



(10) **DE 10 2008 032 006 B4** 2017.01.05

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 032 006.4**
(22) Anmeldetag: **07.07.2008**
(43) Offenlegungstag: **18.02.2010**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **05.01.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 34/10** (2016.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)
A61B 34/00 (2016.01)
A61B 90/00 (2016.01)

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

(73) Patentinhaber:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

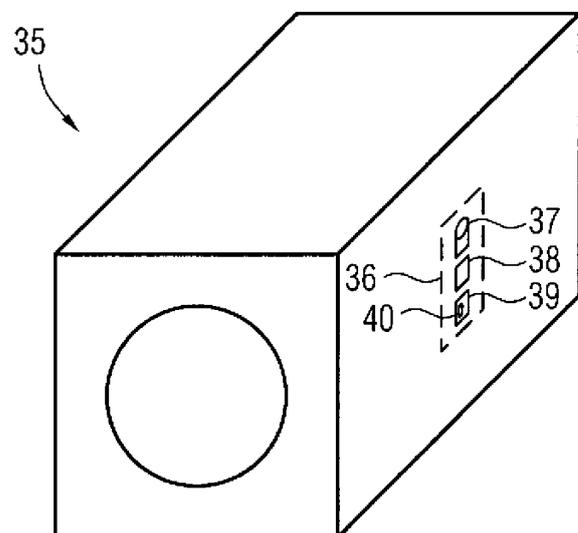
(56) Ermittelter Stand der Technik:
siehe Folgeseiten

(72) Erfinder:
Fenchel, Matthias, 91054 Erlangen, DE; Schilling, Andreas, Prof., 72810 Gomaringen, DE; Thesen, Stefan, Dr., 91077 Dormitz, DE

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Steuerung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung, sowie eine Bildaufnahmeeinrichtung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Steuerung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung, umfassend folgende Schritte:

- vorab Erstellung eines statistischen Atlases (37) wenigstens eines Teils des menschlichen Körpers, umfassend einen Durchschnittsbilddatensatz (9) mit den jeweiligen Bilddaten zugeordneten Zuordnungsinformationen zur Anatomie, insbesondere Organen, des menschlichen Körpers, aus einer Mehrzahl von unter Verwendung eines bestimmten Messprotokolls aufgenommenen Planungsbilddatensätzen,
- Auswählen eines Referenzbilddatensatz (R) aus den Planungsbilddatensätzen, Ermittlung einer Abbildung für jeden Nichtreferenzbilddatensatz auf den Referenzbilddatensatz (R), Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatz (9) durch Mittelung aller transformierten Planungsbilddatensätze und anschließende Transformation mit der inversen mittleren Abbildung aller Abbildungen, wobei die Abbildungen eine affine Abbildung und eine Deformationsabbildung umfassen, insbesondere eine Addition oder Konkatenation einer affinen Abbildung mit einer Deformationsabbildung sind,
- Aufnahme eines aktuellen Planungsbilddatensatzes, insbesondere unter Verwendung des bestimmten Messprotokolls,
- automatische Zuordnung von Zuordnungsinformationen zu den Bilddaten des aktuellen Planungsbilddatensatzes aufgrund einer Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes (9) auf den aktuellen Planungsbilddatensatz und
- Steuerung der Bildaufnahme unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes.



(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE 10 2006 017932 A1
DE 10 2007 019514 A1
US 59 46 425 A
WO 2005/0 55 141 A1

CASTRO,F.J.S., u.a.: A Cross Validation Study of Deep Brain Stimulation Targeting: From Experts to Atlas-Based, Segmentation-Based and Automatic Registration Algorithms". In: IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.25, Iss.11, Nov. 2006, S-1440-1450.

KLEIN,S., u.a.: "SEGMENTATION OF THE PROSTATE IN MR IMAGES BY ATLAS MATCHING". In: 4th IEEE Int. Symp. on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. 12.-15, April 2007, S.1300-1303.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung, sowie eine Bildaufnahmeeinrichtung.

[0002] Um qualitativ hochwertige, für eine Befundung optimal geeignete Bilddatensätze aufnehmen zu können, muss nicht nur der Aufnahmebereich möglichst genau bestimmt werden, sondern es müssen auch andere Bildaufnahmeparameter bezüglich des Patienten oder der Art der Untersuchung angepasst werden. Auch für eine erfolgreiche Auswertung und Aufbereitung der Bilddaten werden eine große Anzahl von Auswertungsparametern benötigt.

[0003] Dazu ist es bekannt, sogenannte Planungsbilddatensätze aufzunehmen, beispielsweise Localizer-Bilddatensätze bei der Magnetresonanz oder Niedrigdosis-Planungsbilddatensätze bei der Computertomographie. Auf das Beispiel der Magnetresonanz soll näher eingegangen werden, wobei ähnliche Probleme auch bei anderen Bildaufnahmeverfahren auftreten.

[0004] Bei der Bildaufnahme mit einer Magnetresonanzeinrichtung ist es üblich, dass zunächst ein sogenannter Localizer-Bilddatensatz aufgenommen wird. Dabei handelt es sich um aufgrund spezieller Sequenzen schnell aufnehmbare Bilddatensätze, die große Bereiche eines Patienten oder gar den ganzen Patienten zeigen. Anhand dieser Localizer-Bilddatensätze wird die Untersuchungsplanung durchgeführt. Insbesondere dienen die Localizer dazu, das interessierende Volumen, welches beispielsweise ein interessierendes Organ umfasst, zu markieren und entsprechend die Schichtplanung vornehmen zu können. Auch weitere Parameter, insbesondere auch patientenspezifische Aufnahmeparameter, können von einem geübten Bediener aus den Localizerbildern heraus angepasst werden.

[0005] Diese Vorgänge im Rahmen der Untersuchungsplanung laufen heute zum größten Teil manuell ab. Ein Bediener muss in den Planungsbilddatensätzen das interessierende Volumen und gegebenenfalls weitere interessante Bereiche von Hand markieren und viele Aufnahmeparameter von Hand einstellen. Dies führt dazu, dass Bilddaten bei der Aufnahme des endgültigen Untersuchungsbilddatensatzes allenfalls zeitaufwendig bzw. nichtstandardisiert und nicht reproduzierbar gewonnen werden.

[0006] Aus DE 10 2006 017 932 A1 ist ein Verfahren zur Steuerung des Aufnahme- und/oder Auswertbetriebes von Bilddaten bei medizinischen Untersuchungen bekannt. Dabei wird in einem zuvor aufgenommenen, ein Zielvolumen ganz oder teilweise zeigenden Planungsbilddatensatz automatisch Ortsinformationen des Zielvolumens bestimmt werden und

der Aufnahme- und/oder Auswertbetriebes anhand der Ortsinformationen gesteuert wird.

[0007] In „Segmentation of the prostate in MR images by atlas matching“ von S. Klein et. al., 4th IEEE Int. Symp. On Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007, 12.–15- April 2007, S. 1300–1303, wird ein Satz manuell gelabelter Bilder als Atlas herangezogen, wobei dann nach einer Anpassung sämtlicher Atlasbilder diejenigen ausgewählt werden, die am besten zum Patientenbild passen.

[0008] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Bildaufnahmeeinrichtung sowie ein zugehöriges Verfahren anzugeben, das es ermöglicht, die Untersuchungsplanung, insbesondere im Hinblick auf die Schichtplanung, weitgehend zu automatisieren und die Bildqualität, Standardisierung und Reproduzierbarkeit aufgrund exakterer Definitionen von Aufnahmeparametern zu erhöhen.

[0009] Zur Lösung dieses Problems ist erfindungsgemäß ein Verfahren zur Steuerung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung mit folgenden Schritten vorgesehen:

- vorab Erstellung eines statistischen Atlases wenigstens eines Teils des menschlichen Körpers, umfassend einen Durchschnittsbilddatensatz mit den jeweiligen Bilddaten zugeordneten Zuordnungsinformationen zur Anatomie, insbesondere Organen, des menschlichen Körpers, aus einer Mehrzahl von unter Verwendung eines bestimmten Messprotokolls aufgenommenen Planungsbilddatensätzen,
- Auswählen eines Referenzbilddatensatz aus den Planungsbilddatensätzen, Ermittlung einer Abbildung für jeden Nichtreferenzbilddatensatz auf den Referenzbilddatensatz, Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatz durch Mittelung aller transformierten Planungsbilddatensätze und anschließende Transformation mit der inversen mittleren Abbildung aller Abbildungen, wobei die Abbildungen eine affine Abbildung und eine Deformationsabbildung umfassen, insbesondere eine Addition oder Konkatenation einer affinen Abbildung mit einer Deformationsabbildung sind,
- Aufnahme eines aktuellen Planungsbilddatensatzes, insbesondere unter Verwendung des bestimmten Messprotokolls,
- automatische Zuordnung von Zuordnungsinformationen zu den Bilddaten des aktuellen Planungsbilddatensatzes aufgrund einer Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes auf den aktuellen Planungsbilddatensatz und
- Steuerung der Bildaufnahme unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes.

[0010] Die vorliegende Erfindung schlägt also vor, einen statistischen Atlas zu erzeugen, der messpro-

tokollspezifisch für eine Vielzahl von nachfolgenden Bildaufnahmeprozessen zur Untersuchungsplanung verwendet werden kann. Dazu werden eine bestimmte Zahl von repräsentativen, mit einem bestimmten Messprotokoll aufgenommenen Planungsbilddatensätzen statistisch derart betrachtet, dass als Ergebnis am Ende zumindest ein Durchschnittsbilddatensatz vorliegt, bei dem jedem Bilddatenpunkt eine Zuordnungsinformation zugewiesen wurde, die angibt, welchem anatomischen Merkmal dieser Bilddatenpunkt entspricht, beispielsweise einem Organ. Dieser statistische Atlas wird in der Bildaufnahmeeinrichtung gespeichert.

[0011] Soll nun eine spezielle Bildaufnahme bei einem bestimmten Patienten durchgeführt werden, so erfolgt zunächst wie üblich die Aufnahme eines aktuellen Planungsbilddatensatzes, wobei im einfachsten Fall das Messprotokoll verwendet wird, welches auch den zur Erstellung des statistischen Atlases verwendeten Planungs-Bildaufnahmen zugrunde lag. Bei geschickter Wahl der Kostenfunktion für eine Optimierung können auch andere Messprotokolle verwendet werden, insbesondere solche, die einen ähnlichen Kontrast aufweisen. Dies ermöglicht die Vergleichbarkeit des aktuellen Planungsbilddatensatzes mit dem Durchschnittsbilddatensatz. Ziel ist es nun, das durch die Zuordnungsinformationen definierte Labeling des Durchschnittsbilddatensatzes auf den aktuellen Planungsbilddatensatz zu übertragen, so dass die Anatomie des aktuellen Patienten, insbesondere die Lage von Organen oder sonstigen interessierenden Bereichen, genau bekannt ist. Dazu wird eine Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes auf den aktuellen Planungsbilddatensatz bestimmt, also eine Registrierung des Atlas auf den aktuellen Planungsbilddatensatz durchgeführt, die entsprechend jedem mit einer Zuordnungsinformation versehenen Bilddatenpunkt des Durchschnittsbilddatensatzes wenigstens ein Bilddatenpunkt im aktuellen Planungsbilddatensatz zuordnet, so dass die Zuordnungsinformationen einfach auf den aktuellen Planungsbilddatensatz übertragen werden können. Anhand dieser nun auch für den aktuellen Planungsbilddatensatz verfügbaren Zuordnungsinformationen wird die Bildaufnahme gesteuert. Dabei bietet das erfindungsgemäße Verfahren eine ganze Reihe von Vorteilen.

[0012] Zunächst kann vorteilhafterweise die Lage eines interessierenden, aufzunehmenden Bereichs anhand der Zuordnungsinformationen im aktuellen Planungsbilddatensatz ermittelt werden, entsprechende Aufnahmeparameter, insbesondere bezüglich der Schichtposition und/oder der Sequenzen, ermittelt und die Bildaufnahmeeinrichtung entsprechend angesteuert werden. Auch kann beispielsweise bei Magnetresonanzaufnahmen ein Navigator anhand der Zuordnungsinformationen positioniert werden. Denkbar ist sogar eine komplette Parameteroptimierung

auf den aktuellen Patienten, beispielsweise bezüglich der Fettsättigung, der Modellierung zur Berechnung spezifischer Absorptionsrate (SAR), der Auflösung im Untersuchungsbilddatensatz und weiterer Parameter, so dass letztendlich mit Hilfe des erfindungsgemäßen Verfahrens eine vollautomatische Untersuchungsplanung im Bildaufnahmebereich ermöglicht wird. Dies bedeutet zunächst eine Vereinfachung und Beschleunigung der Untersuchung, aber auch aufgrund der automatisch durchgeführten Vorgänge eine erhöhte Reproduzierbarkeit einer Bildaufnahme.

[0013] Mit besonderem Vorteil kann zusätzlich die Bilddatenauswertung unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes gesteuert werden. Zudem ist es möglich, dass die Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes auch bei zeitlich späteren, weiteren Untersuchungen (Folgeuntersuchungen) noch berücksichtigt werden. Bezüglich der Auswertung der Daten des Untersuchungsbilddatensatzes ist es beispielsweise möglich, automatische Vorsegmentierungen anhand der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes vorzunehmen. In diesem Zusammenhang ist auch ein Zurechtschneiden des Untersuchungsbilddatensatzes möglich, da die Lage anatomischer Merkmale in dem Patienten anhand der Zuordnungsinformationen bezüglich des Koordinatensystems der Bildaufnahmeeinrichtung ja genauso bekannt ist wie die Lage des Untersuchungsbilddatensatzes in diesem. Aus den Zuordnungsinformationen können zudem volumetrische Abschätzungen vorgenommen werden. Möglich ist auch eine Unterstützung des Reporting mit vollautomatischer Zuordnung von Befundungen zu Regionen bzw. Organen, eine automatische Klassifizierung von Untersuchungsbilddatensätzen zur Speicherung in Datenbanken und ein Labeling von Untersuchungsbilddatensätzen zur besseren Orientierung für den Befunder. Bei Folgeuntersuchungen können automatisch Korrespondenzen aufgefunden werden. Auch als Ausgangspunkt für orts- bzw. organspezifische Verfahren, beispielsweise einer optimierten Positionierung verschiedener anatomischer Bereiche, können die Zuordnungsinformationen dienen.

[0014] Durch die vollautomatisierte Zuordnung von Zuordnungsinformationen zu Bilddatenpunkten in aktuellen Planungsbilddatensätzen eröffnet das erfindungsgemäße Verfahren vorteilhaft also eine Vielzahl von Möglichkeiten, die zu einer Beschleunigung und Vereinfachung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung sowie auch bei der Auswertung führen. Zudem kann eine vergleichbare Bildqualität erreicht werden, da aufgrund der automatischen Verfahren eine standardisierte und reproduzierbare Bestimmung von Parametern ermöglicht wird.

[0015] Mit besonderem Vorteil lässt sich das erfindungsgemäße Verfahren anwenden, wenn die

Bildaufnahmeeinrichtung eine Magnetresonanzeinrichtung ist und die Planungsbilddatensätze Localizer-Bilddatensätze sind. Solche dreidimensionalen Localizer-Bilddatensätze können ohne größeren Zeitverzug im Workflow von Magnetresonanzaufnahmen angefertigt werden und können im erfindungsgemäßen Verfahren als Planungsbilddatensätze dienen, auf die der statistische Atlas registriert wird. Jedoch ist die Verwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens auch bei anderen Bildaufnahmemodalitäten denkbar. So kann beispielsweise die Bildaufnahmeeinrichtung eine Computertomographieeinrichtung sein und die Planungsbilddatensätze können Niedrigdosis-Planungsbilddatensätze sein. Dabei wird eine geringe Strahlendosis gewählt, um den Patienten nicht zu belasten, aber dennoch einen zur Untersuchungsplanung geeigneten Planungsbilddatensatz zu erhalten.

[0016] Zur Erstellung des statistischen Atlases können zunächst die zugrundeliegenden Planungsbilddatensätze, insbesondere aufgrund von anatomischen Landmarken, in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt werden. Eine solche erste grobe Registrierung der Planungsbilddatensätze vereinfacht die spätere Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatzes. Als solche Landmarken werden bei vielen Patienten einfach auffindbare Punkte der Anatomie, insbesondere manuell oder automatisch, ausgewählt. Besonders geeignet ist dabei die Betrachtung von Rändern, also Übergängen von niedrigem zu hohem Kontrast, wobei dann Bifurkationen oder Punkte mit hoher Krümmung gewählt werden können. Beispiele hierfür sind der Schritt, die Nase, das Kinn oder dergleichen. Auch der Bauchnabel kann als Landmarke dienen.

[0017] Es sei an dieser Stelle bereits angemerkt, dass es allgemein sinnvoll ist, auch die Grauwertverteilungen der zur Erstellung des Atlases betrachteten Planungsbilddatensätze aneinander anzugleichen, da es trotz des verwendeten gleichen Messprotokolls zu Schwankungen kommen kann. Um dies zu erreichen, kann beispielsweise vorgesehen sein, dass Grauwertistogramme aller ursprünglichen Planungsbilddatensätze erstellt werden, wobei dann die Lage und Breite spezieller Maxima betrachtet und durch Skalierung der Originaldaten gegebenenfalls verschoben wird. Dies kann beispielsweise in Bezug auf einen Referenzbilddatensatz geschehen.

[0018] Ein besonders vorteilhaftes, konkretes Vorgehen zur Erstellung des statistischen Atlases ist dadurch gekennzeichnet, dass

- insbesondere aufgrund hoher Bildqualität ein Referenzbilddatensatz aus den Planungsbilddatensätzen gewählt wird,
- eine Abbildung für jeden Nichtreferenzbilddatensatz auf den Referenzbilddatensatz ermittelt wird, und

– der Durchschnittsbilddatensatz insbesondere durch Mittelung aller transformierten Planungsbilddatensätze und anschließende Transformation mit der inversen mittleren Abbildung aller Abbildungen ermittelt wird.

[0019] Nach Wahl eines Referenzbilddatensatzes werden demnach alle Abbildungen ermittelt, die die Nichtreferenzbilddatensätze bzw. die einzelnen Bilddatenpunkte auf entsprechende Punkte des Referenzbilddatensatzes abbilden. Es liegen dann transformierte Nichtreferenzbilddatensätze und der Referenzbilddatensatz vor, die sich, wenn auch Deformationen betrachtet werden, lediglich in den Grauwerten, jedoch nicht strukturell unterscheiden. Zur Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatzes werden diese zunächst zu einem Grauwertbilddatensatz gemittelt. Sämtliche Abbildungen werden ebenfalls gemittelt, so dass sich eine mittlere Abbildung ergibt. Da der Referenzbilddatensatz allerdings beliebig bzw. anhand von Qualitätskriterien gewählt wurde, also keinen repräsentativen Durchschnitt enthält, sondern ein Bias umfasst, ermittelt man den Durchschnittsbilddatensatz durch Transformation des Grauwertbilddatensatzes mit der inversen mittleren Abbildung, um einen von dem Referenzbilddatensatz unabhängigen statistischen Atlas zu erhalten.

[0020] Erfindungsgemäß umfassen die Abbildungen eine affine Abbildung und eine Deformationsabbildung, insbesondere eine Addition einer affinen Abbildung mit einer Deformationsabbildung sein. Es werden also nicht nur affine Transformationen wie Verschiebungen, Größenänderungen und dergleichen betrachtet, sondern vorteilhafterweise auch Deformationen. Damit kann ein sehr viel genauerer Durchschnittsbilddatensatz ermittelt werden. Insbesondere kann vorgesehen sein, dass die Deformationsabbildung durch ein Vektorfeldgitter repräsentiert wird, wobei insbesondere eine Interpolation durch einen B-Spline-Tensor, vorzugsweise dritter Ordnung, erfolgt. B-Spline-Deformationen sind deswegen besonders gut geeignet, da sie die Vorteile der Glattheit und der lokalen Beschränkung ihrer Parameter miteinander vereinen. Es wird also ein Gitter über die Bilddaten der verwendeten Planungsbilddatensätze gelegt, wobei die Gitterpunkte beschrieben durch das Vektorfeld verschoben werden können. Bei diesem Vorgehen zur Ermittlung der Abbildung kann insbesondere hierarchisch unter schrittweiser Erhöhung der Auflösung des Vektorfeldgitters vorgegangen werden, um sich auf diese Weise schneller der Lösung annähern zu können.

[0021] In weiterer vorteilhafter Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird nicht nur der Durchschnittsbilddatensatz betrachtet, sondern auch die Streuung der Planungsbilddatensätze um diesen. Dazu kann vorgesehen sein, dass neben der mittleren Abbildung auch die Kovarianz der Abbildun-

gen ermittelt wird. Dies ist insbesondere dahingehend vorteilhaft anwendbar, dass nach Herausnahme affiner Anteile aus der Kovarianz mittels einer Primärkomponentenanalyse eine durchschnittliche Deformation und die Primärkomponenten der Deformation, insbesondere mit ihren Eigenwerten, ermittelt werden können. Die Primärkomponenten der Deformation und ihre Eigenwerte können vorteilhaft bei der späteren Ermittlung der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz eingesetzt werden. So ist es zum einen möglich, dass bei der Ermittlung des Deformationsanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz wenigstens ein insbesondere anhand des Betrags der Eigenwerte ermittelter Teil der Primärkomponenten berücksichtigt wird. Die Primärkomponenten stellen im abstrahierten Sinne Richtungen dar, in denen Varianzen der Deformationen von der mittleren Deformation in den Registrierungen der Planungsbilddatensätze vorliegen, wobei sich deren Wichtigkeit aus dem Betrag des Eigenwertes ergibt. Aus den Primärkomponenten können durch Linearkombinationen sämtliche gültigen Instanzen des Linearraums der Eingabedeformationsfelder (also letztendlich des Linearraums der zur Erstellung des statistischen Atlases verwendeten Planungsbilddatensätze) erzeugt werden. Die Information, entlang welcher Primärkomponente häufige bzw. starke Abweichungen vorliegen, kann jedoch bei der Suche nach der Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes auf den aktuellen Planungsbilddatensatz vorteilhaft berücksichtigt werden, indem vorwiegend diese Richtung bevorzugende Transformationen, insbesondere im Rahmen eines Optimierungsverfahrens, berücksichtigt werden. Beispielsweise können die 20 Primärkomponenten mit den höchsten Eigenwerten berücksichtigt werden. Eine andere Nutzung kann bei Ermittlung der Beiträge der Primärkomponenten bzw. Linearkoeffizienten vorgesehen sein, indem diese bei einer Beschränkung der Parameter des Deformationsanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz, also bei der späteren Registrierung mit dem Atlas, berücksichtigt werden. Beispielsweise kann eine maximal zulässige Abweichung von dem dreifachen Wert der Standardabweichung bzw. Varianz (= der Eigenwert) angenommen werden.

[0022] Ähnliche Betrachtungen können bezüglich der Grauwerte durchgeführt werden. So kann vorgesehen sein, dass, wenn vorab eine Angleichung der Grauwertverteilungen der zur Erstellung des Atlases betrachteten Planungsbilddatensätze wie oben beschrieben erfolgt, ein mittlerer Grauwertbilddatensatz und eine zugehörige pixelweise Grauwertkovarianz ermittelt werden. Dabei kann ebenso vorgesehen sein, dass aus der Grauwertkovarianz mittels einer Primärkomponentenanalyse die Primärkomponenten, insbesondere mit ihren Eigenwerten, ermittelt werden. Diese sind dann – wie auch schon die Primärkomponenten der Deformationskovarianz –, falls

die später bei der Registrierung mit dem Atlas ermittelte Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz auch einen Grauwertanteil enthält, bei der Registrierung vorteilhaft einsetzbar. So kann auch in diesem Fall vorgesehen sein, dass wenigstens ein insbesondere anhand des Betrags der Eigenwerte ermittelter Teil der Primärkomponenten der Grauwertkovarianz bei der Ermittlung eines Grauwertanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz berücksichtigt wird. Hier hat es sich als sinnvoll erwiesen, die zehn Primärkomponenten auszuwählen, deren Eigenwerte den höchsten Betrag haben. Alternativ oder zusätzlich ist es möglich, dass bei Ermittlung der Linearkoeffizienten die Eigenwerte bei einer Beschränkung der Parameter eines Grauwertanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz berücksichtigt werden. Auch hier kann beispielsweise eine Grenze beim Dreifachen der Standardabweichung gesetzt werden.

[0023] Allgemein kann vorgesehen sein, dass die Ermittlung der Abbildungen, also der Registrierungs-Transformationen für die Erstellung des Atlas, in einem Optimierungsverfahren erfolgt. Solche Optimierungsverfahren sind weithin bekannt und basieren meist auf dem Auffinden eines Minimums oder Maximums für eine Kostenfunktion. Dabei kann vorgesehen sein, dass in der Kostenfunktion normierte Mutual Information (NMI) und/oder die Glattheit eines Deformationsvektorfeldes und/oder die Güte der Korrespondenz markierter Landmarken berücksichtigt wird. Während es häufig üblich ist, die Summe der Abstandsquadrate zu betrachten, wird vorgeschlagen, normierte beidseitige Information (normalized mutual information – NMI) zu verwenden. Dies begründet sich damit, dass eine Gleichverteilung von Grauwerten bei verschiedenen Patienten häufig gerade nicht vorliegt, beispielsweise gleiche Strukturen in verschiedenen Patienten stark unterschiedliche Intensitäten besitzen. Daher ist es zur Ermittlung der optimalen Abbildung im vorliegenden Fall vorteilhafter, Vergleichsmaße zu verwenden, die auf einem gemeinsamen Histogramm beider Bilder basieren, wobei dann ein auf Entropie basierendes Maß in dem gemeinsamen Histogramm als Mutual Information benutzt wird. Vorliegend wird vorgeschlagen, die Mutual Information im Hinblick auf den Überlapp zwischen den Bilddaten hin zu normieren, also die allgemein bekannte normierte Mutual Information (NMI) zu verwenden. Zusätzlich kann ein Term verwendet werden, der die Glattheit eines verwendeten Deformationsvektorfeldes, siehe hierzu oben, beschreibt, da Deformationen, die anatomische Merkmale beschreiben, sich lokal meist nur gering ändern. Ebenso ist es denkbar, in der Kostenfunktion einen Term zu verwenden, der die Güte der Korrespondenz markierter Landmarken betrifft, z. B. solche, die zur Überführung der Planungsbilddatensätze in ein gemeinsames Koordinatensystem genutzt wurden.

[0024] Insbesondere zusätzlich zu einer hierarchischen Ermittlung der Abbildungen, also Registrierungstransformationen, unter schrittweiser Erhöhung der Auflösung des Vektorfeldgitters kann vorgesehen sein, dass die Ermittlung der Abbildungen hierarchisch unter schrittweiser Erhöhung der Auflösung des gerade betrachteten Planungsbilddatensatzes, insbesondere nach Art einer Gauß-Pyramide erfolgt. Die Tiefpassfilterung wird bei diesem Vorgehen über eine Faltung mit einer Gaußglocke realisiert. Dabei muss bei einer Verwendung zweier Hierarchien keine Prioritätsreihenfolge zwischen diesen vorliegen, es kann beispielsweise abwechselnd die Bildauflösung und die Gitterauflösung erhöht werden. Auf diese Weise nähert man sich effektiver und unter Umgehung von lokalen Minima bzw. Maxima der Kostenfunktion der optimalen Lösung. Insbesondere kann die Hierarchie nach Art einer Gauß-Pyramide gewählt sein, so dass beispielsweise drei Auflösungsstufen vorgesehen sind, in denen die Auflösung erhöht wird.

[0025] Zum Abschluss der Erstellung des statistischen Atlases erfolgt eine Zuordnung von Zuordnungsinformationen bezüglich der Anatomie des menschlichen Körpers zu den Bilddaten. Dazu kann vorgesehen sein, dass den Bilddaten des Durchschnittsbilddatensatzes manuell und/oder automatisch, insbesondere semiautomatisch mittels eines Segmentierungsverfahrens, die Zuordnungsinformationen zur Anatomie des menschlichen Körpers zugeordnet werden. Insbesondere semiautomatische Verfahren erweisen sich hier als vorteilhaft, in denen ein erfahrener Befunder von Magnetresonanzaufnahmen beispielsweise Saatpunkte für bestimmte Organe oder Strukturen vorgibt oder deren Ränder zunächst bestimmt, woraus aus bekannten Segmentierungsalgorithmen das allgemeine Labeling, also die Zuordnungsinformationen, hergeleitet werden kann. Selbstverständlich sind jedoch auch vollständig manuelle oder vollständig automatische Verfahren denkbar. Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass die Markierung der Anatomie des menschlichen Körpers grundsätzlich selbstverständlich auch bereits in dem Referenzbilddatensatz möglich ist, da dieser durch die mittlere Abbildung dann ohnehin unmittelbar in den Atlas transformiert wird.

[0026] Damit ist der statistische Atlas erstellt, der beispielsweise in einer Steuer- oder Recheneinrichtung der Magnetresonanzeinrichtung abgespeichert werden kann und zur Auswertung verschiedener aktuell aufgenommener Planungsbilddatensätze dienen kann. Dazu ist, wie eingangs beschrieben, die Ermittlung einer Transformation vorgesehen, die die Zuweisung von Zuordnungsinformationen, also ein Labeling, in dem aktuellen Planungsbilddatensatz erlaubt. Dazu ist es zunächst wieder sinnvoll, eine Grauwertangleichung wie oben beschrieben vorzunehmen. Sinnvoll ist beispielsweise, wenn der aktuelle Planungsbilddatensatz mit demselben Messpro-

tokoll wie die der Erstellung des Atlases zugrunde liegenden Planungs-Bildaufnahmen aufgenommen wird.

[0027] Es kann vorgesehen sein, dass die Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz anhand eines Optimierungsverfahrens ermittelt wird. Dabei kann ein Gradientenabstiegsverfahren mit adaptiver Schrittweite oder ein Gauß-Newton-Verfahren verwendet werden. Bei dem Gauß-Newton-Verfahren erfolgt die Funktionsauswertung in disjunkten Blöcken über den Bilddatensatz verteilt. Die Berechnung der Gradienten kann numerisch über symmetrische Differenzen erfolgen. Die Schrittweite für die Berechnung der Gradienten kann für jeden Parameter individuell gewählt werden. Dabei ist es allgemein vorteilhaft, wenn die Transformation, insbesondere wie die ermittelten Abbildungen bei der Erstellung des statistischen Atlases, einen affinen Anteil und einen Deformationsanteil umfasst. Zusätzlich kann vorteilhaft vorgesehen sein, dass die bei der Registrierung mit dem Atlas ermittelte Transformation auch einen Grauwertanteil umfasst. Für die den affinen Anteil und den Deformationsanteil betreffenden Parameter kann dann die Schrittweite so vorgegeben werden, dass ein Bilddatenpunkt maximal um die Dimension eines Voxels verschoben wird. Für die Parameter des Grauwertanteils kann die Schrittweite so vorgegeben werden, dass sich die Grauwerte maximal um 15 der maximal möglichen Grauwerte, also beispielsweise 38 bei 256 Grauwerten, verändern. Selbstverständlich ist es auch möglich, die Schrittweite von anderen Größen abhängig zu machen, beispielsweise von einer Streuung im Grauwert-Histogramm oder von im Rahmen einer Primärkomponentenanalyse eines Varianzfeldes für den statistischen Atlas ermittelten Eigenwerten, wie zuvor bereits diskutiert.

[0028] Als Kostenfunktion für die Optimierung bei der Ermittlung der Transformation kann vorliegend die Summe der Abstandsquadrate oder der gewichteten Abstandsquadrate gewählt werden, es sind jedoch auch andere Kostenfunktionen denkbar.

[0029] Die vorteilhaften Möglichkeiten zur Steuerung der Bildaufnahme und gegebenenfalls auch der Bildauswertung sind bereits einleitend ausführlich diskutiert worden.

[0030] Insbesondere die auf die Ermittlung der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz gerichteten Anteile des erfindungsgemäßen Verfahrens benötigen eine gewisse Rechenzeit, die möglichst kurz gehalten werden sollte, um das Verfahren in der Praxis an einer Bildaufnahmeeinrichtung anwenden zu können. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens kann daher vorgesehen sein, dass zumindest ein Teil der Berechnungen zur Ermittlung der Transformation auf den aktuellen Planungsbild-

datensatz insbesondere parallelisiert durch die GPU (graphics processing unit) einer Grafikkarte durchgeführt wird. Dabei kann vorteilhafterweise auch der Texturspeicher der Grafikkarte verwendet werden, der einen schnelleren Zugriff auf Bilddaten erlaubt. GPU's werden in letzter Zeit immer mehr im Hinblick auf solche parallelen Floating-Point-Operationen, hauptsächlich wegen gestiegener Anforderungen durch Computerspiele, optimiert. Matrixmultiplikationen und dergleichen lassen sich daher auf Grafikkarten weit schneller als auf der CPU (central processing unit) eines Computers durchführen, die im Hinblick auf eine Vielzahl weiterer Optimierungskriterien ausgelegt werden muss und nur sehr begrenzte Möglichkeiten zur parallelen Berechnung bietet. Moderne Grafikkarten bieten nun über programmierbare Shader Zugriff auf mächtige und vor allem parallelisierbare Floating-Point-Rechenressourcen. Daher ist die vorgeschlagene Implementierung des genannten Teils des erfindungsgemäßen Verfahrens in ein auf einer GPU lauffähiges Fragmentshader-Programm möglich, wobei die Kompatibilität zur in der Bildaufnahmeeinrichtung verfügbaren Grafikkartenhardware berücksichtigt wird. Vorteilhafterweise wird die Performance durch die Ausführung auf der GPU enorm erhöht, wozu auch die Verwendung des Texturspeichers beiträgt. In einer beispielhaften Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens wurde eine Beschleunigung um einen Faktor 500 erreicht. Die Laufzeit zur Ermittlung einer Transformation im Rahmen der Registrierung mit dem Atlas liegt dabei im Bereich von ungefähr 10 Sekunden. Damit ist der alltägliche Einsatz des erfindungsgemäßen Verfahrens leicht realisierbar.

[0031] Probleme bei Verwendung einer GPU können hauptsächlich die Datenübertragungen vom Hauptspeicher auf die Grafikkarte darstellen. Daher kann in weiterer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen sein, dass bis auf die eine Optimierung betreffenden Berechnungen alle Berechnungen auf den Bilddaten durch die GPU durchgeführt werden. Große Datenmengen wie beispielsweise eines Deformationsfeldes, müssen daher nicht übertragen werden, da beispielsweise die Multiplikation der Primärkomponenten mit den Gewichtungsparemtern genauso auf der Grafikkarte berechnet werden kann wie die Grauwertverteilung im Atlas, der Vergleich der Bilder und die Berechnung der Kostenfunktion. Damit werden sogenannte „bottlenecks“ verhindert, da sich der Up- und Download zur Grafikkarte auf ein Minimum weniger Skalarwerte (affine Parameter, Gewichtungsparemter) und den Rücktransfer der Skalarwerte der Kostenfunktion beschränkt.

[0032] Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren betrifft die vorliegende Erfindung auch eine Bildaufnahmeeinrichtung, die zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildet ist. Dabei

sind alle Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechend auf die Bildaufnahmeeinrichtung übertragbar, die somit ein Werkzeug enthält, um die Untersuchungsplanung und gegebenenfalls auch die Bildauswertung zu verbessern und zu beschleunigen.

[0033] Insbesondere kann eine solche Bildaufnahmeeinrichtung eine Recheneinrichtung und eine Grafikkarte mit mehreren programmierbaren Shadern umfassen, wobei die Grafikkarte zur Durchführung zumindest eines Teils der Berechnungen zur Ermittlung der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz in parallelisierter Form ausgebildet sein kann, insbesondere zur Durchführung aller Berechnungen auf den Bilddaten bis auf die eine Optimierung betreffenden Berechnungen.

[0034] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0035] Fig. 1 ein Ablaufdiagramm zur Erstellung eines statistischen Atlases im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0036] Fig. 2 eine Prinzipskizze zur Ermittlung von Abbildungen auf einen Referenzbilddatensatz,

[0037] Fig. 3 ein über Bilddaten gelegtes Vektorfeldgitter,

[0038] Fig. 4 ein Beispiel für ein glattes Deformationsvektorfeld,

[0039] Fig. 5 eine Prinzipskizze zur Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatzes,

[0040] Fig. 6 eine Prinzipskizze zur Primärkomponentenanalyse eines Deformationsvarianzfeldes,

[0041] Fig. 7 eine Darstellung zur bildpunktweisen Primärkomponentenanalyse bezüglich der Grauwerte,

[0042] Fig. 8 einen Ablaufplan zur Untersuchungsplanung mit dem erfindungsgemäßen Verfahren,

[0043] Fig. 9 ein Beispiel eines gelabelten Bilddatensatzes,

[0044] Fig. 10 eine Prinzipskizze zur Implementierung von Verfahrensteilen auf einer GPU einer Grafikkarte, und

[0045] Fig. 11 eine erfindungsgemäße Magnetresonanzeinrichtung.

[0046] Das erfindungsgemäße Verfahren besteht aus zwei voneinander zeitlich separierten Abschnitten. Zunächst wird ein statistischer Atlas erstellt, der für eine Vielzahl von im zweiten Abschnitt erfolgenden automatischen Untersuchungsplanungen und Durchführungen geeignet sein soll. Auch wenn im Folgenden das Ausführungsbeispiel unmittelbar für eine Magnetresonanzeinrichtung realisiert worden ist, ist die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens auch auf andere Bildaufnahmeeinrichtungen, beispielsweise eine Computertomographieeinrichtung, denkbar.

[0047] Fig. 1 zeigt einen Ablaufplan zur Erstellung eines statistischen Atlases im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens. Zunächst wird in einem Schritt 1 eine Mehrzahl von mit einem bestimmten Messprotokoll aufgenommenen Localizer-Bilddatensätzen in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt und es wird ein Grauwertabgleich vorgenommen. Dazu werden zunächst manuell oder über einen entsprechenden Algorithmus anatomische Landmarken in jedem der Localizer-Bilddatensätze markiert. Dies können beispielsweise das Kinn, die Nase, der Schritt und/oder der Bauchnabel des jeweiligen Patienten sein. Aufgrund dieser anatomischen Landmarken werden die Bilder miteinander registriert, also in ein gemeinsames Koordinatensystem übergeführt. Zum Grauwertabgleich werden die Grauwert-histogramme der einzelnen Localizer-Bilddatensätze untersucht, insbesondere auf signifikante Maxima, die dann gegebenenfalls so skaliert werden, dass sie für alle Localizer-Bilddatensätze bei denselben Grauwerten liegen. Es sind jedoch auch andere Arten des Grauwertabgleichs denkbar.

[0048] In einem Schritt 2 wird sodann aus den Localizer-Bilddatensätzen beliebig ein Referenzbilddatensatz ausgesucht. Dabei ist es letztlich im Idealfall nicht relevant, wie die Auswahl erfolgt, da ein durch die Wahl des Referenzbilddatensatzes erzeugtes Bias, wie noch dargestellt werden soll, ohnehin im Verlauf des Verfahrens wieder entfernt wird.

[0049] In einem Schritt 3 werden dann Abbildungen für jeden Nichtreferenzbilddatensatz auf den Referenzbilddatensatz ermittelt. Dies wird durch Fig. 2 näher erläutert. Dort sind mehrere dem statistischen Atlas zugrunde gelegte Localizer-Bilddatensätze 4 dargestellt. Aus diesen ist ein Referenzbilddatensatz R ausgewählt worden. Für jeden verbleibenden Localizer-Bilddatensatz 4, also Nichtreferenzbilddatensatz, in Fig. 2 mit s_1 – s_4 markiert, wird dann eine Abbildung 5 ermittelt, die jedem Bilddatenpunkt eines Nichtreferenzbilddatensatzes s_i wenigstens einen Bilddatenpunkt im Referenzbilddatensatz R zuordnet.

[0050] Dies geschieht vorliegend im Rahmen eines Optimierungsverfahrens. Dabei können verschiedene, im Stand der Technik hinreichend bekannte Op-

timierungsverfahren verwendet werden. Als Grundform der Abbildung wird eine Summe aus einer affinen Abbildung und einer Deformationsabbildung gewählt. Die Deformationsabbildung wird dabei repräsentiert durch ein regelmäßiges Vektorfeldgitter, interpoliert mit einem B-spline-Tensor dritter Ordnung. Dies wird durch die Fig. 3 und Fig. 4 näher erläutert. Fig. 3 zeigt einen Schnitt durch einen Localizer-Bilddatensatz 4, über den ein Punktgitter mit einzelnen Punkten 6 gelegt wurde. In einem Optimierungsschritt kann nun jeder der Punkte 5 in eine bestimmte Richtung verschoben werden, wie in Fig. 4 dargestellt. Dabei bilden die Verschiebungsvektoren, um die die Punkte 6 verschoben sind, das genannte Vektorfeldgitter. Im optimierten Zustand erhält man dann für jeden Localizer-Bilddatensatz 4 ein solches Vektorfeldgitter. Näheres zur Ermittlung einer Abbildung auf diesem Wege kann beispielsweise dem Artikel „Automatic construction of 3D statistical deformation models using non-rigid registration“ von D. Rueckert, A. F. Frangi und J. A. Schnabel entnommen werden, veröffentlicht in MICCAI 2001, der hiermit in seiner Gesamtheit in die vorliegende Offenbarung aufgenommen wird.

[0051] Bei der Optimierung wird hierbei zweifach hierarchisch vorgegangen, wobei zum einen schrittweise die Auflösung des Vektorfeldgitters erhöht wird, zum anderen nach Art einer Gauß-Pyramide die Bilddatensätze erst in grober Auflösung registriert werden, um dann zu höheren Auflösungen vorzugehen. Dabei wird immer abwechselnd ein Schritt innerhalb der Hierarchie durchgeführt, das bedeutet, es wird zunächst zur nächst höheren Auflösung vorgegangen, dann die Auflösung des Gitters erhöht, dann wiederum die nächst höhere Auflösung gewählt usw. Innerhalb der Gauß-Pyramide sind dabei drei Stufen vorgesehen, wobei bei einem Viertel der ursprünglichen Auflösung begonnen wird. Die Auflösung des Gitters wird erhöht, bis final auf jeden n-ten, insbesondere jeden zweiten, Bilddatenpunkt ein Gitterpunkt fällt.

[0052] In der Kostenfunktion für die Optimierung werden vorliegend drei Terme betrachtet. Zum einen wird die normierte Mutual Information (NMI) betrachtet. Diese bildet das Vergleichsmaß bzw. die Metrik für die Optimierung der Abbildung. Zusätzlich sind Terme für die Glattheit des Vektorfeldes sowie für die Güte der Korrespondenz von in Schritt 1 markierten Landmarken vorgesehen. Die beiden genannten Zusatzterme können dabei mit Gewichtungsfaktoren versehen werden.

[0053] In einem Schritt 7, Fig. 1, wird dann eine mittlere Abbildung aus den einzelnen Abbildungen ermittelt. Zusätzlich wird in Schritt 7 auch eine Kovarianz der Abbildungen ermittelt. Die Abbildungen werden also statistisch ausgewertet.

[0054] In einem Schritt **8** wird dann durch Transformation eines aus der Mittelung der transformierten Nichtreferenzbilddatensätze und des Referenzbilddatensatzes, die sich also lediglich in den Grauwerten unterscheiden, berechneten Grauwertbilddatensatzes mit der inversen mittleren Abbildung, wie sie in Schritt **7** ermittelt wurde, aus dem Referenzbilddatensatz **R** ein Durchschnittsbilddatensatz **9** ermittelt, wie in **Fig. 5** schematisch dargestellt. Darin bezeichnet der Pfeil **10** die inverse mittlere Abbildung. Auf diese Weise werden Effekte durch die Wahl des Referenzbilddatensatzes **R** eliminiert.

[0055] Nachdem auf diese Weise der Durchschnittsbilddatensatz **9** ermittelt worden ist, folgt nun in einem Schritt **11** die Auswertung der ebenso in Schritt **7** ermittelten Varianzen. Zunächst wird unter Herausnahme des affinen Anteils eine Deformationskovarianz berechnet, die die Varianzen der verschiedenen ermittelten Deformationsfelder darstellt, wie sie in **Fig. 6** beispielhaft bei dem Bezugszeichen **12** dargestellt sind. Es ist im Übrigen auch möglich, unter Umgehung der affinen Anteile unmittelbar die Deformationskovarianz aus den Deformationsfeldern **12** zu ermitteln. Die Deformationskovarianz wird nun in Schritt **11** einer Primärkomponentenanalyse **13** unterzogen. Das sich ergebende Linearmodell kann mathematisch folgendermaßen dargestellt werden:

$$d = \bar{d} + P \cdot b,$$

wobei d ein Deformationsfeld, \bar{d} das durchschnittliche Deformationsfeld, welches in **Fig. 6** bei dem Bezugszeichen **14** dargestellt ist, und P eine Matrix, die die in **Fig. 6** bei **15** angedeuteten Primärkomponenten als Spalten enthält, bezeichnet. b ist ein Gewichtungsfaktor, der die Anteile der jeweiligen Primärkomponenten **15** an dem Deformationsfeld d wiedergibt.

[0056] Gleichzeitig werden im Rahmen der Primärkomponentenanalyse **13** die den Primärkomponenten zugehörigen Eigenwerte ermittelt. Diese geben in ihrem Betrag die Wichtigkeit der jeweiligen Primärkomponenten an. Die ermittelten Primärkomponenten **15** und die Eigenwerte werden mit dem Durchschnittsbilddatensatz in dem statistischen Atlas gespeichert.

[0057] In einem optionalen Schritt **6**, **Fig. 1**, ist es möglich, auch eine durch **Fig. 7** prinzipiell dargestellte Primärkomponentenanalyse **17** für die Grauwertverteilung vorzunehmen. Betrachtet werden dabei die Abweichungen der Grauwerte von dem Durchschnittsbilddatensatz für jeden Bilddatenpunkt der Localizer-Bilddatensätze **4**, wobei diese vorliegend jeweils als ein Spaltenvektor der einzelnen Zeilen betrachtet werden, wie oben in **Fig. 7** schematisch an den beiden oberen Reihen **18** für zwei verschiedene Schichten **19** eines Bilddatensatzes **4** dargestellt ist. Auch hieraus lässt sich eine mittlere Grauwert-

abweichung sowie eine entsprechende Kovarianz ermitteln, aus der in bekannter Weise die Primärkomponenten mit ihren Eigenwerten ermittelt werden können. Auch diese werden in dem statistischen Atlas abgespeichert.

[0058] In einem Schritt **20** erfolgt nun anschließend die Zuordnung von Zuordnungsinformationen zu den Bilddaten des Durchschnittsbilddatensatzes. Dies geschieht vorliegend semiautomatisch, indem ein erfahrener Experte die Lage anatomischer Merkmale, insbesondere von Organen und Strukturen, durch Umrandung oder durch Wahl von Saatpunkten markiert, wonach durch entsprechende Segmentierungsalgorithmen die entsprechenden Organe und Strukturen vollständig ermittelt werden. Den Bilddaten wird dann eine Information zugeordnet, zu welchem Organ oder welcher Struktur der entsprechende Bilddatenpunkt in den Durchschnittsbilddatensatz gehört.

[0059] Mit dem Schritt **20** ist die Erstellung des anatomischen Atlases abgeschlossen, der in einer Recheneinrichtung einer Magnetresonanzeinrichtung abgespeichert wird.

[0060] **Fig. 8** zeigt nun, wie der statistische Atlas im Rahmen der Untersuchungsplanung und der Steuerung einer Magnetresonanzeinrichtung verwendet werden kann.

[0061] In einem Schritt **21** wird zunächst ein aktueller Localizer-Bilddatensatz unter Verwendung desselben Messprotokolls, mit dem auch die dem Atlas zugrundeliegenden Localizer-Bilddatensätze **4** aufgenommen wurden, aufgenommen.

[0062] In einem Schritt **22** soll nun der statistische Atlas auf den aktuellen Localizer-Bilddatensatz registriert werden, das bedeutet, es wird eine Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes auf den aktuellen Localizer-Bilddatensatz gesucht. Dies geschieht vorliegend wiederum anhand eines Optimierungsverfahrens, beispielsweise eines Gradientenabstiegsverfahrens mit adaptiver Schrittweite oder des Gauß-Newton-Verfahrens, in dem die Funktionsauswertung in disjunkten Blöcken über das Bild verteilt erfolgt.

[0063] Als Transformation wird wie bei der Ermittlung der Abbildung bezüglich der Erstellung des Atlases die Summe einer affinen Transformation und einer Deformationstransformation betrachtet. Zusätzlich wird auch eine Grauwerttransformation mitberücksichtigt. Gesucht werden die Transformationsparameter, die die Grauwertverteilung und das Deformationsfeld erzeugen, welches zusammen mit der affinen Transformation den Atlas möglichst exakt auf den aktuellen Localizer-Bilddatensatz abbilden. Dabei wird als Kostenfunktion hier ein Ähnlichkeitsmaß

minimiert, das bedeutet, z. B. die gaußsche Distanz unter Berücksichtigung des Durchschnittsbilddatensatzes sowie der Varianzen der einzelnen Pixel.

[0064] Für die einzelnen Optimierungsschritte ist vorgesehen, für die Deformationen und die Grauwertverteilung die zuvor ermittelten jeweiligen Primärkomponenten zu benutzen, wobei deren Zahl unter Sortierung nach den höchsten Eigenwerten für die Deformationstransformation auf 20, für die Grauwerttransformation auf 10 reduziert wird. Die Berechnung der Gradienten erfolgt numerisch über symmetrische Differenzen. Die Schrittweite für die Berechnung wird für jeden Parameter individuell gewählt, wobei für die affinen Parameter und die Deformationsparameter die Schrittweite so vorgegeben wird, dass ein Bilddatenpunkt maximal um die Dimension eines Voxels verschoben wird. Für die Grauwertparameter wird als Schrittweite 15% der maximalen Zahl an Grauwerten als Maximum vorgegeben. Die zuvor in den Schritten **16** und **20** ermittelten Eigenwerte werden genutzt, um die Maximalgrenzen für die Gesamtdeformation und die Gesamtgrauwertverschiebung festzulegen, so dass die dreifache Varianz nicht überschritten werden soll.

[0065] Selbstverständlich ist es auch möglich, die Schrittweiten anhand anderer Parameter zu bestimmen, wie dies bereits einleitend in der allgemeinen Beschreibung dargestellt worden ist.

[0066] Ergebnis des in Schritt **22** durchgeführten Optimierungsverfahrens ist eine Transformation, die jedem Bilddatenpunkt des Durchschnittsbilddatensatzes wenigstens einen Bilddatenpunkt in dem aktuellen Localizer-Bilddatensatz zuordnet.

[0067] In einem Schritt **23** ist nun vorgesehen, die den Bilddatenpunkten in dem Durchschnittsbilddatensatz zugeordneten Zuordnungsinformationen auch den durch die Transformation diesen zugeordneten Bilddatenpunkten des aktuellen Localizer-Bilddatensatzes zuzuordnen, so dass auch für die Bilddatenpunkte des aktuellen Localizer-Bilddatensatzes bekannt ist, welcher Struktur oder welchem Organ sie zugehören. Der aktuelle Localizer-Bilddatensatz ist somit gelabelt. Eine dies erläuternde Zeichnungen findet sich in **Fig. 9**. In dem dort dargestellten Schnitt **24** durch einen aktuellen Localizer-Bilddatensatz sind bestimmte Bereiche **25** durch die Zuordnungsinformationen als bestimmten Organen oder Strukturen der Anatomie zugehörig gelabelt.

[0068] Aus diesen Zuordnungsinformationen ist es nun möglich, Lageinformationen und dergleichen über die für die aktuelle Untersuchung eigentlich interessierenden Bereiche zu erhalten. Unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Localizer-Bilddatensatzes wird somit in einem Schritt **26** nun die Bildaufnahme und gegebenenfalls

auch die Bildauswertung gesteuert. Dabei ist es vollautomatisch möglich, Schichten und Messprotokolle festzulegen und im Idealfall alle Parameter patientenspezifisch anzupassen, insbesondere auch hinsichtlich der Größe und weiterer aus dem Localizer-Bilddatensatz schlussfolgerbaren Informationen. Auch die Bildauswertung kann unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen weiter automatisiert werden, indem beispielsweise das Labeling als Vorsegmentierung, d. h., als Initialisierung einer klinischen Segmentierung, dienen kann oder Zuordnungskorrespondenzen hergestellt werden. Es sind viele Möglichkeiten denkbar.

[0069] Mit besonderem Vorteil ist bei dem vorgestellten Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, dass alle in Schritt **22** erfolgenden, die Bilddaten betreffenden Berechnungsschritte auf programmierbaren Shadern einer GPU einer Grafikkarte implementiert sind, wobei auch der Texturspeicher der Grafikkarte verwendet wird. Dies wird durch **Fig. 10** näher dargestellt. Die gestrichelte Umgrenzung **27** markiert dabei den Bereich der GPU, der gestrichelte Bereich **28** den der CPU. Auf der CPU laufen nur die eine Optimierung betreffenden Bestandteile des Algorithmus ab, dargestellt durch den Kasten **29**. Alle auf Bilddaten vorgenommenen Operationen laufen parallelisiert unter Ausnutzung des Texturspeichers und der hervorragenden, auf solche Anwendungen optimierten Floating-Point-Rechenressourcen auf der GPU ab, was über eine entsprechende Implementierung auf programmierbaren Shadern erreicht wird. Dabei wird insbesondere auch bereits die Erzeugung beispielsweise von Deformationsfeldern genauso auf die Grafikkarte ausgelagert, Kasten **30**, d. h. die Multiplikation der Primärkomponenten mit den Gewichtungsparemtern, wie auch die Grauwertverteilung. Auch der Vergleich der Bilder, Kasten **31** und die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes, Kasten **32**, finden mittels Fragmentshader auf der Grafikkarte statt. Der Upload, symbolisiert durch den Pfeil **33**, beschränkt sich somit auf ein Minimum weniger Skalarwerte (affine Parameter, Gewichtungsparemtern für die Deformation und die Grauwertverteilung), der Download, dargestellt durch den Pfeil **34**, auf die Ergebnisse, folglich das Ähnlichkeitsmaß.

[0070] Auf diese Weise werden extrem schnelle Laufzeiten erreicht, insbesondere wurde eine Verbesserung um den Faktor 500 gegenüber der Implementierung auf einer CPU alleine festgestellt.

[0071] **Fig. 11** zeigt schließlich eine erfindungsgemäße Magnetresonanzeinrichtung **35**. Sie umfasst eine Steuerungseinrichtung **36**, die zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildet ist. Insbesondere ist in der Steuerungseinrichtung **36** der bei **37** schematisch dargestellte statistische Atlas abgelegt. Die Steuereinrichtung **36** umfasst zudem eine

CPU **38** sowie eine Graphikkarte **39** mit einer GPU **40** mit mehreren programmierbaren Shadern, wobei Teile des erfindungsgemäßen Verfahrens, wie in **Fig. 10** dargestellt, auf der GPU **40** implementiert worden sind.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Steuerung der Bildaufnahme bei einer Bildaufnahmeeinrichtung, umfassend folgende Schritte:
 - vorab Erstellung eines statistischen Atlases (**37**) wenigstens eines Teils des menschlichen Körpers, umfassend einen Durchschnittsbilddatensatz (**9**) mit den jeweiligen Bilddaten zugeordneten Zuordnungsinformationen zur Anatomie, insbesondere Organen, des menschlichen Körpers, aus einer Mehrzahl von unter Verwendung eines bestimmten Messprotokolls aufgenommenen Planungsbilddatensätzen,
 - Auswählen eines Referenzbilddatensatz (R) aus den Planungsbilddatensätzen, Ermittlung einer Abbildung für jeden Nichtreferenzbilddatensatz auf den Referenzbilddatensatz (R), Ermittlung des Durchschnittsbilddatensatz (**9**) durch Mittelung aller transformierten Planungsbilddatensätze und anschließende Transformation mit der inversen mittleren Abbildung aller Abbildungen, wobei die Abbildungen eine affine Abbildung und eine Deformationsabbildung umfassen, insbesondere eine Addition oder Konkatenation einer affinen Abbildung mit einer Deformationsabbildung sind,
 - Aufnahme eines aktuellen Planungsbilddatensatzes, insbesondere unter Verwendung des bestimmten Messprotokolls,
 - automatische Zuordnung von Zuordnungsinformationen zu den Bilddaten des aktuellen Planungsbilddatensatzes aufgrund einer Transformation des Durchschnittsbilddatensatzes (**9**) auf den aktuellen Planungsbilddatensatz und
 - Steuerung der Bildaufnahme unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei zur Erstellung des statistischen Atlases (**37**) zunächst die zugrundeliegenden Planungsbilddatensätze, insbesondere aufgrund von anatomischen Landmarken, in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt werden.
3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Deformationsabbildung durch ein Vektorfeldgitter repräsentiert wird, wobei insbesondere eine Interpolation durch einen B-Spline-Tensor, insbesondere dritter Ordnung, erfolgt.
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Ermittlung der Abbildungen hierarchisch unter schrittweiser Erhöhung der Auflösung des Vektorfeldgitters erfolgt.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei neben der mittleren Abbildung auch die Kovarianz der Abbildungen ermittelt wird.
6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei nach Herausnahme affiner Anteile aus der Kovarianz mittels einer Primärkomponentenanalyse (**13**) eine durchschnittliche Deformation und die Primärkomponenten (**15**) der Deformation, insbesondere mit ihren Eigenwerten, ermittelt werden.
7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei bei der Ermittlung des Deformationsanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz wenigstens ein insbesondere anhand des Betrags der Eigenwerte ermittelter Teil der Primärkomponenten (**15**) berücksichtigt wird.
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, wobei bei Ermittlung der Linearkoeffizienten die Eigenwerte bei einer Beschränkung der Parameter des Deformationsanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz berücksichtigt werden.
9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei vorab eine Angleichung der Grauwertverteilungen der zur Erstellung des Atlases betrachteten Planungsbilddatensätze erfolgt, wobei ein mittlerer Grauwertbilddatensatz und eine zugehörige Grauwertkovarianz ermittelt werden.
10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei aus der Grauwertkovarianz mittels einer Primärkomponentenanalyse die Primärkomponenten, insbesondere mit ihren Eigenwerten, ermittelt werden.
11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei bei der Ermittlung eines Grauwertanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz wenigstens ein insbesondere anhand des Betrags der Eigenwerte ermittelter Teil der Primärkomponenten der Grauwertkovarianz berücksichtigt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, wobei bei Ermittlung der Linearkoeffizienten die Eigenwerte bei einer Beschränkung der Parameter eines Grauwertanteils der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz berücksichtigt werden.
13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Ermittlung der Abbildungen in einem Optimierungsverfahren erfolgt.
14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei in der Kostenfunktion normierte Mutual Information und/oder die Glattheit eines Deformationsvektorfeldes und/oder die Güte der Korrespondenz markierter Landmarken berücksichtigt wird.

15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Ermittlung der Abbildungen hierarchisch unter schrittweiser Erhöhung der Auflösung des gerade betrachteten Planungsbilddatensatzes, insbesondere nach Art einer Gauß-Pyramide, erfolgt.

16. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei den Bilddaten des Durchschnittsbilddatensatzes (9) manuell und/oder automatisch, insbesondere semiautomatisch mittels eines Segmentierungsverfahrens, die Zuordnungsinformationen zur Anatomie des menschlichen Körpers zugeordnet werden.

17. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz anhand eines Optimierungsverfahrens ermittelt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, wobei ein Gradientenabstiegsverfahren insbesondere mit adaptiver Schrittweite oder ein Gauß-Newton-Verfahren verwendet wird.

19. Verfahren nach Anspruch 17 oder 18, wobei als Kostenfunktion die Summe der Abstandsquadrate verwendet wird.

20. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Lage eines interessierenden, aufzunehmenden Bereichs anhand der Zuordnungsinformationen im aktuellen Planungsbilddatensatz ermittelt wird, entsprechende Aufnahmeparameter, insbesondere bezüglich der Schichtposition und/oder der Sequenzen, ermittelt und die Bildaufnahmeeinrichtung entsprechend angesteuert wird.

21. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei zusätzlich die Bilddatenauswertung unter Berücksichtigung der Zuordnungsinformationen des aktuellen Planungsbilddatensatzes gesteuert wird.

22. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei zumindest ein Teil der Berechnungen zur Ermittlung der Transformation auf den aktuellen Planungsbilddatensatz insbesondere parallelisiert durch die GPU einer Grafikkarte durchgeführt wird.

23. Verfahren nach Anspruch 22, wobei bis auf die eine Optimierung betreffenden Berechnungen alle Berechnungen auf den Bilddaten durch die GPU (40) durchgeführt werden.

24. Verfahren nach Anspruch 22 oder 23, wobei eine GPU (40) mit mehreren programmierbaren Shadern verwendet wird.

25. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Bildaufnahmeeinrichtung eine Magnetresonanzeleinrichtung (35) ist und die Planungsbilddatensätze Localizer-Bilddatensätze (4) sind.

26. Verfahren nach den Ansprüchen 1 bis 24, wobei die Bildaufnahmeeinrichtung eine Computertomographieeinrichtung ist und die Planungsbilddatensätze Niedrigdosis-Planungsbilddatensätze sind.

27. Bildaufnahmeeinrichtung, insbesondere Magnetresonanzeleinrichtung (35) oder Computertomographieeinrichtung, umfassend eine zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche ausgebildete Steuereinrichtung (36).

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

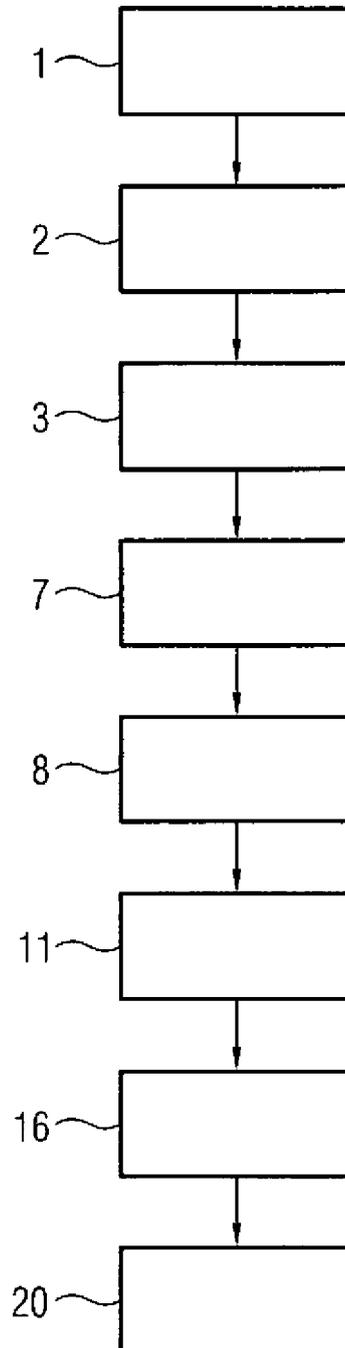


FIG 2

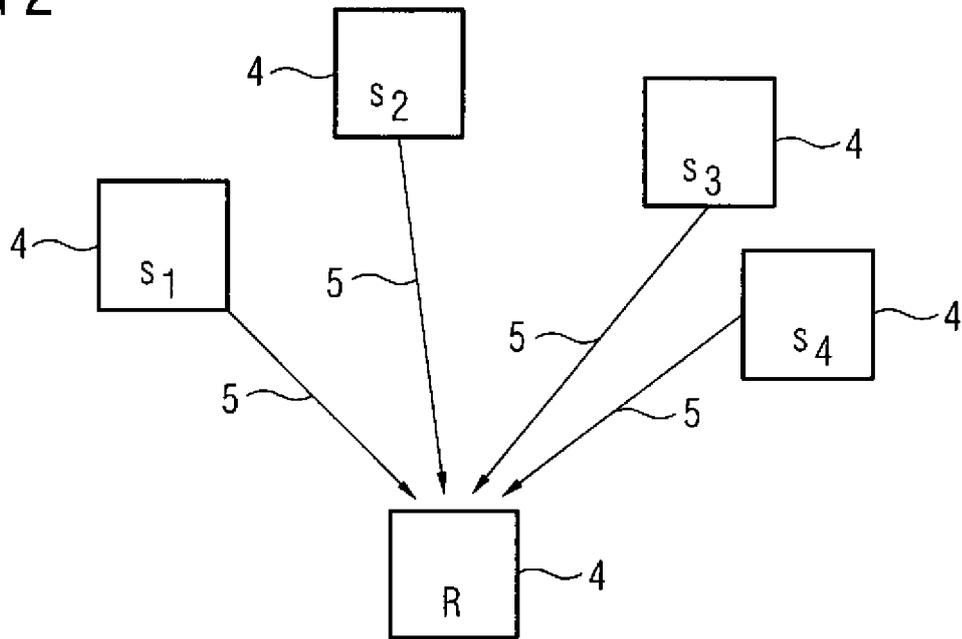


FIG 3

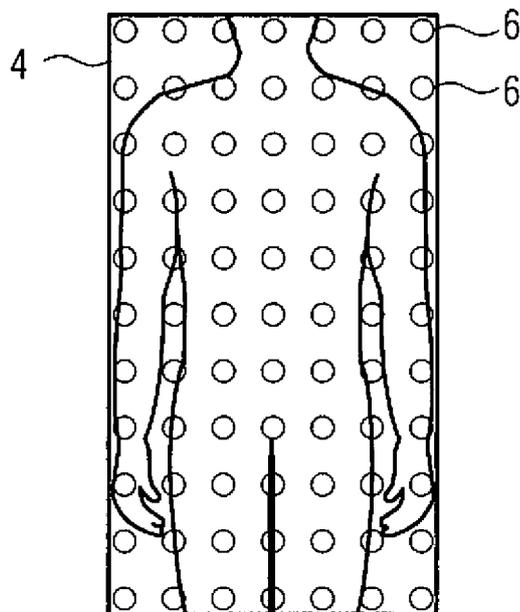


FIG 4

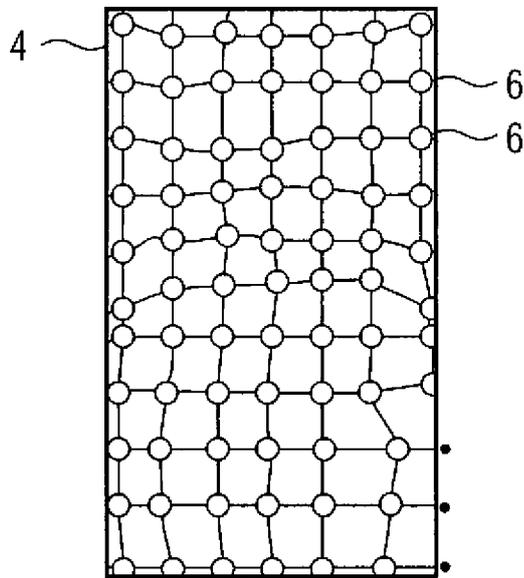


FIG 5

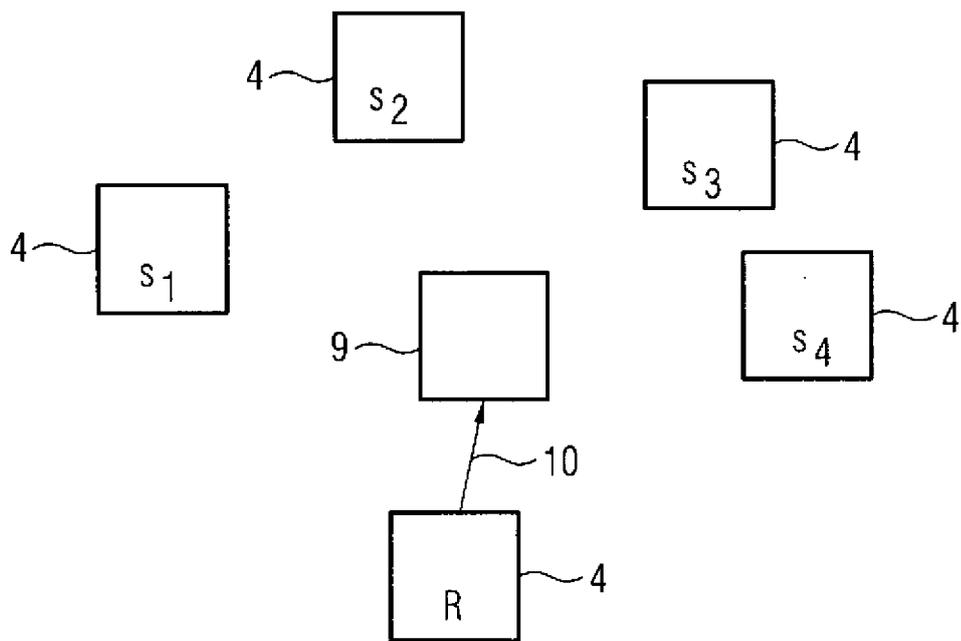


FIG 6

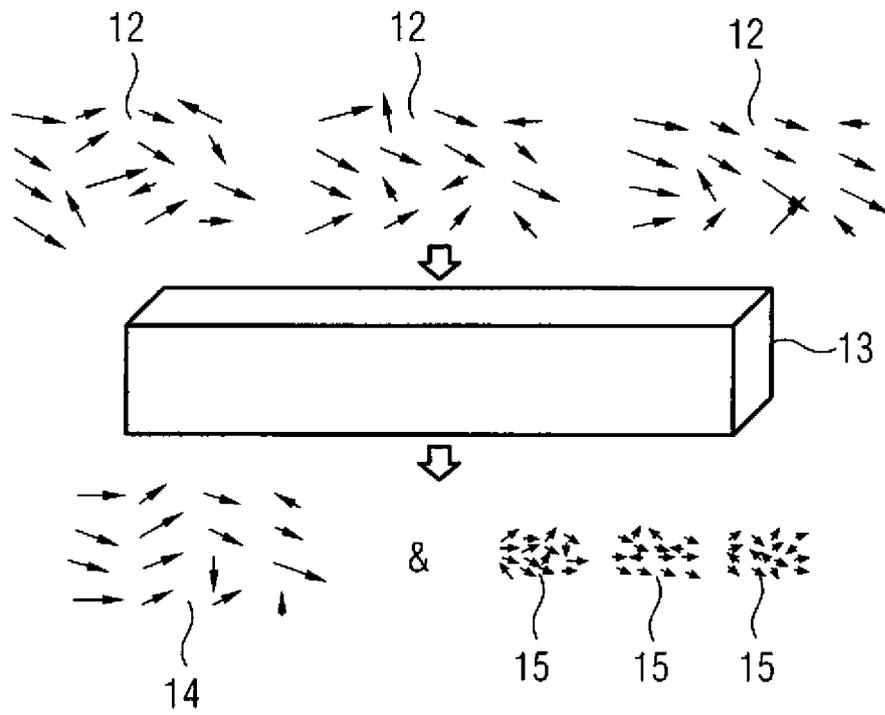


FIG 7

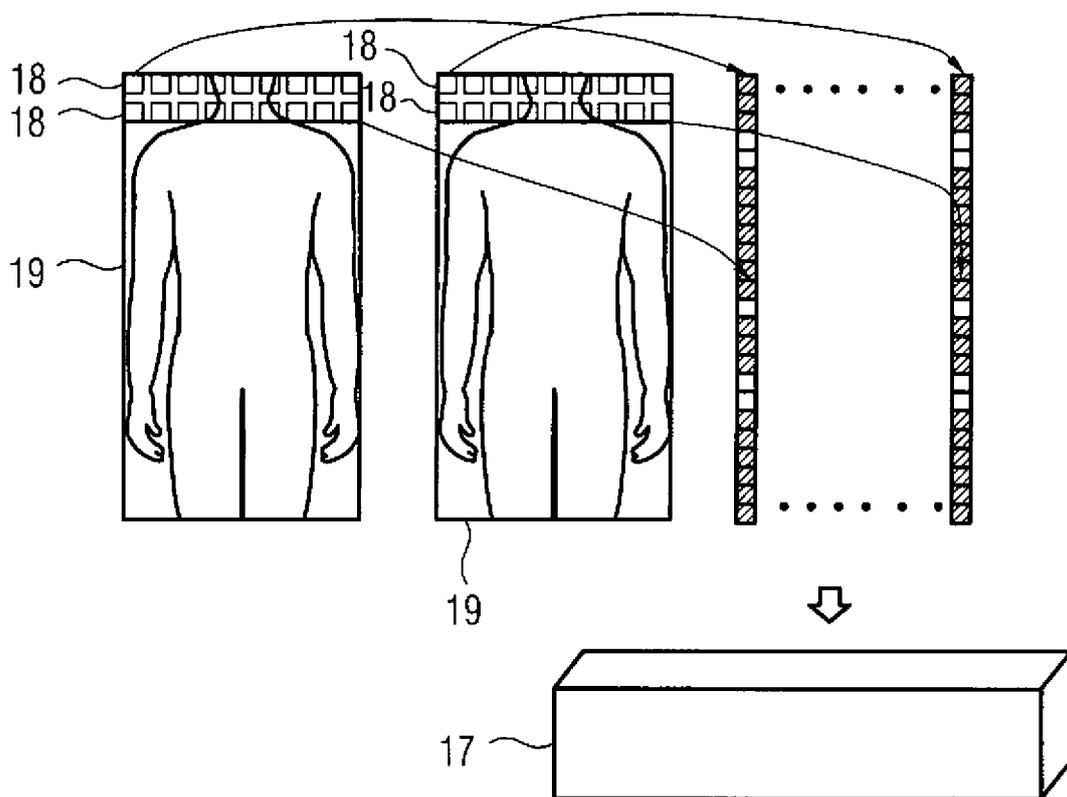


FIG 8

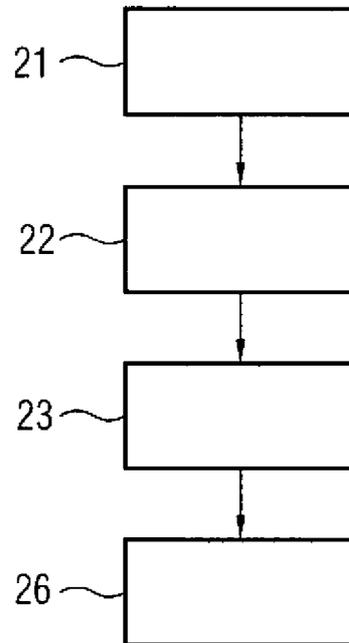


FIG 9

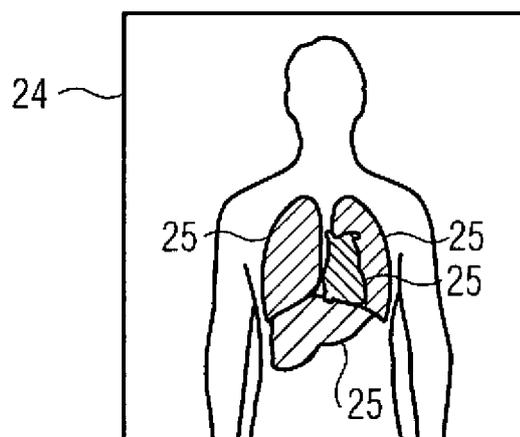


FIG 10

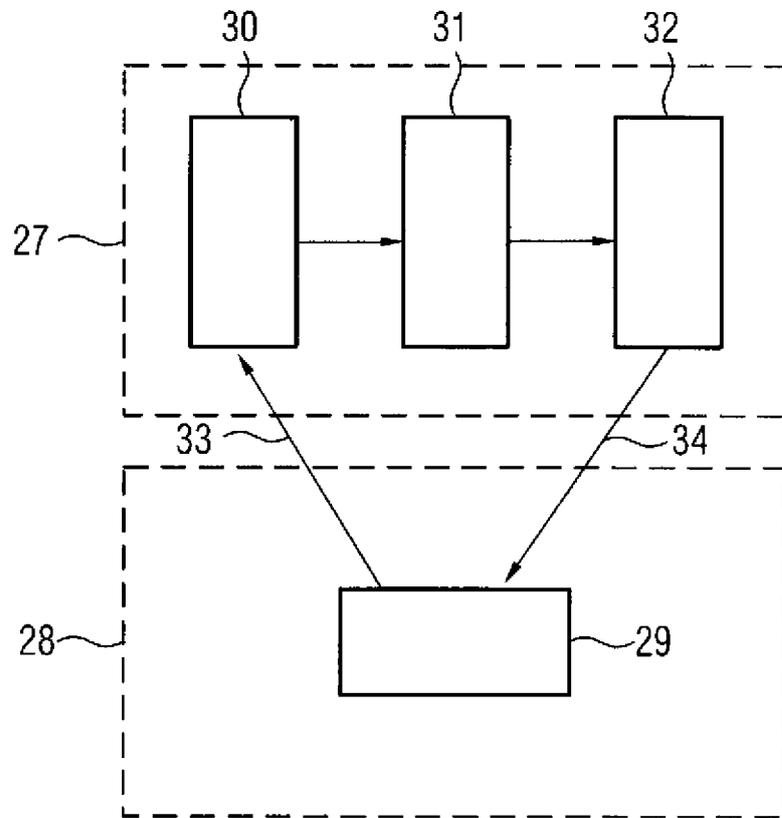


FIG 11

