



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 11 607 T2 2005.06.30**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 176 919 B1**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 19/00**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 11 607.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US00/06660**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 917 928.4**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 00/54689**

(86) PCT-Anmeldetag: **14.03.2000**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **21.09.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **06.02.2002**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **16.06.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.06.2005**

(30) Unionspriorität:

270404 16.03.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

Accuray Inc., Sunnyvale, Calif., US

(72) Erfinder:

SCHWEIKARD, Achim, D-20357 Hamburg, DE; ADLER, R., John, Stanford, US

(74) Vertreter:

Betten & Resch, 80333 München

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUM KOMPENSIEREN DER ATMUNGS- UND PATIENTENBEWEGUNG WÄHREND DER BEHANDLUNG**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft allgemein eine Vorrichtung zur Verbesserung der Genauigkeit und Wirksamkeit von chirurgischen Behandlungen und insbesondere die Lokalisierung eines zu behandelnden Zielbereichs und Verfolgung der Bewegung des Zielbereichs aufgrund von Atmung und anderen Patientenbewegungen während der Behandlung.

[0002] Verschiedene unterschiedliche Behandlungen können die Bewegung des Zielbereichs genau verfolgen, um die Behandlung auf den Zielbereich anzuwenden. Zum Beispiel bei Strahlentherapie und Radiochirurgie kann ein Tumor durch ein Bündel ionisierender Strahlung zerstört werden, welche die Zellen im Tumor abtötet. Das Problem ist, dass sich der Tumor während der Behandlung möglicherweise bewegt, insbesondere aufgrund der Atembewegung des Patienten. So eine Atmungsbewegung ist mittels externer Sensoren schwer zu verfolgen, da die Stärke und Richtung der inneren Atembewegung des Patienten mit traditionellen Bildgebungseinrichtungen nicht gesehen werden kann. Die Atmung und andere Bewegung des Patienten bedeutet, dass es schwerer wird, die Strahlung auf den Tumor zu fokussieren, was bedeutet, dass die Behandlung möglicherweise weniger wirksam ist und gesundes Gewebe möglicherweise unnötig geschädigt wird.

[0003] Um eine adäquate Verteilung der Strahlungsdosis auf den Tumor zu ermöglichen, wird das Strahlungsbündel typischerweise während der Behandlung bewegt. Für konventionelle Systeme wird der Strahl entlang Kreisbögen im Raum bewegt. Das Ziel ist es, nur dem Tumor eine sehr hohe Strahlungsdosis zu geben, während umgebendes gesundes Gewebe so weit wie möglich geschützt wird. Diese Radiochirurgie-Technik hat man zwar mit sehr großem Erfolg auf Gehirntumore angewendet, die Erweiterung dieser Technik auf Tumoren außerhalb der Kopf- oder Nackenbereiche bleibt aber schwierig. Der Hauptgrund für diese Schwierigkeit war das Problem der genauen Ziellokalisierung (d.h. genaues Verfolgen der Bewegung des Ziels). Insbesondere machen es die Atembewegung und Bewegung anderer Organe und des Patienten schwierig, den Zieltumor mit hoher Präzision zu verfolgen, so dass das Ziel schwer zu erreichen ist, dem Tumor eine hohe Strahlungsdosis zu geben, während umgebendes gesundes Gewebe geschützt wird. Weiterhin können konventionelle Systeme das Strahlungsbündel nur entlang Kreisbögen im Raum bewegen, so dass unregelmäßigen Atembewegungen nicht leicht gefolgt werden kann, da diese Atembewegungen möglicherweise nicht entlang der Achse der vom Strahlungsbündel verfolgten Kreisbögen auftreten.

[0004] Eine andere Radiochirurgie-Technik benutzt eine mechanische Robotereinrichtung mit sechs

Freiheitsgraden, die ein Strahlungsbündel zielt, wie im US-Patent Nr. 5 207 223 für Adler offenbart. Die Robotereinrichtung erlaubt eine genaue Positionierung der Strahlenbehandlung, um den Behandlungsstrahl in Richtung auf den Zielbereich anzuwenden. Ein Verfahren für neurochirurgische Navigation ist im US-Patent Nr. 5 769 861 offenbart. Dieses Verfahren betrifft das Auffinden von feststehenden Zielen wie z.B. einem Gehirntumor, spricht aber nicht das Verfolgen der Bewegung eines Zielorgans wie z.B. der Lunge aufgrund von Atmung in Bezug auf die Hautoberfläche oder Verfolgen der Bewegung von inneren Bauchorganen in Bezug auf von außen sichtbare Bewegung an. Außerdem ist ein Bezugsobjekt offenbart, das in den menschlichen Körper implantiert werden kann, so dass es von einem Bildgebungssystem erfassbar ist, wobei das Bezugsobjekt-Implantat in den Knochen oder Organe des menschlichen Körpers implantiert wird. Das Bezugsobjekt-Implantat erlaubt es, innere Strukturen des menschlichen Körpers zu analysieren, versucht aber nicht, die Bewegung eines Zielorgans zu kompensieren, das sich während des Atemzyklus bewegt.

[0005] In der WO-A-98/40026 ist ein System zur Durchführung von Chirurgie, Biopsie und Ablation eines Tumors oder einer anderen physischen Anomalie offenbart. Ein dreidimensionales Verfolgungs- und Bildgebungssystem wird verwendet, um eine genaue Position eines Instruments innerhalb einer körperlichen Struktur zu erhalten, wenn es von einer Bedienungsperson manövriert wird, und eine Stelle an der betreffenden körperlichen Struktur zu markieren.

[0006] In der WO-A-96/11624 ist ein chirurgisches Navigationssystem offenbart, das Bezugs- und Lokalisierungsrahmen enthält. Das System erzeugt ein Bild, das die Position eines oder mehrerer Körperelemente während der Prozedur darstellt, unter Verwendung von Abtastungen, die vor oder während der Prozedur von einem Abtastgerät erzeugt werden. Der Bilddatensatz enthält Bezugspunkte für jedes Körperelement, wobei die Bezugspunkte eines bestimmten Körperelements eine feste räumliche Beziehung zu dem bestimmten Körperelement haben. Das System enthält eine Vorrichtung, um während der Prozedur die Relativposition jedes Bezugspunkts jedes anzuzeigenden Körperelements zu identifizieren. Das System enthält außerdem einen Prozessor zum Modifizieren des Bilddatensatzes in Übereinstimmung mit der identifizierten Relativposition jedes Bezugspunkts während der Prozedur, und der Prozessor erzeugt einen Verschiebungsbilddatensatz, der die Position des Körperelements während der Prozedur darstellt.

[0007] In der US 5 727 554 ist eine auf Bewegung eines Patienten während der Behandlung ansprechende Vorrichtung offenbart, bei der eine Kamera digitale Bildsignale erzeugt, die ein Bild eines oder

mehrerer natürlicher oder künstlicher Bezugsobjekte an einem Patienten darstellen, der an einer Behandlungs- oder Diagnoseeinrichtung in Stellung gebracht ist. Ein Prozessor wendet mehrere Filterungsstufen auf mehreren Auflösungsstufen durch, um wiederholt aufeinander folgende Bezugsobjekt-Positionen zu bestimmen. Wenn die Bewegung bestimmte Grenzen überschreitet, aber noch für Behandlung akzeptabel ist, wird ein Warnsignal erzeugt. Inakzeptable Verschiebung resultiert in einem Abbruch des Behandlungsstrahls. Aus den digitalen Bildsignalen kann ein mit der Patientenatmung synchronisiertes Ansteuerungssignal zur Steuerung des Strahlungsbündel-Generators gewonnen werden.

[0008] Somit ist es wünschenswert, eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten bei Strahlenbehandlung bereitzustellen, und auf dieses Ziel ist die vorliegende Erfindung gerichtet.

Kurze Darstellung der Erfindung

[0009] Gemäß der vorliegenden Erfindung werden eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten bereitgestellt, wie in den unabhängigen Ansprüchen angegeben.

[0010] Gemäß einem Aspekt der Erfindung werden eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten bereitgestellt, die bzw. das am Zielorgan platzierte innere Marker mit einem oder mehreren externen Sensoren kombiniert, um die Position und Bewegung eines bewegten Zielbereichs wie z.B. eines inneren Organs genau zu verfolgen. Insbesondere kann die mittels Röntgenstrahlen periodisch bestimmte Position der inneren Marker mit der Position der externen Sensoren kombiniert werden. Die inneren Marker können nur periodisch abgebildet werden, da eine invasive Technologie wie z.B. Röntgenstrahlen nötig ist, um die inneren Marker abzubilden. Der externe kontinuierliche oder Echtzeit-Sensor, der ein externer Marker sein kann, ermittelt die externe Bewegung während der Behandlung. Daher kann die Position des Zielorgans durch die Position der inneren Marker präzise bestimmt werden, wenn die inneren Marker periodisch abgebildet werden, und kann auf Basis der Daten der externen Sensoren bestimmt werden, während die inneren Marker nicht abgebildet werden. Die Position und Bewegung der inneren Marker relativ zu den externen Sensoren werden so bestimmt, dass die Position der inneren Marker und daher des Zielorgans durch die Position des externen Sensors genau bestimmt werden kann. Daher kann die Position des Zielorgans während der Durchführung der medizinischen Prozedur genau bestimmt werden.

[0011] Die inneren Marker können unter Verwendung einer Anzahl von unterschiedlichen Bildgebungstechnologien abgebildet werden, einschließlich Röntgenstrahlen, Kernspinresonanz, Ultraschall und anderen Technologien, mit denen Marker innerhalb des Körpers des Patienten abgebildet werden können. Alternativ können an Stelle von diskreten Bezugsobjekten dreidimensionale Ultraschallbilder verwendet werden, um die Lage des inneren Zielbereichs festzusetzen. Die Position des externen Sensors kann ebenfalls unter Verwendung einer Anzahl von unterschiedlichen Technologien bestimmt werden, einschließlich Infrarotabbildung, Abbildung im Sichtbaren, magnetischer Lokalisierung, der Messung der Atmung und anderer Technologiearten, mit denen die externen Marker abgebildet werden können. Außer der Verwendung von externen Sensoren (d.h., es werden möglicherweise keine externen Bezugsobjekte verwendet) ist es auch möglich, eine Körperoberfläche im Sichtbaren abzubilden und dann mit den inneren Bezugsobjekten zu korrelieren.

[0012] Gemäß einem Aspekt der Erfindung wird somit eine Vorrichtung zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung des Patienten während der Behandlung bereitgestellt. Die Vorrichtung umfasst eine erste Bildgebungseinrichtung zur periodischen Erzeugung von Positionsdaten über den inneren Zielbereich und eine zweite Bildgebungseinrichtung zur kontinuierlichen Erzeugung von Positionsdaten über einen oder mehrere externe Marker, die am Körper des Patienten angebracht sind. Die Vorrichtung umfasst weiterhin einen Prozessor, der die Positionsdaten über den inneren Zielbereich und die Ablesungen/Messungen der externen Sensoren empfängt, um eine Übereinstimmung zwischen der Position des inneren Zielbereichs und den Ablesungen der externen Marker oder Sensoren herzustellen, und ein Behandlungsgerät, das die Behandlung basierend auf den Positionsdaten der Ablesungen der externen Marker oder Sensoren auf die Position des Zielbereichs richtet. Außerdem ist ein Verfahren zum Kompensieren der Bewegung des Patienten offenbart.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0013] [Fig. 1](#) ist eine Skizze, die ein konventionelles Strahlenbehandlungsgerät zeigt;

[0014] [Fig. 2](#) ist eine Skizze, die mehr Details des Strahlenbehandlungsgeräts zeigt;

[0015] [Fig. 3](#) ist eine Skizze, die mehr Details des Strahlenbehandlungsgeräts zeigt;

[0016] [Fig. 4](#) ist ein Blockdiagramm, das das Strahlenbehandlungsgerät zeigt;

[0017] [Fig. 5](#) ist eine Skizze, die innere Marker in einem Zielorgan zeigt, die sich bewegen, wenn sich

das Zielorgan bewegt;

[0018] [Fig. 6](#) ist eine Skizze, die einen oder mehrere innere Marker zeigt, die in dem Zielorgan angebracht sind und von Röntgengeräten abgebildet werden;

[0019] [Fig. 7A](#) bis [Fig. 7D](#) sind Skizzen, die die Abbildung der inneren Marker gemäß der Erfindung zeigen;

[0020] [Fig. 8](#) ist eine Skizze, die die inneren Marker in Kombination mit einem externen Marker zeigt, um die Bewegung des Zielbereichs gemäß der Erfindung zu verfolgen;

[0021] [Fig. 9A](#) bis [Fig. 9D](#) sind Skizzen, die die Verkleinerung des Sicherheitssaums gemäß der Erfindung zeigen;

[0022] [Fig. 10](#) ist ein Flussdiagramm, das ein Verfahren zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung bei einem Radiochirurgiegerät zeigt; und

[0023] [Fig. 11](#) ist ein Flussdiagramm, das ein Verfahren zum Korrelieren der inneren und externen Marker gemäß der Erfindung zeigt.

Detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform

[0024] Die Erfindung ist insbesondere auf eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten während Strahlenbehandlung (Radiochirurgie) anwendbar, und in diesem Kontext wird die Erfindung beschrieben. Man erkennt jedoch, dass die Vorrichtung und das Verfahren gemäß der Erfindung größere Anwendungsmöglichkeiten hat, wie z.B. auf andere Arten von medizinischen Prozeduren mit anderen Arten von medizinischen Instrumenten, wie z.B. Positionierung von Biopsie-Nadeln, Ablations-, Ultraschall- oder andere Behandlungen mit fokussierter Energie, oder Positionierung eines Laserstrahls für Laserstrahlbehandlung. Vor der Beschreibung der Erfindung wird ein typisches Radiochirurgiegerät beschrieben, um ein besseres Verständnis der Erfindung zu ermöglichen.

[0025] [Fig. 1](#) bis [Fig. 4](#) sind Skizzen, die ein Beispiel für ein stereotaktisches Strahlenbehandlungsgerät **10** zeigen. Das Strahlenbehandlungsgerät **10** kann einen Datenprozessor **12** wie z.B. einen Mikroprozessor und eine Platten- oder Bandlaufwerkseinheit **13** (in [Fig. 4](#) gezeigt) enthalten, die ein dreidimensionales Bild eines Patienten **14** speichern kann. Das dreidimensionale Bild kann in den Datenprozessor geladen werden, falls nicht schon dort vorhanden, um das dreidimensionale Bild mit während der chirurgischen Prozedur erzeugten Bildern zu vergleichen.

Das dreidimensionale Bild kann mittels verschiedener konventioneller Techniken wie z.B. computergestützter tomografischer (CAT) Abtastung oder Kernresonanzbildgebung (MR) erzeugt werden. Das Strahlenbehandlungsgerät **10** kann außerdem eine Strahlvorrichtung **20** enthalten, die im eingeschalteten Zustand einen in einen Zielbereich **18** (in [Fig. 2](#) gezeigt) gerichteten kollimierten chirurgischen ionisierenden Strahl emittiert. Der kollimierte chirurgische ionisierende Strahl kann so stark sein, dass er den Zielbereich nekrotisch werden lässt. Man kann mannigfache unterschiedliche Strahlvorrichtungen verwenden, die einen Strahl ionisierender Strahlung oder einen Schwere-Teilchen-Strahl erzeugen, wie z.B. ein Linearbeschleuniger und vorzugsweise ein Röntgen-Linearbeschleuniger. So eine Röntgen-Strahlvorrichtung ist im Handel erhältlich. Die Strahlvorrichtung kann von einer Bedienungsperson eingeschaltet werden, die einen Schalter **23** auf einem Steuerpult **24** dreht, das durch ein Kabel **22** mit der Strahlvorrichtung **20** verbunden ist.

[0026] Das Strahlenbehandlungsgerät **10** kann außerdem eine Vorrichtung zum Leiten eines ersten Diagnosestrahls **26** und eines zweiten Diagnosestrahls **28** durch den vorher durch das dreidimensionale Bild abgebildeten Bereich enthalten. Die Diagnosestrahlen werden in einem vorbestimmten Winkel ungleich null zueinander angeordnet, so dass sie zum Beispiel orthogonal sind, wie in [Fig. 2](#) gezeigt. Die Diagnosestrahlen können von einem ersten Röntgenstrahlgenerator **30** bzw. einem zweiten Röntgenstrahlgenerator **32** erzeugt werden. Ein erster und ein zweiter Bildempfänger **34**, **36** können die Diagnosestrahlen **26**, **28** empfangen, um aus den Diagnosestrahlen ein Bild zu erzeugen, das in den Mikroprozessor **12** (wie in [Fig. 4](#) gezeigt) eingespeist wird, so dass die Diagnosebilder mit dem dreidimensionalen Bild verglichen werden können.

[0027] Das Strahlenbehandlungsgerät **10** kann außerdem eine Vorrichtung zum Einstellen der Relativpositionen des Strahlgeräts **20** und des Patienten **14** enthalten, so dass der ionisierende Strahl auf den Zielbereich **18** fokussiert wird. Bei dem in [Fig. 1](#) gezeigten Strahlenbehandlungsgerät können die Positionen der Strahlvorrichtung und des Patienten mittels eines Portals **40** und eines beweglichen Operationsstisches **38** mit einem Schwenkoberteil **44** mit sechs Freiheitsgraden geändert werden. Die Positionen der Strahlvorrichtung relativ zum Patienten können außerdem unter Verwendung eines prozessorsteuerbaren Roboterarm-Mechanismus **46** wie in [Fig. 3](#) gezeigt, der sechs Bewegungssachsen hat, erreicht werden. Der Roboterarm-Mechanismus ermöglicht es, die Strahlvorrichtung frei um den Körper des Patienten zu bewegen, einschließlich nach oben, nach unten, entlang der Längsrichtung oder seitlich entlang des Körpers des Patienten.

[0028] [Fig. 4](#) ist ein Blockdiagramm des Strahlenbehandlungsgeräts **10** einschließlich des Mikroprozessors **12**, des Bandlaufwerks **13**, der Strahlvorrichtung **20**, des Roboterarms **46** oder des Portals **40**, der Röntgenkameras **30, 32, 34** und **36** und des Bediener-Steuerpults **24** wie oben beschrieben. Außerdem kann die Vorrichtung **10** Sicherheitssperren **50** enthalten, um sicherzustellen, dass die Strahlvorrichtung nicht versehentlich eingeschaltet wird. Die Vorrichtung **10** kann außerdem eine Bedieneranzeige **48** zur Verfolgung des Behandlungsfortschritts und zur Steuerung der Behandlung enthalten. Weitere Details des Radiochirurgiegeräts findet man im US-Patent Nr. 5 207 223, das der Übertragungsempfänger dieser Anmeldung innehalt.

[0029] Um genau auf den bei der Strahlentherapie oder Radiochirurgie zu bestrahrenden Zielbereich zu zielen, muss man mit hoher Präzision bestimmen, wo sich das Ziel während der Behandlung befindet. Das obige Radiochirurgiegerät kann ideal für die Behandlung von Gehirn- oder Kopftumoren verwendet werden, da das Gehirn in Bezug auf einen starren Schädel feststehend ist. Das Radiochirurgiegerät kann auch bei anderen feststehenden Zielbereichen verwendet werden, bei denen man leicht sicherstellen kann, dass der ionisierende Strahl den Zielbereich, aber kein umgebendes gesundes Gewebe trifft. Wenn jedoch das Ziel dem Zwerchfell benachbart ist, wird sich das Ziel während der Behandlung aufgrund von Atmen des Patienten bewegen. Die Lunge und andere Organe werden sich bewegen, wenn der Patient atmet oder immer wenn sich der Patient während der Behandlung bewegt. Daher ist es wünschenswert, eine Vorrichtung und ein Verfahren bereitzustellen, die einem bewegten Zielbereich während mannigfacher unterschiedlicher Behandlungen einschließlich Strahlenbehandlung folgen. Die Vorrichtung kann durch Atmen des Patienten verursachte Bewegungen des Zielbereichs und auch durch andere Bewegungen des Patienten verursachte Bewegung des Zielbereichs kompensieren.

[0030] Um gemäß der Erfindung die Position eines inneren bewegten Zielbereichs wie z.B. eines inneren Organs zu bestimmen, können externe und innere Marker (Orientierungspunkte) verwendet werden, wie nachfolgend beschrieben, und ein Modell von deren Relativbewegungen auf Basis einer Reihe von Bildern wird vor der Behandlung bestimmt. Während der Behandlung stehen wenig Informationen über die Lage der inneren Orientierungspunkte zur Verfügung, außer wenn die inneren Marker mittels invasiver Einrichtungen wie z.B. Röntgenstrahlen periodisch abgebildet werden. Die Position der externen Marker oder ein Videobild von Brust und/oder Abdomen kann jedoch mit hoher Präzision und Geschwindigkeit bestimmt werden. Ähnlich können externe Sensoren Messdaten in Echtzeit liefern, d.h. mit sehr hoher Geschwindigkeit. Somit kann, die Position der

externen Orientierungspunkte während der Behandlung in Echtzeit verwendet werden, indem die Lage der inneren (exakten) Marker anhand des präoperativen Modells der Relativbewegung der inneren und externen Marker gefolgt wird. Zur Prüfung kann die Lage der inneren Marker während der Behandlung periodisch bestimmt werden. Es wird nun eine Vorrichtung beschrieben, die Atmung und andere Patientenbewegung gemäß der Erfindung kompensiert.

[0031] [Fig. 5](#) ist eine Skizze, die einen Satz innere Marker **152** gemäß der Erfindung zeigt, die in einem Zielorgan **151** innerhalb eines Körpers **150** des Patienten platziert sind. Das bewegte Zielorgan **151** kann zum Beispiel ein Organ nahe des Zwerchfells wie z.B. eine Lunge oder eine Leber sein, die sich bewegen kann, wenn sich der Patient bewegt oder wenn der Patient ein- oder ausatmet. Gemäß der Erfindung ist es wünschenswert, die Bewegung des Zielorgans verfolgen zu können, so dass die Behandlung wie z.B. ionisierende Strahlung auf das Zielorgan und nicht auf das gesunde umgebende Gewebe angewendet wird. Um die Bewegung des Zielorgans **151** zu verfolgen, können die ein oder mehreren inneren Marker **152** an verschiedenen Stellen im Zielorgan **151** angebracht sein. Wenn sich das Zielorgan bewegt, bewegen sich die inneren Marker ebenfalls, wie durch Pfeile **154** gezeigt. Aus der Bewegung der inneren Marker kann man die Position des Zielorgans präzise bestimmen. In einer bevorzugten Ausführungsform kann man mehr als einen inneren Marker verwenden, um die Bewegung von unterschiedlichen Bereichen des Zielorgans zu messen, und die inneren Marker können aus Gold bestehen, so dass die inneren Marker, obwohl sie außerhalb des Körpers nicht sichtbar sind, mittels einer Bildgebungstechnik gesehen werden können, die vorzugsweise stereotaktische Röntgenbildgebung, aber auch Ultraschall sein kann.

[0032] [Fig. 6](#) ist eine Skizze, die einen oder mehrere innere Marker **152** zeigt, die an dem Zielorgan **151** angebracht sind und mit einem stereotaktischen Röntgengerät abgebildet werden. Wie in [Fig. 6](#) gezeigt, können die inneren Marker **152** im Zielorgan **151** mittels einer ersten Röntgenquelle **160** und einer zweiten Röntgenquelle **162** abgebildet werden, die unter einem vorbestimmten Winkel zueinander angeordnet sind, ähnlich wie die in [Fig. 1](#) bis [Fig. 3](#) gezeigten Diagnose-Röntgenstrahlen. Die Röntgenquellen können einen ersten und einen zweiten Diagnose-Röntgenstrahl **164, 166** erzeugen, die nahe an den inneren Markern **152** durch das Zielorgan **151** hindurchgehen, und werden von einem ersten bzw. einem zweiten Röntgenempfänger **168, 170** empfangen, welche die Röntgenstrahlen empfangen und ein elektrisches Signal erzeugen, das den empfangenen Röntgenstrahlen entspricht. Das stereotaktische Röntgengerät ermöglicht es, den präzisen Ort der inneren Marker **152** durch Analyse der erzeugten Bil-

der zu bestimmen.

[0033] [Fig. 7A](#) bis [Fig. 7D](#) sind Skizzen, die Beispiele für die Röntgenbilder eines Zielorgans zeigen, das die inneren Marker **152** gemäß der Erfindung enthält. [Fig. 7A](#) und [Fig. 7C](#) zeigen dasselbe Röntgenbild mit unverstärkten inneren Markern **152** bzw. computerverstärkten inneren Markern **152**. Ähnlich zeigen [Fig. 7B](#) und [Fig. 7D](#) dasselbe Röntgenbild mit unverstärkten inneren Markern bzw. computerverstärkten inneren Markern. Somit ermöglicht es die stereotaktische Röntgenbildgebung, den präzisen Ort der inneren Marker zu bestimmen. Das Problem ist, dass bei Verwendung des stereotaktischen Röntgengeräts die Positionen der inneren Marker nur in vorbestimmten Intervallen während der Behandlung bestimmt werden können. Insbesondere ist das Intervall zwischen Abbildungen der inneren Marker notwendig, um die Strahlenbelastung des Patienten zu begrenzen, und daher kann der Behandlungsstrahl nicht eingeschaltet werden, während die Röntgendiagnosebildgebung stattfindet. Die exakte Position des Zielorgans periodisch zu bestimmen, reicht jedoch nicht aus, um Atmung und andere Bewegungen des Patienten genau zu kompensieren. Daher können gemäß der Erfindung ein oder mehrere externe Marker auf der Haut des Patienten nahe am Zielorgan platziert werden, wie unter Bezugnahme auf [Fig. 8](#) beschrieben wird. Als Alternative zu externen Markern kann der aktuelle Atmungszustand durch Betrachtung von Videobildern der Bewegung von Brust und/oder Abdomen gemessen werden.

[0034] [Fig. 8](#) ist eine Skizze, die das Zielorgan **151** innerhalb eines Körpers **150** eines Patienten zeigt, der innere Marker **152** in Kombination mit einem oder mehreren externen Markern **180** aufweist, die gemäß der Erfindung an der Haut des Patienten befestigt sind. Die ein oder mehreren Marker **180**, die an der Haut des Patienten befestigt sind, erlauben es, die Bewegung **182** der Abdomen- oder Brustwand zu bestimmen. In dem Beispiel der Atmung eines Patienten kann der externe Marker die äußere Bewegung verfolgen, wenn der Patient ein- und ausatmet. Die externen Marker **180** können mit einer Anzahl von optischen Verfahren automatisch verfolgt werden, wie z.B. mit infrarotem oder sichtbarem Licht, und die Position der externen Marker kann mehr als 60 mal pro Sekunde bestimmt werden. Die externen Marker können auch an einem Riemen, einem flexiblen Gurt oder einer Weste befestigt sein, die um die Hüfte des Patienten passt.

[0035] Werden nur externe Marker verwendet, um die Bewegung des Patienten zu kompensieren, können sie die innere Bewegung des Zielorgans jedoch nicht genau wiederspiegeln, da sich das Zielorgan möglicherweise einen kleinen Betrag bewegt, während sich der externe Marker möglicherweise einen größeren Betrag bewegt, und umgekehrt. Die exter-

nen Marker sind nicht präzise genug, um die Bewegung des Patienten zu kompensieren. Daher ist die Kombination der inneren Marker und der externen Marker notwendig, um die Bewegung des Zielorgans genau zu verfolgen. Somit wird die periodische Röntgenbildgebung der inneren Marker mit der kontinuierlichen optischen Verfolgung der externen Marker synchronisiert, um eine genaue Verfolgung der Bewegung des Zielorgans zu ermöglichen. Um die Bewegung der inneren und externen Marker zu synchronisieren, muss man die Beziehung zwischen den Positionen der inneren und externen Marker bestimmen, die zu Beginn des Behandlungsprozesses auftreten können, was weiter unten unter Bezugnahme auf [Fig. 10](#) beschrieben wird.

[0036] Wird eine Bewegung des Zielorgans erkannt, kann das Behandlungssystem wie z.B. das oben beschriebene Radiochirurgiegerät die Bewegung auf eine Anzahl von unterschiedlichen Arten kompensieren. Zum Beispiel kann das Behandlungssystem das Behandlungsgerät wie z.B. die Strahlvorrichtung **20** relativ zum Patienten bewegen, oder umgekehrt. Das Behandlungssystem kann außerdem eine Strahlform- oder Kollimiereinrichtung in den Weg des Behandlungsgeräts bewegen, um die Eigenschaften des Behandlungsgeräts zu verändern. Das Behandlungssystem kann außerdem das Behandlungsgerät nur dann einschalten, wenn das Zielorgan innerhalb des Behandlungsweges ist, oder das Behandlungsgerät sperren, wenn das Zielorgan nicht innerhalb des Behandlungsweges ist. Es wird nun einer der Vorteile der Bewegungskompensationsvorrichtung gemäß der Erfindung gezeigt und beschrieben.

[0037] [Fig. 9A](#) bis [Fig. 9D](#) sind Skizzen, die einen Vorteil der Bewegungskompensationsvorrichtung gemäß der Erfindung zeigen. Insbesondere zeigt [Fig. 9A](#) ein zu behandelndes Volumen **200** ohne einen Sicherheitssaum. Insbesondere braucht das Volumen keinen Sicherheitssaum zu haben, falls die Position des zu behandelnden Zielbereichs präzise bekannt ist, so das kein gesundes Gewebe geschädigt wird. Wenn die Position des Zielbereichs nicht exakt bestimmt werden kann, wie z.B. für ein aufgrund von Atmung und anderer Patientenbewegung bewegtes Zielorgan, erfordert das Volumen **200** einen Sicherheitssaum **202**, wie in [Fig. 9B](#) gezeigt. Das Problem mit dem Sicherheitssaum ist, dass die nötige Strahlungsdosis sehr schnell mit dem Durchmesser des Ziels zunimmt. Zum Beispiel für ein kugelförmiges Ziel ist das Verhältnis zwischen dem Durchmesser des Ziels und der nötigen Dosis kubisch. Der Sicherheitssaum **202** für ein typisches Radiochirurgiegerät ist in [Fig. 9C](#) gezeigt. [Fig. 9D](#) zeigt den viel kleineren Sicherheitssaum **202**, der aufgrund der Vorrichtung und des Verfahrens zur Bewegungskompensation gemäß der Erfindung möglich ist. Eine Verkleinerung des Sicherheitssaums um einen Faktor zwei ergibt eine Volumenverkleinerung der Dosis

um einen Faktor acht. Somit kann die unerwünschte Dosis für gesundes Gewebe um einen Faktor vier vermindert werden, während die Dosis für das Zielorgan oder den Tumor verdoppelt werden kann. Für eine große Vielzahl von Krebsfällen mit besonders grausamer Prognose kann die Bewegungskompensationsvorrichtung in Kombination mit typischen Radiochirurgiegeräten die Wirksamkeit der Behandlung stark verbessern. Es wird nun ein Verfahren zur Bewegungskompensation während der Behandlung gemäß der Erfindung beschrieben.

[0038] [Fig. 10](#) ist ein Flussdiagramm, das ein Verfahren **210** zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten während der Behandlung wie z.B. mit einem Radiochirurgiegerät zeigt. Die ersten paar Schritte in dem Verfahren können in einem Zeitpunkt vor der tatsächlichen Behandlung des Patienten durchgeführt werden. Insbesondere kann ein Chirurg während einer kurzen chirurgischen Prozedur im Schritt **212** einen Satz innere Marker in der Nähe oder innerhalb des Zielorgans anbringen, und- danach, genau vor der Behandlung, kann der Chirurg im Schritt **214** einen Satz externe Marker an der Brust- oder Abdomenwand des Patienten nahe am Zielorgan anbringen. Als Nächstes korreliert der Prozessor des Radiochirurgiegeräts im Schritt **216** genau vor dem Beginn der Behandlung des Patienten die Position der inneren Marker und der externen Marker. Das Verfahren zum Korrelieren der inneren Marker mit den externen Markern wird weiter unten unter Bezugnahme auf [Fig. 11](#) beschrieben. Sobald die Positionen der inneren Marker und externen Marker korreliert worden sind, kann die Behandlung des Patienten beginnen. Die nächsten Schritte des Verfahrens finden während der Behandlung des Patienten statt.

[0039] Zuerst bestimmt die Vorrichtung, ob die gesamte verstrichene Zeit seit dem letzten Mal, dass die inneren Marker abgebildet wurden, gleich einer vorbestimmten Zahl von Sekunden ist. Die vorbestimmte Zahl von Sekunden ist bevorzugt zwischen zwei und zehn Sekunden und noch mehr bevorzugt ungefähr zehn Sekunden. Wenn die gesamte verstrichene Zeit gleich der vorbestimmten Zahl von Sekunden ist, wird der Behandlungsstrahl abgeschaltet, und die inneren Marker werden im Schritt **220** unter Verwendung von zum Beispiel stereotaktischer Röntgenbildgebung abgebildet. Als Nächstes wird die gesamte verstrichene Zeit auf null zurückgesetzt, und das Verfahren kehrt zum Schritt **218** zurück. Gemäß der Erfindung werden die inneren Marker somit jede vorbestimmte Zahl von Sekunden abgebildet. Wenn bei Rückkehr zum Schritt **218** die gesamte verstrichene Zeit nicht gleich der vorbestimmten Zahl von Sekunden ist, werden die externen Marker im Schritt **224** optisch verfolgt, während der Behandlungsstrahl im Schritt **226** eingeschaltet wird. Die externen Marker können so verfolgt werden, dass der Prozessor

des Radiochirurgiegeräts genau sechzig mal pro Sekunde mit Positionsdaten versorgt wird. Der Prozessor kann dann die Position der externen Marker mit den inneren Markern korrelieren und Positionsdaten über jede Änderung der Position des Zielorgans erzeugen. Somit wird zwischen dem periodischen Abilden der inneren Marker die Position der externen Marker verwendet, um die Position des Ziels zu verfolgen.

[0040] Wird eine Bewegung des Zielorgans erkannt, kann das Behandlungssystem wie z.B. das oben beschriebene Radiochirurgiegerät die Bewegung auf eine Anzahl von unterschiedlichen Arten kompensieren. Zum Beispiel kann das Behandlungssystem das Behandlungsgerät wie z.B. die Strahlvorrichtung **20** relativ zum Patienten bewegen, oder umgekehrt. Das Behandlungssystem kann außerdem eine Strahlform- oder Kollimiereinrichtung in den Weg des Behandlungsgeräts bewegen, um die Eigenschaften des Behandlungsgeräts zu verändern. Das Behandlungssystem kann außerdem das Behandlungsgerät nur dann einschalten, wenn das Zielorgan innerhalb des Behandlungsweges ist, oder das Behandlungsgerät sperren, wenn das Zielorgan nicht innerhalb des Behandlungsweges ist. Es wird nun ein Verfahren zum Korrelieren der Positionen der inneren und externen Marker gemäß der Erfindung beschrieben.

[0041] [Fig. 11](#) ist ein Flussdiagramm, das ein Verfahren **230** zum Korrelieren der Positionen der inneren und externen Marker gemäß der Erfindung zeigt. Mehrere Schritte des Verfahrens finden während des präoperativen Prozesses statt, während mehrere Schritte während der tatsächlichen Behandlung stattfinden. Insbesondere werden im Schritt **232** eine Reihe von zeitlich aufeinander folgenden Bildern sowohl für die inneren als auch externen Marker während des Atmungszyklus erzeugt, so dass während der präoperativen Phase eine Vielzahl von Punkten entsprechend den inneren und externen Markern erzeugt werden. Die Vielzahl von Punkten entsprechend den externen Markern und den inneren Markern können jeweils als eine Punktwolke bezeichnet werden. Als Nächstes kann der Prozessor im Radiochirurgiegerät im Schritt **234** eine Kurve an die für die inneren Marker erzeugten Punkte und eine getrennte Kurve an die für die externen Marker erzeugten Punkte anpassen. Diese Kurven erlauben es, die Positionen der externen und inneren Marker miteinander zu korrelieren.

[0042] Während der tatsächlichen Behandlung erzeugt das System eine Position x der externen Marker durch eine Technik wie z.B. Infrarotbildgebung in einem bestimmten Zeitpunkt, und jene Position x wird im Schritt **236** an die vorher erzeugte Kurve der Positionen der externen Marker angepasst. Als Nächstes, im Schritt **238**, wird eine Position y eines Punkts auf der Kurve der inneren Marker, die der Position x ent-

spricht, bestimmt, indem die zwei Kurven verglichen werden, was ein als Interpolation bekannter Prozess ist. Dieser Prozess kann für jeden Marker durchgeführt werden. Unter Verwendung dieses Verfahrens kann die Position der externen Marker mit der Position der inneren Marker korreliert werden, was es dem System erlaubt, den Betrag der Bewegung des Zielorgans genau zu bestimmen, ohne das innere Organ tatsächlich abzubilden. Ein anderer Weg, die Korrelation der Positionen der inneren und externen Marker durchzuführen, ist die Verwendung eines auf Durchführung von Interpolation trainierten neuralen Netzes oder anderer bekannter mathematischer Interpolationsverfahren zur Herstellung der Übereinstimmung zwischen den inneren und externen Markern nach der Berechnung der Punktwolken.

[0043] Es werden nun vier verschiedene Ausführungsformen des Verfahrens zum Kompensieren der Atmung und anderer Patientenbewegung gemäß der Erfindung beschrieben. In all diesen Ausführungsformen kann die Atmungs- und Zwerchfellauslenkung begrenzt und möglichst klein gemacht werden, indem das Abdomen gefesselt oder das Abdomen zusammengepresst wird. In einer ersten Ausführungsform werden vor der Behandlung ein oder mehrere kleine Metallmarker (auch als Orientierungspunkte bekannt) am Zielorgan angebracht. Es kann drei oder vier Metallmarker mit möglicherweise unterschiedlichen Formen oder Größen geben, die zum Beispiel kleine Goldelemente sein können. Die exakte Position dieser inneren Marker wird durch zwei Röntgenkameras bestimmt, die ein Stereobild des Zielortes erlangen. Es kann außerdem ein oder mehrere Infrarotsonden geben, die an der Hautoberfläche des Patienten angebracht sind. Die Infrarotsonden geben eine sehr genaue und schnelle Positionsablesung, zeigen aber nur die Oberfläche des Körpers des Patienten. In dieser Ausführungsform werden innere Abbildung der inneren Marker und externe Abbildung der externen Marker (z.B. Röntgenbildgebung und Infrarotbildgebung) kombiniert. Insbesondere wird vor der Behandlung eine Reihe von Bildern mit beiden Modalitäten (d.h. Röntgen und Infrarot) erhalten. Für diese Bilder wird die Zeit der Bilderlangung aufgezeichnet, oder zumindest die Bilder mit beiden Modalitäten werden gleichzeitig erlangt, so dass die Zeit der Bilderlangung um nicht mehr als ungefähr 0,01 Sekunden variiert. Auf diese Weise wird eine Reihe von präoperativen Bildern sowohl der externen als auch der inneren Orientierungspunkte erlangt, wobei jedes Bild einen Zeitstempel aufweist. Diese Reihe von Bildern bestimmt ein Modell der Relativbewegung zwischen den inneren und externen Orientierungspunkten, wie oben beschrieben.

[0044] Während der tatsächlichen Operation ist es schwierig, öfter als jede vorbestimmte Zahl von Sekunden Röntgenbilder zu erhalten, aufgrund von Besorgnissen, den Patienten zu viel Strahlung auszu-

setzen, und aufgrund des Umstands, dass die Behandlung nicht arbeiten kann, wenn gerade Röntgenbildgebung durchgeführt wird. Die Röntgenbildgebung allein wäre daher zu langsam, um der Atembewegung mit hoher Präzision zu folgen. Daher werden die externen Orientierungspunkte auf der Hautoberfläche, wie vom Infrarotsystem gesehen, für intraoperative Lokalisierung verwendet, wobei wir kontinuierlich das vorher berechnete Modell der Relativbewegungen der inneren und externen Marker referenzieren. Dies ermöglicht es, die exakte Lage der inneren Orientierungspunkte (Goldelemente) in Zeitpunkten vorherzusagen, in denen keine Röntgenbilder zur Verfügung stehen. Es wird nun eine zweite Ausführungsform des Verfahrens beschrieben.

[0045] In einer zweiten Ausführungsform des Verfahrens gemäß der Erfindung werden keine inneren Orientierungspunkte verwendet, die am Zielorgan angebracht sind. Statt dessen wird eine Ultraschallkamera verwendet, um die präoperative Bilderreihe zu erlangen, wieder in Kombination mit einem Infrarot-Verfolgungssystem. Das Infrarotsystem in dieser Ausführungsform ermittelt sowohl die Position der externen Orientierungspunkte als auch die Position der (beweglichen) Ultraschallkamera, die während dieser präoperativen Phase von einer menschlichen Bedienungsperson bewegt werden muss. Während der präoperativen Phase können die Ultraschallbilder manuell oder halbautomatisch analysiert werden, um das Ziel zu lokalisieren. Während der Behandlung werden die externen Orientierungspunkte (Infrarotsonden) verwendet, um die Bewegung des Zielorgans zu kompensieren, da das Bewegungsmodell, das wir aufgestellt haben, die Bestimmung der Position des inneren Zielorgans aus der Position der externen Marker erlaubt. Es wird nun eine dritte Ausführungsform des Verfahrens beschrieben.

[0046] Eine dritte Ausführungsform ist der zweiten Ausführungsform sehr ähnlich, außer dass statt der Ultraschallkamera ein Gerät zur Messung des Luftdurchflusses verwendet werden kann. Das Gerät kann ein Mundstück, das die Richtung und das Volumen des Luftdurchflusses aufzeichnet und diese Messungen mit dem Ort der inneren Bezugsobjekte korreliert, oder irgendein anderer Mechanismus zur Erfassung des Orts der inneren Organe sein. In dieser Ausführungsform kann eine Bezugsposition des Zielorgans wie z.B. einer Lunge, wie z.B. bei voller Einatmung oder bei voller Ausatmung oder irgendeinem Zwischen-Atemzustand, verwendet werden, um den aktuellen Atemzustand mit einem vor der Behandlung abgebildeten Zustand zu korrelieren, so dass die Bewegung und Position des Zielorgans während der Behandlung ermittelt werden kann und die Position des Behandlungsgeräts auf Basis der ermittelten Bewegung des Zielorgans bewegt werden kann. Es wird nun eine vierte Ausführungsform der Erfindung beschrieben.

[0047] In einer vierten Ausführungsform der Erfindung wird eine etwas andere Technik verwendet. Insbesondere ist während der meisten Strahlenbehandlungen der Patient wach und bei Bewusstsein, so dass es häufig schwierig ist, zu bestimmen, ob eine durch Echtzeitverfolgung von externen Markern beobachtete Bewegung tatsächlich auf Atmung und nicht auf anderen geringen Bewegungen des Körpers des Patienten basiert. Solche anderen Bewegungen des Körpers können zum Beispiel durch Schnäuzen oder andere plötzliche Bewegungen verursacht werden. Um diese anderen Bewegungen zu erfassen und genau zu verfolgen, kann zusätzlich zu der oben beschriebenen Ultraschallkamera ein Paar Röntgenkameras verwendet werden. In dieser Ausführungsform wird die Ultraschallkamera nur vor der Operation verwendet, um die Korrelation zwischen der Zielbewegung und der Bewegung der externen Orientierungspunkte zu bestimmen, wie oben beschrieben. Daher wird wieder eine Reihe von präoperativen Bildern errengt, um die Beziehung zwischen der Bewegung der Hautoberfläche des Patienten und dem Zielorgan zu bestimmen. Während der Behandlung können die Röntgenkameras verwendet werden, um plötzliche Bewegung des Patienten auf Basis von bekannten Computerverfahren zum automatischen Auffinden von Knochen-Orientierungspunkten in Röntgenbildern zu bestimmen. Diese Röntgenbilder können mit präoperativen Tomografiebildern (CT- oder MR-Bildern) verglichen werden, um plötzliche Bewegung des Patienten zu bestimmen.

[0048] Das Vorhergehende wurde zwar unter Bezugnahme auf eine bestimmte Ausführungsform der Erfindung beschrieben, der Fachmann erkennt jedoch, dass man Änderungen an dieser Ausführungsform vornehmen kann, ohne den durch die beigefügten Ansprüche definierten Schutzbereich der Erfindung zu verlassen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Kompensieren des Atmens und anderer Bewegung eines Patienten während der Behandlung, welche Vorrichtung aufweist:
 – eine erste Erfassungseinrichtung (**160, 162, 168, 170**) zur periodischen Erzeugung von Positionsdaten über einen internen Zielbereich (**151**) innerhalb des Körpers (**150**) des Patienten, während der Patient die Atmung oder andere Bewegungen ausführt;
 – eine zweite Erfassungseinrichtung zur kontinuierlichen Erzeugung von Positionsdaten über einen oder mehrere externe Sensoren (**180**); und
 – einen Prozessor, der die Positionsdaten über den internen Zielbereich und die externen Sensoren empfängt, um eine Übereinstimmung zwischen der Position des inneren Zielbereichs und der externen Sensoren herzustellen, so dass die Behandlung auf die Position des Zielbereichs des Patienten basierend auf den durch die externen Sensoren erhaltenen Po-

sitionsdaten gerichtet wird.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die erste Erfassungseinrichtung einen oder mehrere an dem internen Zielbereich innerhalb des Körpers des Patienten angebrachte Marker (**152**) und eine Bildgebungseinrichtung zur Abbildung der Marker innerhalb des Körpers des Patienten aufweist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Bildgebungseinrichtung ein stereotaktisches Röntgengerät umfasst.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei ein oder mehrere Marker an dem internen Zielgebiet angebrachte Metallelemente aufweisen.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die erste Erfassungseinrichtung ein Ultraschall-Gerät zur Abbildung des internen Zielbereichs vor der Behandlung umfasst.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, wobei die erste Erfassungseinrichtung ferner eine Bildgebungseinrichtung zur Erfassung einer Bewegung des Patienten während der Behandlung aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die Bildgebungseinrichtung ein stereotaktisches Röntgengerät umfasst.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die zweite Erfassungseinrichtung einen oder mehrere an dem Körper des Patienten angebrachte Infrarot-Marker und eine Infrarot-Bildgebungseinrichtung zur Abbildung der Infrarot-Marker aufweist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die zweite Erfassungseinrichtung eine Video-Bildgebungseinrichtung aufweist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die zweite Erfassungseinrichtung eine Flussmesseinrichtung zur Messung der Atmung des Patienten umfasst.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, wobei die zweite Erfassungseinrichtung ferner eine Einrichtung zur Komprimierung des Abdomens des Patienten zur Beschränkung der Atembewegung aufweist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Prozessor ferner eine Einrichtung zur Korrelation der periodischen Positionsdaten des internen Zielgebiets mit den Positionsdaten der externen Marker aufweist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Behandlung eine Strahlungsbehandlung umfasst.

14. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Behandlung eine Biopsie-Nadel umfasst.

15. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Behandlung eine Laserstrahlbehandlung umfasst.

16. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Behandlung eine Behandlung mit fokussierter Energie einschließlich einer Ablation und Ultraschall umfasst.

17. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der externe Marker ein um die Hüfte des Benutzers befestigtes Element mit ein oder mehreren daran befestigten externen Markern umfasst, wobei das Element einen Gurt, einen Ring oder eine Weste umfasst.

18. Vorrichtung nach Anspruch 1, aufweisend Mittel zur Veränderung der Behandlung in Abhängigkeit von Änderungen der Position des Zielbereichs.

19. Vorrichtung nach Anspruch 18, wobei die Änderungsmittel Mittel zur Bewegung der Behandlung relativ zu dem Patienten umfassen.

20. Vorrichtung nach Anspruch 18, wobei die Veränderungsmittel Mittel zur Veränderung der Charakteristik der Behandlung umfassen.

21. Vorrichtung nach Anspruch 20, wobei die Änderungsmittel Mittel zur Kollimierung des Behandlungsstrahls umfassen.

22. Vorrichtung nach Anspruch 20, wobei die Änderungsmittel Mittel zur Blockierung des Behandlungsstrahls zu festgelegten Zeiten umfassen.

23. Verfahren zur Kompensierung der Atmung und anderen Bewegungen eines Patienten während einer Behandlung, welches Verfahren umfasst:
– periodische Erzeugung von Positionsdaten eines internen Zielbereichs (151) innerhalb des Körpers (150) des Patienten, während der Patient atmet und die anderen Bewegungen ausführt;
– kontinuierliche Erzeugung von Positionsdaten einer externen Bewegung des Körpers des Patienten unter Verwendung eines oder mehrerer externer Sensoren (180); und
– Erzeugung einer Übereinstimmung zwischen der Position des internen Zielgebiets und der externen Sensoren, so dass die Bestimmung der Position des Zielbereichs des Patienten auf den Positionsdaten der externen Sensoren basiert.

24. Verfahren nach Anspruch 23, wobei die periodische Erzeugung von Positionsdaten das Anbringen (212) eines oder mehrerer Marker (180) in dem internen Zielbereich innerhalb des Körpers des Patienten und Abbildung der Marker innerhalb des Körpers des Patienten umfasst.

25. Verfahren nach Anspruch 24, wobei die Abbildung die Erzeugung eines stereotaktischen Röntgenbildes des Patienten umfasst.

26. Verfahren nach Anspruch 23, wobei die Erzeugung der periodischen Positionsdaten die Abbildung des internen Zielgebiets mit einem Ultraschallgerät vor der Behandlung umfasst.

27. Verfahren nach Anspruch 26, wobei die Erzeugung der Positionsdaten vor der Behandlung die Erfassung der Bewegung des Patienten während der Behandlung umfasst.

28. Vorrichtung nach Anspruch 23, wobei die Erzeugung der Positionen der externen Marker das Anbringen (214) eines oder mehrerer Infrarot-Marker an dem Patienten und Abbildung der Infrarot-Marker mit Infrarot-Abbildungsgeräten umfasst.

29. Verfahren nach Anspruch 23, ferner umfassend ein Festbinden des Patienten, um die Atembewegung zu verringern, wobei der externe Sensor ein Flussmessgerät aufweist, das die Atmung misst.

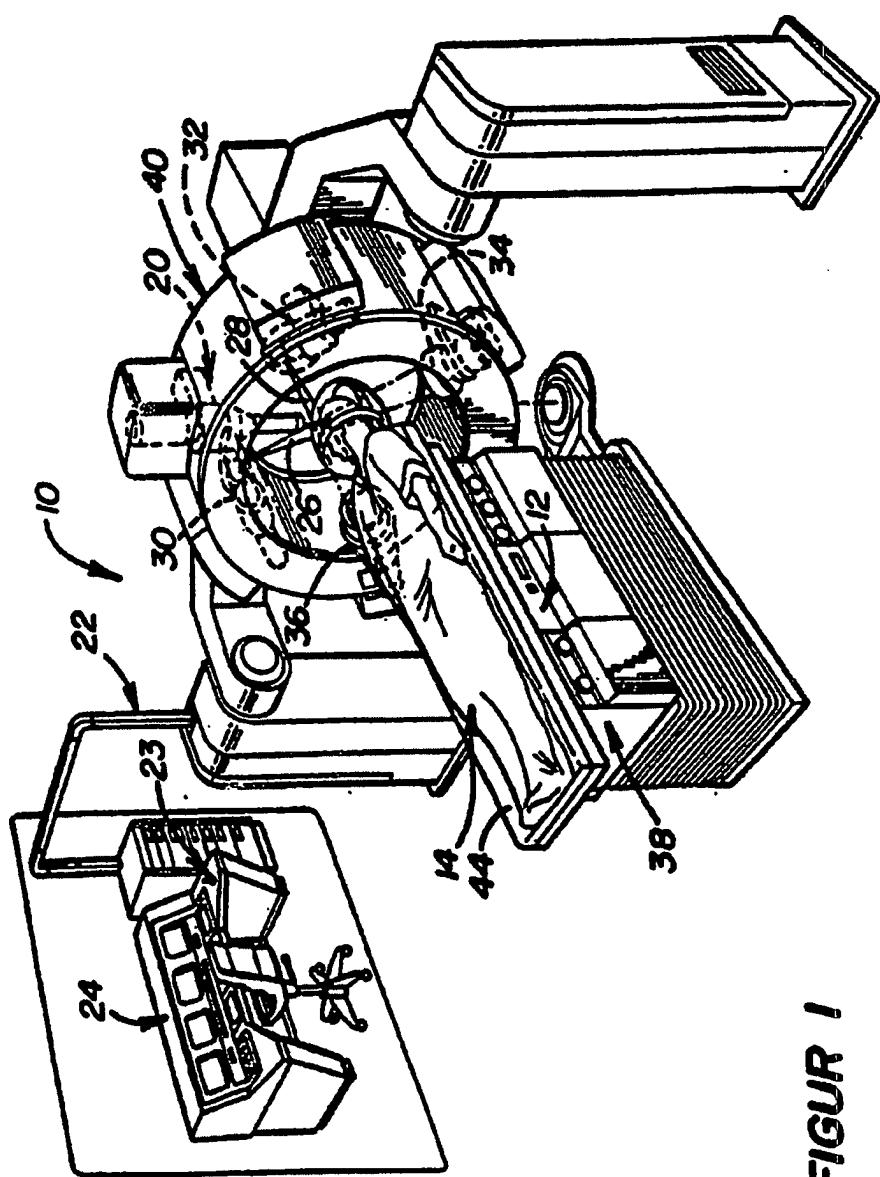
30. Verfahren nach Anspruch 23, wobei die Erzeugung der Übereinstimmung ferner die Korrelation (216) der periodischen Positionsdaten des internen Zielbereichs mit den Positionsdaten der externen Sensoren umfasst.

31. Verfahren nach Anspruch 23, wobei das Anbringen der externen Marker das Anbringen einer Einrichtung an dem Patienten mit einem oder mehreren an der Einrichtung befestigten Markern umfasst, wobei die Einrichtung einen Gürtel, einen Ring oder eine Weste umfasst.

32. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22 zur Ausführung einer Behandlung in einem internen Zielbereich mit einer Kompensation des Atmens und anderer Bewegungen des Patienten, welche Vorrichtung ferner aufweist:
– eine Behandlungseinrichtung, die die Behandlung auf die Position des Zielbereichs des Patienten basierend auf den Daten der externen Sensoren richtet.

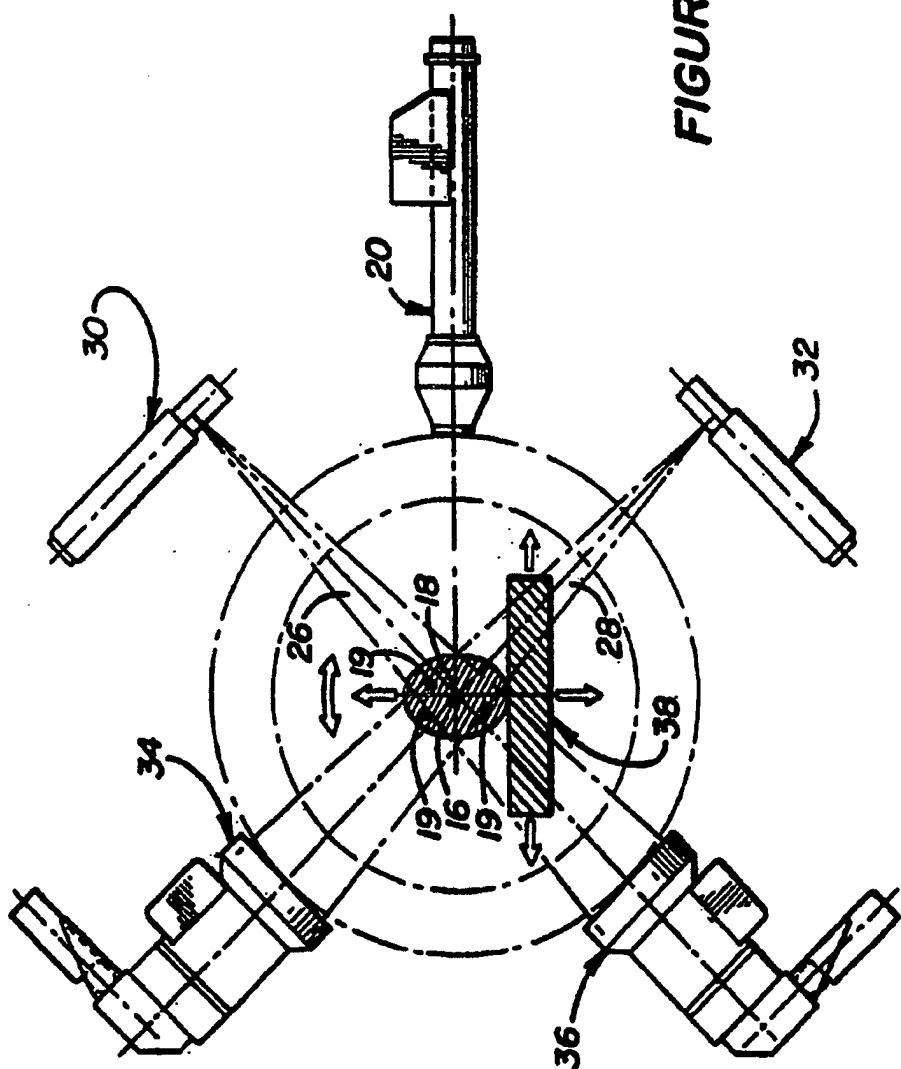
33. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22, wobei der Prozessor die Position des zu behandelnden internen Zielbereichs basierend auf der erzeugte Position der externen Sensoren, die einer festgelegten Position des internen Zielgebiets entsprechen, bestimmt, wenn die erste Bildgebungseinrichtung nicht aktiv ist.

Es folgen 13 Blatt Zeichnungen

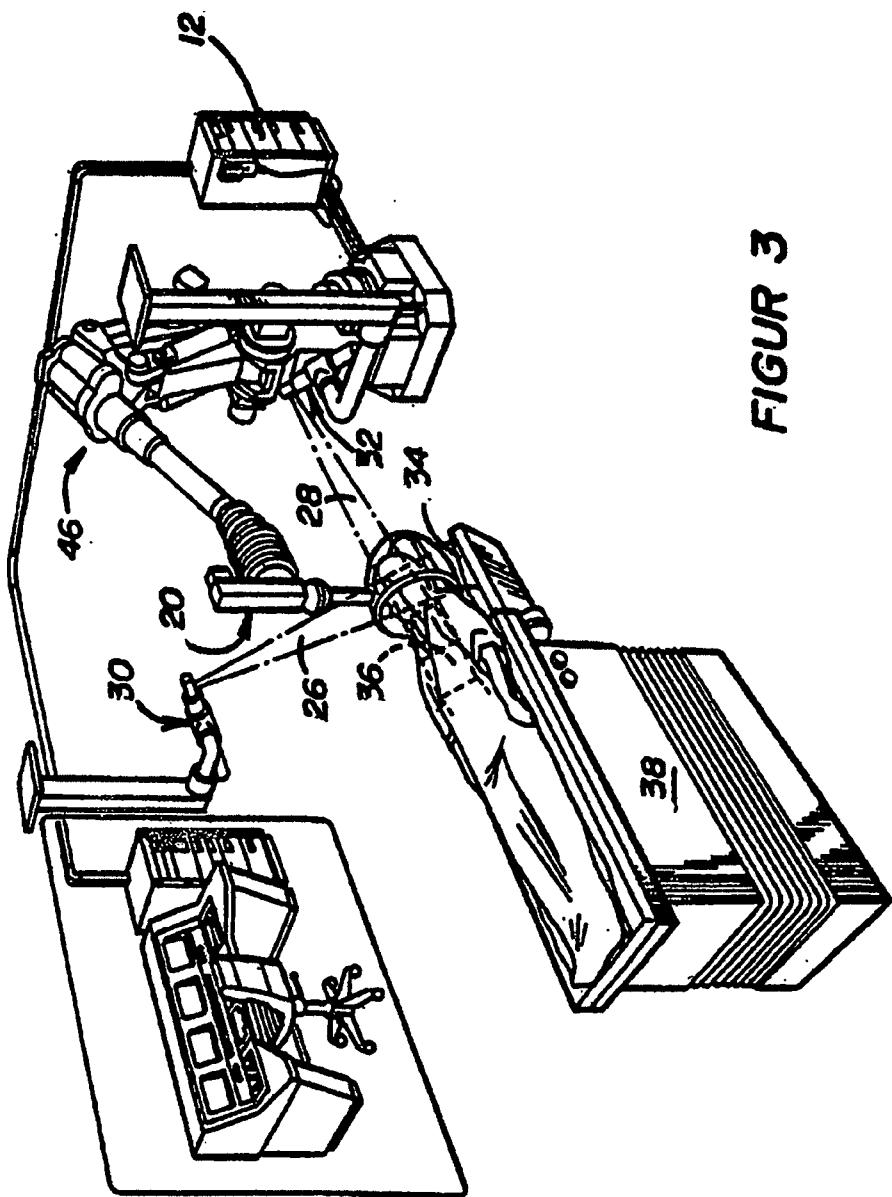


FIGUR 1

FIGUR 2



FIGUR 3



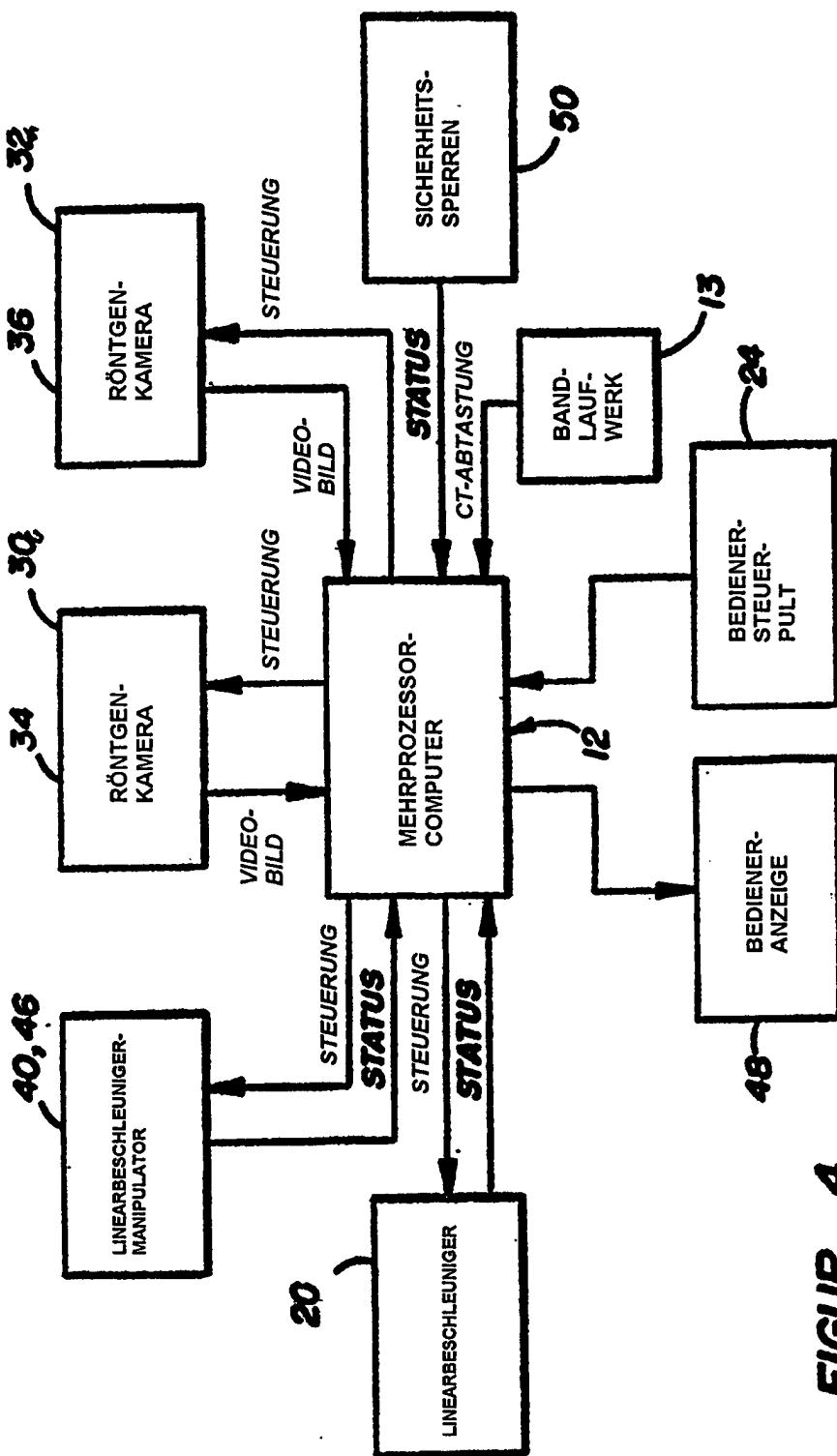
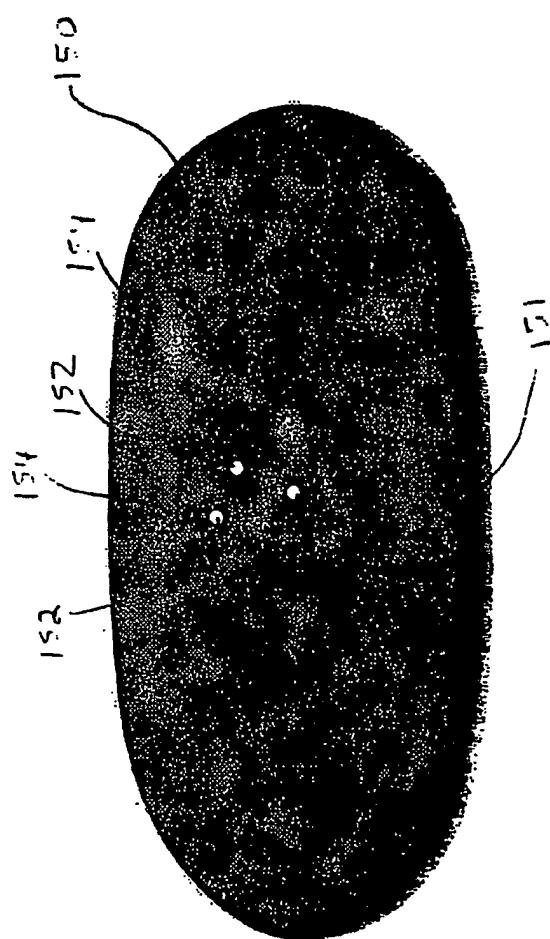


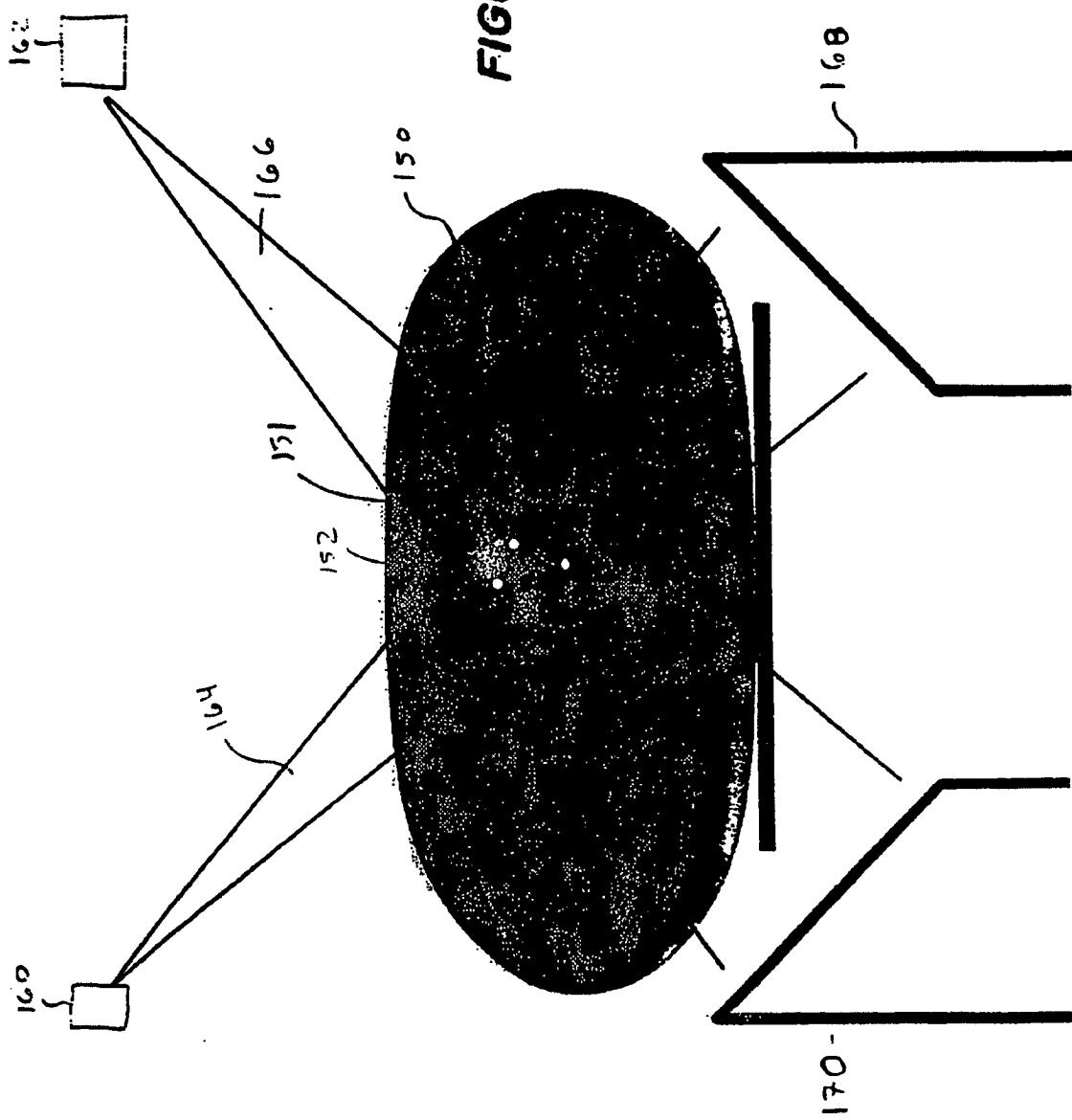
FIGURE 4

SYSTEMBLOCKDIAGRAMM

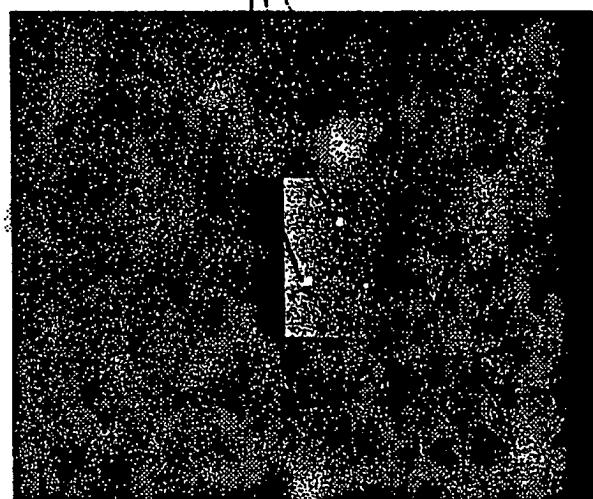


FIGUR 5

FIGUR 6



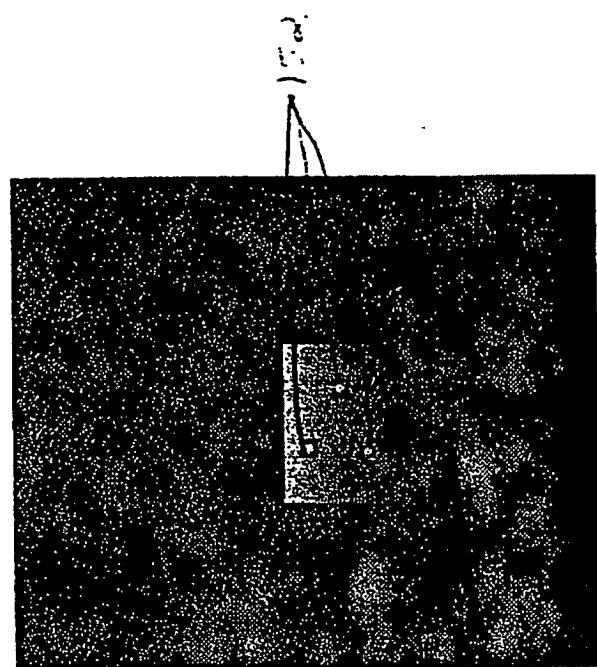
FIGUR 7B



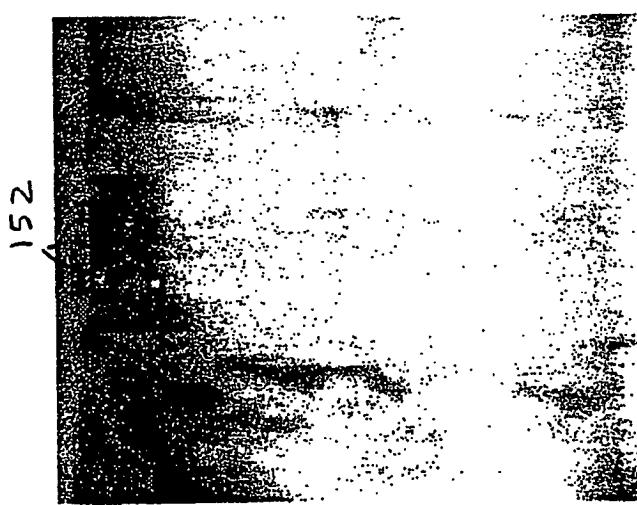
FIGUR 7A

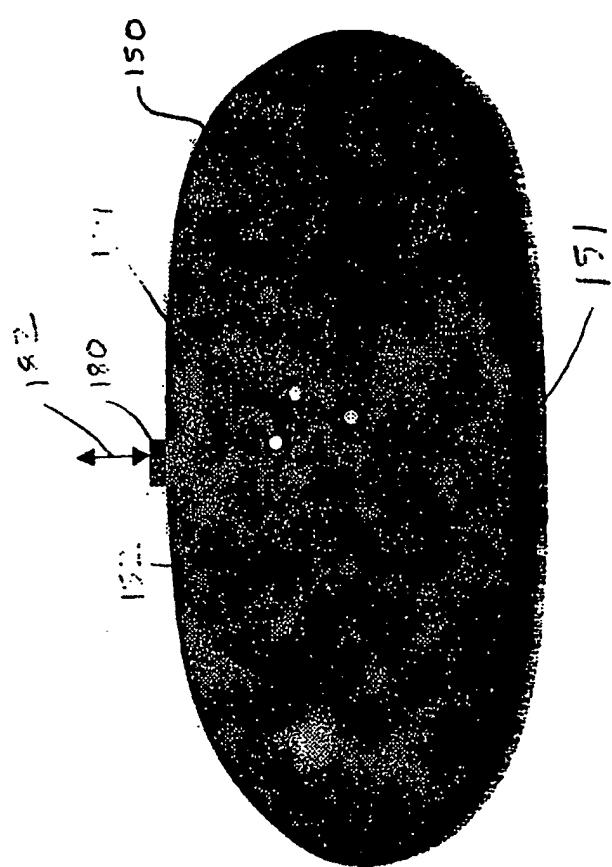


FIGUR 7D



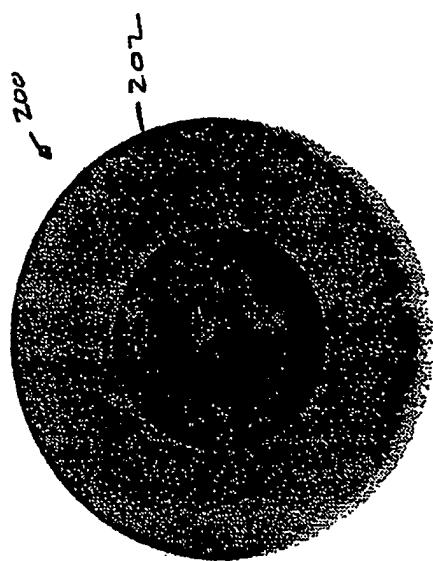
FIGUR 7C



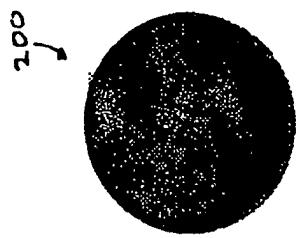


FIGUR 8

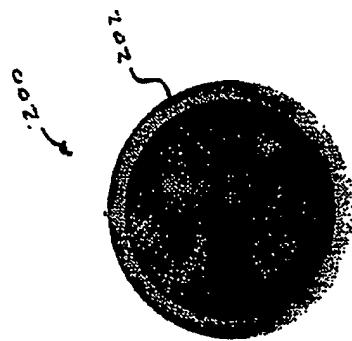
FIGUR 9B



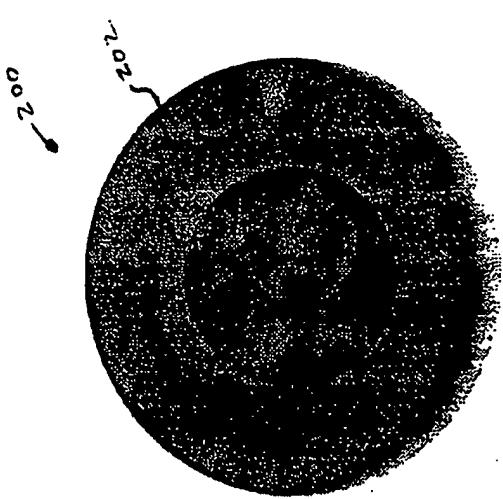
FIGUR 9A

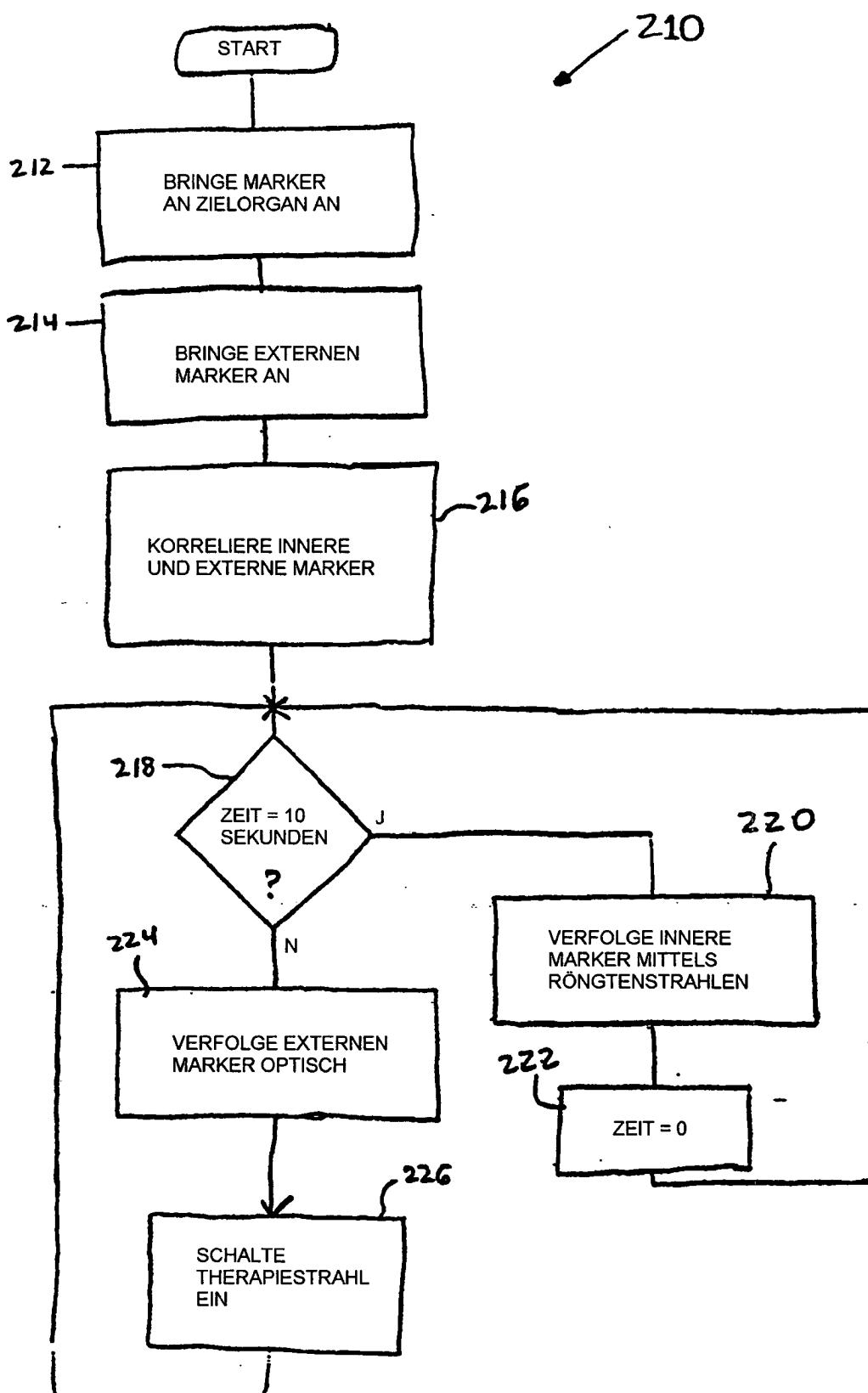


FIGUR 9D

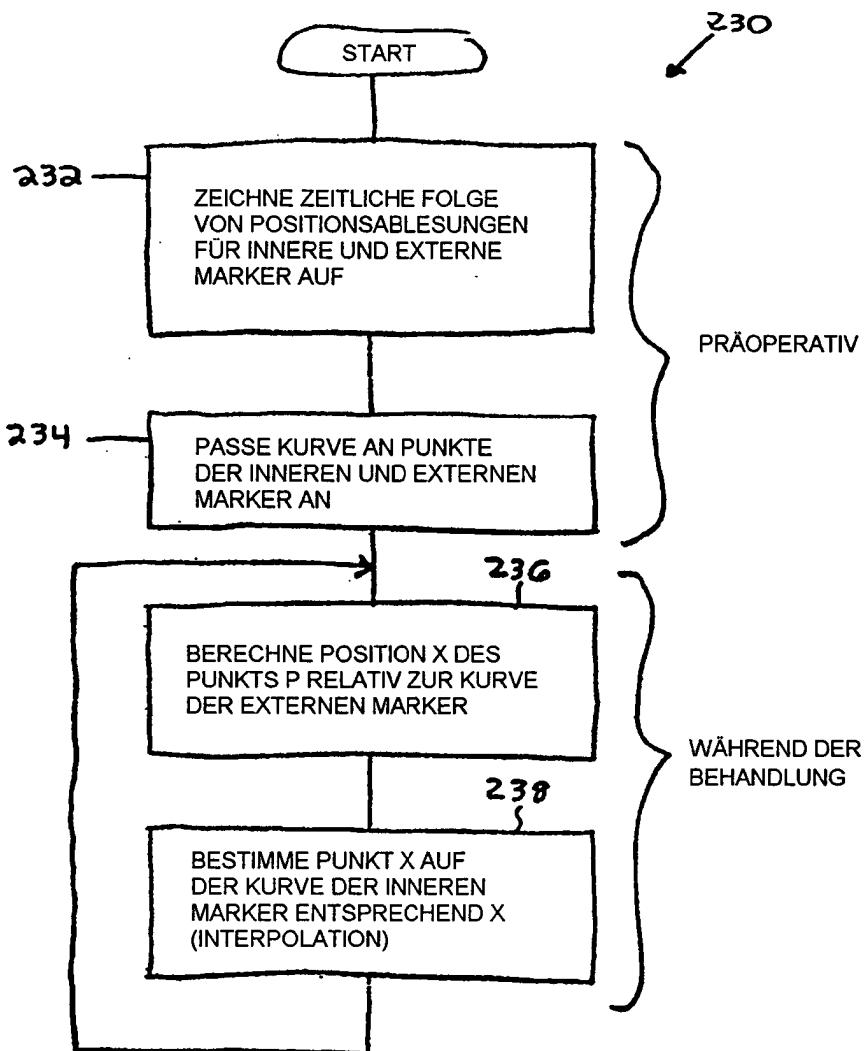


FIGUR 9C





FIGUR 10



FIGUR 11