



(10) **DE 10 2012 204 134 A1** 2013.09.19

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 204 134.6**

(22) Anmeldetag: **16.03.2012**

(43) Offenlegungstag: **19.09.2013**

(51) Int Cl.: **A61B 19/00 (2012.01)**

A61B 5/055 (2012.01)

G01R 33/56 (2012.01)

(71) Anmelder:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:
Rothgang, Eva, 90408, Nürnberg, DE

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

DE 10 2005 041 602 A1

US 2011 / 0 137 156 A1

US 2012 / 0 041 311 A1

WO 01/ 75 465 A1

WO 2010/ 144 405 A2

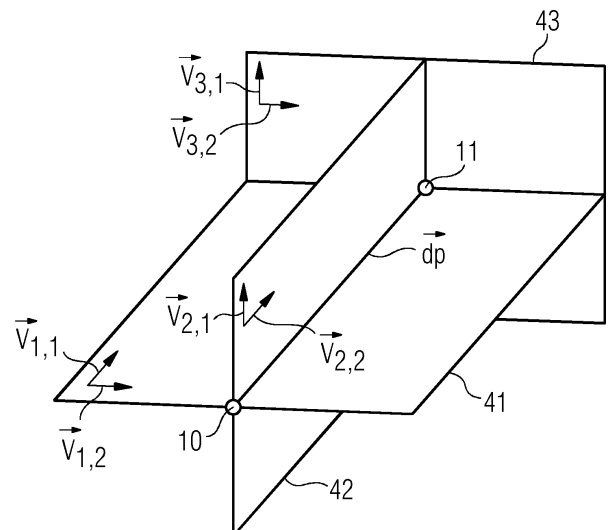
WO 2011/ 114 259 A1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen und
Magnetresonananzanlage**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen (41, 42, 43) eines Bildgebungsverfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson entlang einer Trajektorie (\vec{d}_p) zu einem Zielpunkt (11). Das Verfahren umfasst das Erhalten eines Referenzkoordinatensystems, das drei orthogonale Referenzebenen beschreibt und das Erhalten der Trajektorie (\vec{d}_p) und das Ermitteln einer dieser Referenzebenen als ausgewählte Referenzebene basierend auf der relativen Anordnung zu der Trajektorie (\vec{d}_p). Das Verfahren umfasst weiterhin das Bestimmen einer ersten Bildgebungs-Ebene (41) derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der ersten Bildgebungs-Ebene (41) liegt und dass die erste Bildgebungs-Ebene (41) eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene aufweist. Das Verfahren umfasst weiterhin das Bestimmen einer zweiten Bildgebungs-Ebene (42) derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der zweiten Bildgebungs-Ebene (42) liegt und dass die zweite Bildgebungs-Ebene (42) orthogonal zu der ersten Bildgebungs-Ebene (41) ist, sowie das Bestimmen einer dritten Bildgebungs-Ebene (43) derart, dass diese orthogonal zu der ersten und zweiten Bildgebungs-Ebene (41, 42) ist und den Zielpunkt (11) umfasst.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen eines Bildgebungsverfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson. Die Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Visualisierung bei der perkutanen Intervention und eine Magnetresonanztanlage.

[0002] Perkutane Intervention ist eine medizinische Technik zur minimalinvasiven Behandlung eines Patienten bzw. einer Untersuchungsperson. Eine steigende Anzahl von perkutanen Interventionen wird unter Begleitung von bildgebenden Verfahren, wie etwa Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT), durchgeführt. Solche bildgebenden Verfahren können zur Verifikation, Warnung oder Führung der perkutanen Intervention verwendet werden. Medizinische Felder, in denen perkutane Intervention angewendet wird, umfassen die Aspirationsbiopsie, Biopsie im Allgemeinen, Sklerotherapie, zielgerichtete Zuführung von Medikamenten sowie Hitzeablation.

[0003] Werden solche oder weitere medizinischen Anwendungen von bildgebenden Verfahren wie etwa CT oder MRT unterstützt, so stellt die freihändige manuelle Definition der Bildgebungs-Ebenen, d.h. derjenigen Ebenen, für die das bildgebende Verfahren zyklisch eine Visualisierung der perkutanen Intervention in Form eines Bildes bereitstellt, die am wenigsten komplexe Technik dar. Jedoch ist die korrekte und optimierte Ausrichtung der Bildgebungs-Ebenen eine der wesentlichsten Herausforderungen. Es kann nämlich erstrebenswert sein, kontinuierlich die gesamte Nadel, den Zielpunkt, sowie umliegende Strukturen, etwa sensible Organe, zu visualisieren. Deshalb kann es für manuelle Ausrichtung der Bildgebungs-Ebenen erforderlich sein, während der Durchführung der perkutanen Intervention die Ausrichtung der Bildgebungs-Ebenen zu verifizieren. Verifizierung kann hierbei eine Überprüfung der Ausrichtung der Bildgebungs-Ebenen hinsichtlich medizinischer Aspekte bezeichnen, sowie eine Überprüfung hinsichtlich in der Technik des zugrundeliegenden Bildgebungsverfahrens begründeter Aspekte bezeichnen. Z.B. kann ein Mediziner besondere Anforderungen an die Ausrichtung der Bildgebung haben, während ein MRT-Techniker wiederum andere Notwendigkeiten beachtet. Dies kann ein hohes Maß an Aufmerksamkeit für die Verifikation erfordern und damit die perkutane Intervention schwieriger und fehleranfälliger gestalten.

[0004] Typischerweise können an der Durchführung einer perkutanen Intervention sowohl Spezialisten des Bildgebungsverfahrens, also etwa MRT-Techniker oder CT-Techniker, als auch medizinisches Fachpersonal beteiligt sein. Eine Abstimmung dieser Par-

teilen kann während der Prozedur schlecht und nur eingeschränkt möglich sein. Das Arbeitsumfeld kann z.B. durch eine hohe Geräuschkraftstärke Kommunikation und Abstimmung einschränken. Weiterhin kann Zeitdruck während der perkutanen Intervention eine detaillierte Abstimmung einschränken.

[0005] Weiterhin kann das manuelle Anordnen der Bildgebungs-Ebenen für spezielle Trajektorien, entlang derer die Nadel während der perkutanen Intervention in eine Untersuchungsperson eingeführt wird, weiter erschwert werden. Solche speziellen Trajektorien betreffen Fälle, in denen die Trajektorie nicht parallel oder im Wesentlichen nicht parallel zu einer der anatomischen Ebenen, also zum Beispiel der koronalen, sagittalen oder transversalen Ebene, der Untersuchungsperson verläuft. Solche Bildgebungs-Ebenen sind in der Fachterminologie als „double oblique trajectories“ bekannt. Einerseits kann es nämlich wünschenswert sein, eine wohl definierte Anordnung der Bildgebungs-Ebenen in Bezug auf die anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson zu erhalten; andererseits kann aber eine anderweitige Anordnung der Bildgebungs-Ebenen, insbesondere in Hinsicht auf die Trajektorie, eine bessere Übersicht und Verifikation während der perkutanen Intervention ermöglichen.

[0006] Zum Beispiel kann es nämlich erwünscht sein, dass die geeignete Wahl der Bildgebungs-Ebenen eine Verifikation der Anordnung der Trajektorie in Bezug auf sensible Strukturen, wie etwa Organe, ermöglicht. Solche Organe können möglicherweise in Bildgebungs-Ebenen besonders gut erkennbar sein, welche sich an den herkömmlichen anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson ausrichten.

[0007] Weiterhin kann es wünschenswert sein, dass eine Abweichung der zur perkutanen Intervention verwendeten Nadel von der geplanten Trajektorie aufgrund der geeigneten Anordnung der Bildgebungs-Ebenen erkannt werden kann.

[0008] Deshalb besteht ein Bedarf, ein verbessertes Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen eines Bildgebungsverfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention bereitzustellen. Weiterhin besteht ein Bedarf, eine verbesserte Magnetresonanztanlage bereitzustellen, mittels welcher ein Verfahren zur Visualisierung bei einer perkutanen Intervention basierend auf den automatisch bestimmten Bildgebungs-Ebenen durchgeführt werden kann. Insbesondere besteht ein Bedarf an Techniken, welche es erlauben, die Bildgebungs-Ebenen basierend auf der Trajektorie, sowie basierend auf wohl definierten Referenzebenen zu bestimmen.

[0009] Es wird ein Verfahren und eine Vorrichtung mit den in den unabhängigen Ansprüchen definierten

Merkmale angegeben. Die abhängigen Ansprüche definieren Ausführungsformen.

[0010] Gemäß einem Aspekt wird ein Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen eines Bildgebungsverfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson entlang einer Trajektorie zu einem Zielpunkt bereitgestellt. Das Verfahren umfasst das Erhalten von Daten eines Referenzkoordinatensystems, wobei diese Daten drei, das Referenzkoordinatensystem definierende, orthogonale Referenzebenen beschreiben. Weiterhin umfasst das Verfahren das Erhalten von Daten der Trajektorie, wobei diese Daten eine Anordnung und den Zielpunkt der Trajektorie beschreiben und wobei die Trajektorie eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen aufweist. Weiterhin umfasst das Verfahren das Ermitteln einer dieser Referenzebenen als ausgewählte Referenzebene basierend auf den relativen Anordnungen der Referenzebenen zu der Trajektorie. Weiterhin umfasst das Verfahren das Bestimmen einer ersten Bildgebungs-Ebene derart, dass die Trajektorie in der ersten Bildgebungs-Ebene liegt und dass die erste Bildgebungs-Ebene eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene aufweist. Weiterhin umfasst das Verfahren das Bestimmen einer zweiten Bildgebungs-Ebene derart, dass die Trajektorie in der zweiten Bildgebungs-Ebene liegt und dass die zweite Bildgebungs-Ebene orthogonal zu der ersten Bildgebungs-Ebene ist. Weiterhin umfasst das Verfahren das Bestimmen einer dritten Bildgebungs-Ebene derart, dass diese orthogonal zu der ersten Bildgebungs-Ebene ist und orthogonal zu der zweiten Bildgebungs-Ebene ist und den Zielpunkt der Trajektorie umfasst.

[0011] Zum Beispiel kann das Bildgebungsverfahren eine Technik wie Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT) sein. In Bezug auf solche Bildgebungsverfahren sind dem Fachmann Techniken bekannt, welche es ermöglichen, MR-Daten bzw. CT-Daten aus entsprechenden MR-Ebenen bzw. CT-Ebenen zu erfassen bzw. aufzunehmen.

[0012] Es ist z.B. möglich, dass die Daten der Trajektorie aus einem Volumendatensatz der Untersuchungsperson erhalten werden. Der Volumendatensatz kann dann die Trajektorie beinhalten und sowohl der Volumendatensatz als auch die Trajektorie können eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen und damit auf das Referenzkoordinatensystem aufweisen. Hierbei kann der Volumendatensatz z.B. Daten bezeichnen, die mit einem dreidimensionalen(3d) Bildgebungsverfahren, etwa 3d-Magnetresonanzbildgebung erfasst wurden. Es ist aber auch möglich, dass Volumendatensatz eine Anzahl von zweidimensionalen Schichtbildern bezeichnet, die etwa mit einem 2d-Bildgebungsverfahren wie

2d-CT oder 2d-MRT erfasst wurden. Die Schichtbilder können dann eine definierte Anordnung zueinander, etwa aneinander angrenzend, aufweisen. Es kann sogar sein, dass Volumendatensatz lediglich einen eine Ebene abbildenden 2d-Datensatz bezeichnet, entlang dessen die Trajektorie bestimmt wird.

[0013] Es ist aber z.B. auch möglich, dass die Daten der Trajektorie anderweitig erhalten werden. Z.B. können die Daten der Trajektorie basierend auf einer Position einer Nadel, die zur perkutanen Intervention verwendet werden kann, erhalten werden. Die Daten der Trajektorie können z.B. vorbestimmt sein oder anhand des Volumendatensatzes bestimmt werden. Das Bestimmen der Trajektorie erfolgt im Allgemeinen während einer Planungsphase. Wird das Bestimmen der Trajektorie zeitnah vor der perkutanen Intervention, z.B. ohne die Untersuchungsperson zwischen Planung und Intervention zu bewegen, durchgeführt, kann dies verschiedene Vorteile z.B. hinsichtlich Bewegungsartefakten etc. haben. Andererseits kann es erstrebenswert sein, Planung der Intervention und die Intervention selbst in mehreren, getrennten Prozessschritten durchzuführen. Wird aber die Nadel verwendet, um die Daten der Trajektorie zu erhalten, so kann auch ein zeitlicher Zusammenhang zwischen der perkutanen Intervention und der Bestimmung der Bildgebungs-Ebenen bestehen.

[0014] Der Volumendatensatz, anhand dessen z.B. in geeigneter Weise die Trajektorie geplant werden kann, kann aus einem entsprechenden Bildgebungsverfahren erhalten werden. Jedoch ist es im Allgemeinen nicht notwendig, dass das Bildgebungsverfahren, für das die Bildgebungs-Ebenen gemäß dem Verfahren nach dem gegenwärtig diskutierten Aspekt der Erfindung bestimmt werden, gleich dem Bildgebungsverfahren ist, welches den Volumendatensatz liefert. Es kann nämlich unterschiedliche Anforderungen für die initiale Bestimmung der Trajektorie aus dem Volumendatensatz und das nachfolgende Visualisieren der perkutanen Intervention anhand der Bildgebungs-Ebenen geben.

[0015] Um eine definierte Anordnung des Volumendatensatzes bzw. der Trajektorie in Bezug auf das Referenzkoordinatensystem bzw. die Referenzebenen zu erhalten, kann eine Bildregistrierung bzw. eine entsprechende Koordinatentransformation notwendig sein.

[0016] Die Referenzebenen können geeignet sein, eine in Bezug auf medizinische Aspekte vorteilhafte Ausrichtung und Orientierung der Bildgebungs-Ebenen zu ermöglichen. Z.B. können die Referenzebenen in Bezug auf ein sensibles Organ oder in Bezug auf Vorgaben von medizinischem Personal oder in Bezug auf die perkutane Intervention besonders einfache oder umfassende Ausrichtung und Orientierung gewährleisten. Hierbei sollte verstanden wer-

den, dass aufgrund der verschiedenartigen zahlreichen medizinischen Anwendungen verschiedenste Referenzebenen für ein an der Untersuchungsperson ausgerichtetes Referenzkoordinatensystem denkbar sind; dies ist z.B. als Patientenkoordinatensystem bekannt. In jedem Fall kann es möglich sein, durch Bestimmen der ersten Bildgebungs-Ebene in unmittelbarer Abhängigkeit von den Referenzebenen und den zweiten und dritten Bildgebungs-Ebenen in impliziter Abhängigkeit von den Referenzebenen, eine klare Zuordnung zwischen den Bildgebungs-Ebenen und den Referenzebenen zu erhalten. In einem solchen Fall kann es möglich sein, sowohl eine verbesserte Visualisierung der perkutanen Intervention basierend auf den Bildgebungs-Ebenen zu erhalten, als auch gleichzeitig eine vereinfachte Anordnung durch Zuordnung zu den Referenzebenen und damit etwa zu anatomischen Referenzpunkten des Referenzkoordinatensystems.

[0017] Die Trajektorie liegt z.B. dann in der ersten Bildgebungs-Ebene, wenn ein Normalenvektor der ersten Bildgebungs-Ebene keine parallele Komponente zu einem parallel zu der Trajektorie ausgerichteten Vektor aufweist und weiterhin kein paralleler Versatz zwischen der Bildgebungs-Ebene und der Trajektorie vorhanden ist. In anderen Worten kann die erste Bildgebungs-Ebene die Trajektorie vollständig umfassen.

[0018] Durch ein derartiges Anordnen der ersten und zweiten Bildgebungs-Ebenen, sowie weiterhin durch das orthogonale bzw. senkrechte Anordnen der ersten und zweiten Bildgebungs-Ebenen zueinander, kann eine erhöhte Übersicht und dadurch verbesserte Visualisierung der perkutanen Intervention entlang der Trajektorie erreicht werden.

[0019] Weiterhin kann es zum Beispiel möglich sein, dass ein Normalenvektor der dritten Bildgebungs-Ebene lediglich eine parallele Komponente, d.h. keine senkrechte Komponente, zu einem die Trajektorie beschreibenden Vektor aufweist. Dadurch, dass die dritte Bildgebungs-Ebene orthogonal bzw. senkrecht zu der ersten und zweiten Bildgebungs-Ebene steht, sowie dadurch, dass die dritte Bildgebungs-Ebene den Zielpunkt der Trajektorie umfasst, kann mittels der dritten Bildgebungs-Ebene insbesondere das Erreichen des Zielpunkts durch eine zur perkutanen Intervention verwendeten Nadel visualisiert werden. Auch kann es möglich sein, umliegende möglicherweise sensible Strukturen, wie etwa Organe, in der Visualisierung der perkutanen Intervention zu berücksichtigen.

[0020] Insbesondere können die Referenzebenen anatomische Ebenen der Untersuchungsperson sein. Zum Beispiel können die Referenzebenen die Transversalebene bzw. Axialebene, die Sagittalebene und die Frontalebene bzw. Koronalebene der Untersu-

chungsperson sein. Hierbei können die Transversal-, die Sagittal-, sowie die Frontalebene jeweils in Bezug auf den Zielpunkt der Trajektorie angeordnete anatomische Ebenen der Untersuchungsperson sein oder auch in Bezug z.B. auf einen Körpermittelpunkt der Untersuchungsperson angeordnete anatomische Ebenen sein, d.h. die sogenannten Medianebenen betreffen.

[0021] Werden zum Beispiel die Transversalebene, die Sagittalebene und die Frontalebene als Referenzebenen verwendet, so kann dies den Effekt haben, dass die Bildgebungs-Ebenen derart ausgerichtet werden, dass sie diesen herkömmlichen anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson besonders nahe kommen, z.B. im Wesentlichen zu diesen parallel sind und/oder lediglich einen geringen Winkel mit diesen einschließen bzw. einen geringen Abstand aufweisen. In einem solchen Fall kann die Visualisierung der perkutanen Intervention sowohl in Bezug auf Verifikation der Intervention selbst, als auch in Bezug auf Ausrichtung zu den anatomischen Hauptschnittebenen der Untersuchungsperson verbessert werden.

[0022] Diesbezüglich kann das Bestimmen der ersten Bildgebungs-Ebene derart geschehen, dass eine Ebenennormale der ersten Bildgebungs-Ebene parallel zu einer Komponente der Ebenennormale der ausgewählten Referenzebene ist, welche senkrecht zu der Trajektorie ist. Z.B. kann sich die Ebenennormale der ausgewählten Referenzebene in eine Komponente senkrecht und parallel zu der Trajektorie zerlegen. Dann kann die Ebenennormale der Bildgebungs-Ebene parallel zu derjenigen dieser zerlegten Komponenten der Referenzebenen-Ebenennormalen sein, die senkrecht zu der Trajektorie steht. Typischerweise kann aufgrund eines minimierten Abstandsmaßes, etwa eines minimierten Winkels, zwischen der Trajektorie und der ausgewählten Referenzebene, die Komponente der Ebenennormale der Referenzebene senkrecht zur Trajektorie wesentlich größer sein (etwa um Faktor 1.5 oder Faktor 2 oder Faktor 10 oder mehr) als die Komponente parallel zur Trajektorie der Normalen der Referenzebene. Dies kann es, in anderen Worten, ermöglichen, dass die Bildgebungs-Ebenen möglichst nahe an den Referenzebenen bzw. den anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson ausgerichtet sind.

[0023] Entsprechend kann das Bestimmen der ersten Bildgebungs-Ebene derart geschehen, dass diese ein minimiertes Abstandsmaß mit der ausgewählten Referenzebene aufweist. Z.B. kann die Bildgebungs-Ebene in einem iterativen Minimierungsprozesses eines Abstandsmaßes, z.B. einem Winkel, mit der ausgewählten Referenzebene bestimmt werden. Hierbei kann dann die Ausrichtung mit dem minimalen Abstandsmaß gewählt werden oder aber eine in festem Bezug dazu stehende Ausrichtung. Hierbei

kann das Abstandsmaß insbesondere basierend auf einem Winkel zwischen der ersten Bildgebungs-Ebene und der ausgewählten Referenzebene berechnet werden. Z.B. durch Minimierung dieses Winkels kann die erste Bildgebungs-Ebene angeordnet werden.

[0024] Bildlich gesprochen kann die erste Bildgebungs-Ebene durch das alleinige Kriterium, dass die Trajektorie in dieser liegt, noch beliebig um die Trajektorie gedreht werden. Jedoch kann durch Minimierung des Abstandsmaßes, z.B. des Winkels, eine bestimmte Orientierung in Bezug auf die Trajektorie und die ausgewählte Referenzebene selektiert werden.

[0025] In einem solchen Fall können die die erste Bildgebungs-Ebene aufspannenden Vektoren $\vec{V}_{1,1}$ und $\vec{V}_{1,2}$ in Bezug auf einen die Trajektorie beschreibenden Vektor \vec{d}_p , sowie den normalen Vektor der ausgewählten Referenzebene n_i durch folgende Abhängigkeiten beschrieben werden:

$$\vec{V}_{1,1} = \vec{d}_p \quad (1),$$

$$\vec{V}_{1,2} = \vec{n}_i \times \vec{d}_p \quad (2).$$

[0026] Also sind die die erste Bildgebungs-Ebene aufspannenden Vektoren zum einen parallel zur Trajektorie, siehe Gleichung 1, und zum anderen parallel zu einem Kreuzprodukt aus der Trajektorie und der Ebenennormalen der Referenzebene, siehe Gleichung 2.

[0027] Es sollte verstanden werden, dass für den Fall, dass die erste Bildgebungs-Ebene mittels der Gleichungen 1 und 2 bestimmt wird, auch gleichzeitig ein entsprechendes Abstandsmaß mit der ausgewählten Referenzebene minimal werden kann.

[0028] Entsprechend können die die zweite Bildgebungs-Ebene aufspannenden Vektoren $\vec{V}_{2,1}$ und $\vec{V}_{2,2}$ durch folgende Gleichungen beschrieben werden:

$$\vec{V}_{2,1} = \vec{d}_p \quad (3),$$

$$\vec{V}_{2,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{d}_p \quad (4).$$

[0029] Entsprechend können die die dritte Bildgebungs-Ebene aufspannenden Vektoren $\vec{V}_{3,1}$ und $\vec{V}_{3,2}$ durch folgende Gleichungen beschrieben werden:

$$\vec{V}_{3,1} = \vec{V}_{1,1} \times \vec{V}_{1,2} \quad (5),$$

$$\vec{V}_{3,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{V}_{2,2} \quad (6).$$

[0030] Das Verfahren kann weiterhin das Berechnen eines Abstandsmaßes für mindestens zwei der Referenzebenen gegenüber der Trajektorie umfassen, wobei das Ermitteln der ausgewählten Referenzebene basierend auf dem berechneten Abstandsmaß erfolgt. Das Abstandsmaß kann z.B. für alle Referenzebenen berechnet werden. Es kann zum Beispiel diejenige der Referenzebenen als die ausgewählte Referenzebene ausgewählt werden, welche ein minimales oder maximales Abstandsmaß aufweist. In solch einem Fall kann es möglich sein, dass die Bildgebungs-Ebenen möglichst nahe an den Referenzebenen, zum Beispiel anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson, ausgerichtet sind. Es kann aber auch möglich sein, bestimmte Referenz-Ebenen von vorneherein aus der Bestimmung des Abstandsmaßes auszuschließen und somit zu verhindern, dass solche bestimmten Referenz-Ebenen ausgewählt werden. Dies kann z.B. medizinische Gründe haben oder etwa aufgrund einer Präferenz von Bedienpersonal geschehen.

[0031] Weiterhin kann es möglich sein, dass die Daten des Referenzkoordinatensystems eine laterale Orientierung der Referenzebenen umfassen, wobei das Bestimmen mindestens einer der Bildgebungs-Ebenen so erfolgt, dass ihre laterale Orientierung auf der lateralen Orientierung einer der Referenzebenen, für die ein Abstandsmaß gegenüber der mindestens einen Bildgebungs-Ebene minimal wird, basiert.

[0032] Im Allgemeinen kann eine Ebene keine Orientierung bzw. Vorzugsrichtung außer der Normalenrichtung aufweisen. Das heißt, dass eine Ebene keine Vorzugsrichtung oder Orientierung innerhalb der Ebene aufweist. Eine laterale Orientierung, das bedeutet eine Orientierung innerhalb der Ebene, kann es jedoch ermöglichen, ein Bild, welches für die jeweilige Bildgebungs-Ebene mit dem Bildgebungs-Verfahren erfasst wird, entsprechend der lateralen Orientierung auszurichten. So kann z.B. eine spiegelverkehrte oder auf den Kopf gestellte Erfassung bzw. Wiedergabe des Bildes verhindert werden. Links- bzw. rechtsseitig angeordnete Objekte werden entsprechend im Bild dargestellt. Dies kann es erlauben, die Orientierung bei der Visualisierung der perkutanen Intervention zu verbessern.

[0033] Eine laterale Orientierung kann zum Beispiel durch Bereitstellen einer Vorzugsrichtung in den Daten des Referenzkoordinatensystems ermöglicht werden. Eine laterale Orientierung der Referenzebenen kann auch durch das Beschreiben der Referenzebenen mittels Reihen-, Spalten- und Normalenvektoren, sogenannte r-, c-, n-Vektoren, die in Bezug auf das Referenzkoordinatensystem definiert sind, erfolgen. Die Komponenten, die sich jeweils auf die Reihen- oder Spaltenvektoren beziehen, können dann eine bestimmte laterale Orientierung implizieren. Da die Ausrichtung der Bildgebungs-Ebenen basierend

auf den Referenzebenen bestimmt wird, kann es dann möglich sein, die laterale Orientierung der Bildgebungs-Ebenen basierend auf der lateralen Orientierung der assoziierten Referenzebene zu bestimmen.

[0034] Im Allgemeinen kann die laterale Orientierung einer der Bildgebungs-Ebenen gleich oder um einen wohldefinierten Betrag unterschiedlich zu der lateralen Orientierung der jeweils assoziierten Referenzebene bestimmt werden.

[0035] Diesbezüglich kann das Verfahren weiterhin das Ausrichten, mittels einer Koordinaten-Rotation, der lateralen Orientierung der mindestens einen Bildgebungs-Ebene an der lateralen Orientierung der Referenzebene, für die das Abstandsmaß gegenüber der mindestens einen Bildgebungs-Ebene minimal wird, umfassen. Je nach dem für welche der ersten, zweiten und dritten Bildgebungs-Ebenen eine Bestimmung der lateralen Orientierung basierend auf der lateralen Orientierung der jeweils assoziierten Referenzebene erfolgt, kann das Ausrichten mittels Koordinatentransformation für die entsprechende Bildgebungs-Ebenen durchgeführt werden. Im Allgemeinen ist es möglich, dass alle Bildgebungs-Ebenen entsprechend orientiert bestimmt werden.

[0036] Insbesondere kann das Abstandsmaß basierend auf einem Winkel zwischen der Trajektorie und der betreffenden Ebene oder basierend auf einem Winkel zwischen den betreffenden Ebenen berechnet werden. Zum Beispiel kann das Berechnen des Abstandsmaßes für eine der Referenzebenen gegenüber der Trajektorie das Berechnen des Winkels zwischen der Referenzebene und der Trajektorie umfassen. Entsprechend kann das Berechnen des Abstandsmaßes zwischen einer Bildgebungs-Ebene und einer Referenzebene das Berechnen des Winkels zwischen der Bildgebungs-Ebene und der Referenzebene umfassen. Wenn zum Beispiel der Winkel zwischen einer Ebene und der Trajektorie bzw. zwischen zwei Ebenen gering wird, so kann auch das Abstandsmaß einen geringen Wert annehmen. Dem Fachmann sind verschiedene Verfahren zum Berechnen eines Abstandsmaßes zwischen Ebenen und Vektoren bzw. zwischen Ebenen bekannt, welche in äquivalenter Art und Weise verwendet werden können.

[0037] Weiterhin kann das Verfahren das Erhalten eines Bezugspunktes des Volumendatensatzes umfassen, wobei das Bestimmen mindestens einer der Bildgebungs-Ebenen so erfolgt, dass ihr Zentrum an dem Bezugspunkt ausgerichtet ist. Der Volumendatensatz kann hierbei die Trajektorie umfassen.

[0038] Zum Beispiel kann der Bezugspunkt des Volumendatensatzes das geometrische Zentrum des Volumendatensatzes bezeichnen. Es ist auch mög-

lich, dass der Bezugspunkt einen in Bezug auf das Bildgebungsverfahren charakteristischen Ort bezeichnet, etwa das Isozentrum einer Magnetresonanalanlage etc.

[0039] Die Bildgebungs-Ebenen können insbesondere eine lateral begrenzte Ausdehnung aufweisen, d.h. in der Ebene eine begrenzte Ausdehnung aufweisen. Dies kann der Fall sein, da das Bildgebungsverfahren technische Limitationen der maximalen Bildgröße eines für eine Bildgebungs-Ebene erfassten Bildes bedingt. Zum Beispiel kann eine Normale durch ein Zentrum einer der Bildgebungs-Ebenen den Bezugspunkt umfassen.

[0040] Ein Ausrichten des Zentrums der Bildgebungs-Ebenen an dem Bezugspunkt kann dann bewirken, dass die Bildgebungs-Ebenen in Bezug auf den Volumendatensatz zentriert sind oder wohldefiniert in Bezug auf das Zentrum des Volumendatensatzes angeordnet sind. Da der Volumendatensatz die Trajektorie umfasst kann dies bewirken, dass die Bildgebungs-Ebenen einen Bereich überdecken, welcher zur Visualisierung der perkutanen Intervention in Bezug auf die Trajektorie besonders geeignet ist.

[0041] Zum Beispiel kann im Fall der MRT das Gesichtsfeld gegenüber einer zentralen Achse, welche durch das Zentrum einer Magnetresonanalanlage verläuft, auf einen Durchmesser von etwa 50 cm begrenzt sein. Insbesondere können Begrenzungen in radialer Richtung zu der zentralen Achse vorliegen. Dann kann es wünschenswert sein, wenn die Bildgebungs-Ebenen innerhalb dieses Gesichtsfelds bestimmt werden. Eine Ausrichtung bzw. Zentrierung auf den Bezugspunkt des Volumendatensatzes kann es dann ermöglichen, sicherzustellen, dass die Trajektorie hinreichend zur Visualisierung der perkutanen Intervention abgebildet wird.

[0042] Diesbezüglich kann das Bestimmen der dritten Bildgebungs-Ebene derart geschehen, dass das Zentrum der dritten Bildgebungs-Ebene an dem Zielpunkt der Trajektorie ausgerichtet ist. Dies kann zum Beispiel erstrebenswert sein, wenn die auf der dritten Bildgebungs-Ebene basierende Visualisierung des bildgebenden Verfahrens den Zielpunkt der Trajektorie mittig in dem entsprechend erfassten Bild darstellen soll. Es kann insbesondere möglich sein, dass das Zentrum der dritten Bildgebungs-Ebene koinzident mit dem Zielpunkt der Trajektorie ist.

[0043] Es ist aber auch möglich, dass die dritte Bildgebungs-Ebene wie oben erläutert basierend auf dem Bezugspunkt des Volumendatensatzes ausgerichtet wird.

[0044] Diesbezüglich kann das Verfahren weiterhin das Ausrichten, mittels einer linearen Koordinaten-Verschiebung, des Zentrums mindestens einer

der Bildgebungs-Ebenen an dem Bezugspunkt oder dem Zielpunkt der Trajektorie umfassen. Die konkrete Darstellung und Durchführung der Koordinaten-Verschiebung kann abhängig von dem verwendeten mathematischen Formalismus sein. Entsprechende Techniken sind dem Fachmann bekannt.

[0045] Für den Fall, dass die verschiedenen Ebenen in dem mathematischen Formalismus der Reihen, Spalten und normalen Vektoren r -, c -, n -Vektoren dargestellt werden, kann die Koordinatenverschiebung wie folgt ausgedrückt werden:

$$\vec{g}_{\text{neu}} = \vec{g} + \mu \vec{r} + \xi \vec{c}_{\text{neu}} \quad (7),$$

$$\mu = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{r} \quad (7a),$$

$$\xi = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{c} \quad (7b).$$

[0046] Hierbei bezeichnet \vec{g}_{neu} das neue Zentrum einer Bildgebungs-Ebene und μ eine Verschiebung entlang des r -Vektors und ξ eine Verschiebung entlang des c -Vektors. g_0 bezeichnet den Bezugspunkt und g bezeichnet das alte Zentrum der Bildgebungs-Ebene.

[0047] Durch das Durchführen einer solchen Koordinaten-Verschiebung kann es möglich sein, sicherzustellen, dass das Zentrum der Bildgebungs-Ebene wohldefiniert in Bezug auf die Trajektorie, die Referenzebenen, sowie auf das Gesichtsfeld des Bildgebungsverfahrens ist. Dies kann es ermöglichen, eine verbesserte Visualisierung der perkutanen Intervention zu erreichen.

[0048] Insbesondere in Bezug auf eine Ausführungsform der Erfindung, bei der das Bildgebungsverfahren eine MRT-Technik verwendet, kann weiterhin das richtige Ausrichten der Ebenen sog. anti-aliasing Artefakte reduzieren. Solche Artefakte können insbesondere bei der Verwendung von Unterabtastungsschemas auftreten, welche den Ortsfrequenzraum unterabtasten und fehlende Information z.B. durch Verwendung mehrerer Spulen rekonstruieren. Die entsprechenden Effekte können als Effekt der Fouriertransformation vom Ortsfrequenzraum in den Ortsraum betrachtet werden. Entsprechende MR-Aufnahmesequenzen wären „SMASH“, „SENSE“, „GRAPPA“, wie sie dem Fachmann bekannt sind.

[0049] Gemäß einer Ausführungsform betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson entlang einer Trajektorie zu einem Zielpunkt. Das Verfahren umfasst das getaktete Erfassen von Magnetresonanz-Daten für Magnetresonanz-Ebenen, wobei die Magnetresonanz-Ebenen mit dem Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen gemäß dem obenstehenden Aspekt bestimmt wer-

den. Das Verfahren umfasst weiterhin das Visualisieren der Magnetresonanz(MR)-Daten als zweidimensionale Echtzeitbilder der MR-Ebenen.

[0050] Die Verwendung der MRT als Bildgebungsverfahren zur Visualisierung der perkutanen Intervention kann den Effekt haben, dass eine besonders flexible Bildgebung in Bezug auf die Bildgebungs-Ebenen bzw. MR-Ebenen erfolgen kann. In der MRT kann es nämlich möglich sein, durch geeignetes lineares Überlagern von orthogonal orientierten Gradientenfeldern, die zur Ortskodierung in einer MR-Anlage verwendet werden, eine Bildgebung entlang von willkürlich orientierten Bildgebungs-Ebenen bzw. MR-Ebenen zu erreichen.

[0051] Weiterhin kann die Verwendung von MRT als Bildgebungsverfahren zur Visualisierung von perkutanen Interventionen den Effekt aufweisen, dass ein erhöhter Kontrast für Weichgewebeteile, insbesondere Organe, erreicht werden kann. Dies kann eine verbesserte Überwachung während der perkutanen Intervention zur Vermeidung von Beschädigung von sensiblen Strukturen, etwa Organen, welche nahe angrenzend an die Trajektorie befindlich sind, ermöglichen.

[0052] Das Verfahren zur Visualisierung der perkutanen Intervention gemäß der gegenwärtig diskutierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann weiterhin das getaktete Erfassen von Magnetresonanz-Daten mit einer Taktrate beinhalten, welche aufeinanderfolgend erfasste Magnetresonanz-Daten unterschiedlicher Magnetresonanz-Ebenen mit einem zeitlichen Versatz erfasst, der geringer als eine Längsrelaxationszeit der Kern-Magnetisierung ist. Z.B. kann die Kern-Magnetisierung Protonen 1-H oder Stickstoffkerne 14-N betreffen oder aber andere geeignete Kerne. Entsprechende Längsrelaxationszeiten sind dem Fachmann bekannt und liegen typischerweise in dem Bereich einiger Millisekunden bis Sekunden.

[0053] Dies kann den Effekt haben, dass die Trajektorie aufgrund von Sättigungsartefakten eine verbesserte Sichtbarkeit aufweist. Insbesondere wenn die MR-Ebenen mittels eines Verfahrens zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen gemäß einem voranstehend diskutierten Aspekt der gegenwärtigen Erfindung bestimmt wurden, kann nämlich die erste MR-Ebene und die zweite MR-Ebene eine Schnittmenge von Bildgebungs-Pixeln aufweisen, welche entlang der Trajektorie angeordnet sind. Erfolgt das Erfassen von MR-Daten so schnell, dass zum Beispiel die MR-Daten aus der zweiten MR-Ebene erfasst werden, bevor die Kernspins zurück in eine Ruhelage parallel zu einer Längsrichtung (z.B. parallel zu einem Grundmagnetfeld einer MR-Anlage) nachfolgend auf das Erfassen der MR-Daten aus der ersten MR-Ebene relaxiert sind, so weisen die

MR-Daten aus der zweiten MR-Ebene an der Stelle der Trajektorie ein Relaxations-Artefakt auf. Zum Beispiel können die MR-Daten der zweiten MR-Ebene dort einen verringerten Kontrast gegenüber den umliegenden MR-Daten aufweisen und etwa dunkler erscheinen. Ein solches Relaxations-Artefakt kann vorteilhafterweise dazu verwendet werden, eine verbesserte Visualisierung der Trajektorie während der perkutanen Intervention zu ermöglichen und damit etwa Abweichungen der Nadel während des Einführens von der geplanten Trajektorie frühzeitig zu erkennen. Insbesondere kann die Ausnutzung eines solchen Relaxations-Artefakts im Falle einer Anordnung der MR-Ebenen wie obenstehend beschrieben besonders vorteilhaft sein.

[0054] Insbesondere kann das Verfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention weiterhin das automatische Überwachen des Eintretens von Ereignissen umfassen, welche aus der Gruppe ausgewählt werden, die die folgenden Elemente umfasst: Signalabweichung der MR-Daten der dritten Magnetresonanz-Ebene; sensibles Objekt auf der Trajektorie in den erfassten MR-Daten der ersten und/oder zweiten MR-Ebene; Suszeptibilitätsartefakt auf der Trajektorie in den erfassten MR-Daten der ersten und/oder zweiten MR-Ebene.

[0055] Zum Beispiel kann eine Signalabweichung der MR-Daten aus der dritten MR-Ebene als Indiz dafür gewertet werden, dass die Nadel der perkutanen Intervention den Zielpunkt der Trajektorie erreicht hat. Diese Signalabweichung kann insbesondere ein von der Nadel hervorgerufenen Suszeptibilitätsartefakt betreffen.

[0056] Ein Suszeptibilitätsartefakt auf der Trajektorie der erfassten MR-Daten der ersten und/oder zweiten MR-Ebene kann wiederum als Indiz für das Vorhandensein der Nadel an der betreffenden Stelle gewertet werden. Durch geeignetes Ausgestalten der Nadel kann nämlich erreicht werden, dass diese eine statische (DC) Suszeptibilität aufweist, welche von der DC-Suszeptibilität der Umgebung abweicht. Die DC-Suszeptibilität der Umgebung kann z.B. Werte von Wasser oder Gewebe annehmen. Solche Werte sind dem Fachmann bekannt. Ein Grundmagnetfeld, welches zur MRT verwendet wird, kann dann in und um den Bereich der Nadel einen gegenüber dem umgebenden Raum veränderten Wert aufweisen, aufgrund der sog. Suszeptibilitäts-Fehlanpassung. Dies kann die Bildgebung in dem betreffenden Raum beeinflussen. Zum Beispiel kann eine Verschiebung von Ortspunkten oder ein veränderter Kontrast erreicht werden, da etwa die Resonanzfrequenzen der Kernspins dadurch eine örtliche Abhängigkeit aufweisen. Dies kann eine verbesserte Visualisierung der Position der Nadeln bei der perkutanen Intervention bewirken.

[0057] Gemäß einem weiteren Aspekt betrifft die Erfindung eine Magnetresonanzenanlage zur Visualisierung einer Trajektorie zur perkutanen Intervention. Die Magnetresonanzenanlage umfasst einen Rechner, der eingerichtet ist, um die folgenden Schritte durchzuführen: Erhalten von Daten eines Referenzkoordinatensystems, wobei diese Daten drei, das Referenzkoordinatensystem definierende, orthogonale Referenzebenen beschreiben; und Erhalten von Daten der Trajektorie, wobei diese Daten eine Anordnung und den Zielpunkt der Trajektorie beschreiben und wobei die Trajektorie eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen aufweist; und Ermitteln einer dieser Referenzebenen als ausgewählte Referenzebene basierend auf den relativen Anordnungen der Referenzebenen zu der Trajektorie; und Bestimmen einer ersten Magnetresonanz-Ebene derart, dass die Trajektorie in der ersten Magnetresonanz-Ebene liegt und dass die erste Magnetresonanz-Ebene eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene aufweist; und Bestimmen einer zweiten Magnetresonanz-Ebene derart, dass die Trajektorie in der zweiten Magnetresonanz-Ebene liegt und dass die zweite Magnetresonanz-Ebene orthogonal zu der ersten Magnetresonanz-Ebene ist; und Bestimmen einer dritten Magnetresonanz-Ebene derart, dass diese orthogonal zu der ersten Magnetresonanz-Ebene ist und orthogonal zu der zweiten Magnetresonanz-Ebene ist und den Zielpunkt umfasst.

[0058] Die Magnetresonanzenanlage kann weiterhin eine Bildgebungseinheit umfassen, welche eingerichtet ist, um die folgenden Schritte durchzuführen: getaktetes Erfassen von Magnetresonanz-Daten für die Magnetresonanz-Ebenen und Visualisieren der Magnetresonanz-Daten als zweidimensionale Echtzeitbilder der Magnetresonanz-Ebenen.

[0059] Für eine solche Magnetresonanzenanlage gemäß dem gegenwärtig diskutierten Aspekt der Erfindung können Effekte erzielt werden, welche den Effekten entsprechen, die mit einem Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungsebenen gemäß einem voranstehenden Aspekt der Erfindung bzw. mit einem Verfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention gemäß einer voranstehend diskutierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzielt werden können.

[0060] Gemäß einem weiteren Aspekt betrifft die Erfindung einen Computertomographen zur Visualisierung einer Trajektorie zur perkutanen Intervention. Der Computertomographen umfasst einen Rechner, der eingerichtet ist, um die folgenden Schritte durchzuführen: Erhalten von Daten eines Referenzkoordinatensystems, wobei diese Daten drei, das Referenzkoordinatensystem definierende, orthogonale Referenzebenen beschreiben; und Erhalten von Daten der Trajektorie, wobei diese Daten eine Anordnung

und den Zielpunkt der Trajektorie beschreiben und wobei die Trajektorie eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen aufweist; und Ermitteln einer dieser Referenzebenen als ausgewählte Referenzebene basierend auf den relativen Anordnungen der Referenzebenen zu der Trajektorie; und Bestimmen einer ersten Computertomographie-Ebene derart, dass die Trajektorie in der ersten Computertomographie-Ebene liegt und dass die erste Computertomographie-Ebene eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene aufweist; und Bestimmen einer zweiten Computertomographie-Ebene derart, dass die Trajektorie in der zweiten Computertomographie-Ebene liegt und dass die zweite Computertomographie-Ebene orthogonal zu der ersten Computertomographie-Ebene ist; und Bestimmen einer dritten Computertomographie-Ebene derart, dass diese orthogonal zu der ersten Computertomographie-Ebene ist und orthogonal zu der zweiten Computertomographie-Ebene ist und den Zielpunkt umfasst.

[0061] Die Merkmale der vorab beschriebenen Ausführungsformen und Aspekte der Erfindung können miteinander kombiniert werden. Insbesondere können die Merkmale nicht nur in den beschriebenen Kombinationen, sondern auch in anderen Kombinationen verwendet werden, ohne das Gebiet der Erfindung zu verlassen. Zum Beispiel ist es möglich, das Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungsebenen eines Bildgebungsverfahrens in Bezug auf das automatische Bestimmen von Magnetresonanz-Ebenen oder Computertomographie-Ebenen zu verwenden. Gemäß einem weiteren Aspekt kann die Erfindung auch die Computertomographieanlage betreffen, welche zur Durchführung des Verfahrens zur automatischen Bestimmung von Bildgebungsebenen eines Computertomographieverfahrens bzw. des Verfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention gemäß voranstehend diskutierten Aspekten und Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden kann.

[0062] Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung anhand bevorzugter Ausführungsformen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. In den Figuren bezeichnen gleiche Bezugszeichen gleiche oder ähnliche Elemente.

[0063] [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung einer an sich vorbekannten Magnetresonanztomographieanlage, welche zum Durchführen eines erfindungsgemäßen Verfahrens zum automatischen Bestimmen von Bildgebungsebenen bzw. eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson verwendet werden kann.

[0064] [Fig. 2](#) illustriert schematisch anatomische Ebenen einer Untersuchungsperson und insbeson-

dere deren Anordnung in Bezug auf eine Trajektorie einer perkutanen Intervention.

[0065] [Fig. 3](#) illustriert das Bestimmen einer ersten Bildgebungsebene basierend auf einer Referenzebene und einer Trajektorie, entlang der eine perkutane Intervention geplant ist.

[0066] [Fig. 4](#) illustriert die erste Bildgebungsebene aus [Fig. 3](#) und eine zweite und dritte Bildgebungsebene zur Visualisierung einer perkutanen Intervention entlang einer geplanten Trajektorie, gemäß einem Verfahren nach einem Aspekt der Erfindung.

[0067] [Fig. 5](#) illustriert die Anordnung der Bildgebungsebenen aus [Fig. 4](#) in Bezug auf einen Volumendatensatz, welcher die Trajektorie der perkutanen Intervention beinhaltet.

[0068] [Fig. 6](#) illustriert eine laterale Orientierung einer Referenzebene oder einer Bildgebungsebene basierend auf der Verwendung von Reihen-, Spalten- und Normalen-Vektoren und ein Referenzkoordinatensystem.

[0069] [Fig. 7](#) ist ein Flussdiagramm eines Verfahrens gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung.

[0070] [Fig. 8](#) ist ein Flussdiagramm des Verfahrens aus [Fig. 7](#), welches das Bestimmen von MR-Ebenen näher darstellt.

[0071] [Fig. 9](#) illustriert schematisch das getaktete Erfassen von MR-Daten in Bezug auf eine Längsrelaxationszeit einer Kern-Magnetisierung.

[0072] Im Nachfolgenden werden Techniken zum Bestimmen von Bildgebungsebenen, die für ein Bildgebungsverfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention verwendet werden können, sowie Techniken der Visualisierung der perkutanen Intervention selbst, in Bezug auf die Figuren näher diskutiert. In den Figuren wird vornehmlich Bezug auf Techniken der Magnetresonanztomographie (MRT) genommen. Jedoch sollte verstanden werden, dass entsprechende Techniken auch für andere Bildgebungsverfahren angewendet werden können, etwa Computertomographie (CT). Dementsprechend sollen die Figuren nicht als limitierend in Bezug auf Anwendbarkeit für MRT ausgelegt werden, sondern lediglich die allgemeinen Techniken illustrieren.

[0073] In [Fig. 1](#) ist eine Magnetresonanz(MR)-Anlage **100** dargestellt. Eine Untersuchungsperson **1** ist auf einem Tisch bzw. einer Liege **105** platziert. Die Untersuchungsperson **1** befindet sich innerhalb einer durch einen Grundfeldmagneten **102** definierten Röhre **101**. Während die MR-Anlage **100** der [Fig. 1](#) in einer geschlossenen, durch die Röhre **101** cha-

rakterisierten Ausführungsform dargestellt ist, sollte verstanden werden, dass entsprechende Techniken auch in Bezug auf offene MR-Anlagen verwendet werden können. Entsprechende Ausgestaltungen von MR-Anlagen sind dem Fachmann bekannt. Insbesondere können offene MR-Anlagen Vorteile in Bezug auf die Durchführbarkeit einer perkutanen Intervention bei gleichzeitiger Bildgebung aufweisen. Insbesondere kann nämlich die Zugänglichkeit zu Orten entlang der Untersuchungsperson **1** bei offenen MR-Anlagen verbessert sein.

[0074] Eine solche perkutane Intervention an der Untersuchungsperson **1** ist in [Fig. 1](#) schematisch durch die Trajektorie \vec{d}_p illustriert. Entlang der Trajektorie \vec{d}_p kann eine Nadel **120** eingeführt werden. Die MR-Anlage **100** kann zur Visualisierung dieser perkutanen Intervention verwendet werden. Insbesondere kann eine Überwachung oder Verifikation der Zuführung der Nadel **120** entlang der Trajektorie \vec{d}_p erfolgen. Eine solche Überwachung der perkutanen Intervention erfordert eine definierte Zuordnung der Ausrichtung der Trajektorie \vec{d}_p in Bezug auf das Koordinatensystem **111** der MR-Anlage **100** sowie in Bezug auf die anatomischen Ebenen der Untersuchungsperson **1** ein definierendes Referenzkoordinatensystem. Das Koordinatensystem **111** kann auch als Gerätekoordinatensystem bezeichnet werden.

[0075] In [Fig. 1](#) sind eine koronale anatomische Ebene **20** und eine transversale bzw. axiale anatomische Ebene **22** dargestellt. Eine sagittale anatomische Ebene **21** (in [Fig. 1](#) nicht dargestellt) liegt in der Zeichenebene.

[0076] Um eine Visualisierung der perkutanen Intervention mit verbesserter Übersichtlichkeit und der Möglichkeit zur einfachen Ausrichtung und Orientierung in Bezug auf die Untersuchungsperson **1** und in Bezug auf die Trajektorie \vec{d}_p in von der MR-Anlage **100** generierten Bildern zu erreichen, können erfindungsgemäße Techniken wie nachfolgend beschrieben verwendet werden.

[0077] Zur Aufnahme von MR-Daten umfasst die MR-Anlage **100** eine Bildgebungs-Einheit **108**, welche mit einem Gradientensystem **103** und einem Hochfrequenz-Spulensystem **104** verbunden ist. Weiterhin ist die Bildgebungs-Einheit **108** mit dem Grundfeldmagneten **102** verbunden. Mittels geeigneter Ansteuerung dieser Komponenten **102**, **103**, **104** kann eine Erfassung von MR-Daten entlang beliebig orientierter MR-Ebenen mit MR-Aufnahmesequenzen erfolgen. Eine Ortsauflösung der MR-Daten kann bereit gestellt werden. Insbesondere kann eine lineare Überlagerung von ortskodierenden Gradientenfeldern, die mittels des Gradientensystems **103** erzeugt werden, eine beliebige Orientierung der MR-Ebenen ermöglichen.

[0078] Die MR-Anlage kann mittels einer Mensch-Maschine-Schnittstelle **110** gesteuert werden. Erfasste MR-Daten können als MR-Bilder auf einem Bildschirm **109** ausgegeben werden.

[0079] Die MR-Anlage **100** kann ein Gesichtsfeld haben, welches sich innerhalb der Röhre erstreckt. Innerhalb des Gesichtsfelds können erfasste MR-Daten eine hohe Qualität, z.B. niedrige örtliche Verzerrungen und niedriges Signalrauschen, aufweisen. Z.B. kann sich das Gesichtsfeld etwa 25 cm in radialer Richtung von einer zentralen Achse der Röhre **101** in alle Richtungen erstrecken. Ein Isozentrum **112** der MR-Anlage, etwa im Zentrum der Röhre **101** platziert, kann eine axiale Anordnung des Gesichtsfelds beschreiben. Z.B. kann das Gesichtsfeld in axialer Richtung gegenüber dem Isozentrum **112** eine Ausdehnung von mehreren 10 cm, etwa 100 cm, aufweisen.

[0080] Weiterhin umfasst die MR-Anlage **100** eine Rechneinheit **107**, welche mit einem Positionierungssystem, etwa einem Laser-Positionierungssystem **106** verbunden ist. Das System **106** kann zur Registrierung der Untersuchungsperson **1** in der MR-Anlage **100** verwendet werden, d.h. das System **106** kann zur Bestimmung der relativen Ausrichtung der anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** in Bezug auf das Koordinatensystem **111** der MR-Anlage **100** verwendet werden.

[0081] Dann ist es z.B. möglich, mittels der Bildgebungs-Einheit **108** einen Volumendatensatz **50** von MR-Daten aufzunehmen, welcher derart angeordnet ist, dass er die Trajektorie \vec{d}_p beinhaltet. Anhand des Volumendatensatzes **50** kann eine präzise Planung der Trajektorie \vec{d}_p erfolgen. Wird der Volumendatensatz **50** mit der MR-Anlage **100** aufgenommen, so muss er im Wesentlichen innerhalb des Gesichtsfelds der MR-Anlage **100** platziert sein. Es ist auch möglich, dass der Volumendatensatz **50** bereits zu einem früheren Zeitpunkt aufgenommen wurde und eine bekannte Ausrichtung in Bezug auf die Ebenen **20**, **21**, **22** aufweist. Dann kann eine relativ Positionierung durch die Registrierung mit System **106** vorgenommen werden.

[0082] Im Allgemeinen ist es mit diesen Techniken möglich, die Ausrichtung der Trajektorie \vec{d}_p in Bezug zu den anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22**, sowie in Bezug zu dem Koordinatensystem **111** der MR-Anlage **100** zu setzen.

[0083] Während die Einheiten und Systeme in [Fig. 1](#) als separate Einheiten dargestellt sind, ist es im Allgemeinen aber möglich, dass verschiedene Einheiten zu einer Einheit kombiniert werden. Es ist möglich, verschiedene Einheiten als Software, Hardware oder eine Kombination daraus zu implementieren.

Fig. 2 illustriert den Zusammenhang der Anordnung der Trajektorie \vec{d}_p zu den anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** der Untersuchungsperson **1** näher. In **Fig. 2** ist die Untersuchungsperson **1** zusammen mit den anatomischen Ebenen, nämlich der koronalen Ebene **20**, der sagittalen Ebene **21** und der transversalen Ebene **22** dargestellt. Diese Ebenen **20**, **21**, **22** stehen in Bezug zu dem Referenzkoordinatensystem **25**, welches in Bezug auf die Untersuchungsperson **1** definiert ist.

[0084] Die Trajektorie \vec{d}_p wird durch einen Anfangspunkt **10**, der den Eintritt der Nadel **120** in die Untersuchungsperson **1** markiert, charakterisiert. Weiterhin wird die Trajektorie \vec{d}_p durch einen Zielpunkt **11** charakterisiert. Der Zielpunkt **11** kann unter medizinischen Maßgaben vorgegeben werden und von der Art der medizinischen Anwendung abhängen. Benachbart zu der Trajektorie \vec{d}_p kann sich möglicherweise ein sensibles Objekt **12**, etwa ein Organ oder Knochen, befinden. Das sensible Objekt **12** sollte nicht von der Nadel **120** während des Einführens der Nadel **120** entlang der Trajektorie \vec{d}_p getroffen werden. In **Fig. 2** ist die Trajektorie eine Gerade.

[0085] Die anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** der **Fig. 2** sind als Medianebenen zentriert zum Körpermittelpunkt der Untersuchungsperson **1** dargestellt. Es ist auch denkbar, dass die anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** bezüglich z.B. den Punkten **10**, **11** zentriert sind oder bezüglich eines Mittelpunktes der Trajektorie \vec{d}_p .

[0086] **Fig. 3** ist eine Vergrößerung des mit **I** markierten Ausschnittes der **Fig. 2**. In **Fig. 3** wird das Bestimmen einer ersten Bildgebungs-Ebene bzw. MR-Ebene **41** basierend auf den Referenzebenen **20**, **21**, **22** und der Trajektorie \vec{d}_p näher erläutert. Wie aus **Fig. 3** ersichtlich ist, schließt die Trajektorie \vec{d}_p einen kleinen endlichen Winkel **30** mit der Transversal-Ebene **22** der Untersuchungsperson **1** (in **Fig. 3** nicht gezeigt) ein. Entsprechend schließt die Trajektorie \vec{d}_p andere Winkel mit der koronalen Ebene **20** (in **Fig. 3** gezeigt) und der sagittalen Ebene **21** (in **Fig. 3** gezeigt) ein. Letztgenannte Winkel sind jedoch größer als der Winkel **30**, den die Trajektorie \vec{d}_p mit der transversalen Ebene einschließt. Die Rechneinheit **107** der MR-Anlage **100** ist eingerichtet, um diese Winkel zu berechnen und basierend auf den berechneten Winkeln ein Abstandsmaß zwischen der Trajektorie \vec{d}_p und den Ebenen **20**, **21**, **22** zu ermitteln.

[0087] Zum Beispiel kann das Abstandsmaß gleich dem Wert des Winkels **30** sein. Da der Winkel **30**, den die Trajektorie \vec{d}_p mit der transversalen Ebene **22** einschließt, kleiner als die Winkel der Trajektorie \vec{d}_p mit der koronalen und sagittalen Ebene **20**, **21** ist,

wird die Transversal-Ebene **22** ausgewählt. Deshalb wird die erste Bildgebungs-Ebene **41** in Bezug auf die Transversal-Ebene **22** bestimmt. Die erste MR-Ebene **41** wird derart bestimmt, dass sie die Trajektorie \vec{d}_p beinhaltet, sowie derart dass ihre Ebenennormale parallel zu einer Komponente der Ebenennormale (in **Fig. 3** mit \vec{n}_i bezeichnet) der transversalen Ebene **22** als ausgewählte Referenzebene ist, die senkrecht zu der Trajektorie \vec{d}_p steht. Dies hat den Effekt, dass die erste MR-Ebene **41** möglichst nahe an derjenigen anatomischen Ebene **20**, **21**, **22** der Untersuchungsperson **1** ausgerichtet ist, welche den geringsten Winkel mit der Trajektorie \vec{d}_p einschließt. Dies bedeutet, dass die erste MR-Ebene **41** eine Ausrichtung aufweist, welche der Ausrichtung der nächstgelegenen anatomischen Ebene **20**, **21**, **22** möglichst nahe kommt – und gleichzeitig die Trajektorie \vec{d}_p beinhaltet. Aus **Fig. 3** ist ersichtlich, dass die Trajektorie \vec{d}_p in der ersten MR-Ebene **41** liegt.

[0088] Aus **Fig. 3** ist weiterhin ersichtlich, dass die die erste MR-Ebene **41** aufspannenden Vektoren $\vec{V}_{1,1}$ und $\vec{V}_{1,2}$ die folgenden Gleichungen in Bezug auf die Trajektorie \vec{d}_p und die Ebenennormale \vec{n}_i der transversalen Ebene **23** erfüllen:

$$\vec{V}_{1,1} = \vec{d}_p \quad (1),$$

$$\vec{V}_{1,2} = \vec{n}_i \times \vec{d}_p \quad (2).$$

[0089] In **Fig. 4** ist die Anordnung einer zweiten MR-Ebene **42** und einer dritten MR-Ebene **43** in Bezug auf die erste MR-Ebene **41** und die Trajektorie \vec{d}_p näher illustriert. Wie aus **Fig. 4** ersichtlich, sind die zwei zueinander senkrechten oder orthogonalen ersten und zweiten MR-Ebenen **41**, **42** entlang der geplanten Trajektorie \vec{d}_p derart angeordnet, dass diese an deren Schnittpunkten befindlich ist. Die Trajektorie \vec{d}_p liegt sowohl in der ersten MR-Ebene **41**, als auch in der zweiten MR-Ebene **42**. Weiterhin ist die dritte MR-Ebene **43** orthogonal zu den ersten und zweiten MR-Ebenen **41**, **42** angeordnet und beinhaltet den Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p .

[0090] Eine solche Anordnung der Ebenen **41**, **42**, **43** kann den Effekt haben, dass man entlang der Trajektorie \vec{d}_p eine Überprüfung bereitstellen kann, ob das sensible Objekt **12** (in **Fig. 3** und **Fig. 4** nicht gezeigt) getroffen wird. Weiterhin kann die Anordnung der Ebenen **41**, **42**, **43**, wie sie in **Fig. 4** illustriert ist, den Effekt haben, dass bei geeigneter Taktung der Erfassung von MR-Daten entlang der Schnittlinien zwischen den Ebenen **41**, **42**, **43** Sättigungsbänder durch nicht vollständig relaxierte Längsmagnetisierung erzeugt werden. Solche Sättigungsbänder

können es erlauben, die Trajektorie \vec{d}_p in den MR-Daten, die für die Ebenen **41**, **42**, **43** erfasst werden, zu identifizieren bzw. den Zielpunkt **11** darzustellen. Sättigungsbänder können zum Beispiel einen verringerten Kontrast in aus den MR-Daten basierten MR-Bildern bewirken. Eine verbesserte Orientierung und Platzierung der Nadel **120** während der perkutanen Intervention kann auf Basis dieser Sättigungsbänder möglich sein. Weiterhin kann es möglich sein, zu erkennen, dass die Nadel **120** den Zielpunkt **11** erreicht hat. Eine solche Erkennung kann zum Beispiel basierend auf eine Überwachung der Änderungen der für die dritte MR-Ebene **43** erfassten MR-Daten erfolgen. Wenn ein Querschnitts-Nadelartefakt in der dritten MR-Ebene **43** erscheint, etwa ein Suszeptibilitätsartefakt, kann dies als Indiz für das erfolgreiche Platzieren der Nadel **120** gewertet werden.

[0091] Die Vektoren $\vec{V}_{2,1}$ und $\vec{V}_{2,2}$ seien diejenigen Vektoren, welche die zweite MR-Ebene **41** aufspannen. Entsprechend seien die Vektoren $\vec{V}_{3,1}$ und $\vec{V}_{3,2}$ diejenigen Vektoren, welche die dritte MR-Ebene **43** aufspannen. Wie aus **Fig. 4** ersichtlich ist, erfüllen diese Vektoren die folgenden Gleichungen:

$$\vec{V}_{2,1} = \vec{d}_p \quad (3),$$

$$\vec{V}_{2,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{d}_p \quad (4),$$

$$\vec{V}_{3,1} = \vec{V}_{1,1} \times \vec{V}_{1,2} \quad (5),$$

$$\vec{V}_{3,2} = \vec{V}_{1,2} \times \vec{V}_{2,2} \quad (6).$$

[0092] Solche Gleichungen bestimmen eine Anordnung der ersten, zweiten und dritten MR-Ebenen **41**, **42**, **43**, wie voranstehend in Bezug auf die **Fig. 3** und **Fig. 4** diskutiert wurde.

[0093] Jedoch kann es aufgrund von technischen Limitationen des Bildgebungsverfahrens, hier der MRT, auch notwendig bzw. erwünscht sein, die MR-Ebenen **41**, **42**, **43** mit einer lateralen Ausdehnung und/oder lateralen Orientierung zu bestimmen. Zum Beispiel kann es möglich sein, dass das Gesichtsfeld der MR-Anlage **100** die maximale laterale Ausdehnung der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** begrenzt. Andererseits kann es auch erwünscht sein, die Bildgebung auf einen tatsächlich für die Visualisierung der perkutanen Intervention relevanten Bereich zu beschränken. In einem solchen Fall kann es insbesondere notwendig sein, das Zentrum der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** derart auszurichten, dass trotz der begrenzten lateralen Ausdehnung der Ebenen **41**, **42**, **43** der gesamte relevante Bereich der perkutanen Intervention visualisiert wird. Dies wird nachfolgend in Bezug auf die **Fig. 5** diskutiert.

[0094] In **Fig. 5** ist der Volumendatensatz **50** wie er eingangs in Bezug auf die **Fig. 1** diskutiert wurde, dargestellt. Im Falle der **Fig. 5** hat der Volumendatensatz **50** kubische Form, kann im Allgemeinen aber auch eine andere Form aufweisen, etwa kugelförmig sein. Es ist z.B. möglich, dass der Volumendatensatz **50** unmittelbar nach dem Einbringen der Untersuchungsperson **1** in die MR-Anlage **100** erfasst wird. Dann kann es anhand des Volumendatensatz **50** möglich sein, die Trajektorie \vec{d}_p zu planen. Es kann aber auch möglich sein, dass der Volumendatensatz **50** zu einem früheren Zeitpunkt und/oder mit einem anderen Bildgebungs-Verfahren bestimmt wurde. Dann kann es notwendig sein, eine Ausrichtung des Volumendatensatzes **50** mit dem Koordinatensystem **111** vorzunehmen. Hierzu sind verschiedene Techniken bekannt.

[0095] Insbesondere beinhaltet und umfasst der Volumendatensatz **50** die Trajektorie \vec{d}_p vollständig. Weiterhin ist der Volumendatensatz **50** durch einen Bezugspunkt **51** charakterisiert, welcher im Falle der Ausführungsform wie sie in **Fig. 5** dargestellt ist, das Zentrum des Volumendatensatz **50** bezeichnet. In **Fig. 5** sind die ersten und zweiten MR-Ebenen **41**, **42** derart bestimmt, dass ihre Zentren an dem Bezugspunkt **51** ausgerichtet sind. In **Fig. 5** ist ein Zentrum **42A** der zweiten MR-Ebene **42** illustriert, welches in Bezug auf die lateralen Ausdehnungen **42B** und **42C** dieser Ebene definiert ist. Zum Beispiel kann die Bestimmung der zweiten MR-Ebene **42** so erfolgen, dass ein Normalenvektor (in **Fig. 5** mittels des Pfeils illustriert) durch das Zentrum **42A** der zweiten MR-Ebene **42** koinzident mit dem Bezugspunkt **51** des Volumendatensatzes **50** ist bzw. diesen berührt oder umfasst. Es ist aber auch möglich, dass andere Anordnungen der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** in Bezug auf den Bezugspunkt **51** zur Bestimmung verwendet werden. Zum Beispiel kann ein Versatz zwischen einer Normale durch die Zentren der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** und dem Bezugspunkt **51** vorhanden sein.

[0096] Die Bestimmung der dritten MR-Ebene **43** in **Fig. 5** ist so erfolgt, dass diese MR-Ebene **43** eine bestimmte Anordnung in Bezug auf den Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p aufweist. In anderen Worten erfolgt die Anordnung in der dritten MR-Ebene in einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung in Bezug auf den Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p und nicht in Bezug auf den Bezugspunkt **51** des Volumendatensatzes **50**. Im Falle der **Fig. 5** ist ein Zentrum **43A** der dritten MR-Ebene **43** koinzident mit dem Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p . Trotzdem ist die laterale Ausdehnung der dritten MR-Ebene **43** durch den Volumendatensatz **50** begrenzt.

[0097] Im Allgemeinen können die MR-Ebenen **41**, **42**, **43** so bestimmt werden, dass durch relative Positionierung in Bezug auf den Volumendatensatz **50**

sichergestellt ist, dass sie die gesamte Trajektorie \vec{d}_p umfassen. Dies kann den Effekt einer verbesserten Visualisierung einer perkutanen Invasion haben.

[0098] Um eine entsprechende Bestimmung der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** zu erhalten, kann es zum Beispiel möglich sein, zunächst eine Bestimmung dieser Ebenen anhand der oben stehend diskutierten Gleichungen 1 bis 6 durchzuführen und in einem weiteren Schritt eine Ausrichtung der derart bestimmten MR-Ebenen **41**, **42**, **43** mittels einer linearen Koordinaten-Verschiebung an dem Bezugspunkt **51** bzw. dem Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p durchzuführen. In den folgenden Gleichungen bezeichnet \vec{g} ein ursprüngliches Zentrum einer der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** und \vec{g}_0 bezeichnet entweder den Bezugspunkt **51** oder den Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p und \vec{g}_{neu} bezeichnet das neue Zentrum der entsprechend transformierten MR-Ebene **41**, **42**, **43**, also etwa das Zentrum **42A** der zweiten MR-Ebene **42** oder das Zentrum **43A** der dritten MR-Ebene **43**. Dann kann an einer Ausrichtung der entsprechenden MR-Ebene an dem Bezugspunkt **51** oder dem Zielpunkt **11** mittels folgender Koordinaten-Verschiebung erfolgen:

$$\vec{g}_{neu} = \vec{g} + \mu \vec{r} + \xi \vec{c} \quad (7),$$

$$\mu = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{r} \quad (7a),$$

$$\xi = (\vec{g} - \vec{g}_0)^T \cdot \vec{c} \rightarrow \quad (7b).$$

[0099] In diesen Gleichungen bezeichnen die Vektoren r und c die Reihen- und Spaltenvektoren wie sie in einem entsprechenden Koordinatensystem in Bezug auf die laterale Orientierung, d.h. der Orientierung innerhalb der Ebene, einer der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** definiert ist. Dies ist in [Fig. 6](#) linksseitig illustriert. Zum Beispiel kann die Zuordnung bestimmte Richtungen zu Reihen- bzw. Spalten- bzw. Normalenvektoren r , c , n -Vektoren dazu verwendet werden, die laterale Orientierung von Bildern, welche mittels MRT für die entsprechende MR-Ebene **41**, **42**, **43** erfasst werden, zu bestimmen.

[0100] Die laterale Orientierung kann hierbei an der entsprechenden lateralen Orientierung der Referenzebenen, also der anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** erfolgen. Eine illustrative Zuordnung der Reihen- und Spaltenvektoren r , c , n zu den verschiedenen anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** in dem Referenzkoordinatensystem **25** ist in [Fig. 6](#) rechtsseitig illustriert. Dann kann insbesondere das Bestimmen einer oder mehrerer der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** derart erfolgen, dass die laterale Orientierung auf die laterale Orientierung einer oder mehrerer der anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22**, für die ein Abstandsmaß gegenüber der entsprechenden MR-Ebene **41**, **42**, **43** minimal wird, abgestimmt ist.

[0101] Zum Beispiel kann, Bezug nehmend auf die [Fig. 3](#), die laterale Orientierung, d.h. die Zuordnung zu Reihen- und Spaltenvektoren r , c , der ersten MR-Ebene **41** entsprechend der lateralen Orientierung der Transversalebene **22** sein. Wenn zum Beispiel zunächst eine Bestimmung der Ausrichtung der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** mittels der Gleichungen 1–6 erfolgt, so kann in einem nachfolgenden Schritt die laterale Orientierung mittels einer Ausrichtung anhand einer Koordinaten-Rotation der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** an den entsprechenden zugeordneten anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** erfolgen. Entsprechende Verfahren der Koordinaten-Rotation sind dem Fachmann bekannt, so dass hier keine weiteren Details genannt werden müssen.

[0102] [Fig. 7](#) ist ein Flussdiagramm eines Verfahrens zum Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen für ein Bildgebungsverfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention, d.h. im Falle von MRT zum Bestimmen von MR-Ebenen. Das Flussdiagramm in [Fig. 7](#) betrifft weiterhin ein Verfahren zur Visualisierung der perkutanen Intervention.

[0103] Das Verfahren beginnt in Schritt S1. In Schritt S2 wird ein Patient auf einer Liege angeordnet, also etwa die Untersuchungsperson **1** auf dem Tisch **105**. In Schritt S3 wird die Liege bzw. der Tisch **105** in die MR-Anlage **100** eingebracht und eine Patienten-Registrierung wird durchgeführt. Die Patienten-Registrierung kann z.B. mittels des Laserpositionierungssystems **106** durchgeführt werden. Die Patienten-Registrierung dient dazu, das Referenzkoordinatensystem **25**, welches basierend auf der Untersuchungsperson **1** definiert ist, in Bezug zu dem Koordinatensystem **111** der MR-Anlage **100** zu setzen. Der Patient kann dann so positioniert werden, dass einerseits sowohl Bildgebung mittels MRT möglich ist, andererseits auch die perkutane Intervention an der betreffenden Stelle durchgeführt werden kann.

[0104] In Schritt S4 erfolgt das Erfassen von MR-Daten für den Volumendatensatz **50** und, anhand des Volumendatensatz **50**, die Planung der Trajektorie \vec{d}_p der perkutanen Intervention.

[0105] In Schritt S5 erfolgt anschließend das Bestimmen einer ausgewählten anatomischen Ebene aus den anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** basierend auf der in Schritt S4 bestimmten Trajektorie \vec{d}_p . Zum Beispiel kann diejenige der anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22** ausgewählt werden, welche ein minimales Abstandsmaß gegenüber der Trajektorie \vec{d}_p aufweist, die also etwa einen minimalen Winkel mit der Trajektorie \vec{d}_p einschließt.

[0106] In Schritt S6 erfolgt das Bestimmen der ersten MR-Ebene **41** basierend auf der Trajektorie \vec{d}_p und der ausgewählten anatomischen Ebene aus Schritt

S5. Die Schritte S5 und S6 wurden in Bezug auf die [Fig. 3](#) voranstehend diskutiert.

[0107] In Schritt S7 und S8 erfolgt jeweils das Bestimmen der zweiten MR-Ebene **42** und der dritten MR-Ebene **43**. Hierbei basiert die zweite MR-Ebene **42** auf der Trajektorie \vec{d}_p und der ersten MR-Ebene **41**, während die dritte MR-Ebene **43** auf der Trajektorie und der ersten und zweiten MR-Ebene **42**, **43** basiert. Die Schritte S7 und S8 wurden in Bezug auf die [Fig. 4](#) voranstehend näher diskutiert.

[0108] In Schritt S9 erfolgt das getaktete Bildgeben mittels MRT für die erste, zweite und dritte MR-Ebene **41**, **42**, **43**. Dazu werden MR-Daten für die MR-Ebenen **41**, **42**, **43** erfasst und als Bild ausgegeben. Das getaktete Bildgeben kann zum Beispiel während des Durchführens einer perkutanen Intervention durchgeführt werden. Das getaktete Bildgeben kann mit einer bestimmten Taktrate bzw. Taktperiode durchgeführt werden. Insbesondere ist es möglich, dass die Taktperiode so gewählt wird, dass aufeinanderfolgend erfasste Magnetresonanz-Daten unterschiedlicher Magnetresonanz-Ebenen **41**, **42**, **43** mit einem zeitlichen Versatz erfasst werden, der geringer als eine Längsrelaxationszeit einer Kern-Magnetisierung ist. In einem solchen Fall können Sättigungsbänder entlang der Schnittlinien zwischen den MR-Ebenen **41**, **42**, **43** entstehen, welche zur Visualisierung der perkutanen Intervention verwendet werden können. Insbesondere können diese Schnittlinien die Trajektorie \vec{d}_p und/oder den Zielpunkt **11** umfassen.

[0109] In Schritt S10 wird überprüft ob ein Überwachungskriterium erfüllt ist. Zum Beispiel kann beim gleichzeitigen Durchführen der perkutanen Intervention überwacht werden, ob eine Signalabweichung der MR-Daten in der dritten MR-Ebene **43** festgestellt wird. Eine solche Signalabweichung kann als Indiz gewertet werden, dass die Nadel **120** den Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p erreicht hat. Weiterhin kann überwacht werden, ob zum Beispiel das sensible Objekt **12**, wie es in [Fig. 2](#) diskutiert wurde, möglicherweise aufgrund von Bewegungsartefakten oder sonstigen Verschiebungen auf die Trajektorie \vec{d}_p gelangt ist. Weiterhin kann überwacht werden, ob ein Suszeptibilitätsartefakt auf der Trajektorie \vec{d}_p in den erfassten MR-Daten der ersten und/oder zweiten MR-Ebene **41**, **42** detektiert wird. Ein solches Suszeptibilitätsartefakt kann als Indiz für das Vorhandensein der Nadel **120** an dem entsprechenden Ort entlang der Trajektorie \vec{d}_p gewertet werden.

[0110] Wird in Schritt S10 festgestellt, dass ein solches Überwachungskriterium nicht erfüllt ist, wird Schritt S9 weiter durchgeführt. Andernfalls erfolgt in Schritt S11 zum Beispiel eine Warnung, ein Abbruch

der Bildgebung oder andere geeignete Maßnahmen werden ergriffen. Das Verfahren endet in Schritt S12.

[0111] In [Fig. 8](#) sind die Schritte S6, S7 und S8 der [Fig. 7](#), d.h. das Bestimmen der ersten, zweiten und dritten MR-Ebenen **41**, **42**, **43**, näher erläutert. Das Bestimmen der MR-Ebenen **41**, **42**, **43** kann zunächst, in Schritt T1, das Bestimmen einer Anordnung der entsprechenden Ebene **41**, **42**, **43** umfassen. Dies kann eine Anordnung im Raum bezeichnen, zum Beispiel relativ in Bezug auf das Referenzkoordinatensystem **25** der Untersuchungsperson **1** bzw. zu den anatomischen Ebenen **20**, **21**, **22**. Das Bestimmen der Anordnung der entsprechenden MR-Ebene in Schritt T1 kann dem Berechnen der die Ebene aufspannenden Vektoren \vec{V} gemäß einer der Gleichungen 2–6 entsprechen.

[0112] Weiterhin kann die in Schritt T1 bestimmte MR-Ebene **41**, **42**, **43** eine endliche laterale Ausdehnung und damit ein Zentrum aufweisen. In Schritt T2 erfolgt die Ausrichtung des Zentrums der in Schritt T1 bestimmten MR-Ebene basierend auf dem Bezugspunkt **51** des Volumendatensatzes **50**. Der Schritt T2 kann eine Koordinaten-Verschiebung gemäß einer der Gleichungen 7, 7a und 7b beinhalten. Es ist auch möglich, dass eine Ausrichtung nicht an dem Bezugspunkt **51** geschieht, sondern an anderen relevanten Punkten, etwa dem Anfangspunkt **10** oder dem Zielpunkt **11** der Trajektorie \vec{d}_p oder an einem Punkt eines sensiblen Organs etc. Die Ausrichtung kann in solchen Fällen bewirken, dass eine verbesserte und umfassende Visualisierung der perkutanen Invasion erreicht wird.

[0113] In Schritt T3 kann eine laterale Orientierung der MR-Ebene der Schritte T1 und T2 bestimmt werden, d.h. z.B. eine Drehung der MR-Ebene. Der Schritt T3 kann eine Koordinaten-Rotation beinhalten. Die laterale Orientierung der MR-Ebene kann durch die Verwendung von Reihen-, Spalten-, und normalen Vektoren r , c , n vorgegeben sein.

[0114] In [Fig. 9](#) ist das Visualisieren einer perkutanen Intervention mittels getakteten Erfassens von MR-Daten für die MR-Ebenen **41**, **42**, **43** dargestellt. Aufgetragen ist die Transversalmagnetisierung von 1-H Kernen für die Ebene **41** über der Zeit. Nach Anregen der Transversalmagnetisierung zum Erfassen von MR-Daten aus der ersten MR-Ebene **41** zu Beginn der Taktperiode **62**, relaxiert die Transversalmagnetisierung in die Ruhelage, d.h. parallel zur longitudinalen Richtung, die durch das Grundmagnetfeld definiert ist, zurück. In [Fig. 9](#) ist dies durch die gerade Linie, die eine exponentielle Relaxation illustriert, dargestellt. Dies geschieht auf einer charakteristischen Zeitskala, die durch eine Längsrelaxationszeit **61** definiert ist. Ein zeitlicher Versatz **60** zwischen dem Erfassen der MR-Daten für die erste MR-Ebene **41** und dem Erfassen der MR-Daten für die zweite MR-Ebene

ne **42** ist indiziert. Insbesondere ist der zeitliche Versatz **60** kürzer als die Längsrelaxationszeit **61**.

[0115] Die Taktperiode **62** bezeichnet die Zeit zwischen aufeinanderfolgendem Erfassen von MR-Daten aus der ersten MR-Ebene **41**.

[0116] Die Taktperiode **62** ist abhängig von den technischen Randbedingungen der MRT. Zum Beispiel kann die Taktperiode **62** von der verwendeten MR-Aufnahmesequenz abhängig sein. In einer Ausführungsform ist die MR-Aufnahmesequenz zum Beispiel eine „Balanced True FISP“-Aufnahmetechnik, wie sie dem Fachmann bekannt ist. Dann kann Taktperiode **62** zum Beispiel 0,5 Sekunden bis 1 Sekunde betragen. Entsprechend kann der zeitliche Versatz **60** eine Aufnahme Frequenz von MR-Daten aus den unterschiedlichen MR-Ebenen **41**, **42**, **43** mit zwei bis fünf Bildern pro Sekunde ermöglichen. Hierbei hängt die Taktperiode bzw. die Aufnahme Frequenz direkt von der verwendeten MR-Aufnahmesequenz ab. Z.B. gibt es besonders schnelle MR-Aufnahmesequenzen, die z.B. durch Verwendung mehrerer Spulen mit verschiedenen Ortsraumsensitivitäten und einer Unterabtastung des Ortsfrequenzraums (k-Raum) eine besonders schnelle Bildgebung ermöglichen. Dem Fachmann sind solche MR-Aufnahmesequenzen unter den Begriffen „SENSE“, „SMASH“, und „GRAPPA“ bekannt. Jedoch ist die Anwendbarkeit der gegenwärtigen Erfindung nicht auf solche beschleunigte MR-Aufnahmesequenzen beschränkt.

[0117] Während die Erfindung detailliert durch die bevorzugten Ausführungsbeispiele näher illustriert und beschrieben wurde, ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen. Zum Beispiel kann das Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen auch in Bezug auf ein Computertomographie-Bildgebungsverfahren erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum automatischen Bestimmen von Bildgebungs-Ebenen (**41**, **42**, **43**) eines Bildgebungsverfahrens zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson (**1**) entlang einer Trajektorie (\vec{d}_p) zu einem Zielpunkt (**11**), wobei das Verfahren umfasst:

– Erhalten von Daten eines Referenzkoordinatensystems (**25**), wobei diese Daten drei, das Referenzkoordinatensystem (**25**) definierende, orthogonale Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) beschreiben,

– Erhalten von Daten der Trajektorie (\vec{d}_p), wobei diese Daten eine Anordnung und den Zielpunkt (**11**) der Trajektorie (\vec{d}_p) beschreiben und wobei die Trajektorie eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen aufweist,

– Ermitteln einer dieser Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) als ausgewählte Referenzebene basierend auf den relativen Anordnungen der Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) zu der Trajektorie (\vec{d}_p),

– Bestimmen einer ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) liegt und dass die erste Bildgebungs-Ebene (**41**) eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene (**20**, **21**, **22**) aufweist,

– Bestimmen einer zweiten Bildgebungs-Ebene (**42**) derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der zweiten Bildgebungs-Ebene (**42**) liegt und dass die zweite Bildgebungs-Ebene (**42**) orthogonal zu der ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) ist,

– Bestimmen einer dritten Bildgebungs-Ebene (**43**) derart, dass diese orthogonal zu der ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) ist und orthogonal zu der zweiten Bildgebungs-Ebene (**42**) ist und den Zielpunkt (**11**) der Trajektorie (\vec{d}_p) umfasst.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) die Transversalebene (**22**), die Sagittalebene (**21**) und die Frontalebene (**20**) der Untersuchungsperson (**1**) sind.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei das Bestimmen der ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) derart geschieht, dass ihre Ebenennormale parallel zu einer Komponente der Ebenennormale ($n_{\rightarrow i}$) der ausgewählten Referenzebene ist, welche senkrecht zu der Trajektorie (\vec{d}_p) ist.

4. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, wobei das Bestimmen der ersten Bildgebungs-Ebene (**41**) derart geschieht, dass diese ein minimiertes Abstandsmaß mit der ausgewählten Referenzebene aufweist.

5. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, weiterhin umfassend:

– Berechnen eines Abstandsmaßes für mindestens zwei der Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) gegenüber der Trajektorie (\vec{d}_p), wobei das Ermitteln der ausgewählten Referenzebene (**20**, **21**, **22**) basierend auf dem berechneten Abstandsmaß erfolgt.

6. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, wobei die Daten des Referenzkoordinatensystems (**25**) eine laterale Orientierung der Referenzebenen (**20**, **21**, **22**) umfassen und wobei das Bestimmen mindestens einer der Bildgebungs-Ebenen (**41**, **42**, **43**) so erfolgt, dass ihre laterale Orientierung auf der lateralen Orientierung einer der Referenzebenen (**20**, **21**, **22**), für die ein Abstandsmaß gegenüber der mindestens einen Bildgebungs-Ebene minimal wird, basiert.

7. Verfahren nach Anspruch 6, weiterhin umfassend:

– Ausrichten, mittels einer Koordinaten-Rotation, der lateralen Orientierung der mindestens einen Bildgebungs-Ebene an der lateralen Orientierung der Referenzebene, für die das Abstandsmaß gegenüber der mindestens einen Bildgebungs-Ebene minimal wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 4–7, wobei das Abstandsmaß basierend auf einem Winkel (30) zwischen der Trajektorie (\vec{d}_p) und der betreffenden Ebene (20, 21, 22, 41, 42, 43) oder basierend auf einem Winkel (30) zwischen den betreffenden Ebenen (20, 21, 22, 41, 42, 43) berechnet wird.

9. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, weiterhin umfassend:

– Erhalten eines Bezugspunktes (51) eines Volumendatensatzes (50), wobei der Volumendatensatz die Trajektorie umfasst, wobei das Bestimmen mindestens einer der Bildgebungs-Ebenen (41, 42, 43) so erfolgt, dass ihr Zentrum (42a, 43a) an dem Bezugspunkt (51) ausgerichtet ist.

10. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, wobei das Bestimmen der dritten Bildgebungs-Ebene (43) derart geschieht, dass ihr Zentrum (43a) an dem Zielpunkt (11) der Trajektorie (\vec{d}_p) ausgerichtet ist.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 oder 10, weiterhin umfassend:

– Ausrichten, mittels einer linearen Koordinaten-Verschiebung, des Zentrums (42a, 43a) mindestens einer der Bildgebungs-Ebenen (41, 42, 43) an dem Bezugspunkt oder dem Zielpunkt (11) der Trajektorie (\vec{d}_p).

12. Verfahren nach einem der voranstehenden Ansprüche, wobei die Daten der Trajektorie aus einem Volumendatensatz (50) der Untersuchungsperson (1) erhalten werden und wobei der Volumendatensatz (50) die Trajektorie (\vec{d}_p) beinhaltet und wobei der Volumendatensatz (50) und die Trajektorie (\vec{d}_p) eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen (20, 21, 22) aufweisen.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1–11, wobei die Daten der Trajektorie basierend auf einer Position einer Nadel, die zur perkutanen Intervention verwendet werden kann, erhalten werden.

14. Verfahren zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson (1) entlang einer Trajektorie (\vec{d}_p) zu einem Zielpunkt (11), das Verfahren umfassend:

– getaktetes Erfassen von Magnetresonanz-Daten für Magnetresonanz-Ebenen (41, 42, 43), wobei die Magnetresonanz-Ebenen (41, 42, 43) mit einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13 bestimmt wurden,

– Visualisieren der Magnetresonanz-Daten als zweidimensionale Echtzeitbilder der Magnetresonanz-Ebenen (41, 42, 43).

15. Verfahren nach Anspruch 14, wobei das getaktete Erfassen von Magnetresonanz-Daten mit einer Taktperiode (62) erfolgt, welche aufeinanderfolgend erfasste Magnetresonanz-Daten unterschiedlicher Magnetresonanz-Ebenen (41, 42, 43) mit einem zeitlichen Versatz (60) erfasst, der geringer als eine Längsrelaxationszeit (61) einer Kern-Magnetisierung ist.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 15, weiterhin umfassend:

– automatisches Überwachen des Eintretens von Ereignissen, die aus der Gruppe ausgewählt werden, welche die folgenden Elemente umfasst: Signalabweichung der Magnetresonanz-Daten der dritten Magnetresonanz-Ebene (43); sensibles Objekt auf der Trajektorie (\vec{d}_p) in den erfassten Magnetresonanz-Daten der ersten und/oder zweiten Magnetresonanz-Ebene (41, 42); Suszeptibilitätsartefakt auf der Trajektorie (\vec{d}_p) in den erfassten Magnetresonanz-Daten der ersten und/oder zweiten Magnetresonanz-Ebene (41, 42).

17. Magnetresonanzanlage (100) zur Visualisierung einer perkutanen Intervention einer Untersuchungsperson (1) entlang einer Trajektorie (\vec{d}_p) zu einem Zielpunkt (11), die Magnetresonanzanlage (100) umfassend:

– einen Rechner (107), welcher eingerichtet ist, um die folgenden Schritte durchzuführen:

– Erhalten von Daten eines Referenzkoordinatensystems (25), wobei diese Daten drei, das Referenzkoordinatensystem (25) definierende, orthogonale Referenzebenen (20, 21, 22) beschreiben,

– Erhalten von Daten der Trajektorie (\vec{d}_p), wobei diese Daten eine Anordnung und den Zielpunkt (11) der Trajektorie (\vec{d}_p) beschreiben und wobei die Trajektorie eine definierte Anordnung in Bezug auf die Referenzebenen aufweist,

– Ermitteln einer dieser Referenzebenen (20, 21, 22) als ausgewählte Referenzebene basierend auf den relativen Anordnungen der Referenzebenen (20, 21, 22) zu der Trajektorie (\vec{d}_p),

– Bestimmen einer ersten Magnetresonanz-Ebene derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der ersten Magnetresonanz-Ebene liegt und dass die erste Magnetresonanz-Ebene eine bestimmte Anordnung in Bezug auf die ausgewählte Referenzebene aufweist,

- Bestimmen einer zweiten Magnetresonanz-Ebene derart, dass die Trajektorie (\vec{d}_p) in der zweiten Magnetresonanz-Ebene liegt und dass die zweite Magnetresonanz-Ebene orthogonal zu der ersten Magnetresonanz-Ebene ist,
- Bestimmen einer dritten Magnetresonanz-Ebene derart, dass diese orthogonal zu der ersten Magnetresonanz-Ebene ist und orthogonal zu der zweiten Magnetresonanz-Ebene ist und den Zielpunkt **(11)** der Trajektorie (\vec{d}_p) umfasst.

18. Magnetresonanzanlage **(100)** nach Anspruch 17, wobei die Magnetresonanzanlage **(100)** weiterhin eine Bildgebungs-Einheit **(108)** umfasst, welche eingerichtet ist, um die folgenden Schritte durchzuführen:

- getaktetes Erfassen von Magnetresonanz-Daten für die Magnetresonanz-Ebenen **(41, 42, 43)** und
- Visualisieren der Magnetresonanz-Daten als zweidimensionale Echtzeitbilder der Magnetresonanz-Ebenen **(41, 42, 43)**.

19. Magnetresonanzanlage **(100)** nach einem der Ansprüche 17 oder 18, wobei die Magnetresonanzanlage **(100)** eingerichtet ist, ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13 durchzuführen und/oder ein Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 16 durchzuführen.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

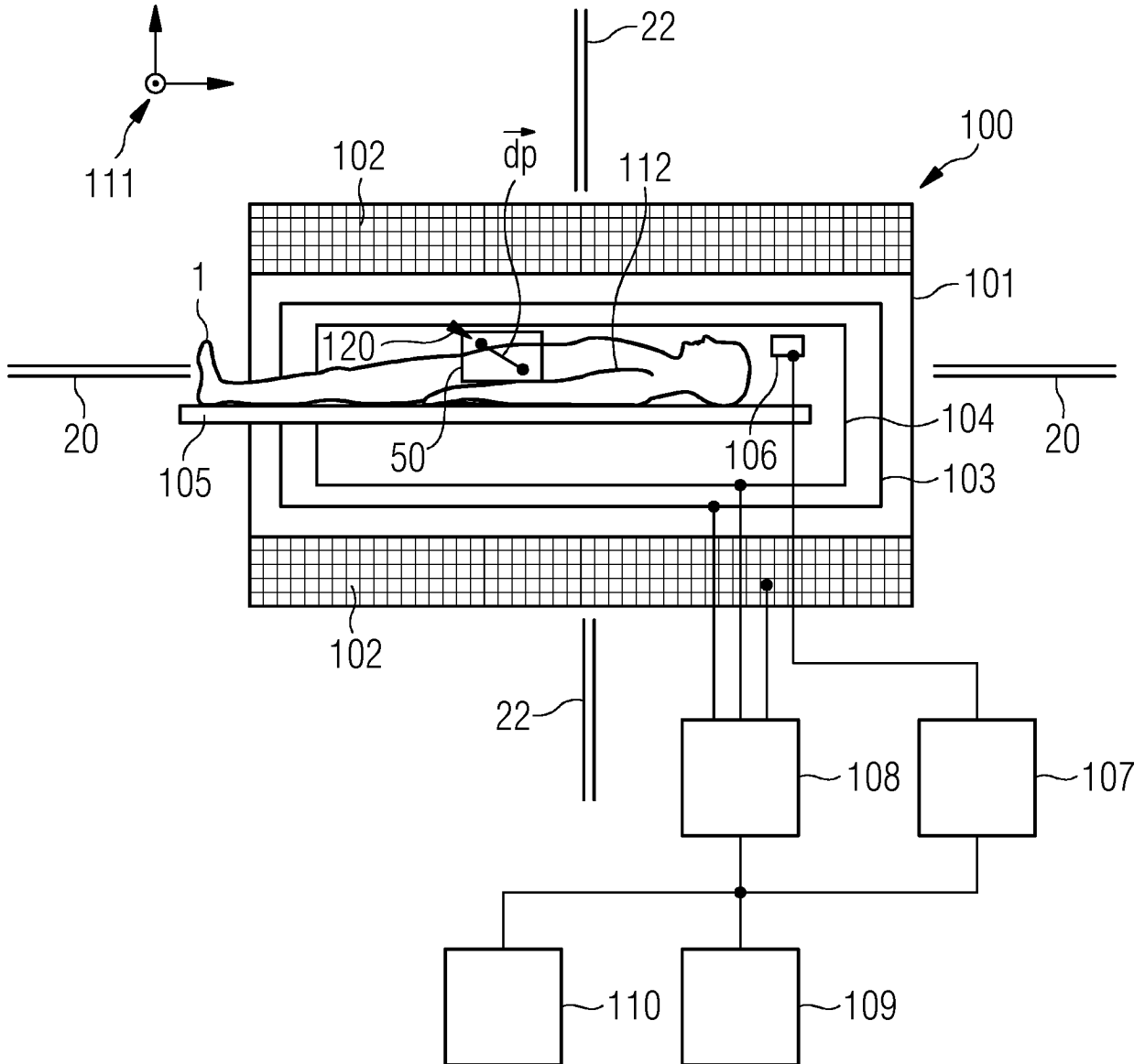


FIG 2

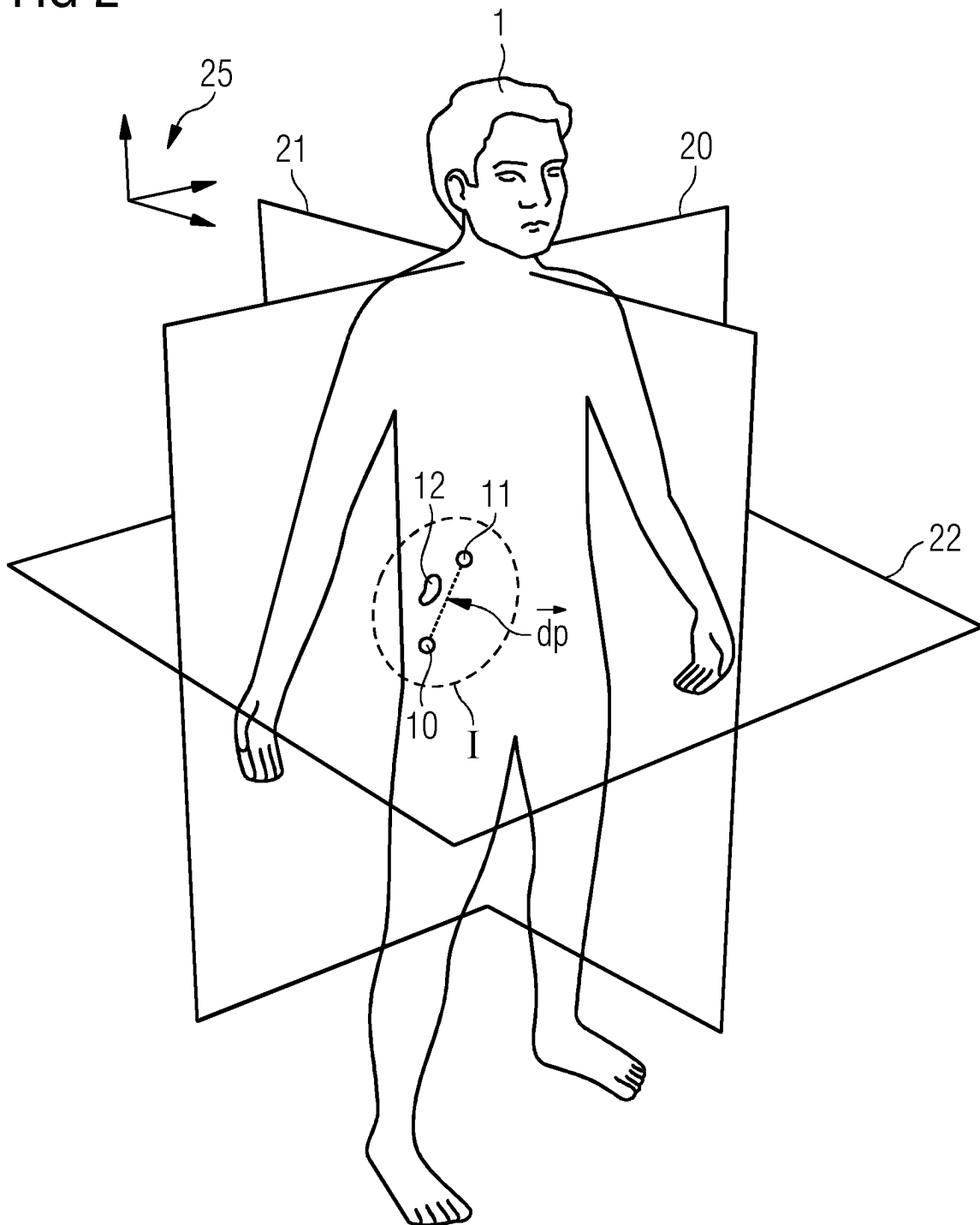


FIG 3

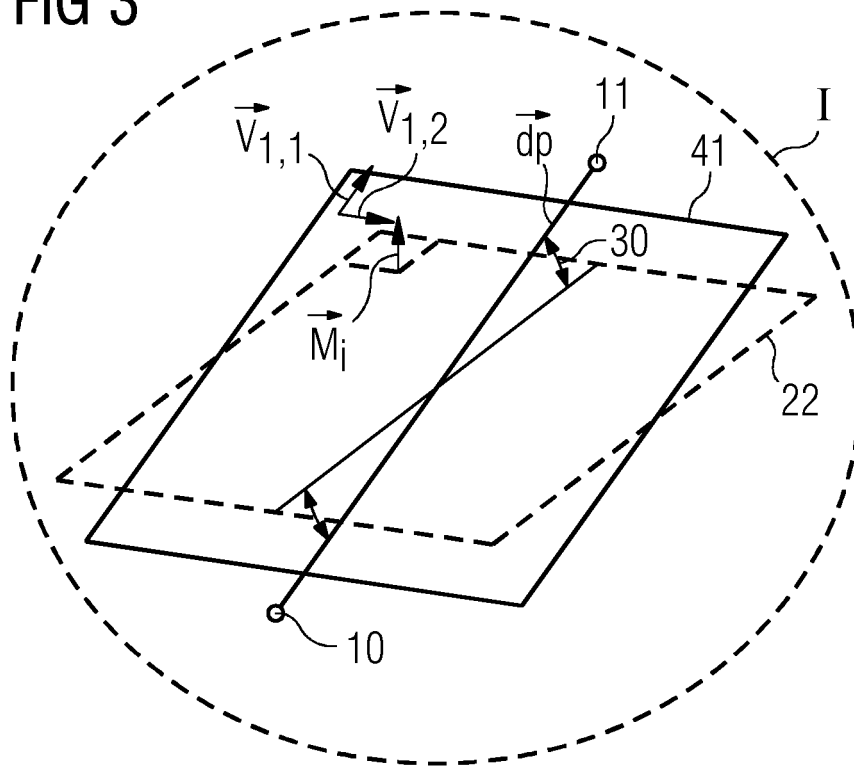


FIG 4

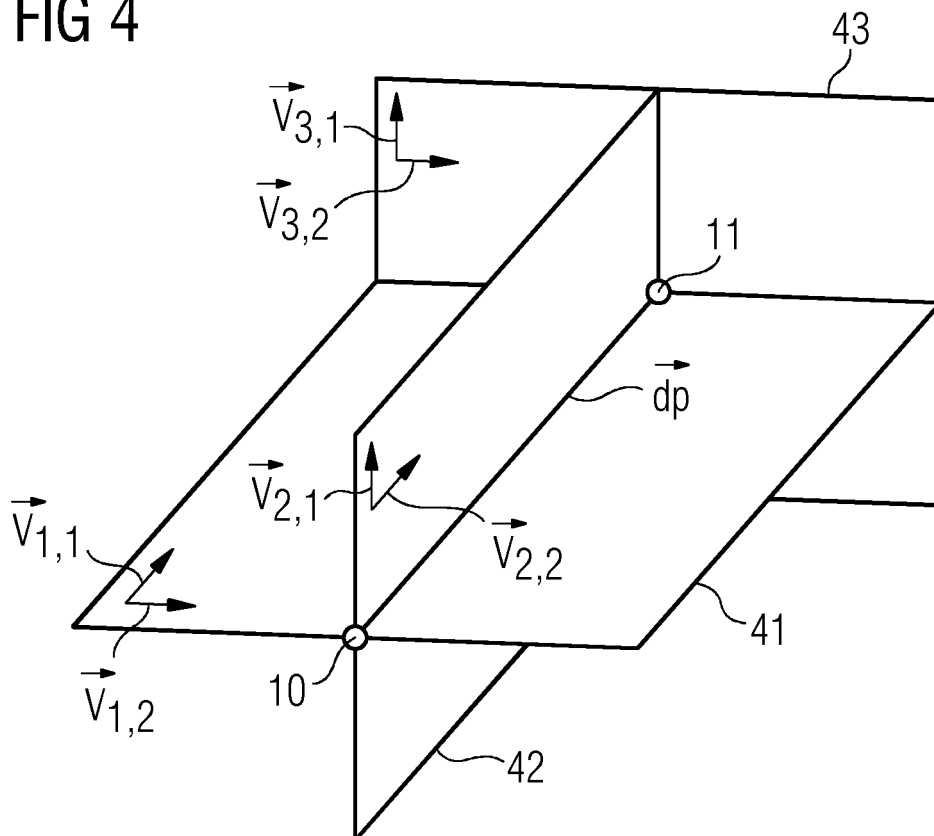
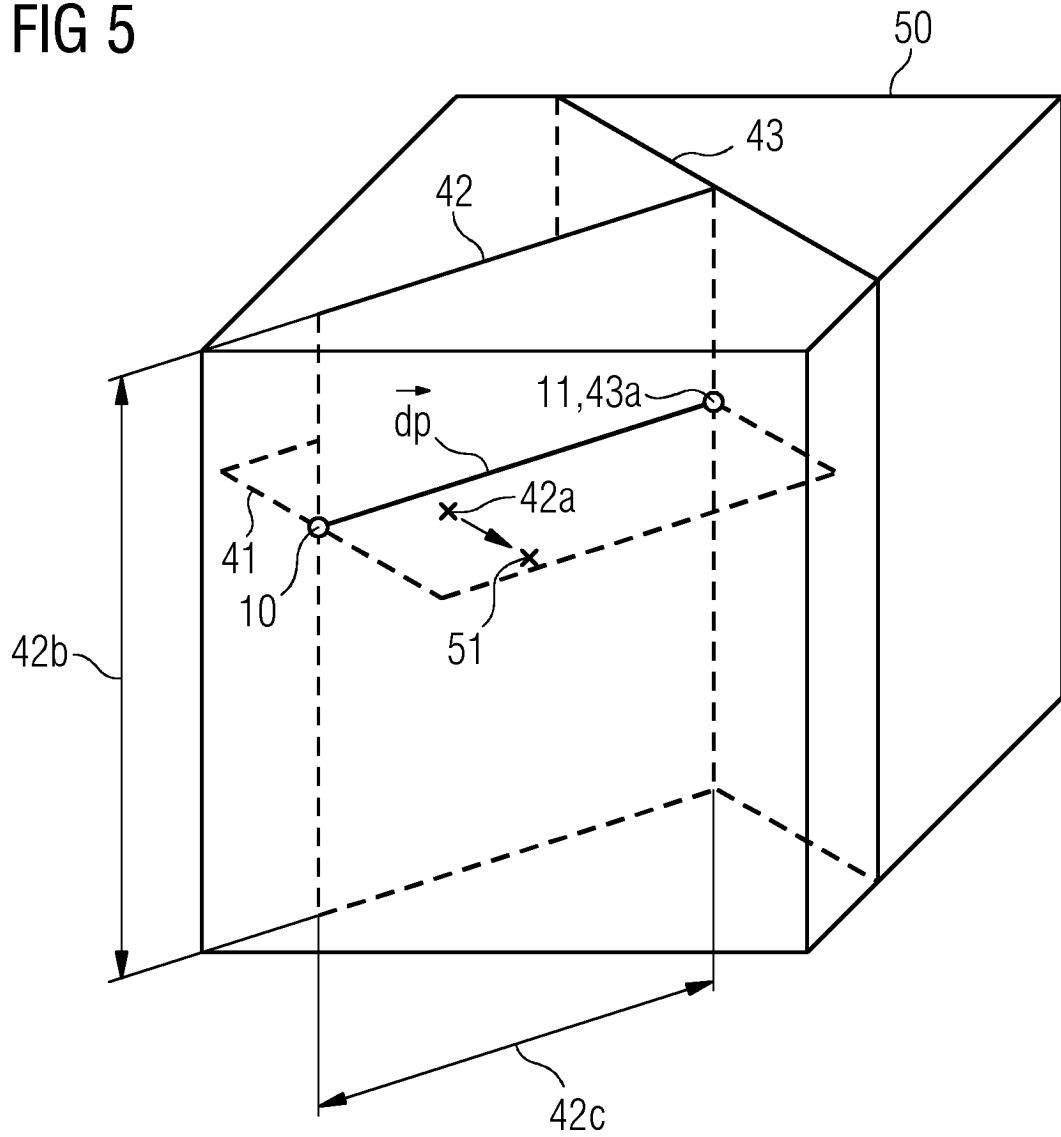


FIG 5



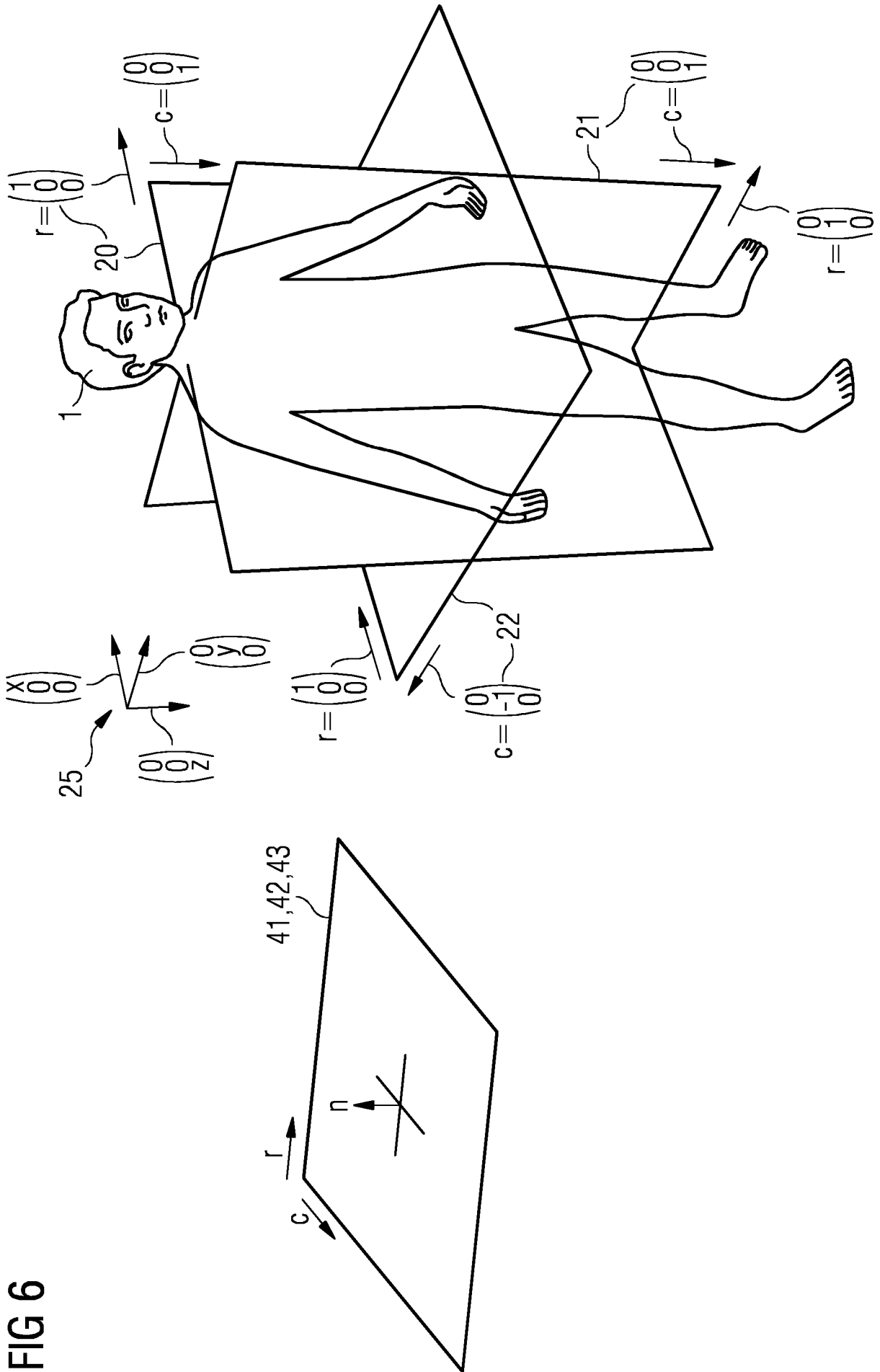


FIG 7

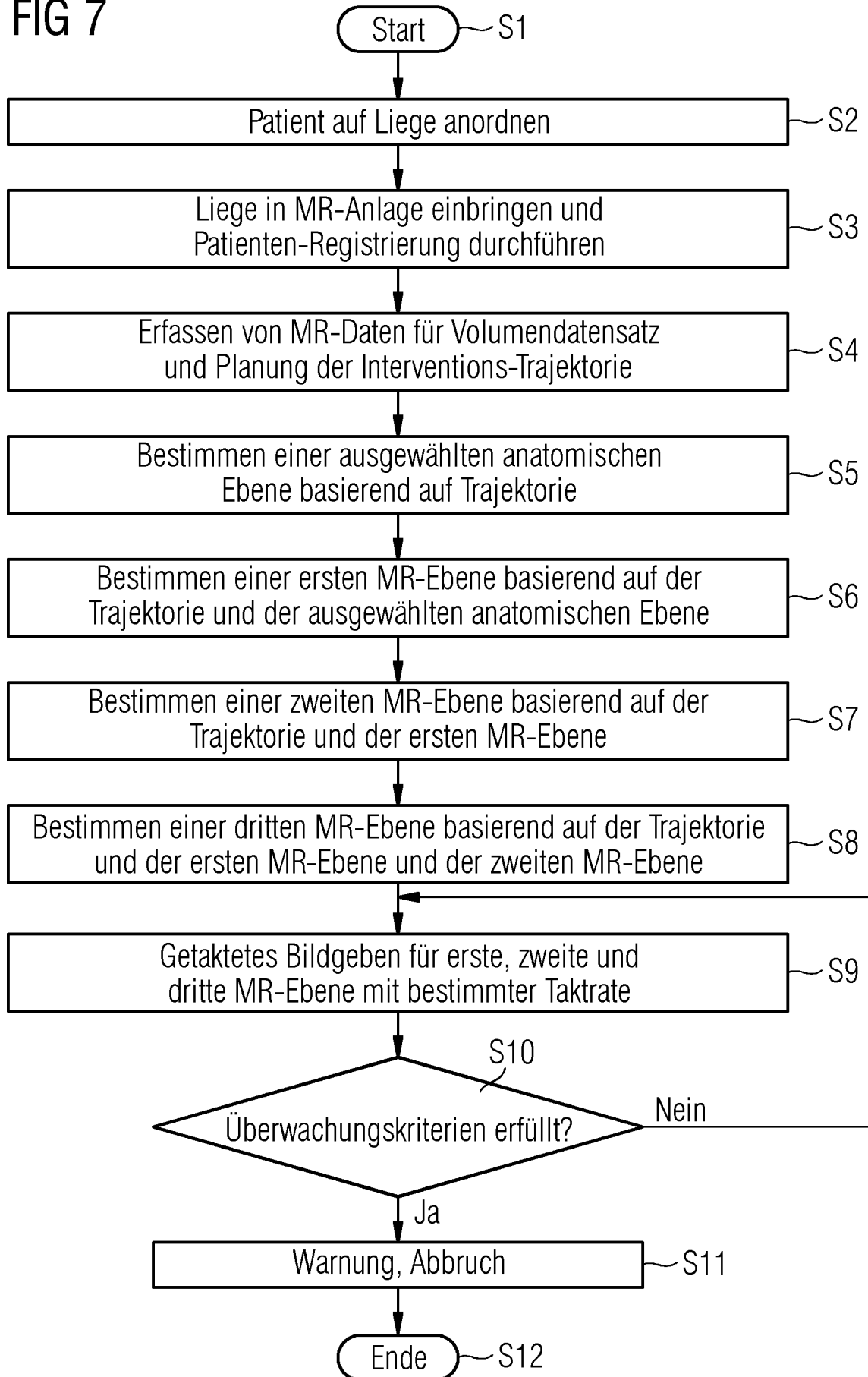


FIG 8

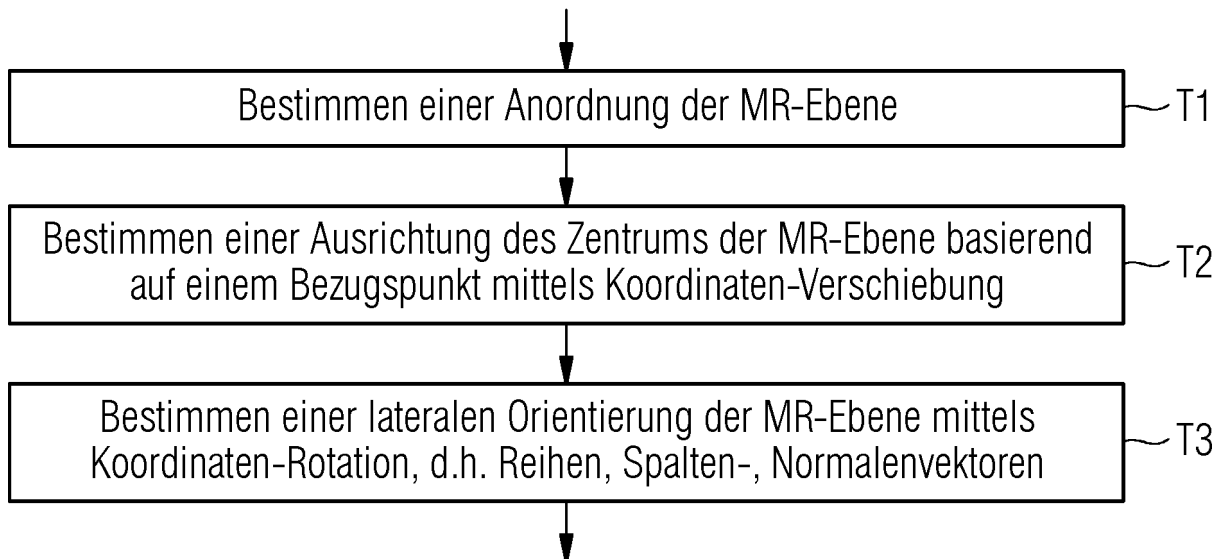


FIG 9

