

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
30. November 2000 (30.11.2000)

PCT

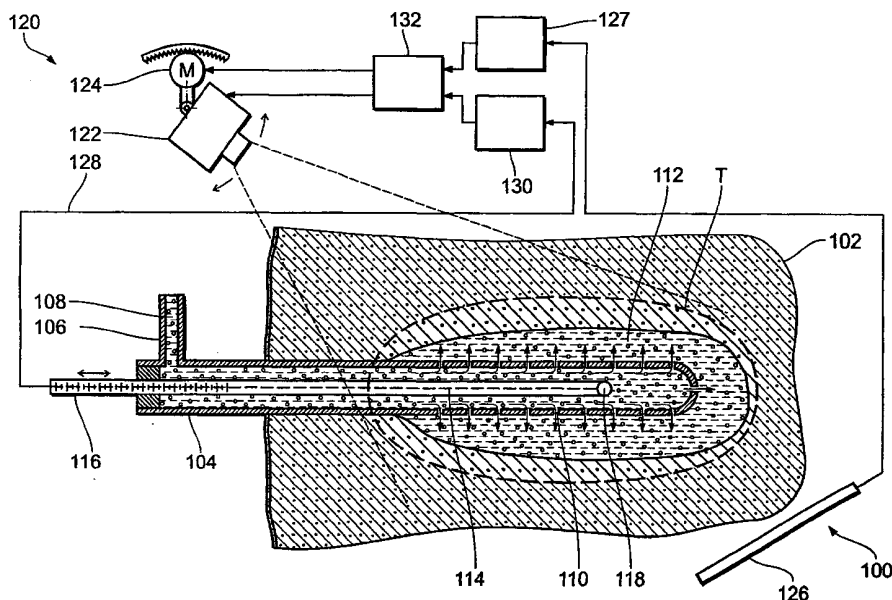
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 00/71205 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61N 5/10** (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **LASER- UND MEDIZIN-TECHNOLOGIE GMBH BERLIN** [DE/DE]; Krahmerstr. 6-10, 12207 Berlin (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: **PCT/EP00/04341**
- (22) Internationales Anmeldedatum: **12. Mai 2000 (12.05.2000)** (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **MÜLLER, Gerhard** [DE/DE]; An der Rehwiese 8, 14129 Berlin (DE). **REG-ULLA, Dieter** [DE/DE]; Behamstr. 17, 80687 München (DE).
- (25) Einreichungssprache: **Deutsch**
- (26) Veröffentlichungssprache: **Deutsch**
- (30) Angaben zur Priorität: **199 22 991.0** **12. Mai 1999 (12.05.1999)** **DE** (74) **Anwalt: EISENFÜHR, SPEISER & PARTNER**; Pacelliallee 43/45, 14195 Berlin (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: **RADIOTHERAPY DEVICE**

(54) Bezeichnung: **ANORDNUNG ZUR STRAHLENTHERAPIE**



(57) Abstract: The invention relates to a device (100) for carrying out radiotherapy on a limited target area of tissue (T), comprising a source of radiation (122), which is configured to emit ionizing radiation, and a deposit (112), which is located inside the target area of tissue (T) or adjacent thereto and which is configured for backscattering radiation. According to the invention, said deposit (112) contains a metal complex compound in a liquid solution or in an emulsion.

(57) Zusammenfassung: Anordnung (100) für eine Strahlentherapie eines begrenzten Zielgewebereiches (T), mit einer Strahlungsquelle (122), die zur Emission ionisierender Strahlung ausgebildet ist, und einer Einlagerung (112), die innerhalb des Zielgewebereiches (T) oder benachbart zu diesem angeordnet ist und die zur Rückstreuung ionisierender Strahlung ausgebildet ist. Erfindungsgemäss weist die Einlagerung (112) eine Metallkomplex-Verbindung in einer flüssigen Lösung oder in einer Emulsion auf.

WO 00/71205 A2



(81) **Bestimmungsstaaten** (*national*): AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DK, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.

(84) **Bestimmungsstaaten** (*regional*): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI,

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes, und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Anordnung zur Strahlentherapie

Die Erfindung betrifft eine Anordnung für eine Strahlentherapie eines begrenzten Ziel-Gewebereiches, mit einer Strahlungsquelle, die zur Emission ionisierender Strahlen ausgebildet ist, und einer Einlagerung, die innerhalb des Ziel-Gewebereiches oder benachbart zu diesem angeordnet ist und die zur Rückstreuung ionisierender Strahlung ausgebildet ist.

Eine solche Anordnung ist aus der Schrift DE 199 22 991 A1 der Anmelderin bekannt. Zur Erhöhung der Wirkdosis der den Körper durchstrahlenden ionisierenden Strahlung unmittelbar im Ziel-Gewebereich weist dieser bei dieser bekannten Anordnung eine Einlagerung auf, die aus Mikropellets oder Nanopartikeln besteht. Die Teilchen bestehen aus einer Titanlegierung und sind in einer Trägeremulsion eingebettet. Die Emulsion wird mit Hilfe einer Kathetervorrichtung in den Ziel-Gewebereich eingebracht.

Nachteilig ist bei dieser Anordnung, dass die in der Emulsion eingebetteten Teilchen aufwendig und teuer in der Herstellung sind. Entsprechend hohe Betriebskosten dieser bekannten Anordnung sind die Folge.

Das der Erfindung zugrunde liegende technische Problem ist daher, eine Anordnung der eingangs genannten Art so weiterzubilden, dass sie kostengünstiger betrieben werden kann.

Dieses Problem wird für eine Anordnung gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 dadurch gelöst, dass die Einlagerung eine Metallkomplex-Verbindung in einer flüssigen Lösung oder in einer Emulsion aufweist.

Die der Erfindung zugrunde liegende technische Lehre besteht darin, dass der Effekt der Dosiserhöhung in unmittelbarer Nachbarschaft metallischer Oberflächen sich auch dann einstellt, wenn die metallischen Oberflächen nicht fest sind, sondern in flüssiger Phase vorliegen. Erfindungsgemäß enthält die Einlagerung eine Metallkomplex-Verbindung in einer flüssigen Lösung oder in einer Emulsion. Es hat sich dabei gezeigt, dass der Effekt einer Dosiserhöhung sowohl mit Komplexverbindungen der gängigen Metalle im klassischen Sinne, also den Metallen der 3. bis 6. Hauptgruppe sowie den Übergangsmetallen, als auch mit Erdalkalimetallen und mit inneren Übergangsmetallen, also Seltenerdmetallen, erzielt werden kann.

Bevorzugt gelangen biokompatible Metallkomplex-Lösungen oder -Emulsionen zum Einsatz. Auf diese Weise werden unerwünschte Nebenwirkungen, etwa in Form allergischer Reaktionen, weitestmöglich ausgeschlossen.

Die Auswahl der zu verwendenden Metallkomplex-Verbindung richtet sich auch nach dem Streukoeffizienten des jeweiligen Metall-Elementes für die verwendete Strahlung. Der Streukoeffizient sollte in dem für die Therapie verwendeten Bereich des Energiespektrums möglichst hoch sein, um die eingestrahlte Intensität gering halten zu können und nicht befallene, durchstrahlte Körperabschnitte zu schonen.

Je nach Therapieform können Röntgen- oder γ -Strahlen zum Einsatz gelangen. Die in der Praxis verwendeten Komplexsalzverbindungen sollten in einer biokompatiblen, löslichen Form - sei es als Emulsion oder als direkte Lösung - in den Ziel-Gewebereich überführbar sein. Dies kann mit Hilfe einer Injektion oder Infusion oder unter geeigneten Bedingungen auch durch Iontophorese erfolgen.

Der Metallkomplex ist in einem Ausführungsbeispiel eine Erdalkalimetall-Komplexsalz-Verbindung. In einer insbesondere für eine Röntgen-Strahlentherapie ausgebildeten Ausführungsform der Erfindung wird Bariumsulfat verwendet. Bariumsulfat findet bereits in der Röntgendiagnostik als positives Kontrastmittel verbreitete Anwendung.

In einer alternativen Ausführungsform ist die Metallkomplex-Verbindung eine Seltenerdmetall-Komplexsalz-Verbindung. Für die Röntgenbestrahlung sind Gadolinium-haltige Metallkomplexe besonders geeignet. Beispielsweise kann das in der Kernspintomografie als Kontrastmittel verwendete Gadolinium-DTPA verwendet werden. Dieses Streumittel ist bereits heute als biokompatibel medizinisch zugelassen und hat die vorteilhafte Eigenschaft, sich insbesondere in hypervaskularisierten Randzonen von Tumoren anzureichern. Dies ist genau der Bereich, wo der Dosis-Überhöhungseffekt zur Optimierung der Strahlentherapie genutzt werden soll.

Bevorzugt ist die Einlagerung vollständig aus der Metallkomplex-Verbindung in flüssiger Lösung oder in Emulsion gebildet. Es versteht sich, dass auch eine flüssige Lösung oder eine Emulsion verwendet werden kann, die zwei oder mehrere unterschiedliche Metallkomplexe enthält. Alternativ kann die erfindungsgemäße Anordnung auch eine Einlagerung aufweisen, die zum Teil aus herkömmlichen Metallpartikeln in Emulsion und zum Teil aus einer Metallkomplex-haltigen Lösung oder Emulsion gebildet ist.

Bevorzugt weist die Anordnung für die Strahlentherapie eine Rückstreugeometrie auf. Das heißt, mindestens ein Abschnitt der Einlagerung ist bezüglich der

Strahlungsquelle hinter dem Ziel-Gewebereich oder in dessen hinterem Abschnitt positioniert. Durch eine geeignete Positionierung und Ausdehnung der Einlagerung kann erreicht werden, dass der gesamte Ziel-Gewebereich von durch die Einlagerung rückgestreuter Strahlung beaufschlagt wird.

Eine Optimierung der Bestrahlungsgeometrie wird in einer weiteren Ausführungsform der Erfindung durch eine Positioniereinrichtung erzielt, an der die Strahlungsquelle befestigt ist und die zum Ausführen definierter Stellbewegungen zur Positionierung der Strahlungsquelle relativ zum Ziel-Gewebereich ausgebildet ist.

Dabei erfolgt die Justierung der Strahlungsquelle mit Hilfe eines Strahlungsdetektors, der im Ziel-Gewebereich oder in dessen Nachbarschaft angeordnet ist und der zur Aufnahme und Abgabe eines der Dosisleistung oder Wirkdosis der ionisierenden Strahlung entsprechenden Messsignals ausgebildet ist. Der Strahlungsdetektor sollte über das von einer zur Einführung des Streumittels, d.h. der Metallkomplex-haltigen Lösung oder Emulsion, verwendeten Kathetervorrichtung beanspruchte Volumen hinaus möglichst keinen zusätzlichen Raum benötigen. Daher ist er bevorzugt als Miniatur-Dosimeter ausgebildet.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Anordnung weist einen Strahlungsdetektor auf, der als im Ziel-Gewebereich verschiebbare Sonde ausgebildet ist. Hier kann die Bestrahlungsintensität über weite Strecken des Ziel-Gewebereiches kontrolliert werden. Mit Hilfe von zur Positionserfassung der Sonde ausgebildeten Mitteln kann bei dieser Ausführungsform die Bestrahlungsgeometrie an die spezifischen Verhältnisse des jeweils bestrahlten Ziel-Gewebereiches angepasst werden.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Anordnung weist eine mit dem Strahlungsdetektor und mit der Strahlungsquelle verbundene Steuereinrichtung auf, die zur Steuerung der Leistung und/oder der Emissionsdauer der von der Strahlungsquelle emittierten Strahlung in Abhängigkeit vom Messsignal des

Strahlungsdetektors ausgebildet ist. Mit Hilfe der Steuereinrichtung kann der Betrieb dieser Anordnung weitgehend automatisiert werden. Dabei ist die Steuereinrichtung bevorzugt zusätzlich mit der Positioniereinrichtung verbunden und zur Steuerung einer Stellbewegung der Positioniereinrichtung ausgebildet, durch die die Strahlungsquelle in eine Position bewegt wird, in der das Messsignal einen Maximalwert annimmt. Dadurch kann die Position der Strahlungsquelle relativ zum Ziel-Gewebsbereich automatisch so verändert werden, dass die Rückstreuungseffekte der Einlagerung innerhalb der Grenzen des Ziel-Gewebsbereiches optimal zur Wirkung gebracht werden.

Im Folgenden wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand der Zeichnung erläutert. Darin zeigt:

Figur 1 ein Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Strahlentherapieanordnung in einer Prinzipskizze und

Figur 2 ein Funktions-Blockschaltbild einer Verarbeitungs- und Steuereinrichtung der Anordnung nach Figur 1.

Figur 1 zeigt schematisch eine Strahlentherapieanordnung 100. Dargestellt ist ein Gewebeabschnitt 102 in einer schematischen Schnittansicht. Innerhalb des Gewebeabschnitts 102 ist durch größere Schraffur und eine gestrichelte Umgrenzungslinie ein Tumor T dargestellt. Interstitiell ist in den Gewebeabschnitt 102 ein Fluid-Applikator 104 für die Afterloading-Technik eingeführt, der sich mit seinem distalen Ende bis in den Tumor T hinein erstreckt.

Der Fluid-Applikator 104 ist über einen Anschlussstutzen 106 mit einem (nicht gezeigten) Behälter verbunden, über den unter Druck ein flüssiges Streumittel 108 zugeführt wird. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird als Streumittel Gadolinium-DTPA verwendet. Die vorliegende Anordnung ist jedoch nicht auf die Verwendung von Gadolinium-DTPA beschränkt. Als Streumittel kann eine flüssige

Lösung aller oben genannten Metallkomplex-Verbindungen, auch in Form einer Emulsion, zum Einsatz kommen.

Das Streumittel 108 tritt über eine Vielzahl von Öffnungen 110 in der Wandung des Applikators 104 in den umgebenden Ziel-Gewebereich T aus und bildet dort ein Flüssigkeitsreservoir 112, das aufgrund seines Metallgehaltes gewissermaßen einen "Mehrfachstrekörper" für Röntgen- oder γ -Strahlung bildet.

Im Inneren des Fluid-Applikators 104 ist an einem axial verschieblichen Trägerstab 114, der im proximalen Bereich eine Skala 116 trägt, ein Strahlungsdetektor 118 angeordnet. Der Strahlungsdetektor 118 erzeugt ein der Dosisleistung entsprechendes Messsignal. Die Skala dient zur Positionsbestimmung des Strahlungsdetektors relativ zur Längserstreckung des distalen Endbereiches des Fluid-applikators 104. Selbstverständlich können auch automatisch arbeitende Anordnungen zur Positionsbestimmung des Strahlendetektors 118 vorgesehen werden.

Die vom Detektor 118 nachgewiesene Strahlung wird mit Hilfe einer Bestrahlungseinrichtung 120 erzeugt. Die Bestrahlungseinrichtung 120 weist im vorliegenden Ausführungsbeispiel ein Röntgengerät 122 auf, das auf einer Schwenkvorrichtung 124 motorisch schwenkbar aufgebaut ist. Dem Röntgengerät 122 ist jenseits des durchstrahlten Körperabschnitts eine Abbildungseinrichtung 126 mit einer Bildverarbeitungseinheit 127 zugeordnet, über die die Position des Fluid-Applikators 104 sowie des Strahlungsdetektors 118 relativ zum Ziel-Gewebereich bestimmt werden kann. In grundsätzlich gleicher Bauweise kann anstelle eines Röntgengerätes auch eine Strahlungsquelle für γ -Strahlen, etwa unter Verwendung von ^{60}Co , vorgesehen sein.

Der Strahlungsdetektor 118 ist als Miniatur-Röntgendosimeter ausgebildet. Das von ihm erzeugte Messsignal wird über ein Kabel 128 dem Eingang einer Detektorsignal-Verarbeitungseinheit 130 zugeführt. Diese ist ausgangsseitig mit einer Bestrah-

lungssteuereinheit 132 verbunden. Die Bestrahlungssteuereinheit 132 ist über Steuerausgänge mit dem Röntgengerät 122 sowie der Schwenkvorrichtung 124 verbunden. Sie steuert zum einen die Leistung der vom Röntgengerät 122 abgegebenen Strahlung sowie zum anderen die Positionierung des Röntgengerätes 122 mit Hilfe der Schwenkvorrichtung 124. Aufbau und Funktion der Detektorsignal-Verarbeitungseinheit 130 sind weiter unten genauer beschrieben.

Das Röntgengerät 122 wird mit einer gegenüber vergleichbaren Strahlentherapien wesentlich verringerten Strahlungsleistung betrieben, da infolge von Vielfach-Streueffekten im Flüssigkeitsreservoir 112 eine stark erhöhte Wirkdosis der Röntgenstrahlung im Ziel-Gewebereich T vorliegt. Die genaue Dosisleistung wird mit Hilfe der Bestrahlungssteuereinheit oberhalb eines experimentell vorbestimmten Wirkungs-Schwellwertes für die Proliferationsinhibition eingestellt. Der Wirkungs-Schwellwert kann beispielsweise durch Bestrahlungsversuche an einem Gewebe der Art des Gewebeabschnitts 102 bestimmt werden. Das Dosisleistungsprofil der Strahlung längs der Achse des Applikators 104 kann durch Verschieben des Trägerstabes 114 bestimmt werden. Anhand dieses Profils kann die Strahlungsleistung und/oder Richtung der Strahlungsquelle 122 gesteuert werden.

Wird der aus Kunststoff oder Glas gefertigte Applikator 104 während der Strahlenbehandlung im Körper belassen, so kann die Wirkdosis im Ziel-Gewebereich T außerdem durch zusätzliche Zuführung oder durch Absaugen von Streumittel 108 während der Behandlung gesteuert werden.

Figur 2 zeigt in Form eines Funktions-Blockschaltbildes schematisch eine einfache Ausführung der Detektorsignal-Verarbeitungseinheit 130 und der Bestrahlungssteuereinheit 122 der Anordnung nach Figur 1. Die nachfolgend erwähnten Funktionen werden in der Praxis größtenteils softwaremäßig implementiert sein.

Die eingangsseitig mit dem Strahlungsdetektor 118 (Figur 1) verbundene Detektorsignal-Verarbeitungseinheit 130 umfasst eine Verstärkerstufe 130.1 und

eine dieser nachgeordnete, außerdem mit einem Korrekturtabellenspeicher 130.2 verbundene Korrekturstufe 130.3, in der die in der Längsachse des Fluid-Applikators 104 erfassten Dosisleistungswerte anhand einer für den speziellen Fluid-Applikator in vitro vorbestimmten Korrekturtabelle auf die therapielevanten Umfangs-Dosisleistungswerte hochgerechnet werden. Die Bestrahlungssteuereinheit 132 umfasst eine mit dem Ausgang der Detektorsignal-Verarbeitungseinheit 130 sowie mit einem internen Sollwertspeicher 132.1 verbundene Subtraktionsstufe 132.2, in der jeweils für eine Detektorposition die aktuelle Sollwert-Istwert-Abweichung der Dosisleistung ermittelt wird und die ihrerseits einen Steuertabellenspeicher 132.3 adressiert. Aus diesen wird in Abhängigkeit vom erhaltenen Differenzwert ein Primär-Steuersignal für die Stromversorgung 132.4 der Röntgenquelle 122 ausgelesen. Die Primär-Steuersignale für verschiedene Detektorpositionen werden im Regelfall einer nachgeordneten Mittelungsstufe 132.5 zugeführt, die sie in einem internen (nicht gesondert gezeigten) Pufferspeicher ablegt und nach Abschluss einer Messung eine Mittelung durchführt, deren Ergebnis ein Sekundär-Steuersignal darstellt, das der Stromversorgung 132.4 zugeführt wird. Optional kann aber auch (durch eine gestrichelte Linie dargestellt) bereits bei Vorliegen eines einzigen Primär-Steuersignals eine Nachsteuerung der Röntgenquelle erfolgen. Das wird speziell bei eventuellen, großen Abweichungen zu Beginn der Behandlung zweckmäßig sein.

Die Steuereinheit 132 umfasst weiterhin - in an sich bekannter Weise - eine Ablaufsteuerstufe 132.6 (mit Zeitgeber, Arbeits- und Programmspeicher, die hier nicht gesondert gezeigt sind) und einer Anzeigeeinheit 132.7 sowie eine Eingabeeinheit 132.8, über die dem Operator die wesentlichen Behandlungsparameter angezeigt werden und mit Hilfe derer dem Operator eine manuelle Eingriffsmöglichkeit eröffnet wird. Die Ablaufsteuerstufe 132.6 empfängt Detektorpositionssignale von der Bildverarbeitungseinheit 127 (Figur 1) und steuert in Abhängigkeit hiervon die oben erwähnte Gewinnung des Sekundär-Steuersignals und außerdem eine Darstellung der Detektorposition zusammen mit der lokalen Dosisleistung auf der Anzeigeeinheit 132.7.

In einer einfachen Ausführung wird die Schwenkvorrichtung 124 (Figur 1) über die Eingabeeinheit 132.8 durch den Operateur anhand der Bildschirmanzeige aufgrund von Erfahrungswerten manuell gesteuert. Es kann aber auch eine Verknüpfung mit der Leistungssteuerung über einen in einem Programmspeicher der Ablaufsteuerung 132.6 abgelegten Algorithmus vorgesehen sein. Dieser Algorithmus greift auf die einzelnen Umfangs-Dosisleistungswerte am Ausgang der Korrekturstufe 130.3 und/oder die Primär-Steuersignale am Ausgang des Steuertabellenspeichers 132.3 zu.

Patentansprüche

1. Anordnung für eine Strahlentherapie eines begrenzten Zielgewebereiches (T), mit einer Strahlungsquelle (122), die zur Emission ionisierender Strahlung ausgebildet ist, und einer Einlagerung (112), die innerhalb des Zielgewebereiches (T) oder benachbart zu diesem angeordnet ist und die zur Rückstreuung ionisierender Strahlung ausgebildet ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Einlagerung (112) eine Metallkomplex-Verbindung in einer flüssigen Lösung oder in einer Emulsion aufweist.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die flüssige Lösung der Metallkomplex-Verbindung oder die Emulsion biokompatibel ist.
3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Metallkomplex-Verbindung eine Erdalkalimetall-Komplexsalz-Verbindung ist.
4. Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Erdalkalimetall-Komplexsalz-Verbindung Bariumsulfat ist.
5. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Metallkomplex-Verbindung eine Seltenerdmetall-Komplexsalz-Verbindung ist.
6. Anordnung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Metallkomplex-Verbindung Gadolinium enthält.
7. Anordnung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Metallkomplex-Verbindung Gadolinium-DTPA ist.
8. Anordnung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Einlagerung (112) vollständig aus der Metallkomplex-

Verbindung in flüssiger Lösung oder in Emulsion gebildet ist.

9. Anordnung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle (122) zur Emission von Röntgenstrahlung ausgebildet ist.
10. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle zur Emission von γ -Strahlung ausgebildet ist.
11. Anordnung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Abschnitt der Einlagerung (112) bezüglich der Strahlungsquelle (122) hinter dem Ziel-Gewebereich (T) oder in dessen hinterem Abschnitt positioniert ist derart, dass der gesamte Zielgewebereich (T) von durch die Einlagerung (112) rückgestreuter Strahlung beaufschlagt wird.
12. Anordnung nach einem der vorstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Positioniereinrichtung (124), an der die Strahlungsquelle (122) befestigt ist und die zum Ausführen definierter Stellbewegungen zur Positionierung der Strahlungsquelle (122) relativ zum Ziel-Gewebereich (T) ausgebildet ist.
13. Anordnung nach einem der vorstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch einen im Ziel-Gewebereich (T) oder in dessen Nachbarschaft angeordneten Strahlungsdetektor (118), der zur Aufnahme und Abgabe eines der Dosisleistung oder Wirkdosis der ionisierenden Strahlung entsprechenden Messsignals ausgebildet ist.
14. Anordnung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlungsdetektor als im Zielgewebereich verschiebbare Sonde (114,118) ausgebildet ist.

15. Anordnung nach Anspruch 14, gekennzeichnet durch zur Positionserfassung der Sonde (114,118) ausgebildete Mittel (116,126,127).
16. Anordnung nach einem der Ansprüche 13 bis 15, gekennzeichnet durch eine mit dem Strahlungsdetektor (118) und mit der Strahlungsquelle (122) verbundene Steuereinrichtung (130), die zur Steuerung der Leistung und/oder der Emissionsdauer der von der Strahlungsquelle (122) emittierten Strahlung in Abhängigkeit vom Messsignal des Strahlungsdetektors (118) ausgebildet ist.
17. Anordnung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (130) zusätzlich mit der Positioniereinrichtung (124) verbunden ist und zur Steuerung einer Stellbewegung der Positioniereinrichtung (124) ausgebildet ist, durch die die Strahlungsquelle (122) in eine Position bewegt wird, in der das Messsignal einen Maximalwert annimmt.

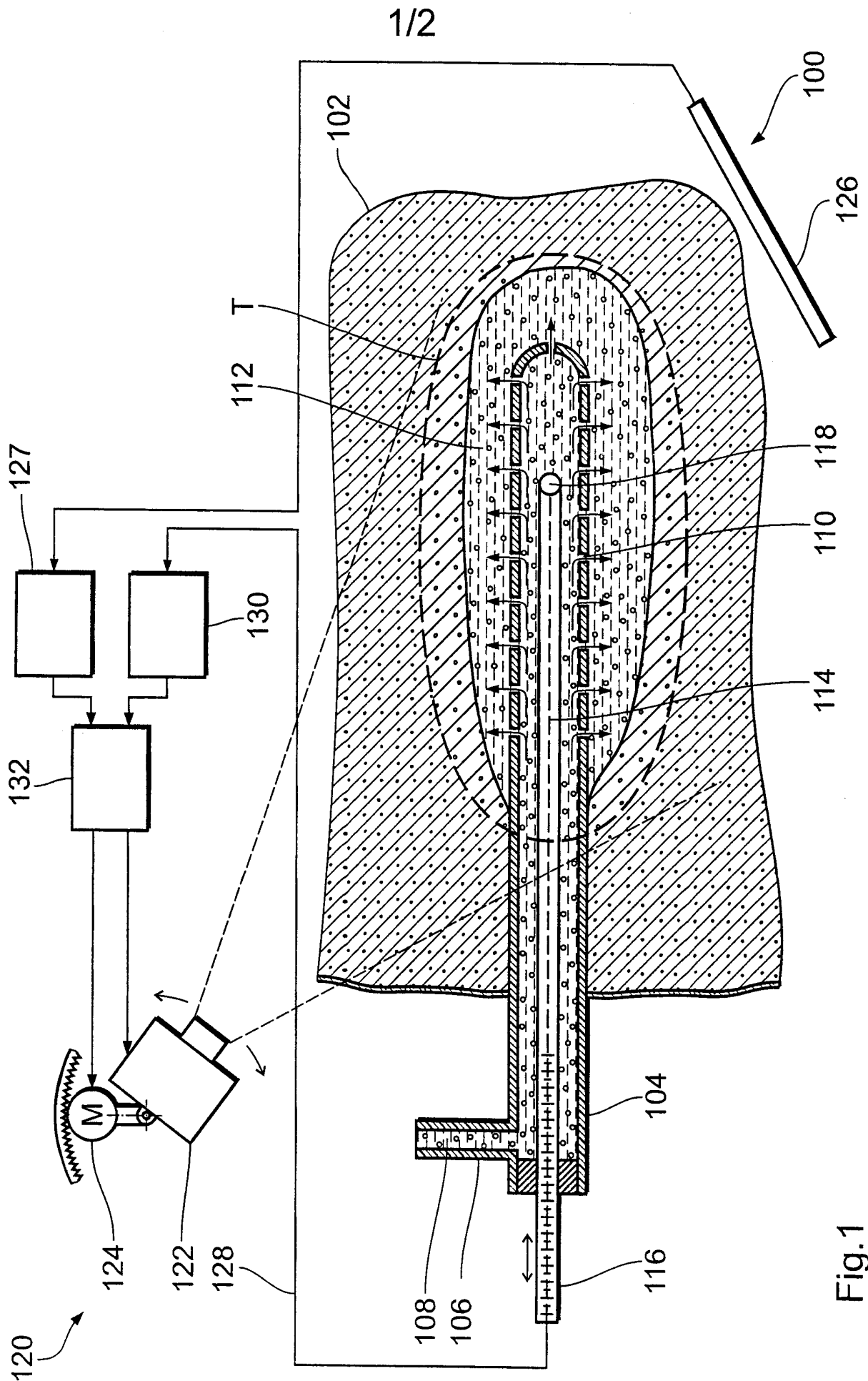


Fig.1

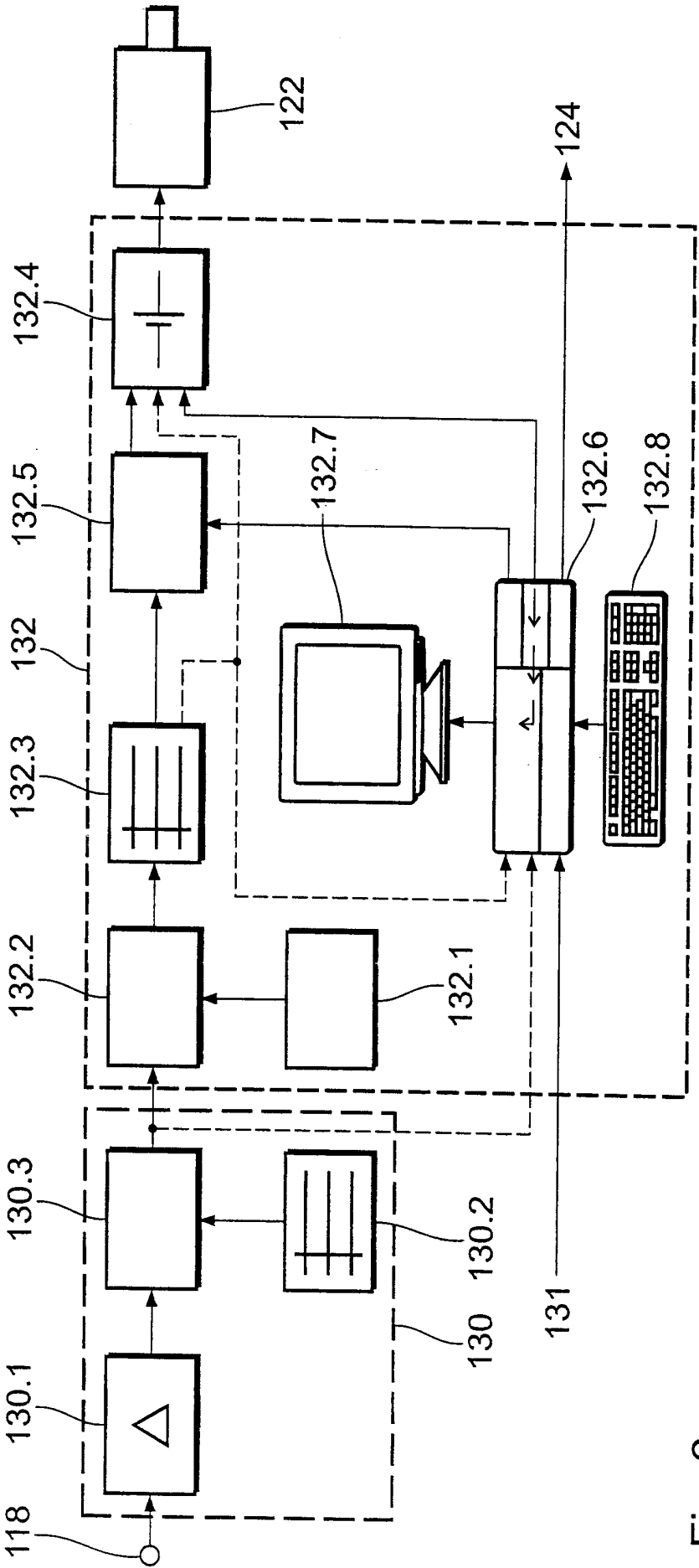


Fig. 2