöst.

[0025] Demgemäß soll eine Bestrahlungsanlage nach der Erfindung eine feststehende Teilchenquelle zur Erzeugung eines Strahls elektrisch geladener Teilchen (Teilchenstrahl) aufweisen. Weiterhin weist die Bestrahlungsanlage ein um eine Rotationsachse drehbares Gantry-System mit mehreren Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten zur Ablenkung und/oder Fokussierung des Teilchenstrahls in ein Isozentrum auf. Die erfindungsgemäße Bestrahlungsanlage weist weiterhin zumindest einen Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten auf, der ein Strahlführungsmagnet nach einer der vorgenannten Ausführungsformen ist.

[0026] Die erfindungsgemäße Bestrahlungsanlage weist gegenüber den aus dem Stand der Technik bekannten Bestrahlungsanlagen ein verringertes Streufeld auf. Auf diese Weise kann die elektromagnetische Verträglichkeit der erfindungsgemäßen Bestrahlungsanlage verbessert werden.

[0027] Vorteilhafte Ausgestaltungen der Bestrahlungsanlage gehen aus den von Anspruch 13 abhängigen Ansprüchen hervor. Dabei kann die Bestrahlungsanlage nach Anspruch 13 mit den Merkmalen eines, vorzugsweise mit denen mehrerer Unteransprüche kombiniert werden. Demgemäß kann die Bestrahlungsanlage nach der Erfindung zusätzlich noch die folgenden Merkmale aufweise:

- Die Bestrahlungsanlage kann als Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten, welcher von dem Teilchenstrahl vor Erreichen des Isozentrums zuletzt durchlaufen wird, einen Strahlführungsmagneten nach einer der vorgenannten Ausführungsformen aufweisen.

rungsformen enthalten. Derjenige Ablenk- und/oder Fokussierungsmagnet einer Bestrahlungsanlage, welche von dem Teilchenstrahl vor Erreichen des Isozentrums zuletzt durchlaufen wird, befindet sich in der Regel nahe am Patientenraum. Gemäß der vorgenannten Ausführungsform kann eine Bestrahlungsanlage angegeben werden, welche insbesondere im Hinblick auf eine geringere magnetische Belastung des Patientenraumes verbessert ist.

– Die Bestrahlungsanlage kann einen Strahlführungsmagneten aufweisen, dessen Magnetfeld zumindest im Patientenraum, vorzugsweise zumindest am Ort des Isozentrums, minimiert ist. Eine Minimierung des Magnetfeldes im Patientenraum, vorzugsweise am Ort des Isozentrums, stellt eine graduelle Verbesserung der elektromagnetischen Verträglichkeit der Bestrahlungsanlage dar. Insbesondere können mit einer Bestrahlungsanlage gemäß der vorgenannten Ausführungsform Patienten behandelt werden, welche inkorporal elektromagnetisch sensible Geräte, wie beispielsweise einen Herzschrittmacher tragen.

– Der Teilchenstrahl aus C^{6+} -Teilchen bestehen. C^{6+} -Teilchen werden zunehmend in der Krebstherapie eingesetzt. Mit einer Bestrahlungsanlage gemäß der vorgenannten Ausführungsform kann eine für die Krebstherapie geeignete Bestrahlungsanlage angegeben werden, welche ein vermindertes Fernfeld aufweist, und somit einen breiteren Anwendungsbereich erschließen kann. Beispielsweise können mit einer Bestrahlungsanlage gemäß der genannten Ausführungsform Krebspatienten behandelt werden, welche inkorporal ein elektromagnetisch sensibles Gerät, wie beispielsweise einen Herzschrittmacher tragen.

[0028] Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Strahlführungsmagneten sowie der erfindungsgemäßen Bestrahlungsanlage gehen aus den vorstehend nicht angesprochenen Ansprüchen sowie insbesondere aus der nachfolgend erläuterten Zeichnung hervor. In der Zeichnung sind Ausführungsbeispiele des erfindungsgemäßen Strahlführungsmagneten sowie der erfindungsgemäßen Bestrahlungsanlage in schematisierter Darstellung angedeutet. In der Zeichnung zeigen

[0029] [Fig. 1](#) eine Bestrahlungsanlage mit einem Gantry-System,

[0030] [Fig. 2](#) einen Strahlführungsmagneten im Querschnitt,

[0031] [Fig. 3](#) einen Strahlführungsmagneten im Längsschnitt und

[0032] [Fig. 4](#) einen Strahlführungsmagneten in Perspektivansicht.

[0033] Sich in der Zeichnung entsprechende Teile sind mit den gleichen Bezugszeichen versehen. Weitere in der Zeichnung nicht explizit erläuterte Teile sind allgemeiner Stand der Technik.

[0034] [Fig. 1](#) zeigt eine Bestrahlungsanlage **100**, mit welcher ein Strahl elektrisch geladener Teilchen (Teilchenstrahl) **102**, ausgehend von einer Teilchenquelle **101** mit Hilfe eines Gantry-Systems entlang einer gekrümmten Teilchenbahn abgelenkt wird. Bei dem Teilchenstrahl **102** kann es sich insbesondere um einen Strahl von C^{6+} -Ionen handeln. Der Teilchenstrahl **102** wird innerhalb eines Strahlführungsrohres **103** geführt. Durch die gekrümmte Bahn des Teilchenstrahls **102** wird eine Strahlführungsebene **104** vorgegeben. Der Teilchenstrahl **102** wird aus einer durch die Teilchenquelle **101** vorgegebenen Richtung mit Hilfe mehrerer Ablenk- und/oder Fokussierungsmagnete **105** aus seiner ursprünglichen Richtung mehrfach abgelenkt. Die Ablenk- und/oder Fokussierungsmagnete **105**, sowie weitere Magnete, beispielsweise sogenannte Scanner-Magnete **106**, sind Teil des Gantry-Systems, welches um eine festgelegte Rotationsachse A drehbar ist. Die Rotationsachse A des Gantry-Systems fällt im Idealfall mit der durch die Teilchenquelle **101** vorgegebenen ursprünglichen Richtung des Teilchenstrahls **102** zusammen. Neben den Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten **105**, sowie gegebenenfalls vorhandenen weiteren Magneten wie beispielsweise Scanner-Magneten **106**, weist ein Gantry-System ein Gestell zur Halterung der entsprechenden Magnete auf.

[0035] Mit Hilfe des Gantry-Systems ist es möglich, den Teilchenstrahl **102** in ein sogenanntes Isozentrum **107** zu lenken. Unter einem Isozentrum **107** ist in diesem Zusammenhang derjenige Bereich zu verstehen, in welchem der Teilchenstrahl **102** die Gantry-Rotationsachse A schneidet. Bei einer Rotation des Gantry-Systems verläuft der Teilchenstrahl **102** stets durch das Isozentrum **107**. Das Isozentrum **107** befindet sich innerhalb eines Patientenraums **108**. Wird eine Bestrahlungsanlage **100**, beispielsweise zur Krebstherapie eingesetzt, so befindet sich im Bereich des Isozentrums **107** ein beispielsweise mit C^{6+} -Ionen zu bestrahlender Tumor.

[0036] [Fig. 2](#) zeigt einen Querschnitt durch einen Strahlführungsmagneten **200**. Bei dem in [Fig. 2](#) dargestellten Strahlführungsmagneten **200** kann es sich insbesondere um einen Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten eines Gantry-Systems handeln, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist. Weiterhin kann es sich um denjenigen Magneten des Gantry-Systems handeln, welcher von dem Teilchenstrahl **102** zuletzt durchlaufen wird, bevor der Teilchenstrahl **102** in das Isozentrum **107** trifft.

[0037] Der Teilchenstrahl **102** verläuft bei dem in [Fig. 2](#) dargestellten Querschnitt des Strahlführungsmagneten **200** mittig, innerhalb eines Strahlführungs-

rohres **103**. Der Teilchenstrahl **102** folgt, wie bereits im Zusammenhang mit [Fig. 1](#) erwähnt, einer gekrümmten Bahn, welche eine Strahlführungsebene **104** festlegt. Der in [Fig. 2](#) dargestellte Strahlführungsmagnet **200** weist ein erstes und ein zweites Spulensystem auf.

[0038] Die Einzelspulen des ersten Spulensystems sind paarweise spiegelbildlich zu der Strahlführungsebene **104** angeordnet. Das erste Spulensystem umfasst, gemäß dem in [Fig. 2](#) dargestellten Ausführungsbeispiel, zumindest zwei erste sattelförmige Hauptspulen **201**, **202** mit in Richtung der Teilchenbahn langgestreckten Seitenteilen und stirnseitig aufgebogenen Endteilen. Der Strahlführungsmagnet **200** weist weiterhin spiegelbildlich zu der Strahlführungsebene **104** angeordnete weitgehend flache, bananenförmig gekrümmte Nebenspulen **203**, **204** auf, die jeweils einen Innenbereich umschließen. In dem Innenbereich sind zwei spiegelbildlich zu der Strahlführungsebene **104** angeordnete Korrekturspulen **205**, **206** angeordnet, welche ebenfalls bananenförmig gekrümmt sind.

[0039] Das zweite Spulensystem, des in [Fig. 2](#) dargestellten Strahlführungsmagneten **200**, weist zwei zweite, entlang der Teilchenbahn ausgedehnte, bananenförmig gekrümmte Hauptspulen **207**, **208** auf, die zwischen den ersten Hauptspulen **201**, **202** angeordnet sind. Die zweiten Hauptspulen **207**, **208** weisen jeweils ein der Teilchenbahn nahes langgestrecktes, im Wesentlichen flaches erstes Seitenteil **207a**, **208a** sowie im Wesentlichen parallel dazu ein entsprechendes der Teilchenbahn fernes zweites Seitenteil **207b**, **208b** auf.

[0040] Die Einzelspulen des ersten Spulensystems erzeugen, sofern sie mit einem Strom mit der in [Fig. 2](#) in bekannter Weise angedeuteten Richtung beaufschlagt werden, ein Dipolmoment in eine mit **209** bezeichnete Richtung. Die Einzelspulen des zweiten Spulensystems erzeugen, sofern sie mit einem Strom in die in [Fig. 2](#) angedeutete Richtung beaufschlagt werden, ein Dipolmoment in eine mit **210** bezeichnete Richtung. Das von dem ersten Spulensystem erzeugte Dipolmoment weist mit seiner Richtung **209** zumindest näherungsweise in eine dem Dipolmoment entgegen gesetzte Richtung **210**, welches von dem zweiten Spulensystem erzeugt wird. Das von dem ersten Spulensystem erzeugte Dipolmoment und das von dem zweiten Spulensystem erzeugte Dipolmoment werden sich im Außenbereich des Strahlführungsmagneten zumindest teilweise aufheben. Insbesondere können die Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems von den jeweiligen Einzelspulen des entsprechenden Spulensystems derart erzeugt werden, dass eine Verringerung oder gar eine Minimierung des gesamten Dipolmomentes im Außenbereich des Strahlführungsmagneten **200** erreicht wird. Auf diese Weise kann das

Streufeld des Strahlführungsmagneten **200** verringert werden. Im Inneren des Strahlführungsmagneten **200**, insbesondere im Bereich des Strahlrohres **103** addieren sich die Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems.

[0041] Allgemein fällt der Dipolanteil eines Magneten mit der dritten Potenz der Entfernung von dem jeweiligen Erzeuger im umgebenen Raum ab. Das Quadrupolmoment eines Magneten fällt mit der fünften Potenz der Entfernung von dem jeweiligen Erzeuger im Raum ab. Durch eine Verringerung des Dipolanteiles im Magnetfeld eines Strahlführungsmagneten **200** kann somit dessen Streufeld verringert werden.

[0042] Der in [Fig. 2](#) dargestellte Strahlführungsmagnet **200** kann ferner dahingehend ausgelegt sein, dass sein Streufeld an bestimmten Orten oder in bestimmten Bereichen, beispielsweise dem in [Fig. 1](#) dargestellten Patientenraum **108** oder dem Isozentrum **107** gering ausfällt oder minimiert ist. Eine derartige Minimierung des Streufeldes des Strahlführungsmagneten **200** kann dadurch erreicht werden, dass die Windungszahl der Einzelspulen des ersten und zweiten Spulensystems, insbesondere die Windungszahl der ersten Hauptspulen **201**, **202** und der zweiten Hauptspulen **207**, **208** nach dieser Maßgabe ausgelegt werden.

[0043] Das erste wie auch das zweite Spulensystem können unter Verwendung eines gemeinsamen Leiters hergestellt werden. Folglich wird die Stromdichte im Inneren der Einzelspulen des ersten und des zweiten Spulensystems in etwa einen gemeinsamen konstanten Wert annehmen. In diesem Fall können die jeweiligen Querschnitte, insbesondere die Querschnitte der ersten Hauptspulen **201**, **202** und der zweiten Hauptspulen **207**, **208** derart angepasst werden, dass das Gesamtdipolmoment des Strahlführungsmagneten **200** minimiert wird.

[0044] Werden wie in [Fig. 2](#) angedeutet die ersten Hauptspulen **201**, **202** und die zweiten Hauptspulen **207**, **208** in einer gemeinsamen Ebene angeordnet, so kann durch Verschieben der Trennebenen **211**, **212** die Anzahl, respektive derjenige Querschnitt, welcher der ersten bzw. der zweiten Hauptspule zugeschlagen wird, verändert werden. Auf diese Weise kann ebenfalls eine Anpassung des ersten **209** und zweiten **210** Dipolmomentes erreicht werden.

[0045] Weiterhin kann insbesondere das Dipolmoment der zweiten Hauptspulen **207**, **208** dadurch dem von dem ersten Spulensystem erzeugten Dipolmoment angepasst werden (so dass sich die Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems jeweils weitgehend aufheben), dass die von den zweiten Hauptspulen **207**, **208** eingeschlossene Fläche in der Strahlführungsebene **104** durch Einstellen des

Abstandes **213** verändert wird.

[0046] Die Einzelspulen des Strahlführungsmagneten **200** können metallisches LTC-Supraleitermaterial aufweisen oder auch zumindest teilweise aus metall-oxidischem HTC-Supraleitermaterial gefertigt sein. Vorzugsweise kann bei Verwendung von HTC-Supraleitermaterial der Strahlführungsmagnet **200**, respektive dessen Einzelspulen bei Temperaturen zwischen 10 K und 40 K, vorzugsweise bei Temperaturen zwischen 20 K und 30 K, betrieben werden. Die Einzelspulen des Strahlführungsmagneten **200** können von einer inneren Haltestruktur **214** gehalten werden. Sollte der Strahlführungsmagnet **200** Einzelspulen aufweisen, welche supraleitendes Material enthalten, so können die Einzelspulen vorzugsweise gemeinsam mit ihrer Haltestruktur **214** in einem Kryostaten **215** angeordnet sein. Der Kryostat **215** kann weiterhin mit Isolationsmaßnahmen, wie beispielsweise einer Vakuumisolation oder Superisolation **216** ausgestattet sein. Die Bauteile des Strahlführungsmagneten **200** können weiterhin innerhalb eines gemeinsamen Gehäuses **217** gehalten sein. Insbesondere kann der Strahlführungsmagnet **200** frei von ferromagnetischem, die Strahlführung beeinflussenden Material sein.

[0047] [Fig. 3](#) zeigt einen Längsschnitt durch das Spulensystem eines Strahlführungsmagneten **200** wie er in [Fig. 2](#) im Querschnitt dargestellt ist. Der auf einer ersten Seite in das Spulensystem eintretende Teilchenstrahl **102** wird mit Hilfe der gekrümmten Einzelspulen derart abgelenkt, dass er in ein Isozentrum **107** trifft, welches sich innerhalb eines Patientenraumes **108** befindet. Der Abstand zwischen dem Strahlführungsmagneten **200** und dem Patientenraum **108** kann in diesem Zusammenhang ca. 1 m betragen. In [Fig. 3](#) dargestellt finden sich eine erste Hauptspule **201**, eine Nebenspule **203** sowie eine im Innenbereich der Nebenspule **203** angeordnete Korrekturspule **205**. Bezogen auf die gekrümmte Teilchenbahn findet sich am radial inneren Rand des Spulensystems eine zweite Hauptspule **208** sowie eine weitere zweite Hauptspule **207** am radial äußeren Rand des Spulensystems. Die zweiten Hauptspulen **207**, **208** weisen dabei jeweils ein der Teilchenbahn nahes, langgestrecktes, im Wesentlichen flaches erstes Seitenteil **207a**, **208a** und im Wesentlichen parallel dazu ein der Teilchenbahn fernes, langgestrecktes, im Wesentlichen flaches zweites Seitenteil **207b**, **208b** auf. Bei dem in [Fig. 3](#) dargestellten Spulensystem kann es sich insbesondere um das Spulensystem eines Strahlführungsmagneten **200** handeln, welcher von einem Teilchenstrahl **102** zuletzt passiert wird, bevor der Teilchenstrahl **102** in ein Isozentrum **107** trifft.

[0048] [Fig. 4](#) zeigt eine Perspektivansicht des Spulensystems des in [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) dargestellten Strahlführungsmagneten **200**. [Fig. 4](#) zeigt ebenfalls eine erste Hauptspule **201**, welche in ihren Endberei-

chen stirnseitig aufgebogen ist und dort gekröpfte Bereiche **401** aufweist. Ebenfalls dargestellt findet sich eine Nebenspule **203**, sowie die im Innenbereich der Nebenspule **203** angeordnete Korrekturspule **205**. Am radial inneren Rand des Spulensystems sowie am radial äußeren Rand des Spulensystems befindet sich jeweils eine zweite Hauptspule **207** bzw. **208**.

Patentansprüche

1. Strahlführungsmagnet (**200**) zur Ablenkung eines Strahls (**102**) elektrisch geladener Teilchen längs einer gekrümmten Teilchenbahn, die eine Strahlführungsebene (**104**) festlegt, in ein Isozentrum (**107**), mit

- a) einem ersten Spulensystem mit entlang der Teilchenbahn ausgedehnten, gekrümmten Einzelspulen (**201**, **202**, **203**, **204**, **205**, **206**), die jeweils paarweise spiegelbildlich zu der Strahlführungsebene (**104**) angeordnet sind, umfassend,
 - zwei sattelförmige erste Hauptspulen (**201**, **202**) mit in Richtung der Teilchenbahn lang gestreckten Seitenteilen und stirnseitig aufgebogenen Endteilen (**401**),
 - zwei zumindest weitgehend flache, bananenförmig gekrümmte Nebenspulen (**203**, **204**), die jeweils einen Innenbereich umschließen, und
 - zwei zumindest weitgehend flache, in dem jeweiligen Innenbereich der Nebenspulen (**203**, **204**) angeordnete, bananenförmig gekrümmte Korrekturspulen (**205**, **206**),
- und
- b) einem zweiten Spulensystem (**207**, **208**) mit zwei, seitlich der Teilchenbahn ausgedehnten, bananenförmig gekrümmten zweiten Hauptspulen (**207**, **208**), die zwischen den ersten Hauptspulen (**201**, **202**) angeordnet sind und jeweils ein erstes der Teilchenbahn nahes und ein zweites der Teilchenbahn fernes langgestrecktes, im Wesentlichen flaches Seitenteil (**207a**, **208a**, **207b**, **208b**) aufweisen, wobei

mit dem ersten und zweiten Spulensystem Dipolmomente zu erzeugen sind, die in entgegengesetzte Richtungen (**209**, **210**) weisen.

2. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das erste und zweite Spulensystem derart erregt ist, dass in einem Außenbereich des Strahlführungsmagneten (**200**) die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist.

3. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das erste und zweite Spulensystem derart erregt ist, dass die Summe der von dem ersten und dem zweiten Spulensystem zu erzeugenden Magnetfeldern zumindest am Ort des Isozentrums minimiert ist.

4. Strahlführungsmagnet Anspruch 2, dadurch

gekennzeichnet, dass die Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) des ersten und zweiten Spulensystems elektrisch in Reihe geschaltet sind, und das erste und zweite Spulensystem konstruktiv derart ausgelegt ist, dass in einem Außenbereich des Strahlführungsmagneten (**200**) die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist.

5. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) des ersten und zweiten Spulensystems elektrisch in Reihe geschaltet sind, und das erste und zweite Spulensystem konstruktiv derart ausgelegt ist, dass die Summe der von dem ersten und dem zweiten Spulensystem zu erzeugenden Magnetfelder zumindest am Ort des Isozentrums (**107**) minimiert ist.

6. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 2 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Windungszahlen der Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) derart dimensioniert sind, dass in einem Außenbereich des Strahlführungsmagneten (**200**) die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist.

7. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 2 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die zweiten Hauptspulen (**207, 208**) in der Strahlführungsebene (**104**) eine derart bemessene Fläche (**301, 302**) einschließen, so dass in einem Außenbereich des Strahlführungsmagneten (**200**) die Summe der Dipolmomente des ersten und zweiten Spulensystems minimiert ist.

8. Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Nebenspulen (**203, 204**) zwischen den aufgebogenen Endteilen (**401**) ihrer jeweils zugeordneten ersten Hauptspule (**201, 202**) erstrecken.

9. Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlführungsmagnet frei von ferromagnetischem, die Strahlführung beeinflussendem Material ist.

10. Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Leiter der Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) metallisches LTC-Supraleitermaterial aufweisen.

11. Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Leiter der Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) metalloxidisches HTC-Supraleitermaterial aufweisen.

12. Strahlführungsmagnet (**200**) nach Anspruch 11, gekennzeichnet durch eine Betriebstemperatur der Leiter der Einzelspulen (**201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208**) zwischen 10 K und 40 K, vorzugsweise zwischen 20 K und 30 K.

13. Bestrahlungsanlage (**100**) mit – einer feststehenden, einen Strahl elektrisch geladener Teilchen erzeugenden Teilchenquelle (**101**), und – einem um eine Rotationsachse (A) drehbaren Gantry-System mit mehreren Ablenk- und/oder Fokussierungsmagneten (**105, 106**) zur Ablenkung und/oder Fokussierung des Teilchenstrahls (**102**) in ein Isozentrum (**107**), dadurch gekennzeichnet, dass zumindest einer der Ablenk- und/oder Fokussierungsmagnete (**105, 106**) ein Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der vorangehenden Ansprüche ist.

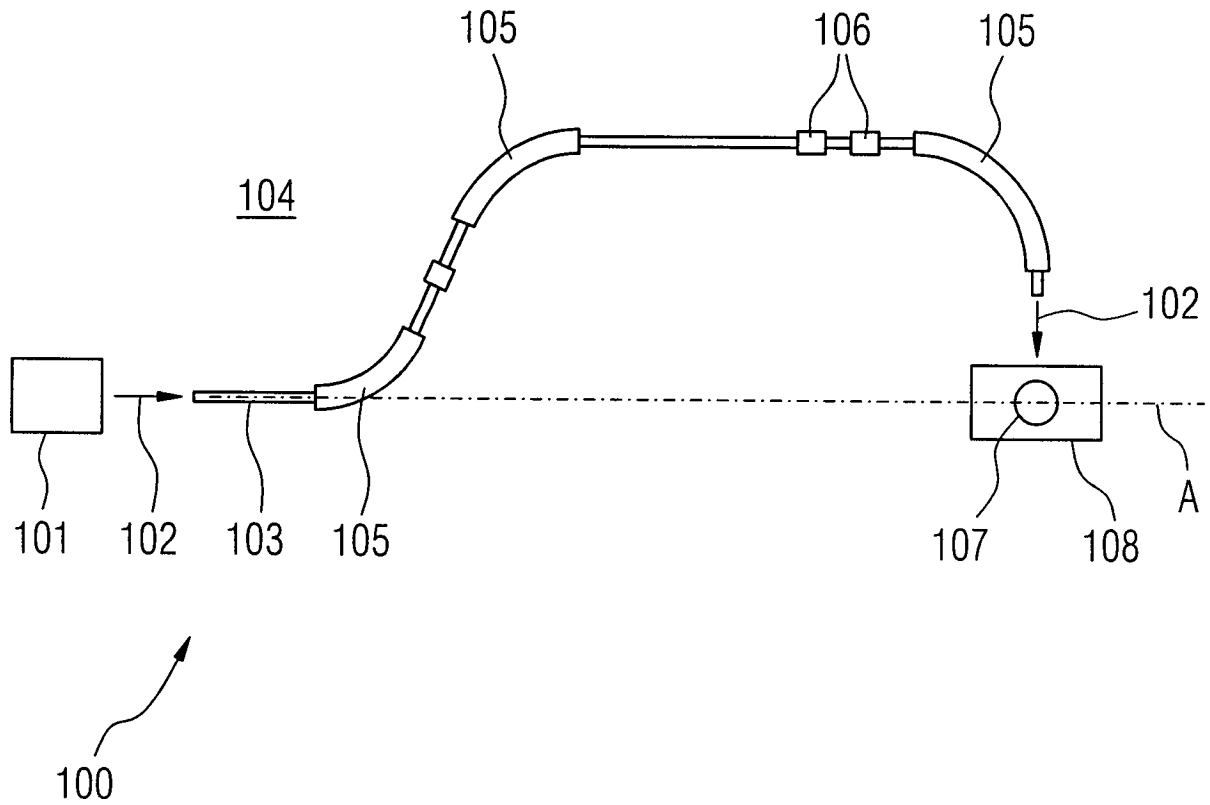
14. Bestrahlungsanlage (**100**) nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Ablenk- und/oder Fokussierungsmagnet (**105**), den der Teilchenstrahl (**102**) vor Erreichen des Isozentrums (**107**) zuletzt durchläuft, ein Strahlführungsmagnet (**200**) nach einem der Ansprüche 1 bis 12 ist.

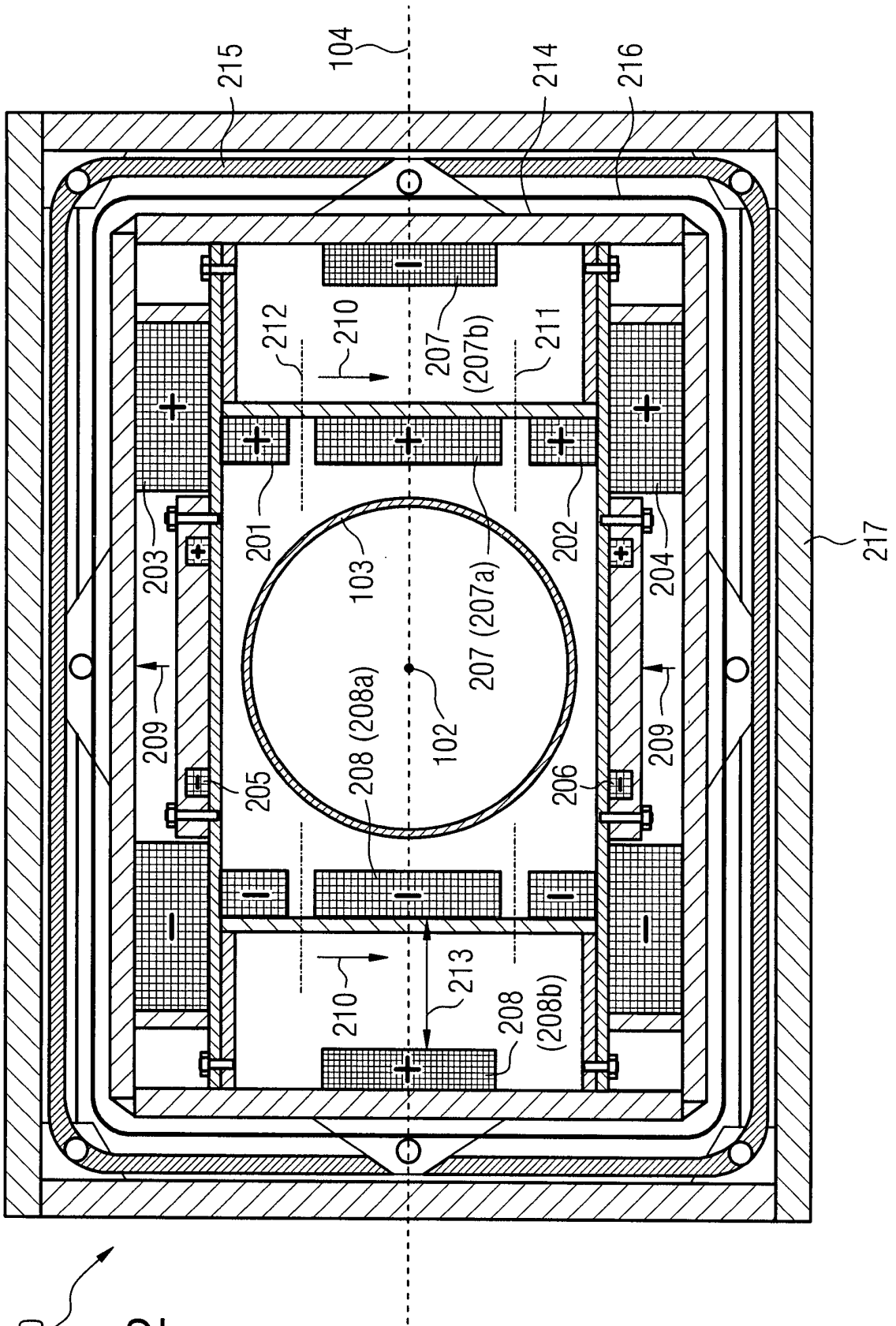
15. Bestrahlungsanlage (**100**) nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass das Magnetfeld des Strahlführungsmagneten (**200**) zumindest im Patientenraum (**108**), vorzugsweise zumindest am Ort des Isozentrums (**107**) minimiert ist.

16. Bestrahlungsanlage (**100**) nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Teilchenstrahl (**102**) aus C^{6+} -Teilchen besteht.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

FIG 1





200
FIG 2

FIG 3

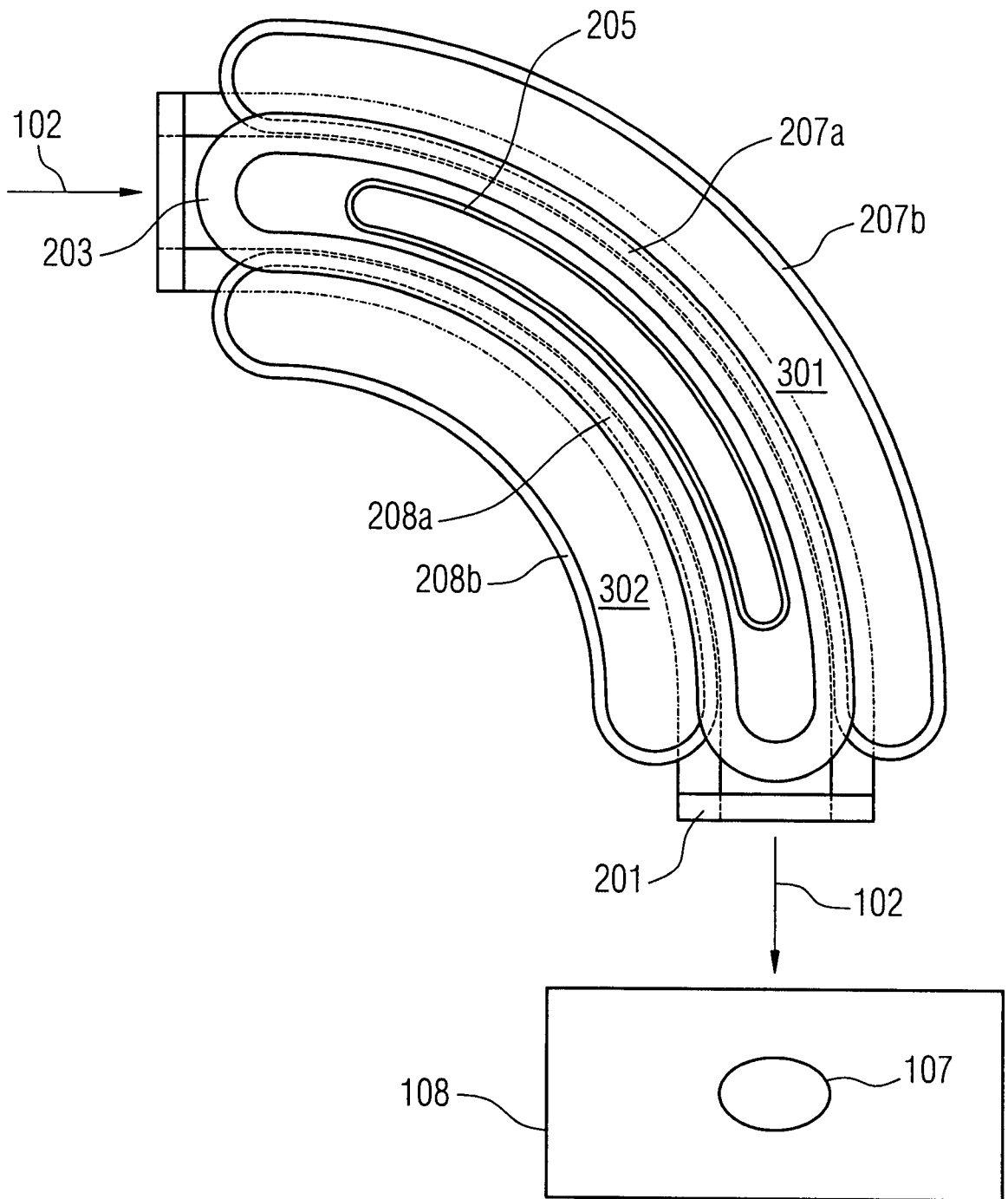


FIG 4

