



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 11 385 T2** 2006.03.16

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 304 960 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 11 385.3**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/CA01/01113**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 959 999.2**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 02/009588**

(86) PCT-Anmeldetag: **31.07.2001**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **07.02.2002**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **02.05.2003**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **08.06.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **16.03.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 8/08** (2006.01)  
**A61N 5/10** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**2314794 01.08.2000 CA**

(73) Patentinhaber:

**Falco, Tony, Montreal, Quebec, CA; Hristov,  
Dimitre, Montreal, Quebec, CA**

(74) Vertreter:

**Schoppe, Zimmermann, Stöckeler & Zinkler, 82049  
Pullach**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

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

(72) Erfinder:

**Falco, Tony, Montreal, Quebec H3G 1A4, CA;  
Hristov, Dimitre, Montreal, Quebec H3G 1A4, CA**

(54) Bezeichnung: **GERÄT ZUR LOKALISATION EINER LÄSION ODER EINES ORGANS**

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 eingelegt, 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**

## Hintergrund der Erfindung

## Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren, bei dem die Form, Gestalt, Position und Konfiguration einer Läsion oder eines Tumors, der durch ein Bestrahlungstherapiegerät behandelt werden soll, mit größerer Definition ermittelt werden kann, um einen Behandlungsplan für die Ausrottung desselben besser zu entwerfen.

## 1. Beschreibung des Stands der Technik

**[0002]** Das Ziel heutiger Bestrahlungstherapie von Krebstumoren oder Läsionen besteht darin, den Tumor auszurotten, während eine Beschädigung von gesundem Gewebe und Organen in der Nähe des Tumors im maximal möglichen Ausmaß vermieden wird. Da die große Mehrheit von Tumoren auf Strahlung anspricht, können dieselben gesteuert oder vollständig ausgerottet werden, falls eine ausreichende Strahlungsdosis zu dem Tumorumfang geliefert wird. Die Lieferung der notwendigen tumoridalen Dosis jedoch kann in bestimmten Komplikationen aufgrund einer Beschädigung gesunden Gewebes, das den Tumor umgibt, oder aufgrund einer Beschädigung an anderen gesunden Körperorganen resultieren, die in der Nähe des Tumors positioniert sind. Eine konforme Therapie ist ein Bestrahlungsbehandlungsansatz, der versucht, eine genaue Ziellokalisierung mit einer fokussierten Bestrahlungslieferung zu kombinieren, um die Hochdosisregion eng an die Region anzupassen, die durch die äußere Oberfläche des Tumors definiert ist, während die Dosis zu umgebendem gesundem Gewebe oder benachbarten gesunden Organen minimiert ist. Verschiedene konforme Therapietechniken sind auf dem Gebiet gut bekannt.

**[0003]** Eine konforme Bestrahlungstherapie bzw. Strahlentherapie verwendet zweckgebundene Bestrahlungseinheiten, die zum Erzeugen von hochenergetischen Bestrahlungsstrahlen von Photonen, Elektronen oder anderen geladenen Partikeln in der Lage sind. Die Bestrahlungseinheit weist typischerweise eine Bestrahlungsquelle auf, die typischerweise an einem drehbaren Gerüst der Bestrahlungsbehandlungseinheit befestigt ist. Durch eine Gerüstdrehbewegung wird die Bestrahlungsquelle um den Patienten gedreht, der typischerweise auf einem Behandlungstisch platziert ist, und der Bestrahlungsstrahl wird zu dem Tumor oder der Läsion, die behandelt werden soll, hin gerichtet. Verschiedene Typen von Geräten werden verwendet, um die Form des Bestrahlungsbehandlungsstrahls anzupassen, um den Umriss des Tumors eng zu umschließen, wie derselbe durch den Bestrahlungsbehandlungsstrahl

gesehen wird, wenn derselbe den Körper des Patienten in den Tumor durchquert. Ein Beispiel eines derartigen Geräts ist ein Mehrblatt-Kollimator, der aus einem Satz von computergesteuerten bewegbaren Blättern oder Fingern besteht, die einzeln in den und aus dem Bestrahlungsstrahl positioniert werden können, um denselben zu dem Tumorumriss zu formen. Verschiedene Typen von Bestrahlungsbehandlungssystemen können einen Bestrahlungsbehandlungsplan erzeugen, der, wenn derselbe einmal implementiert ist, eine spezifizierte Dosis zu dem Tumor liefert, während das umgebene gesunde Gewebe oder benachbarte gesunde Organe verschont werden.

**[0004]** Das grundlegende Problem bei einer konformen Bestrahlungstherapie ist ein Kennen der Position des Ziels oder der Läsion oder des Tumors oder alternativ der gesunden Organe mit Bezug auf die beabsichtigte Platzierung des Bestrahlungsstrahls oder -felds (I) vor dem Entwurf eines Bestrahlungsbehandlungsplans und (II) zu der Zeit der Bestrahlungsbehandlung. Eine Lokalisierung des Zielvolumens innerhalb des Patienten vor dem Entwurf eines Bestrahlungsbehandlungsplans wird durch ein Gewinnen bzw. Erfassen eines dreidimensionalen Bilds des Patienten mit einem herkömmlichen Diagnosebildherstellungsgesetz bzw. diagnostischen Bildherstellungsgesetz durchgeführt, wie beispielsweise einem Computertomografischen („CT“) Bildherstellungsgesetz, einem Magnetresonanzbildherstellungsgesetz („MRI“-Bildherstellungsgesetz) oder einem Positronenemissionstomografischen („PET“) Bildherstellungsgesetz, wie dieselben auf dem Gebiet bekannt sind. Diese hochentwickelten Geräte können von einer Vielfalt von Herstellern verfügbar sein, wie beispielsweise GE Medical Systems, Marconi, Toshiba, Siemens, Phillips und anderen.

**[0005]** Wenn gegenwärtig die Behandlung eingeleitet wird, wird angenommen, dass sowohl die Position des Patienten als auch die Position des Ziels innerhalb des Patienten zu der Zeit der Bestrahlungsbehandlung ungefähr die gleichen sind wie dieselben zu dem Zeitpunkt waren, zu dem der Behandlungsplan erzeugt wurde. Falls jedoch die Position des Zielvolumens (I) vor der Behandlungsplanherzeugung oder (II) zu dem Zeitpunkt einer Behandlung nicht korrekt bestimmt wird, können Behandlungsfehler in einem Sinn auftreten, dass die konforme Dosis einer Bestrahlung eventuell nicht zu der korrekten Position innerhalb des Körpers des Patienten geliefert wird. Fehler des Typs (I) können auftreten, falls die herkömmliche Bildherstellungsmodalität die Form, Position und Ausrichtung des Tumors oder der Läsion oder des interessierenden Organs nicht vollständig aufdeckt. Dies kann auftreten, da nicht alle herkömmlichen Diagnosebildherstellungsgesetze die genaue Form, Größe und Ausrichtung eines Tumors geeignet, vollständig oder gänzlich bestimmen, was darin

resultiert, dass selbst bei der Verwendung des aktuellsten Diagnosebilderzeugungsgeräts eventuell einige Tumoren nicht vollständig diagnostiziert werden. Fehler des Typs (II) können als ein Ergebnis einer Organverschiebung (Bewegung) von Tag zu Tag auftreten, was aus einer Vielfalt von Faktoren auftreten kann, wie beispielsweise ein Wachstum des Tumors, einer Veränderung der Patientenphysiologie aufgrund eines Gewichtsverlusts oder sogar einer Patientenatmung. Fehler des Typs (II) können ferner aus einem inkorrekten Positionieren des Patienten auf dem Behandlungstisch der Bestrahlungsbehandlungseinheit auftreten.

**[0006]** Um die obigen Fehler zu vermeiden, betrachten heutige Bestrahlungsbehandlungspläne typischerweise das Ziel der Bestrahlung als einen Raum in dem Körper des Patienten einnehmend, der größer ist als derselbe wirklich ist, um sicherzustellen, dass der kleinere Tumor oder die kleinere Läsion in das größere Volumen fällt. Folglich wird etwas gesundes Gewebe oder gesunde Organe, die den Tumor oder die Läsion umgeben, mit der maximalen Strahlungsdosis bestrahlt, die für den Tumor oder das Ziel bestimmt ist. Ein Liefern der maximalen Strahlungsdosis zu einem größeren Volumen gesunden Gewebes oder gesunder Organe kann das Risiko eines Beschädigens dieser erhöhen und kann beispielsweise zukünftig Krebs in dem gesunden umgebenen Gewebe fördern. Aus diesem Grund können sich Onkologen, die eine gegenwärtige konforme Bestrahlungstherapie verwenden, entscheiden eine niedrigere Bestrahlungsdosis zu dem beabsichtigtem Behandlungsvolumen zu liefern, um das Nichtzielgewebe zu verschonen, mit dem möglichen Nachteil eines Beeinträchtigens des Erfolgs der Behandlung durch ein Unterdosieren eines gewissen Abschnitts des Zielorgans.

**[0007]** In einem Versuch die Lokalisierung der Läsion für die Behandlung von Prostatakrebs zu verbessern und deshalb Fehler des Typs I zu korrigieren, wurde ein Verfahren in Holupka et al., US-Patent 5,810,007 offenbart, das eine transrektale Sonde verwendet, um ein zweidimensionales Ultraschallbild zu erzeugen. Dieses Bild wird dann einem Bild, das mit einem herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgerät erfasst wird, wie beispielsweise einer CT-Abtastung überlagert. Die Bildregistrierung bei dem obigen Verfahren erfordert die Identifizierung von zumindest zwei Justiermarken, die sowohl in dem Ultraschallbild als auch dem Bild sichtbar sind, das mit dem herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgerät erfasst wird. Die folgenden Mängel können jedoch den Nutzen des obigen Verfahrens begrenzen:

1. Die transrektale Ultraschallsonde kann die Läsion oder das Organ beträchtlich verschieben, wobei so ungenaue Informationen über die räumliche Position der Läsion zu einem Behandlungszeitpunkt geliefert werden, falls zu diesem Zeit-

punkt die transrektale Sonde nicht wieder eingebracht ist. In jedem Fall kann die Einbringung und Entfernung der Sonde vor einem Einleiten einer Behandlung eine Verschiebung der Läsion bewirken, was eine weitere Unsicherheit zu der Lokalisierung des Tumors hinzufügt. Außerdem kann ein Einbringen der transrektalen Sonde für jede Behandlungssitzung ein erhebliches Unbehagen des Patienten bewirken, was darin resultiert, dass dieses Verfahren bei Ärzten keine Beliebtheit gewinnt.

2. Holupka sieht lediglich zweidimensionale Bilder vor und nimmt an, dass das 2D-Ultraschallbild und das Bild, das mit der herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsmodalität erhalten wird, in der gleichen Ebene erfasst werden. Aus diesem Grund würden zwei identifizierbare Justiermarken in beiden Bildern ausreichen, um die Bilder zu registrieren und zu überlagern. Es gibt jedoch keine Gewissheit, dass das Ultraschallbild und das Bild von dem herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgerät Bilder in den gleichen Bilderzeugungsebenen liefern, und deshalb kann eine Abweichung eines Bilds von der Ebene eines Anderen die Genauigkeit des Verfahrens beträchtlich beeinträchtigen.

3. Das obige Verfahren registriert und überlagert ein zweidimensionales Ultraschallbild auf ein zweidimensionales Bild, das mit einer herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsmodalität erfasst wird. Somit wird die Ultraschalldefinition der Läsion lediglich in einer einzigen Ebene durchgeführt. Für die Zwecke einer dreidimensionalen konformen Therapie ist eine zweidimensionale Definition der Läsion unvollständig und deshalb ungeeignet, da in anderen Bilderzeugungsebenen das Ausmaß bzw. die Erstreckung des Läsionsvolumens größer oder kleiner sein kann.

4. Ferner ist Holupka von begrenzter Anwendung, da dasselbe lediglich mit Bezug auf eine sehr begrenzte Anzahl von Tumoren, wie beispielsweise des Rektums, des unteren Dickdarms und der Prostata verwendet werden kann. Dasselbe kann nicht für andere Typen von Tumoren verwendet werden.

**[0008]** Um Fehler des Typs II zu korrigieren, wurde durch Carol, US-Patent Nr. 5,411,026, ein anderes System vorgeschlagen, um das Ziel oder die Läsionsposition vor einer Bestrahlungsbehandlungssitzung zu verifizieren. Das System weist ein Ultraschallbilderzeugungsgerät, um zumindest ein Ultraschallbild der Läsion in dem Körper des Patienten zu erfassen, und ein Gerät auf, um die Position des Ultraschallbilderzeugungsgeräts oder der Sonde mit Bezug auf das Bestrahlungstherapiegerät anzugeben. Das obige System verifiziert, dass die tatsächliche Position der Läsion unmittelbar vor der Behandlungssitzung konform zu der erwünschten Position der Läsion in dem Bestrahlungsbehandlungsplan ist,

durch ein Vergleichen der Umriss der äußeren Oberfläche der Läsion, wie dieselben auf dem zumindest einen Ultraschallbild definiert sind, mit dem Umriss der äußeren Oberfläche der Läsion, wie derselbe auf dem zumindest einen Diagnosebild definiert ist, das durch ein computertomografisches („CT“) oder alternativ durch ein Magnetresonanzbildherzeugungsgerät („MRI“-Gerät) erhalten und für den Entwurf des Bestrahlungsplans verwendet wird. Die folgenden Mängel können jedoch den Nutzen des obigen Systems begrenzen.

1. Die Erscheinung des Tumors oder der Läsion oder des Organs in dem Ultraschallbild oder den Bildern kann eine von dieser eines Tumors oder einer Läsion oder eines Organs in den Bildern, die mit herkömmlichen Diagnosegeräten erhalten werden, unterschiedliche Erscheinung aufweisen. Somit kann der Prozess eines Vergleichens von Umrissen der äußeren Oberflächen des Tumors oder der Läsion oder des Organs, wie dieselben in Bildern erscheinen, die mit unterschiedlichen Bilderzeugungsgeräten erhalten werden, ungenau sein, da diese Oberflächen sowohl in Erscheinung als auch Erstreckung unterschiedlich sein können. Mit anderen Worten vergleicht Carol Äpfel mit Orangen, was in einer unvollständigen Bewertung des Tumors resultiert. Da der Trend bei einer konformen Behandlung zu einer genaueren räumlichen Lieferung der exakten Dosis einer Strahlung hin geht, ist dieser Mangel ziemlich erheblich.

2. Ferner adressiert Carol nicht Fehler des Typs I, wodurch die Diagnosebilder, die mit Computertomografie- oder Magnetresonanzbildherzeugungsgeräten erhalten werden, die Position oder die Erstreckung des Tumors oder der Läsion oder des Organs aufgrund der inhärenten Begrenzung der Geräte mit Bezug auf bestimmte Tumoren bei bestimmten Positionen nicht vollständig aufdecken. Falls ferner die Computertomografie- oder Magnetresonanzbildherzeugungsgeräte den Tumor oder das Organ oder die Läsion nicht oder nicht vollständig aufdecken, fehlt Carol die Einrichtung, um eine äußere Oberfläche zu umreißen, um als eine Referenz für den Vergleich mit der äußeren Oberfläche des Tumors oder der Läsion oder des Organs zu dienen, die auf dem einen oder den mehreren Ultraschallbildern umrissen ist.

**[0009]** Angesichts der obigen Beschreibung des Stands der Technik ist es deshalb eine Aufgabe der Erfindung, ein verbessertes Verfahren und eine verbesserte Vorrichtung für Bestrahlungstherapiebehandlungen zu schaffen, um die Auftretensrate der oben definierten Fehler des Typs I und des Typs II zu verringern.

**[0010]** Es ist eine weitere Aufgabe der Erfindung, ein neuartiges Verfahren und eine neuartige Vorrichtung für eine genaue Lokalisierung, Bemessung und

Definition eines Tumors oder einer Läsion oder eines anderen Organvolumens bei einer Vorbereitung für eine Bestrahlungstherapie zu schaffen.

**[0011]** Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die Verwendung einer Ultraschallbilderzeugung bei der Planungsstufe eines Behandlungsplans zu schaffen.

**[0012]** Es ist eine weitere Aufgabe der Erfindung, ein verbessertes Verfahren und eine verbesserte Vorrichtung zum Einrichten eines Ultraschallbilds oder einer Mehrzahl von Ultraschallbildern für eine Zieldefinition und Lokalisierung und ein Korrelieren dieses Bildes oder der Mehrzahl von Ultraschallbildern mit Bestrahlungstherapiemulatorbildern zu schaffen, die mit herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgeräten erhalten werden, wie beispielsweise einem computertomografischen („CT“) Bilderzeugungsgerät, einem Magnetresonanzbildherzeugungsgerät („MRI“-Gerät) oder einem Positronenemissionsbilderzeugungsgerät („PET“).

**[0013]** Es ist ebenfalls eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein neuartiges Verfahren zur dreidimensionalen Überlagerung eines dreidimensionalen Ultraschallbilds einer Läsion auf ein anderes dreidimensionales Läsionsbild zu schaffen, wie beispielsweise CT oder MRI.

**[0014]** Es ist noch eine weitere Aufgabe der Erfindung, ein verbessertes Verfahren und eine verbesserte Vorrichtung zum genauen Positionieren des Ziels relativ zu Bestrahlungstherapiestrahlen basierend auf der Registrierung eines Ultraschallbilds oder der Mehrzahl von Ultraschallbildern, die unmittelbar vor oder nach der Gewinnung herkömmlicher Diagnosebilder bzw. diagnostischer Bilder gewonnen werden, zu einem Ultraschallbild oder einer Mehrzahl von Bildern, die unmittelbar vor einer Bestrahlungstherapiebehandlung gewonnen werden, zu schaffen.

**[0015]** Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren oder eine Vorrichtung für (a) eine Läsionslokalisierung und eine Tumor- oder Läsions- oder Organdefinition für eine Bestrahlungstherapiebehandlungsplanung und (b) für eine Verifizierung und Korrektur einer Läsionsposition während einer Bestrahlungstherapiebehandlung.

#### Zusammenfassung der Erfindung

**[0016]** Gemäß einem Aspekt kann die vorliegende Erfindung eine Anzahl von Schritten umfassen, um die Lokalisierung, Bemessung, Definition und Ausrichtung eines Tumors oder einer Läsion oder eines Organs oder irgendeines anderen Bereichs eines Körpers zu verbessern. Obwohl die vorliegenden Erfindung eventuell für eine Krebsbehandlung bei Menschen betrachtet wird, ist klar, dass dieselbe eben-

falls für andere nicht Krebs behandelnde medizinische Anwendungen sowohl bei Menschen als auch Tieren verwendet werden kann.

**[0017]** Gemäß einem allgemeinen Aspekt kann die Lokalisierung, Bemessung, etc. ... eines Tumors notwendig sein, um einen Behandlungsplan für die Behandlung oder Ausrottung eines Tumors oder für irgendeine andere notwendige oder erforderliche medizinische Untersuchung zu entwickeln. Die Schritte können folgende aufweisen: Anordnen des Patienten auf dem Tisch des herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgeräts; Gewinnen bzw. Erfassen eines Diagnosebilds oder einer Mehrzahl von Diagnosebildern unter Verwendung irgendeines bekannten herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgeräts, wie beispielsweise einer CT-, MRI- oder PET-Abtastung. Die Gewinnung bzw. Erfassung kann die Verwendung einer Anzahl von Justiermarken aufweisen, die an der Patientenoberfläche platziert sind, so dass die geometrische Ausrichtung des Diagnosebilds oder der Diagnosebilder mit Bezug auf das Diagnosebilderzeugungsgerät bestimmt werden kann; Erfassen eines Ultraschallbilds oder einer Mehrzahl von Ultraschallbildern unmittelbar vor oder unmittelbar nach der Erfassung der Diagnosebilder, wobei die Ultraschallbilderzeugungseinrichtung in einer bekannten geometrischen Ausrichtung mit Bezug auf das Diagnosebilderzeugungsgerät für jedes erzeugte Ultraschallbild angeordnet ist; Überlagern (auf dem Gebiet als Verschmelzen bekannt) oder Kombinieren des Ultraschallbilds oder der Ultraschallbilder mit dem Diagnosebild oder den Diagnosebildern bei der vorhergehenden Kenntnis der geometrischen Ausrichtung derselben: Umreißen der Konturen der äußeren Oberfläche des Tumors oder der Läsion oder des Organs auf dem Ultraschallbild oder den Ultraschallbildern und simultanes Anzeigen der obigen äußeren Oberfläche auf dem Diagnosebild oder den Diagnosebildern; Verwenden der obigen Konturen der äußeren Oberfläche des Tumors oder der Läsion oder des Organs für den Entwurf eines Bestrahlungsbehandlungsplans bzw. Strahlungs-/Strahlenbehandlungsplans.

**[0018]** Mit Bezug auf die Verifizierung der Tumor- oder Läsions- oder Organposition mit Bezug auf das Bestrahlungstherapiegerät kann das Verfahren folgende Schritte umfassen: Anordnen des Patienten auf dem Behandlungstisch eines Bestrahlungstherapiegeräts; Erzeugen zumindest eines Ultraschallbilds, d. h. US-Bilds, der Läsion in dem Körper des Patienten mit der US-Bilderzeugungseinrichtung, d. h. der Sonde, die in einer bekannten geometrischen Ausrichtung für jedes erzeugte US-Bild angeordnet ist; Vergleichen des obigen Ultraschallbilds oder der Ultraschallbilder mit dem Ultraschallbild oder den Ultraschallbildern, die zu dem Zeitpunkt der Erfassung der Diagnosebilder erhalten werden, wodurch die Position des Tumors oder der Läsion oder des Organs

mit Bezug auf das Bestrahlungstherapiegerät verifiziert werden kann, um eine Konformität mit der erwünschten Position des Tumors oder der Läsion oder des Organs in dem Bestrahlungsbehandlungsplan einzurichten.

**[0019]** Ein anderes bevorzugtes Merkmal der vorliegenden Erfindung kann das Verfahren zum Vergleichen oder Registrieren des Ultraschallbilds oder der Ultraschallbilder, die unmittelbar vor der Bestrahlungsbehandlungssitzung erfasst werden, zu dem Ultraschallbild oder den Ultraschallbildern umfassen, die unmittelbar vor oder nach der Erfassung der Diagnosebilder erhalten werden. Dieses Verfahren kann entweder eine Grauepegelbildkorrelation ohne den Bedarf von Konturumrissen oder alternativ die Registrierung geometrischer Objekte (wie es auf dem Gebiet bekannt ist) verwenden, die aus den Umrissen der äußeren Oberfläche des Tumors oder der Läsion oder des Organs gebildet sind, wie es auf dem Ultraschallbild oder den Ultraschallbildern definiert ist, die in dem Diagnose- und dem Bestrahlungstherapie- raum erfasst werden.

**[0020]** Als ein Ergebnis des obigen Bildvergleichs ist ein anderes bevorzugtes Merkmal der vorliegenden Erfindung der Schritt eines Bestimmens der notwendigen Tumor- oder Läsions- oder Organverschiebung, um den Tumor oder die Läsion oder das Organ bei der erwünschten Position anzuordnen, die durch den Bestrahlungsbehandlungsplan vorgeschrieben ist. Ein weiteres bevorzugtes Merkmal der vorliegenden Erfindung kann den Schritt eines Durchführens der obigen bestimmten Tumor- oder Läsions- oder Organverschiebung durch ein Bewegen des Behandlungstischs mit Bezug auf das Bestrahlungsbehandlungsgerät, ein Drehen des Behandlungstischs mit Bezug auf das Bestrahlungsbehandlungsgerät, ein Drehen des Kollimators des Bestrahlungsbehandlungsgeräts sowie ein Drehen des Gerüsts des Bestrahlungstherapiegeräts oder irgendeine Kombination der obigen umfassen, aber nicht darauf begrenzt.

**[0021]** Deshalb ist gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung folgendes vorgesehen: ein Verfahren zum räumlichen Lokalisieren einer Läsion für die Zwecke einer Bestrahlungsbehandlungsplanung, das folgende Schritte aufweist: Erzeugen eines oder mehrerer Diagnosebilder bzw. diagnostischer Bilder der Läsion unter Verwendung eines Diagnosebilderzeugungsgeräts bzw. diagnostischen Bilderzeugungsgeräts, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die eine CAT-Abtastung, eine PET-Abtastung, eine CT-Abtastung aufweist, Zuweisen einer ersten dreidimensionalen Koordinate für die Läsion auf dem Diagnosebild unter Verwendung eines Absolutkoordinatenreferenzsystems bzw. absoluten Koordinatenreferenzsystems, Erzeugen eines oder mehrerer Ultraschallbilder der Läsion oder Verwendung eines Ultraschallgeräts

Zuweisen einer zweiten dreidimensionalen Koordinate für die Läsion auf dem Ultraschallbild unter Verwendung des Absolutkoordinatenreferenzsystems, Verschmelzen des Ultraschallbilds und des Bilds unter Verwendung der ersten und der zweiten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaueres Bild der Läsion zu erhalten.

**[0022]** Gemäß einem weiteren bevorzugten Ausführungsbeispiel sieht die vorliegende Erfindung folgendes vor:

ein Verfahren zum räumlichen Lokalisieren eines Tumors für die Zwecke einer Bestrahlungsbehandlungsplanung, das folgende Schritte aufweist:

Platzieren einer Mehrzahl von Justiermarken an dem Patienten in der Nähe der geschätzten Position des Tumors,

Zuweisen einer ersten dreidimensionalen Koordinate für die Justiermarken unter Verwendung eines Absolutkoordinatensystems,

Erzeugen eines oder mehrerer Diagnosebilder des Tumors unter Verwendung eines Diagnosebilderzeugungsgeräts, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die eine CRT-Abtastung, eine PET-Abtastung, eine CT-Abtastung aufweist, wobei das zumindest eine Diagnosebild auf demselben ein Bild des Tumors aufweist und ferner die Justiermarken aufweist,

Zuweisen einer zweiten dreidimensionalen Koordinate für den Tumor auf dem zumindest einen Diagnosebild unter Verwendung der ersten dreidimensionalen Koordinate der Justiermarken als eine Referenz,

Erzeugen eines oder mehrerer Ultraschallbilder des Tumors unter Verwendung eines Ultraschallgeräts, wobei das zumindest eine Ultraschallbild auf demselben ein Bild des Tumors aufweist und ferner die Justiermarken aufweist,

Zuweisen einer dritten dreidimensionalen Koordinate für den Tumor auf dem Ultraschallbild unter Verwendung der ersten dreidimensionalen Koordinate der Justiermarken als eine Referenz,

Verschmelzen des Ultraschallbilds und des Bilds unter Verwendung der zweiten und der dritten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaues Bild des Tumors zu erhalten.

**[0023]** Gemäß noch einem weiteren bevorzugten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann ein Verfahren zum räumlichen Lokalisieren eines Tumors für die Zwecke einer Strahlungsbehandlungsplanung vorgesehen sein, das folgende Schritte aufweist:

Platzieren einer Mehrzahl von Justiermarken an dem Patienten in der Nähe der geschätzten Position des Tumors,

Zuweisen einer ersten dreidimensionalen Koordinate für die Justiermarken unter Verwendung eines Absolutkoordinatensystems,

Erzeugen eines oder mehrerer Diagnosebilder des Tumors unter Verwendung eines Diagnosebilderzeugungsgeräts, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die eine CAT-Abtastung, eine PET-Abtastung, eine

CT-Abtastung aufweist, wobei das zumindest eine Diagnosebild auf demselben ein Bild des Tumors aufweist und ferner die Justiermarken aufweist,

Zuweisen einer zweiten dreidimensionalen Koordinate für den Tumor auf dem zumindest einen Diagnosebild unter Verwendung der ersten dreidimensionalen Koordinate der Justiermarken als eine Referenz,

Erzeugen eines oder mehrerer Ultraschallbilder des Tumors unter Verwendung eines Ultraschallgeräts, wobei das zumindest eine Ultraschallbild auf demselben ein Bild des Tumors aufweist,

Verwenden eines Positionierungssystems, das konfiguriert ist, um zu ermöglichen, dass die Position und die Ausrichtung des einen oder der mehreren Ultraschallbilder bekannt ist, derart, dass einem Tumor auf dem einen oder den mehreren Ultraschallbildern eine dreidimensionale Koordinate in dem Absolutkoordinatenreferenzsystem zugewiesen werden kann, Verschmelzen des Ultraschallbilds und des Bilds unter Verwendung der zweiten und der dritten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaues Bild des Tumors zu erhalten.

**[0024]** Gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung ist folgendes vorgesehen:

ein System zum räumlichen Lokalisieren einer Läsion für die Zwecke einer Strahlungsbehandlungsplanung, das folgende Merkmale aufweist:

ein Diagnosebilderzeugungsgerät bzw. ein diagnostisches Bilderzeugungsgerät, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die ein MRI-Abtastgerät, ein PET-Abtastgerät, ein CET-Abtastgerät aufweist, wobei das Diagnosebilderzeugungsgerät zum Erzeugen zumindest eines Diagnosebilds der Läsion angepasst ist, ein Ultraschallgerät, wobei das Ultraschallgerät zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbilds der Läsion angepasst ist,

eine Einrichtung zum Bereitstellen eines Absolutkoordinatenreferenzsystems bzw. absoluten Koordinatenreferenzsystems, derart, dass der Läsion eine erste dreidimensionale Koordinate auf dem Diagnosebild und eine zweite dreidimensionale Koordinate auf dem Ultraschallbild zugewiesen wird, eine Einrichtung zum Verschmelzen des Diagnosebilds und des Ultraschallbilds unter Verwendung der ersten dreidimensionalen Koordinate und der zweiten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaueres Bild der Läsion zu erhalten.

#### Kurze Beschreibung der Figuren

**[0025]** [Fig. 1](#) ist ein Funktionsblockdiagramm des Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung.

**[0026]** [Fig. 2](#) ist eine perspektivische Ansicht eines herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgeräts, wobei ein Patient schematisch auf dem Bilderzeugungsgerät dargestellt ist.

**[0027]** [Fig. 3](#) ist eine weitere perspektivische An-

sicht eines Bilderzeugungsgeräts von [Fig. 2](#).

[0028] [Fig. 4](#) ist ein Beispiel eines Bilds, das durch das Bilderzeugungsgerät von [Fig. 2](#) erzeugt wird und den Abschnitt der Läsion innerhalb des Patientenkörpers darstellt.

[0029] [Fig. 5](#) ist ein Beispiel eines Bilds, das durch das Bilderzeugungsgerät von [Fig. 2](#) erzeugt wird und Justiermarken bei bekannten Positionen mit Bezug auf das Diagnosebilderzeugungsgerät und auf dem Diagnosebild oder den Diagnosebildern sichtbar darstellt.

[0030] [Fig. 6](#) ist eine Darstellung der dreidimensionalen Diagnosebilddaten, die aus den mehreren Diagnosebildern rekonstruiert sind, wie beispielsweise dem einen, das in [Fig. 5](#) gezeigt ist.

[0031] [Fig. 7](#) ist eine perspektivische schematische Ansicht des herkömmlichen Diagnosebilderzeugungsgeräts von [Fig. 2](#), einschließlich einer Einrichtung zum Erzeugen eines Ultraschallbilds der Läsion innerhalb des Körpers des Patienten.

[0032] [Fig. 8](#) ist eine Darstellung eines Ultraschallbilds des Tumors oder der Läsion oder des Organs.

[0033] [Fig. 9](#) ist eine perspektivische Ansicht, die mehrere Ultraschallbilder angibt, die von einer Läsion mit der Ultraschallvorrichtung von [Fig. 7](#) genommen werden.

[0034] [Fig. 10](#) ist eine Darstellung der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten, die aus den mehreren Ultraschallbildern rekonstruiert sind, die in dem Raum des Diagnosebilderzeugungsgeräts erfasst werden und in [Fig. 9](#) gezeigt sind.

[0035] [Fig. 11](#) ist eine Darstellung der dreidimensionalen Ultraschall- und Diagnosebilddatensätze, die überlagert oder kombiniert sind.

[0036] [Fig. 12](#) ist eine Darstellung einer Sequenz zweidimensionaler Ultraschallbilder der Läsion innerhalb der dreidimensionalen Ultraschalldaten, wobei die äußere Oberfläche der Läsion umrissen ist.

[0037] [Fig. 13](#) ist eine dreidimensionale Aufbereitung des Umrisses des Bilds, das aus den Läsionskonturen präpariert ist, wie es in [Fig. 12](#) dargestellt ist.

[0038] [Fig. 14](#) ist eine perspektivische Ansicht eines herkömmlichen Bestrahlungstherapiebehandlungsgeräts oder eines linearen Beschleunigers, der eine drehbare Liege, einen Kollimator und ein Gerüst umfasst.

[0039] [Fig. 15](#) ist eine perspektivische schemati-

sche Ansicht des linearen Beschleunigers, der eine Einrichtung zum Erzeugen eines Ultraschallbilds der Läsion innerhalb des Körpers des Patienten umfasst.

[0040] [Fig. 16](#) ist eine Ansicht, die mehrere Ultraschallbilder angibt, die von einer Läsion mit dem Ultraschallbilderzeugungsgerät von [Fig. 15](#) genommen sind.

[0041] [Fig. 17](#) ist eine Darstellung der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten, die aus den mehreren Ultraschallbildern rekonstruiert sind, die in dem Raum des Therapiegeräts erfasst werden und in [Fig. 16](#) gezeigt sind.

[0042] [Fig. 18](#) ist eine Darstellung mehrerer zweidimensionaler Ultraschallbilder, wobei die äußere Oberfläche der Läsion von [Fig. 17](#) umrissen ist.

[0043] [Fig. 19](#) ist eine dreidimensionale Aufbereitung des Umrisses des Bilds, das aus der Mehrzahl von Bildern von [Fig. 18](#) präpariert ist.

[0044] [Fig. 20](#) ist eine Darstellung des Prozesses zum Bestimmen der notwendigen Korrekturen bei der Behandlungseinrichtung (Tischposition, Kollimator- und Gerüstdrehbewegung) vor einer Behandlungssitzung basierend auf einer Kontur- oder Oberflächenregistrierung.

[0045] [Fig. 21](#) ist eine Darstellung des Prozesses zum Bestimmen der notwendigen Korrekturen bei der Behandlungseinrichtung (Tischposition, Kollimator- und Gerüstdrehbewegung) vor einer Behandlungssitzung basierend auf einer Bildkreuzkorrelation.

#### Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0046] Eine Darstellung eines Ausführungsbeispiels des Verfahrens und der Vorrichtung der vorliegenden Erfindung ist in den Komponenten der Vorrichtung und Bildern gezeigt, die von den Figuren abgeleitet sind. In dem schematischen Diagramm von [Fig. 1](#) ist das Ausführungsbeispiel der Erfindung allgemein dargestellt. Um eines der Ziele der vorliegenden Erfindung zu erreichen, d. h. um die genauest mögliche Definition der Größe, Position und Ausrichtung eines Tumors **010** zu erhalten, wurde herausgefunden, dass der Zielbereich eines Körpers eines Patienten **009**, der angeblich einen Tumor **010** aufweist, unter Verwendung zweier getrennter Diagnosevorrichtungen abgetastet oder diagnostiziert werden kann und dass die resultierenden Bilder verglichen werden können. Dies kann durch ein Vergleichen des Bilds des Tumors **010**, das durch die Verwendung eines Diagnosegeräts erfasst wird, das aus einer Gruppe ausgewählt ist, die ein MRI, CT oder PET aufweist, mit dem Bild des Tumors **010**, das mit einer Ultraschallvorrichtung, wie beispielsweise diesen von



Acuson, GE Medical Systems, Siemens, Toshiba und anderen erhalten wird, erreicht werden. Die Reihenfolge, in der die zwei Bilder erfasst werden, ist ohne Bedeutung, solange die Bilder innerhalb einer kurzen Zeitperiode von dem anderen erfasst werden, z. B. innerhalb einer Stunde, aber nicht begrenzt darauf.

**[0047]** Gemäß diesem Aspekt kann das erste Bild, das erfasst werden soll, beispielsweise durch die Verbindung eines Diagnosebilderzeugungsgeräts **002** erfasst werden, das beispielsweise ein Computertomografie-Abtastgerät („CT“-Abtastgerät), ein Magnetresonanzbilderzeugungsabtastgerät („MRI“-Abtastgerät) oder alternativ ein Positronenemissionstomografieabtastgerät („PET“-Abtastgerät) oder irgendein anderes äquivalentes Gerät oder irgendein anderes Bilderzeugungsdiagnosegerät sein kann. Mit Bezug auf [Fig. 2](#) ist ein (herkömmliches) Diagnosebilderzeugungsgerät **002** schematisch mit einem herkömmlichen Bilderzeugungstisch **001** gezeigt, auf dem ein Patient **009**, der einen Tumor oder eine Läsion oder ein Organ von Interesse **010** aufweist, angeordnet sein kann. Das Diagnosebilderzeugungsgerät **002** kann ein Querschnittsbild **023** oder eine „Scheibe“ (slice) des Körpergewebes erzeugen, wobei eine derartige „Scheibe“ schematisch in [Fig. 4](#) dargestellt ist, wobei der Tumor oder die Läsion oder das Organ von Interesse **010** gezeigt ist. Mehrere Diagnosebilder **023** können durch ein Bewirken einer Relativbewegung zwischen dem Diagnosebilderzeugungsgerät **002** und dem Patienten **009** in dem Scheibenerfassungsraum **017** des Diagnosebilderzeugungsgeräts **002** erfasst werden, wie es beispielsweise in [Fig. 3](#) gezeigt ist. [Fig. 6](#) stellt ein dreidimensionales Bild **027** dar, das aus einer Mehrzahl von „aufeinander folgenden“ Diagnosebildern **023** von Teilen oder Abschnitten des Patienten **009** gebildet oder rekonstruiert ist.

**[0048]** Da das Bild des Tumors **010**, das mit dem Diagnosebilderzeugungsgerät **002** erfasst wird, mit dem Bild des gleichen Tumors **010** verglichen werden soll, das mit einem Ultraschallgerät **005**, **008** genommen ist, wie es in [Fig. 1](#) zu sehen ist, ist es notwendig, dass der Tumor referenziert wird, d. h. demselben ein Satz von Koordinaten gegeben wird, die ermöglichen, dass der Vergleich wirksam ist. Zum Beispiel können die Koordinaten unabhängig von sowohl dem Diagnosebilderzeugungsgerät **002** als auch dem Ultraschallgerät **005**, **008** sein. Das Koordinatensystem muss jedoch eventuell in der Lage sein, die Positionen eines Tumors **010**, der mit dem Diagnosebilderzeugungsgerät **002** gefunden wird, mit der Position des gleichen Tumors **010**, der mit dem Ultraschallbilderzeugungsgerät **005**, **008** gefunden wird, zu korrelieren. Deshalb muss eventuell ein Absolutkoordinatensystem **011** eingerichtet werden.

**[0049]** Zu diesem Zweck kann eine Einrichtung zum Zuweisen einer absoluten Koordinate für den Tumor

**010** an einem Absolutkoordinatensystem **011** vorgesehen sein, wobei die absolute Koordinate verwendet werden kann, um das beispielsweise CT-Bild des Tumors **010** mit dem Ultraschallbild desselben zu korrelieren. Um dies zu tun, kann eine Anzahl von Markierern, auch als Justiermarken bekannt, beispielsweise drei Justiermarken **029**, wie es in [Fig. 5](#) dargestellt ist, an dem Körper **009** des Patienten in oder um die Nähe der Läsion herum vor der Erfassung der Diagnosebilder **023** platziert werden. Gemäß einer Praxis können die Justiermarken **029** alle in der gleichen Ebene platziert sein. Die Position der Justiermarken (die irgendwelche physischen Markierer sein können, die in einem Diagnosebild ohne Weiteres gesehen oder identifiziert werden können) kann dann in dem Absolutkoordinatensystem **011** durch die Verwendung irgendeines bekannten Systems, z. B. eines Messungssystems ermittelt werden.

**[0050]** Das Messungssystem kann irgendeine bekannte Form oder Gestalt annehmen. Zum Beispiel kann das Messungssystem bei einem Ausführungsbeispiel einen oder mehrere Laser oder Lasersysteme aufweisen, wobei die Laser beispielsweise an den Wänden oder der Decke des Raums angeordnet sein können, in dem das Diagnosebilderzeugungsgerät **002** positioniert ist. Derartige Messungssysteme sind auf dem Gebiet bekannt und können beispielsweise im Handel von einer Firma namens Cemar Electric, Produkt Cermaligne, Modell Nummer CL 505-CH2, erworben werden. Die Laser oder irgendein anderes geeignetes Gerät können auf die Justiermarken gerichtet sein und dadurch, dass die Laserstrahlen von den Justiermarken zu der Quelle derselben oder zu irgendeinem anderen Messungsgerät zurückgeworfen werden, können die Koordinaten der Justiermarken bestimmt und zugewiesen werden. Folglich können den Justiermarken absolute Koordinaten zugewiesen werden, beispielsweise  $X_1$ ,  $Y_1$ ,  $Z_1$ , wie es in [Fig. 5](#) dargestellt ist. Das Messungssystem kann dann die absoluten Koordinaten der Justiermarken zu dem Diagnosebilderzeugungsgerät herunterladen oder weiterleiten.

**[0051]** Aus der in [Fig. 5](#) dargestellten Scheibe **023**, die sowohl die Justiermarke **029** als auch den Tumor **010** an der gleichen Scheibe zeigt, ist es dann möglich, irgendeinem Punkt des Tumors **010** eine absolute Koordinate in dem Absolutkoordinatensystem **011** zuzuweisen. Dies kann durch eine einfache Korrelation basierend auf der relativen Position der Justiermarken **029** und des Tumors **010** vorgenommen werden, wie es in der Bildscheibe **023** gezeigt und in dem Bildkoordinatensystem **030** der Scheibe **023** gemessen ist. Da die Koordinaten der Justiermarken **029** in dem Absolutkoordinatensystem **011** bekannt sind und die relative Position des Tumors **010** mit Bezug auf die Justiermarken **029** aus Informationen bekannt ist, die in der Scheibe **023** von [Fig. 5](#) gezeigt sind, kann ein herkömmlicher Anpassungsalgorithmus,



der Durchschnittsfachleuten auf dem Gebiet bekannt ist, verwendet werden, um eine Transformationsmatrix oder eine Koordinatentransformation zu bestimmen, um irgendeinem Punkt in dem Tumor **010** absolute Koordinaten zuzuweisen, beispielsweise  $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$ . Die Bestimmung der Koordinaten (X, Y, Z) irgendeines Objekts innerhalb des Diagnosebilds **023** oder **027**, und deshalb zugewiesener absoluter Koordinaten innerhalb des Absolutkoordinatensystems **011**, kann auf diese Weise erzielt werden.

**[0052]** Obwohl [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) als das Absolutkoordinatensystem **011** durch den Patienten **009** angeordnet aufweisend gezeigt sind, ist es klar, dass das Absolutkoordinatensystem **011** anders als durch den Körper **009** hindurch angeordnet sein kann.

**[0053]** Ein zusätzlicher Schritt bei der Bestimmung der Größe, Position und Ausrichtung eines Tumors **010** kann in [Fig. 7](#) dargestellt sein, bei der eine Einrichtung **005**, **008** zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbildes **016** der Läsion **010** gezeigt ist. Die Einrichtung **008** zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbildes kann in dem Diagnosebilderzeugungsraum angeordnet sein, in dem das Diagnosebilderzeugungsgerät **002** positioniert ist. Die Einrichtung **008** zum Erzeugen eines Ultraschallbildes **016** kann eine herkömmliche, im Handel erhältliche Ultraschallsonde **005** verwenden. Die Ultraschallsonde **005** kann in Kontakt mit dem Körper **009** des Patienten gebracht werden, um das Ultraschallbild oder die Ultraschallbilder **016** des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** zu erzeugen, wie es in [Fig. 8](#) dargestellt ist. Wie es in [Fig. 9](#) dargestellt ist, kann durch ein Bewegen, Verschieben oder Drehen der Ultraschallsonde **005** eine Mehrzahl von Ultraschallbildern **016** des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** in verschiedenen Ebenen erfasst werden. In [Fig. 9](#) ist die Läsion **010** innerhalb der Mehrzahl von Ultraschallbildern **016** angeordnet gezeigt, wobei die Ebene jedes Ultraschallbildes die Ausrichtung der Ultraschallsonde **005** zu der Zeit der Ultraschallbilderfassung darstellt. Wie es zu sehen ist, sind die Ebenen eventuell nicht notwendigerweise parallel zueinander. Aus der Mehrzahl von Ultraschallbildern **016** kann eine Rekonstruktion des dreidimensionalen Volumens oder Bild **031** ([Fig. 10](#)) der Ultraschalldaten durchgeführt werden.

**[0054]** Um das dreidimensionale Volumen **031** aus den Ultraschalldaten genau zu rekonstruieren und um eine absolute Koordinate in dem Absolutkoordinatensystem **011** zuzuweisen, müssen die Ausrichtung und die Position (hierin im Folgenden als die Ausrichtung bezeichnet) der Ultraschallsonde **005** mit Bezug auf das Absolutkoordinatensystem **011** zu der Zeit bekannt sein, zu der jedes Ultraschall des Tumors **010** gemacht wird. Um dies zu erzielen, kann eine Einrichtung **006a**, **006b** zum Angeben der (räumlichen) Ausrichtung der Ultraschallsonde **005**

verwendet werden und kann insbesondere in dem Raum des Diagnosegeräts **002** angeordnet sein, wie es in [Fig. 7](#) gezeigt ist. Irgendein herkömmliches Positionserfassungssystem kann als die Einrichtung **006a**, **006b** verwendet werden, um die Position und die Ausrichtung der Ultraschallsonde **005** zu bestimmen. Derartige Systeme sind beispielsweise auf dem Gebiet bekannt, werden manchmal allgemein Verfolgungssysteme genannt und können im Handel von Ascension Technology Corporation, InterSense, Northern Digital Inc. Motion Analysis Corp. u. a. erhältlich sein. Die Verwendung der Positionserfassungseinrichtung **006a** und **006b** kann die Bestimmung der Position der Sonde mit Bezug auf das Absolutkoordinatensystem **011** ermöglichen. Die Positionierungssysteme können beispielsweise folgendes umfassen, aber sind nicht begrenzt darauf: ein Kamerasystem, das in dem Raum fixiert ist und auf Licht emittierende oder reflektierende Markierer blickt, die an der Ultraschallsonde **005** befestigt sind; ein Ultraschallsystem mit Emittlern, die an der Sonde **005** befestigt sind, wobei ein Detektor die Abstände zu diesen Emittlern durch Zeitmessungen und folgende geometrische Triangulation misst, um die Position und Ausrichtung der Ultraschallsonde **005** zu bestimmen; ein Positionierungssystem, das auf einem mechanischen Arm basiert, wobei die Ultraschallsonde **005** an dem Arm angebracht ist. Es ist zu beachten, dass weder die Ultraschallsonde **005** noch die Einrichtung **006a**, **006b** zum Angeben der geometrischen Ausrichtung der Ultraschallsonde **005** an dem Tisch **001** des Diagnosebilderzeugungsgeräts **002** fixiert sein müssen.

**[0055]** Die Einrichtung **006a**, **006b** zum Bestimmen der Koordinaten und der geometrischen Ausrichtung der Ultraschallsonde **005** ist mit dem Absolutkoordinatensystem **001**, d. h. beispielsweise den Lasern, koordiniert, ausgelegt, verbunden oder kalibriert. Als ein Ergebnis dieser Ausrichtung oder Kalibrierung können die Koordinaten (X, Y, Z) in dem Absolutkoordinatenreferenzsystem **011** irgendeines Punkts oder Merkmals in einem Ultraschallbild **016** ermittelt werden. Mit anderen Worten können die Laser, die die Basis des Absolutkoordinatensystems **011** bilden können, verwendet werden, um die absoluten Koordinaten eines Tumors **010** zu bestimmen, der mit einem Ultraschallbild aufgenommen wird, wie es in [Fig. 10](#) dargestellt ist.

**[0056]** Weil das Absolutkoordinatensystem **011** sowohl für das Diagnosebilderzeugungsgerät **002** als auch das Ultraschallgerät **005** gemeinsam ist, ist es möglich, die Position eines Tumors **010** mit Bezug auf beide Systeme genau zu korrelieren. Mit dieser Kenntnis kann der Wert der Ultraschallbilddaten für jeden Punkt innerhalb des rekonstruierten Volumens **031** ([Fig. 10](#)) durch Interpolierungsalgorithmen bestimmt werden, die Durchschnittsfachleuten auf dem Gebiet bekannt sind. Die Erfassungssteuer- und Ver-

schmelzungssoftware kann auf einem zweckgebundenen Computer oder Arbeitsplatzrechner **013** ausgeführt werden, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist. Standardmäßige Segmentations- und andere Bildverbesserungswerkzeuge sind verfügbar, um den Prozess eines Läsionsumreißen und -aufbereitens zu erleichtern.

**[0057]** Da die Erfassung der Mehrzahl von Ultraschallbildern **016** vor oder unmittelbar nach (d. h. unmittelbar vor oder unmittelbar nach) der Erfassung der Mehrzahl von Diagnosebildern **023** vorgenommen wird, stellen die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** und das dreidimensionale Diagnosebild **027** Bilder räumlich überlappender Volumen oder Abschnitte der Patientenanatomie zu zwei sehr nahe beieinander liegenden Zeitmomenten dar. Für eine große Anzahl anatomischer Stellen kann angenommen werden, dass die Patientenanatomie sich innerhalb der für eine Behandlungsplanung erforderlichen Genauigkeit in diesen zwei sehr eng aneinander liegenden Augenblicken nicht verändert und deshalb sowohl die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** als auch die dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** zeitlich identische, räumlich überlappende Abschnitte der gleichen Patientenanatomie darstellen. Vorausgesetzt, dass die Positionen und die Ausrichtungen sowohl der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** als auch der dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** jeweils mit Bezug auf das Absolutkoordinatenreferenzsystem **011** des Diagnosegeräts **022** bekannt sind, können die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** und die dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** überlagert werden, d. h. genau überlagert werden, wie es in [Fig. 11](#) dargestellt ist.

**[0058]** Wenn die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** und die dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** kombiniert sind, können Konturen **022** der äußeren Oberfläche der Läsion **010** in beliebig ausgewählten Ebenen innerhalb der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** oder der dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** ([Fig. 12](#)) definiert und bei der korrekten Position derselben innerhalb der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031** oder der dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** angezeigt werden. Diese Konturen **022** können verwendet werden, um eine dreidimensionale Aufbereitung **021** der Läsion innerhalb der dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** ([Fig. 13](#)) durchzuführen. Auf diese Weise ist die Läsion **010** (1) mit Bezug auf das Absolutkoordinatenreferenzsystem **011** des Diagnosegeräts **022** lokalisiert und definiert und (2) innerhalb der dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027** lokalisiert, definiert und visualisiert. Aufgrund von (1) und (2) oben kann ein Bestrahlungsbehandlungsplan in einer herkömmlichen Weise entworfen werden, um die notwendige Bestrahlung zu der Läsion **010** zu liefern. Dies ist so, selbst falls die Läsion **010** eventuell durch das Bild oder die Bilder **023**, die mit dem Diagnose-

bilderzeugungsgerät **002** oder alternativ durch das Ultraschallgerät **005** erfasst werden, nicht vollständig visualisiert wurde. Die Kombination der Zwei erzeugt jedoch ein genaueres Bild des Tumors **010**. Danach kann ein Bestrahlungsbehandlungsplan entworfen werden, wie beispielsweise ein konformer Plan, wodurch die Form des Bestrahlungsstrahls sich an die räumliche Kontur oder den Umriss **022** der Läsion anpasst.

**[0059]** Falls zusätzlich ein gesundes Organ **010** mit der oben beschriebenen Prozedur lokalisiert und umrissen wird, wird der Bestrahlungsbehandlungsplan vorzugsweise entworfen, um eine übermäßige Bestrahlungsbeschädigung an dem Organ **010** zu vermeiden. Die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **031**, die dreidimensionalen Diagnosebilddaten **027**, die Konturen **022** der äußeren Oberfläche der Läsion **010** und die dreidimensionale Aufbereitung **021** der Läsion **010** können dann von dem Arbeitsplatzrechner **031**, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist, zu einem Computer oder einem Arbeitsplatzrechner **014** in dem Steuerbereich des Bestrahlungstherapiegeräts **003** übertragen werden, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist, um als Referenzdaten für die Verifizierung der Behandlungsposition des Tumors oder der Läsion oder des Organs **011** vor der Bestrahlungsbehandlungssitzung zu dienen.

**[0060]** Es ist klar, dass der oben beschriebene Vergleich zwischen einem Diagnosebild **027** und dem Ultraschallbild **031** kein notwendiger Schritt des hierin im Folgenden beschriebenen Verfahrens ist. Gemäß einem zusätzlichen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung und um die oben beschriebenen Fehler vom Typ II zu vermeiden, kann es somit notwendig sein, einen Tumor **010** unmittelbar vor dem Beginn der Bestrahlungsbehandlung mit dem gleichen Tumor **010** zu vergleichen, der während des Behandlungsplans definiert wird. Dies soll sicherstellen, dass irgendeine Veränderung bei dem Tumor, d. h. die Größe, Position, Ausrichtung etc. ... desselben, durch eine Veränderung bei dem Behandlungsplan berücksichtigt werden kann, falls notwendig. Um dies zu erzielen, kann ein Ultraschall des Tumors **010** während des Behandlungsplans ganz wie oben beschrieben unter Verwendung der Ultraschallausrüstung **008** und **005** genommen werden. Es ist klar, dass die Verwendung eines Absolutkoordinatensystems **011** in Verbindung mit dem Nehmen des Ultraschalls während der Diagnosephase erforderlich sein kann, um dem Tumor **010** absolute Koordinaten zuzuweisen.

**[0061]** Bevor die Bestrahlungsbehandlungssitzung beginnt, kann die Verifizierung der Position des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** in der folgenden Weise vorgehen. Mit Bezug auf [Fig. 14](#) kann der Patient **009**, der einen Tumor oder eine Läsion oder ein Organ von Interesse **010** aufweist, auf dem

Behandlungstisch **018** des herkömmlichen Therapiegeräts **003** angeordnet werden, das hierin im Folgenden als ein linearer Beschleuniger bezeichnet ist. Es ist klar, dass das hierin beschriebene Verfahren bei irgendeinem bekannten oder zukünftigen Bestrahlungstherapiegerät oder bei irgendeinem anderen Typ einer Therapievorrichtung verwendet werden kann. Der gleiche Patient ließ in der Vergangenheit, wie beispielsweise in der unmittelbaren Vergangenheit, ein Ultraschall durchführen, um die Größe, Form und Ausrichtung des Tumors **010** während der Diagnosephase zu bestimmen, ganz wie oben beschrieben. Während des Ultraschalls wurde dem Tumor eine absolute Koordinate (X, Y, Z) zugewiesen. Wie es in [Fig. 14](#) gezeigt ist, ist zu der Zeit der Behandlungssitzung in dem Therapieraum die Position (möglicherweise einschließlich Ausrichtung und Form), mit anderen Worten die absoluten Koordinaten, des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** des Patienten auf dem Therapietisch **018** zweifelsohne unterschiedlich von den absoluten Koordinaten des Tumors **010**, die während der vorhergehenden Diagnosephase zugewiesen werden. Dies kann von einer Vielfalt von Faktoren herrühren, einschließlich unterschiedlicher Größen und Formen der betroffenen Maschinen, einer unterschiedlichen Positionierung des Patienten **009** und der Tatsache, dass der Tumor **010** selbst gewachsen, geschrumpft sein oder sich bewegt haben kann.

**[0062]** Es ist deshalb wichtig, in der Lage zu sein, diesen Unterschied bei der Position des Tumors **010** zu berücksichtigen und zu kompensieren. Um dies zu tun, muss ein gemeinsamer absoluter Referenzrahmen oder ein System, d. h. gemeinsam für das Ultraschallgerät **008** und das Therapiegerät **003**, entwickelt werden, um in der Lage zu sein, Positionen zwischen einem Tumor **010**, der durch das Ultraschallbild erzeugungsgerät **008** identifiziert wird, und dem gleichen Tumor **010** der durch ein Ultraschall vor einem Behandelten durch den linearen Beschleuniger **003** identifiziert wird, zu korrelieren, wobei der lineare Beschleuniger möglicherweise bei einer unterschiedlichen physischen Position gelegen ist.

**[0063]** Dies kann durch die Verwendung eines ähnlichen Messungssystems, wie es oben beschrieben ist, erzielt werden, wobei das System beispielsweise Laser aufweisen kann, die an den Wänden oder der Decke des Behandlungsraums (**019**, [Fig. 1](#)) angeordnet sind. Das Messungssystem, das bei dem Diagnoseraum mit dem Ultraschall **008** und **005** verwendet wird, kann das gleiche wie das Messungssystem sein, das in dem Behandlungsraum verwendet wird, obwohl es nicht direkt notwendig ist. Beide Systeme müssen jedoch kalibriert sein, um einen Referenzrahmen zu ergeben, der sowohl für das Diagnoseultraschallgerät **008** als auch das Therapiegerät **003** gemeinsam ist. Folglich können das Absolutkoordinatenreferenzsystem **011** des Ultraschalldiagnose-

geräts **005** und das Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** (wie es in [Fig. 17](#) dargestellt ist) Koordinaten ergeben, die für beide gemeinsam sind und die korreliert werden können. Folglich kann die beabsichtigte Behandlungsposition **023** (möglicherweise einschließlich einer Ausrichtung) der Läsion **010** aus den räumlichen Koordinaten und der Erstreckung der Läsion **010** berechnet werden, die vorhergehend durch das Ultraschallbild erzeugungsgerät **002** mit dem früher beschriebenen und in [Fig. 2](#) bis [Fig. 13](#) dargestellten Lokalisations- und Definitionsverfahren bestimmt wurden.

**[0064]** Typischerweise kann bei dem Prozess einer Behandlungsplanung eine  $4 \times 4$ -Transformationsmatrix T bestimmt werden, die, wenn dieselbe durch mechanische Bewegungen des Therapiegerätetischs **018**, des Behandlungsgerätekolimators **004** sowie des Behandlungsgerätegerüsts **007** auf den Patienten angewandt wird, den Tumor oder die Läsion oder das Organ **010** bei der erwünschten Behandlungsposition anordnet. Falls das Absolutkoordinatenreferenzsystem **011** des Ultraschalldiagnosegeräts **002** und das Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** nicht identisch sind, kann eine vordefinierte Transformationsmatrix oder eine Koordinatentransformation zwischen den beiden verwendet werden, um Koordinaten des Tumors **010** in einem System mit den Koordinaten in einem anderen zu korrelieren.

**[0065]** Als ein erster Schritt zu der Verifizierung der beabsichtigten Behandlungsposition hin wird eine Lokalisation und Definition der tatsächlichen Position des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** in dem Raum des herkömmlichen Bestrahlungstherapiegeräts **003** ähnlich der Lokalisation oder Definition des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** durchgeführt, die in dem Raum des Ultraschalldiagnosegeräts **002** durchgeführt wird. Eine Einrichtung **028** ([Fig. 15](#)) zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbilds **020** der Läsion **010** ([Fig. 15](#)) ist in dem Therapieraum angeordnet, wie es in [Fig. 15](#) gezeigt ist. Vorzugweise verwendet die Einrichtung **028** zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbilds **020** eine herkömmliche, im Handel erhältliche Ultraschallsonde **025** ([Fig. 15](#)).

**[0066]** Die Ultraschallsonde **025** wird mit dem Patientenkörper **009** ([Fig. 15](#)) in Kontakt gebracht, um ein Ultraschallbild oder Ultraschallbilder **020** des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** ([Fig. 16](#)) zu erzeugen. Durch ein Bewegen oder Drehen der Ultraschallsonde **025** kann eine Mehrzahl von Ultraschallbildern **020** ([Fig. 16](#)) des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** erfasst werden. In [Fig. 16](#) ist die Läsion **010** innerhalb der Mehrzahl von Ultraschallbildern **020** angeordnet gezeigt, wobei die Ebene jedes Ultraschallbilds die Ausrichtung der Ultraschallsonde **025** zu der Zeit der Ultraschallbilderfas-

sung darstellt. Aus der Mehrzahl von Ultraschallbildern **020** wird eine Rekonstruktion des dreidimensionalen Volumens oder Bilds **033** ([Fig. 17](#)) der Ultraschalldaten in dem Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** durchgeführt. Es ist zu beachten, dass abhängig von der Größe des rekonstruierten Volumens **033** es eine Position in der Peripherie des rekonstruierten Volumens **033** geben kann, für die Ultraschalldaten nicht verfügbar sind.

**[0067]** Um das dreidimensionale Volumen **033** der Ultraschalldaten aus der Mehrzahl von Ultraschallbildern **020** genau zu rekonstruieren, muss für jedes erfasste Ultraschallbild **020** die Ausrichtung und die Position (hierin im Folgenden als die Ausrichtung bezeichnet) der Ultraschallsonde **025** mit Bezug auf das Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** bekannt sein. Eine Einrichtung **026a**, **026b** zum Angeben der geometrischen Ausrichtung der Ultraschallsonde **025** kann in dem Raum des Therapiegeräts **003** angeordnet sein, wie in [Fig. 15](#) gezeigt ist. Irgendein herkömmliches Positionserfassungssystem kann als die Einrichtung **026a**, **026b** verwendet werden, um die Position und die Ausrichtung der Ultraschallsonde **025** mit Bezug auf das Koordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** zu bestimmen, ganz wie oben ausführlicher beschrieben. Obwohl nicht notwendigerweise identisch mit dem oben mit Bezug auf das Diagnoseultraschallgerät **008** beschriebene System, kann es zweckmäßig sein, dass beide Systeme die gleichen sind. Es ist zu beachten, dass weder die Ultraschallsonde **025** noch die Einrichtung **026a**, **026b** zum Angeben der geometrischen Ausrichtung der Ultraschallsonde **025** an dem Tisch **018** des Therapiegeräts **003** fixiert sein muss.

**[0068]** Die Einrichtung **026a–026b** zum Angeben der geometrischen Ausrichtung der Ultraschallsonde **025** ist mit dem Absolutkoordinatenreferenzsystem **019** des Therapiegeräts **003** ausgerichtet oder, wie es auf dem Gebiet bekannt ist, zu demselben kalibriert. Aufgrund dieser Ausrichtung oder Kalibrierung sind für irgendeinen Punkt oder ein Merkmal aus der Mehrzahl von Ultraschallbildern die Koordinaten (A, B, C) irgendeines Punkts, d. h. des Tumors **010**, in dem Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** bekannt. Mit dieser Kenntnis kann der Wert der Ultraschallbilddaten für jeden Punkt innerhalb des rekonstruierten Volumens **033** ([Fig. 17](#)) durch Interpolieralgorithmen bestimmt werden, die Durchschnittsfachleuten auf dem Gebiet bekannt sind. Ferner sind für irgendeinen Punkt oder ein Merkmal innerhalb des Volumens der Ultraschallbilddaten **033** ([Fig. 17](#)) die Koordinaten (X, Y, Z) in dem Absolutkoordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** bekannt. Somit ist die Lokalisation des Tumors oder der Läsion oder des Organs **010** vollständig, wie es durch die dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **033** ([Fig. 17](#)) gezeigt ist. Ferner können Konturen **024** ([Fig. 18](#)) der äußeren Oberfläche der Läsion **010** in

beliebigen Ebenen innerhalb der dreidimensionalen Ultraschallbilddaten **033** ([Fig. 17](#)) definiert werden. Diese Konturen **024** können verwendet werden, um eine dreidimensionale Aufbereitung **034** ([Fig. 19](#)) der Läsion in dem Koordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** ordnungsgemäß durchzuführen.

**[0069]** Wenn der Tumor oder die Läsion oder das Organ **010** einmal in dem Raum des Therapiegeräts **003** lokalisiert ist, können die notwendigen Einstellungen der Position des Behandlungstischs **018**, der Drehbewegung des Behandlungsgerätekollimators **004** sowie der Drehbewegung des Behandlungsgerätegerüsts **007** durch eines der folgenden zwei Verfahren durchgeführt werden. Mit Bezug auf [Fig. 20](#) richtet das erste Verfahren eine Koordinatentransformation ( $4 \times 4$ -Transformationsmatrix) **R** zwischen dem Absolutkoordinatensystem **011** des Ultraschalldiagnosegeräts **002** und dem Koordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** durch ein Überlagern oder in Übereinstimmung bringen der dreidimensionalen Oberfläche **022** oder der Konturen **021** der Läsion **010**, wie es innerhalb der dreidimensionalen Ultraschalllokalisationsdaten **031** umrissen ist, die mit dem Ultraschalldiagnosegerät **002** vor dem Behandlungsplan erfasst werden, mit der dreidimensionalen Oberfläche **034** oder den Konturen **024** der Läsion **010** ein, wie es innerhalb der dreidimensionalen Ultraschalllokalisationsdaten **033** umrissen ist, die durch das Ultraschallgerät **025** und **028** in dem Therapiegerät **003** erfasst werden. Herkömmliche Verfahren für eine Tumor- und Oberflächenanpassung können eine Fasenübereinstimmung und eine „Oben-und-Hut“- („top-and-hat“) Anpassung nach der Methode kleinster Abstandsquadrate sowie irgendein anderes erforderliches oder erwünschtes Verfahren umfassen.

**[0070]** Ein alternatives Verfahren für die Einrichtung der Koordinatentransformation **R** zwischen dem Absolutkoordinatensystem **031** des Ultraschalldiagnosegeräts **002** und dem Koordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003**, das sich nicht auf vordefinierte Konturen der Oberflächen stützt, ist in [Fig. 21](#) dargestellt. Bei dieser Alternative wird eine Bildkreuzkorrelation zwischen den rekonstruierten dreidimensionalen Ultraschalllokalisationsdaten **033**, die in dem Raum des Therapiegeräts **003** vor der Behandlungssitzung erfasst werden, und den dreidimensionalen Ultraschalllokalisationsdaten **031** durchgeführt, die in dem Raum des Diagnosegeräts **002** vor dem Entwurf des Behandlungsplans erfasst werden. Die Koordinatentransformation ist ausgewählt, um eine zu sein, die die höchste Spitze des Korrelationswerts zwischen den zwei dreidimensionalen Datensätzen **033** und **031** erzeugt. Die Bestimmung der notwendigen Einstellungen der Position des Behandlungstischs **018**, der Drehbewegung des Behandlungsgerätekollimators **004** sowie der Drehbewegung des Behandlungsgerätegerüsts **007** wird dann durch eine Zerle-



gung der  $4 \times 4$ -Transformationsmatrix  $TR^{-1}$  durch Algorithmen durchgeführt, die Durchschnittsfachleuten auf dem Gebiet bekannt sind. Es ist zu beachten, dass nach der Einrichtung der Koordinatentransformation R zwischen dem Absolutkoordinatensystem **011** des Ultraschall Diagnosegeräts **002** und dem Koordinatensystem **019** des Therapiegeräts **003** durch eines der obigen zwei Verfahren andere Einstellungen unternommen werden können als die obigen Einstellungen der Position des Behandlungstischs **018**, der Drehbewegung des Behandlungsgerätekollimators **004** sowie der Drehbewegung des Behandlungsgerätegerüsts **007**. Diese können von einfachen Modifikationen der anfänglich beabsichtigten Bestrahlungsstahlformen bis zu einer Veränderung bei den Stahlintensitäten und sogar einem vollständig neuen Behandlungsplan mit unterschiedlichen Strahlanordnungen reichen. Diese Einstellungen werden mit einer Software berechnet, die auf dem Arbeitsplatzrechner **014** läuft und durch die Therapiegerätesteuerung **015** ausgeführt wird, die mit dem Therapiegerät **003** und der Behandlungstischsteuerung **012** schnittstellenmäßig verbunden ist, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist.

**[0071]** Während spezielle bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung gezeigt und beschrieben wurden, ist es für Fachleute auf dem Gebiet offensichtlich, dass Veränderungen und Modifikationen vorgenommen werden können, ohne von dem Schutzbereich der Erfindung abzuweichen, wie es in den Ansprüchen dargelegt ist. Folglich ist die Erfindung lediglich durch den Schutzbereich der beigefügten Ansprüche begrenzt.

### Patentansprüche

1. Ein Verfahren zum räumlichen Lokalisieren einer Läsion für die Zwecke einer Bestrahlungsbehandlungsplanung, das folgende Schritte aufweist:

- a) Erzeugen eines oder mehrerer diagnostischer Bilder der Läsion unter Verwendung eines diagnostischen Bilderzeugungsgeräts, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die ein MRI-Abtastgerät, ein PET-Abtastgerät, ein CT-Abtastgerät aufweist,
- b) Zuweisen einer ersten dreidimensionalen Koordinate für die Läsion auf dem diagnostischen Bild unter Verwendung eines absoluten Koordinatenreferenzsystems,
- c) Erzeugen eines oder mehrerer Ultraschallbilder der Läsion unter Verwendung eines Ultraschallgeräts
- d) Zuweisen einer zweiten dreidimensionalen Koordinate für die Läsion auf dem Ultraschallbild unter Verwendung des absoluten Koordinatenreferenzsystems,
- e) Verschmelzen des Ultraschallbildes und des Bildes unter Verwendung der ersten und der zweiten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaueres Bild der Läsion zu erhalten.

2. Das Verfahren gemäß Anspruch 1, bei dem das absolute Koordinatenreferenzsystem durch die Verwendung einer Einrichtung zum Einrichten eines absoluten Koordinatenreferenzsystems bestimmt ist.

3. Das Verfahren gemäß Anspruch 2, bei dem die Einrichtung zum Einrichten eines absoluten Koordinatenreferenzsystems zumindest einen Laser aufweist.

4. Das Verfahren gemäß Anspruch 3, bei dem das absolute Koordinatenreferenzsystem von dem diagnostischen Bilderzeugungsgerät unabhängig ist.

5. Das Verfahren gemäß Anspruch 3, bei dem das absolute Koordinatenreferenzsystem unabhängig von dem Ultraschallgerät ist.

6. Das Verfahren gemäß Anspruch 1, bei dem das eine oder die mehreren diagnostischen Bilder kombiniert werden, um ein dreidimensionales Bild zu bilden, wobei die Läsion eine Mehrzahl von dreidimensionalen Koordinaten aufweist.

7. Das Verfahren gemäß Anspruch 1, bei dem das eine oder die mehreren Ultraschallbilder kombiniert werden, um ein dreidimensionales Bild zu erzeugen, wobei die Läsion eine Mehrzahl von dreidimensionalen Koordinaten aufweist.

8. Das Verfahren gemäß Anspruch 1, das ferner den Schritt eines Ziehens von Konturen der äußeren Oberfläche der Läsion auf den diagnostischen Bildern durch ein Zeichnen der Konturen der äußeren Oberfläche der Läsion auf dem zumindest einen Ultraschallbild aufweist.

9. Das Verfahren gemäß Anspruch 1, bei dem das diagnostische Bild und das Ultraschallbild im Wesentlichen zur gleichen Zeit erzeugt werden.

10. Das Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem zumindest das erste oder das zweite Koordinatensystem unter Verwendung eines Lasersystems und von Justiermarken, die an dem Patienten angeordnet sind, eingerichtet werden.

11. Das Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem eine Mehrzahl von diagnostischen Bildern und eine Mehrzahl von Ultraschallbildern erzeugt werden, wobei jede Mehrzahl von Bildern Scheiben der Läsion darstellt, wobei das diagnostische Bild und das Ultraschallbild in eine Mehrzahl von zusammengesetzten Bildern registriert sind, die jeweils eine Scheibe der Läsion darstellen.

12. Das Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem das erste und das zweite Koordinatensystem unterschiedlich sind, aber durch eine Koordinatentransformation verwandt sind.

13. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem das erste und das zweite Koordinatensystem identisch sind.

14. Ein System zum räumlichen Lokalisieren einer Läsion für die Zwecke einer Bestrahlungsbehandlungsplanung, das folgende Merkmale aufweist:

- a) ein diagnostisches Bilderzeugungsgerät, das aus der Gruppe ausgewählt ist, die ein MRI-Abtastgerät, ein PET-Abtastgerät, ein CT-Abtastgerät aufweist, wobei das diagnostische Bilderzeugungsgerät zum Erzeugen zumindest eines diagnostischen Bildes der Läsion angepasst ist,
- b) ein Ultraschallgerät, wobei das Ultraschallgerät zum Erzeugen zumindest eines Ultraschallbildes der Läsion angepasst ist,
- c) eine Einrichtung zum Bereitstellen eines absoluten Koordinatenreferenzsystems, derart, dass der Läsion eine erste dreidimensionale Koordinate auf dem diagnostischen Bild und eine zweite dreidimensionale Koordinate auf dem Ultraschallbild zugewiesen wird,
- d) eine Einrichtung zum Verschmelzen des diagnostischen Bildes und des Ultraschallbildes unter Verwendung der ersten dreidimensionalen Koordinate und der zweiten dreidimensionalen Koordinate, um ein genaueres Bild der Läsion zu erhalten.

15. Das System gemäß Anspruch 14, bei dem das Ultraschallgerät eine Ultraschallsonde aufweist, wobei die Ultraschallsonde ein Positionierungssystem aufweist, das konfiguriert ist, um zu ermöglichen, dass die Position und Ausrichtung jedes Ultraschallbildes bekannt ist, derart, dass einer Läsion auf dem Ultraschallbild eine dreidimensionale Koordinate in dem absoluten Koordinatenreferenzsystem zugewiesen werden kann.

16. Das System gemäß Anspruch 14, bei dem die Einrichtung zum Bereitstellen eines absoluten Koordinatenreferenzsystems ein Lasersystem und Justiermarken umfasst.

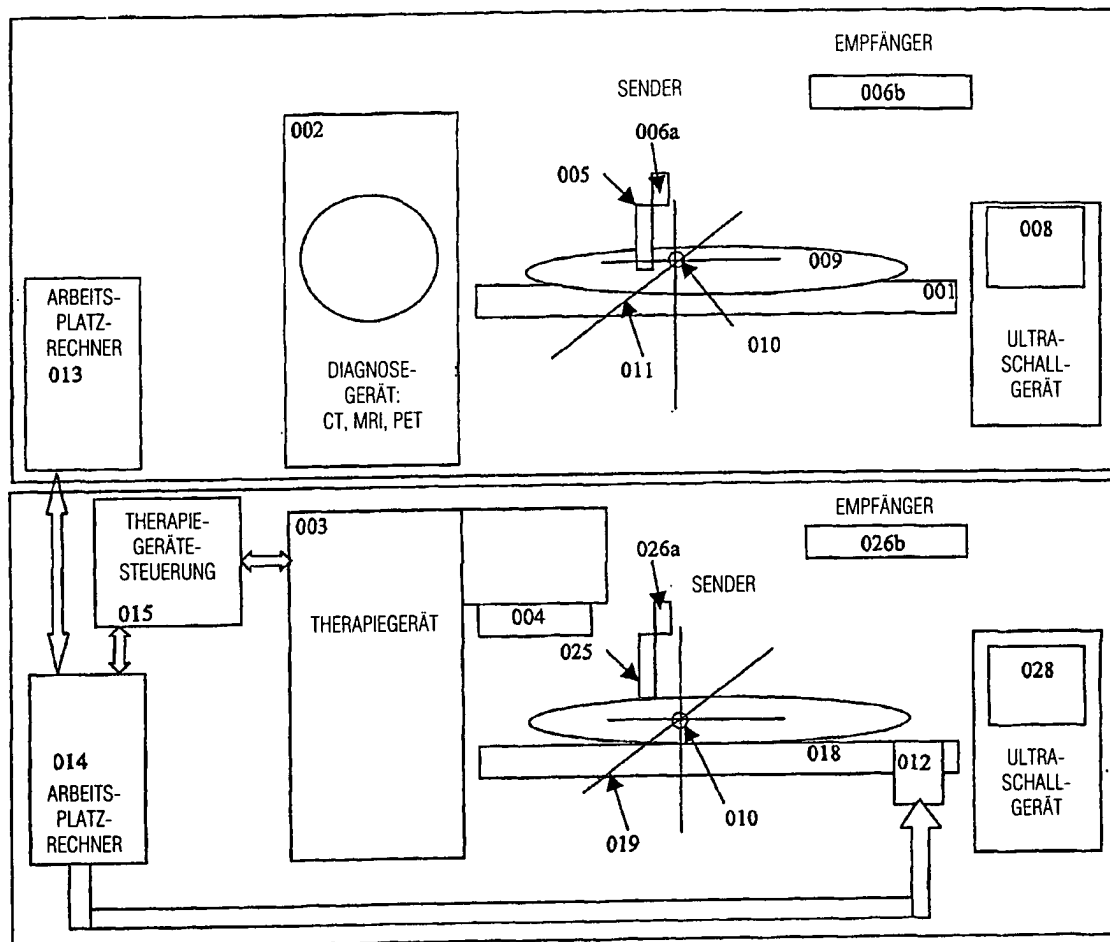
17. Das System gemäß Anspruch 14, bei dem eine Mehrzahl von diagnostischen Bildern und eine Mehrzahl von Ultraschallbildern erzeugt werden, wobei jede Mehrzahl von Bildern Scheiben der Läsion darstellt, wobei das diagnostische Bild und die Ultraschallbilder in eine Mehrzahl von zusammengesetzten Bildern registriert sind, die jeweils eine Scheibe der Läsion darstellen.

18. Das System gemäß einem der Ansprüche 14 bis 17, bei dem das erste und das zweite Koordinatensystem unterschiedlich sind, aber durch eine Koordinatentransformation verwandt sind.

19. Das System gemäß einem der Ansprüche 14 bis 17, bei dem das erste und das zweite Koordinatensystem identisch sind.

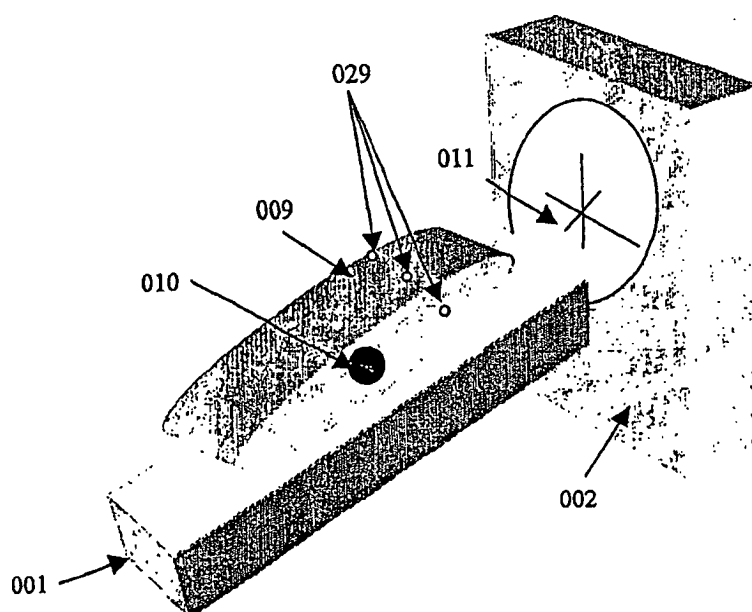
Es folgen 21 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

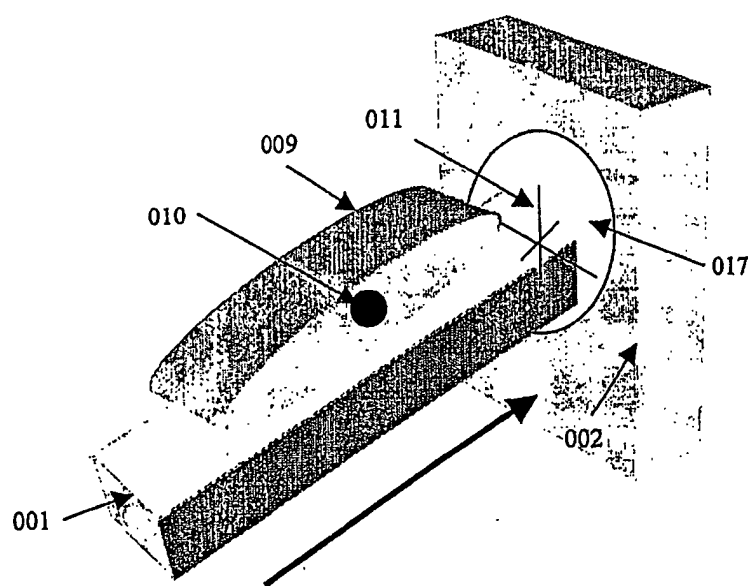


FIGUR 1

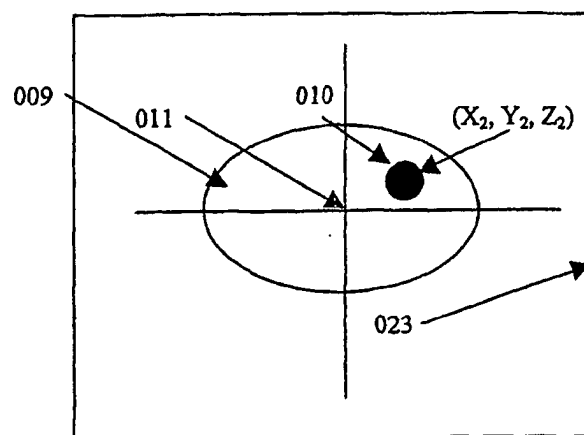




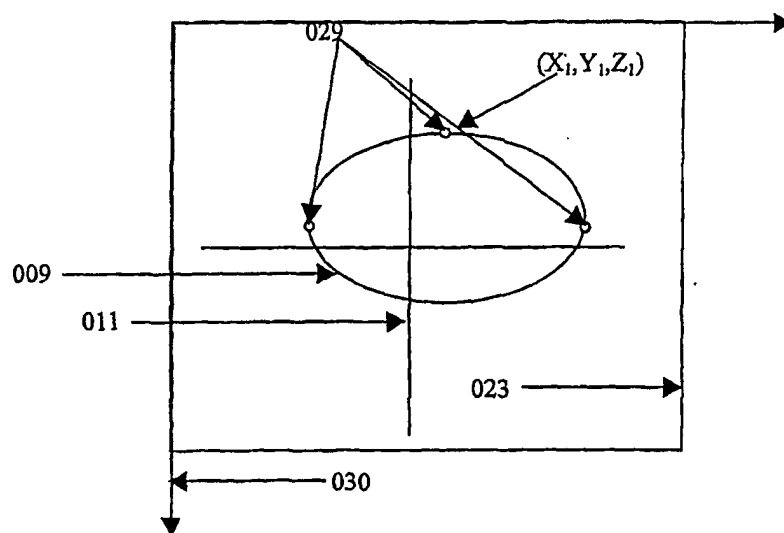
FIGUR 2



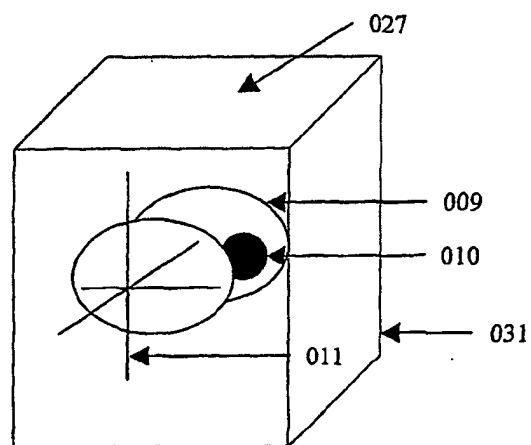
FIGUR 3



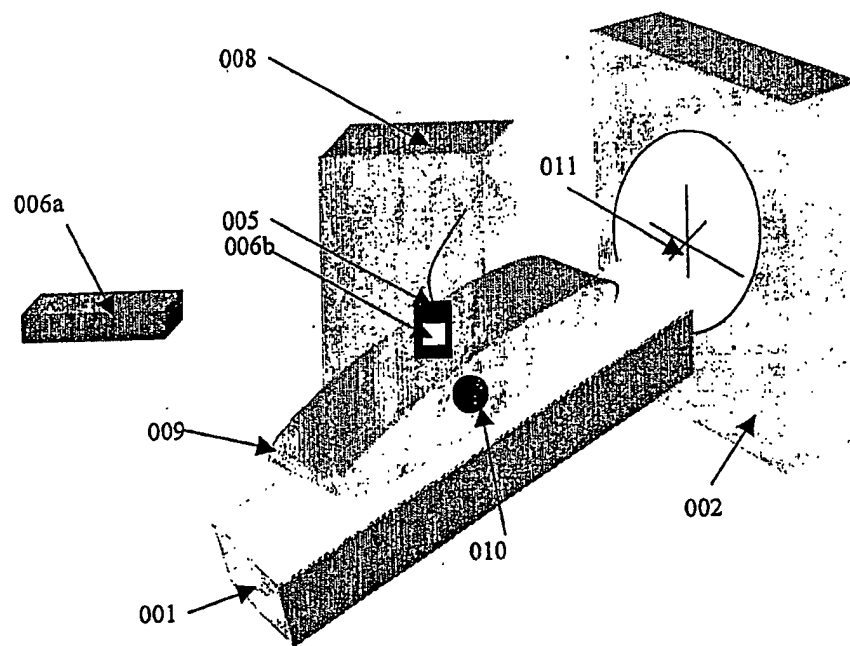
FIGUR 4



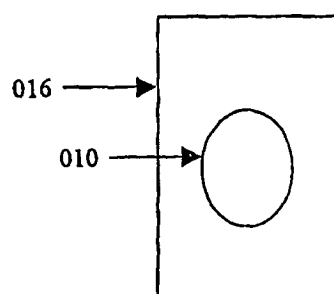
FIGUR 5



FIGUR 6

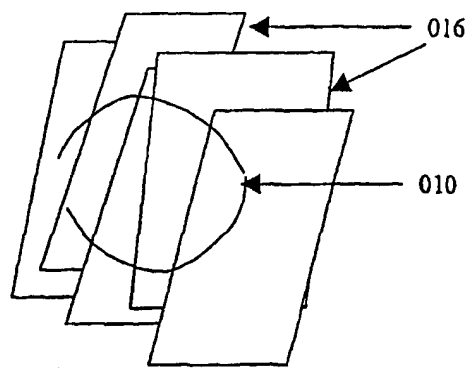


FIGUR 7

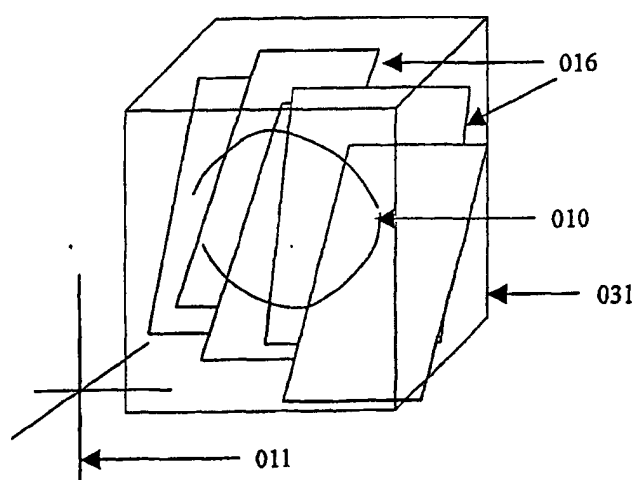


FIGUR 8

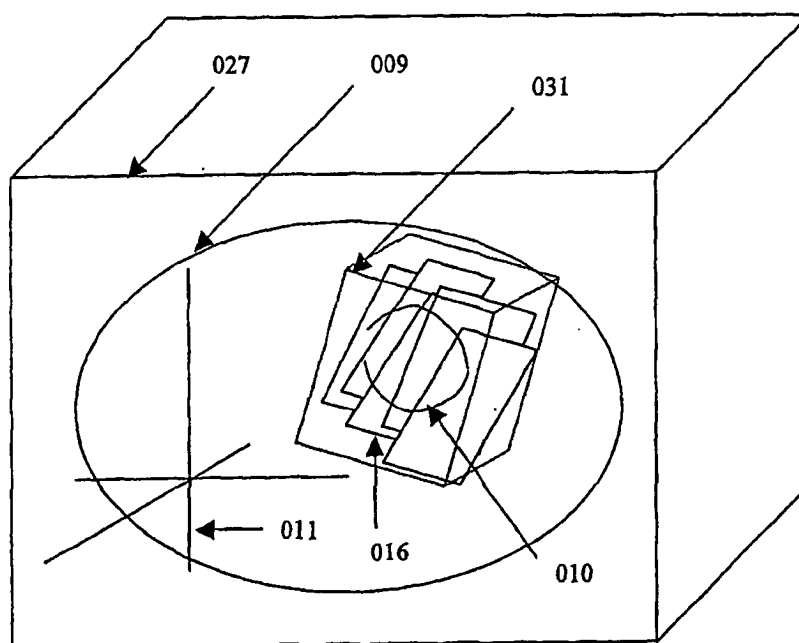




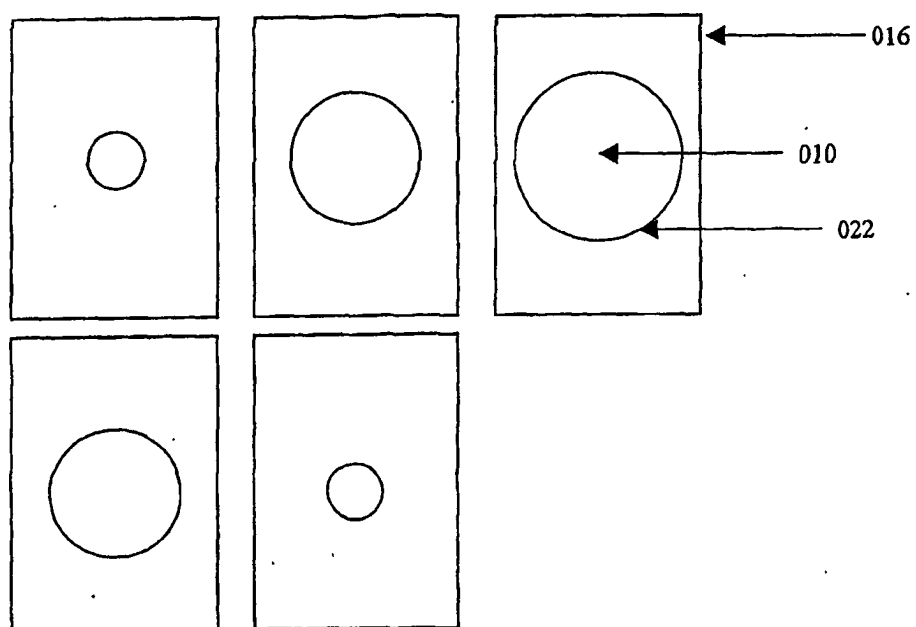
FIGUR 9



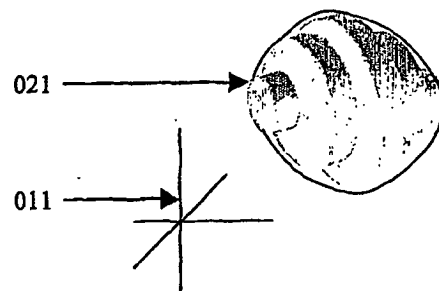
FIGUR 10



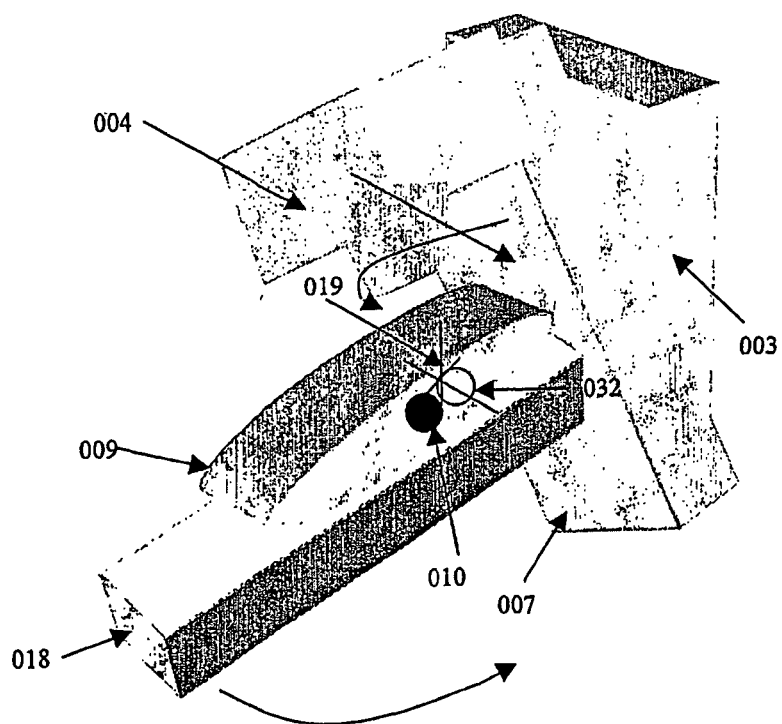
FIGUR 11



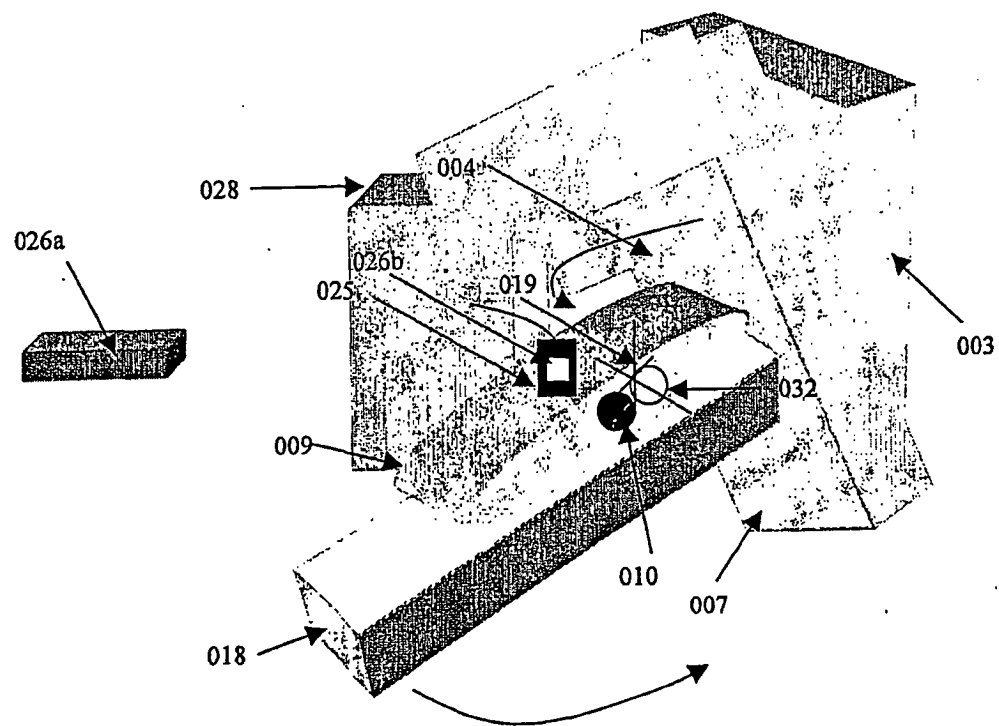
FIGUR 12



FIGUR 13

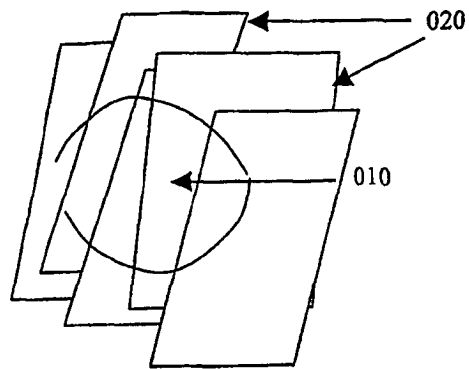


FIGUR 14

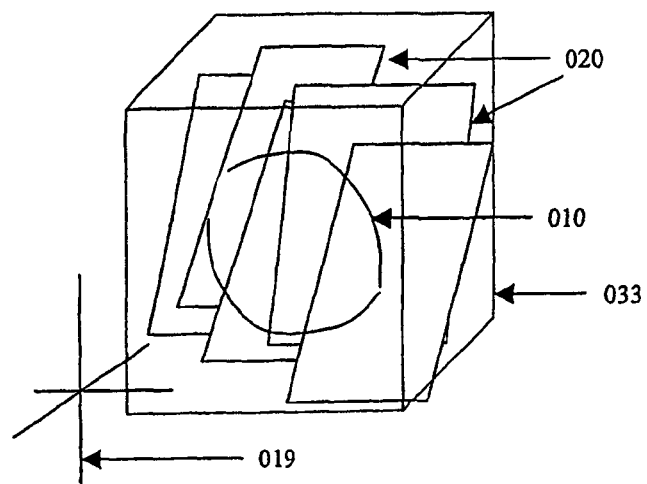


FIGUR 15

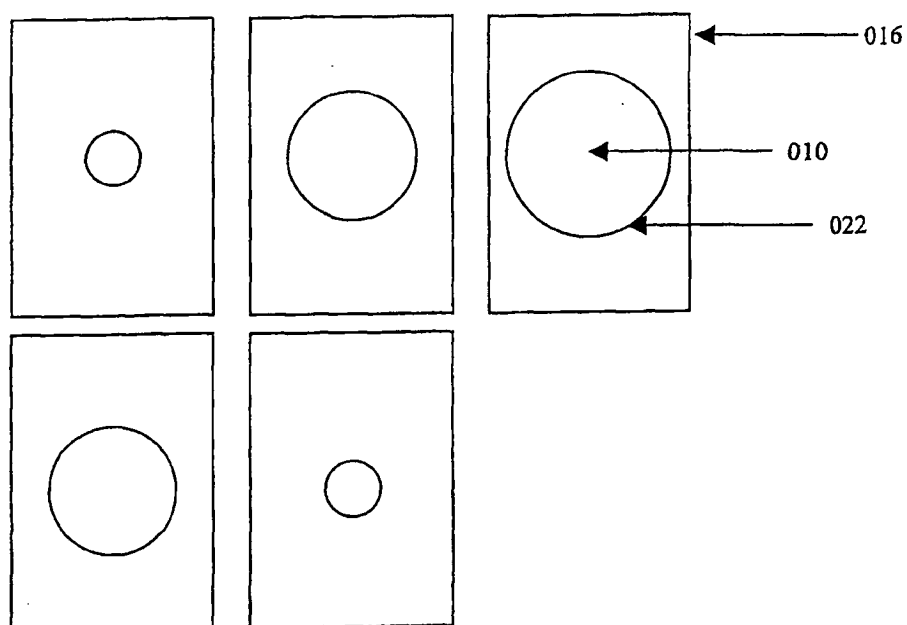




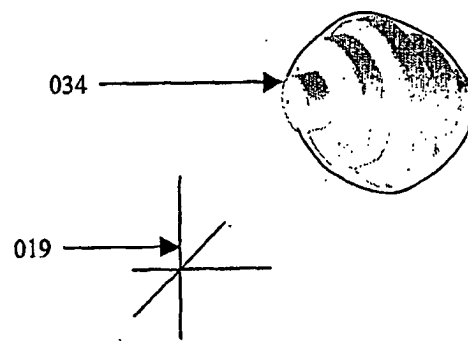
FIGUR 16



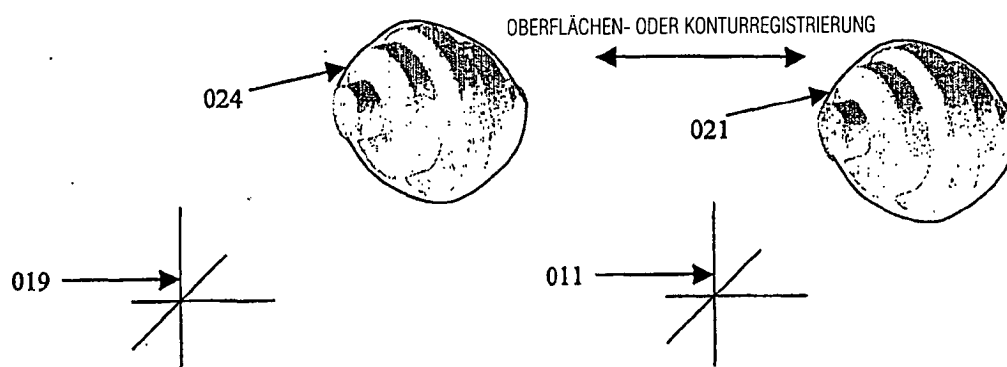
FIGUR 17



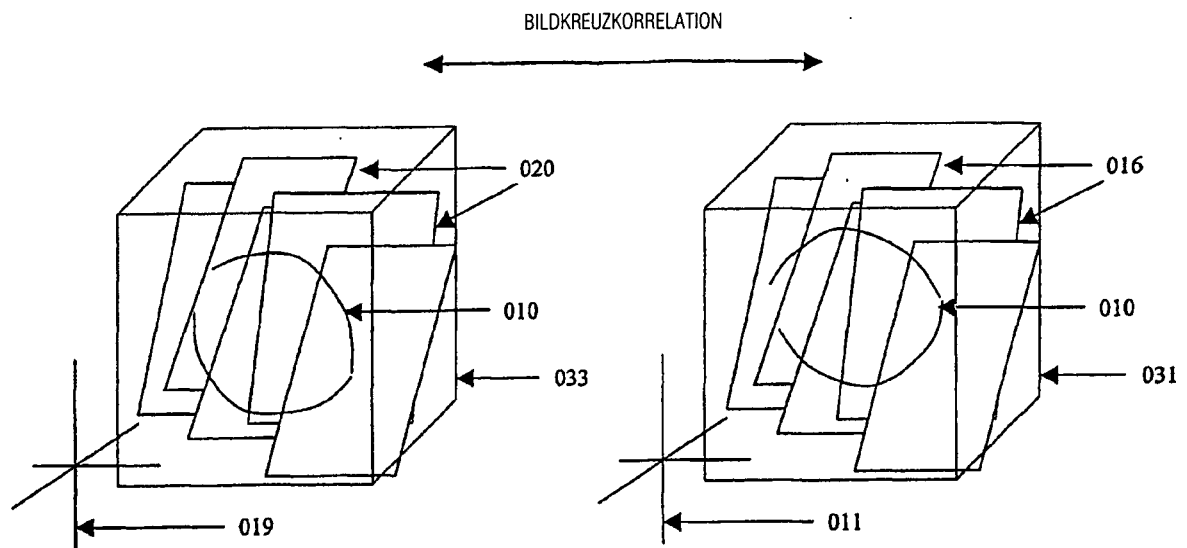
FIGUR 18



FIGUR 19



FIGUR 20



FIGUR 21