(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2010 042 518 B4** 2013.01.24

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2010 042 518.4**
(22) Anmeldetag: **15.10.2010**
(43) Offenlegungstag: **19.04.2012**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **24.01.2013**

(51) Int Cl.: ***G01R 33/563*** (2006.01)
G01R 33/567 (2006.01)
G01R 33/54 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)

Innerhalb von drei 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 Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:
Roland, Jörg, 91334, Hemhofen, DE; Rothgang, Eva, 90408, Nürnberg, DE; Kickhefel, Antje, 91052, Erlangen, DE

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

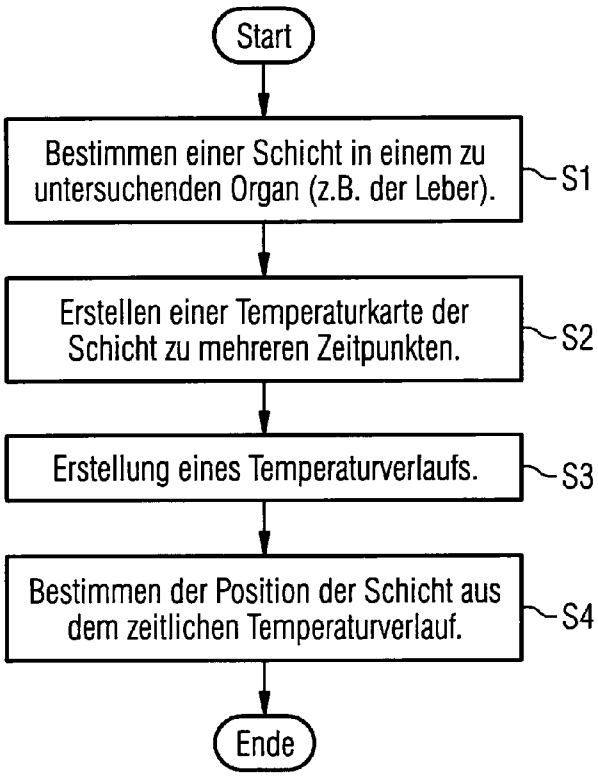
DE 10 2007 017 269 A1
US 2007 / 0 073 141 A1
US 2010 / 0 219 828 A1

C. Klessen et al.: Magnetic resonance imaging of the upper abdomen using a free-breathing T2-weighted turbo spin echo sequence with navigator triggered prospective acquisition correction. In: J. Magn. Reson. Imaging, 21, 2005, S. 576-582.

I. Hancu et al.: Automatic repositioning of single voxels in longitudinal 1H MRS studies. In: NMR Biomed., 18, 2005, S. 352-361.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Bestimmung einer Position einer Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches und entsprechend ausgestaltete Magnetresonanzanlage**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Bestimmung einer Position einer Schicht (24) bezüglich eines sich relativ zu der Schicht bewegenden Bereiches (25) innerhalb eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjektes (O) mittels einer Magnetresonanzanlage (5), wobei das Verfahren folgende Schritte umfasst:
ortsaufgelöstes Erfassen einer physikalischen Eigenschaft (T) für mindestens ein Voxel der Schicht (24) zu mehreren Zeitpunkten,
Bestimmen eines zeitlichen Verlaufs der physikalischen Eigenschaft des mindestens einen Voxels, und
Bestimmen der Position der Schicht (24) jeweils zu bestimmten der Zeitpunkte bezüglich des Bereiches (25) abhängig von dem zeitlichen Verlauf (31).



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren, um bei einem Erfassen einer physikalischen Eigenschaft innerhalb einer Schicht die Position dieser Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches zu bestimmen, sowie eine entsprechend ausgestaltete Magnetresonanzanlage.

[0002] Die US 2007/0073141 A1 betrifft ein Verfahren zur MR-Bildgebung, wobei die Position einer Schicht durch die Positionsbestimmung eines Diaphragmas kompensiert wird.

[0003] "Automatic repositioning of single voxels in longitudinal H MRS studies", I. Hancu u. a., NMR Biomed. 18. Seiten 352–361 2005 beschreibt die Registrierung und Erfassung von MR-Bildern. Dabei wird der Einfluss eines Repositionierungsverfahrens auf das Ausmaß einer Voxel-Überlappung und auf die Reproduzierbarkeit von Messungen von Metabolit-Konzentrationen untersucht. Darüber hinaus wird eine Spektroskopie-Datenquantifizierung offenbart.

[0004] Die DE 10 2007 017 269 A1 beschreibt ein Bildakquisitionsverfahren, bei welchem die momentane Atemlage des Patienten ermittelt wird, um einen Eingriff nur dann vorzunehmen, wenn die erfasste Atemlage des Patienten mit der zusammen mit dem aufgenommenen MRT-Schnittbild gespeicherten Atemlage übereinstimmt.

[0005] "Magnetic Resonance Imaging of the Upper Abdomen Using a Free-Breathing T2-Weighted Turbo Spin Echo Sequence with Navigator Triggered Prospective Acquisition Correction", C. Klessen u. a., Journal of Magnetic Resonance Imaging 21, Seiten 576–582, 2005 beschreibt eine MR-Bildgebung, wobei eine mit einem Navigator gesteuerte Erfassungskorrektur eingesetzt wird.

[0006] Die US 2010/0219828 A1 beschreibt eine Vorrichtung zur MR-Bildgebung, um eine Bildqualität zu verbessern.

[0007] Beispielsweise die dreidimensionale hochaufgelöste Echtzeit-Temperaturbildgebung mittels einer Magnetresonanztomographie (auch MR-Temperaturbildgebung genannt) hat sich in den vergangenen Jahren zu einem wesentlichen Hilfsmittel für die Überwachung und Steuerung von nicht invasiven oder minimal invasiven Tumor-Therapieverfahren entwickelt. Dabei wird für die Temperaturbestimmung aus MR-Bildern als Standardverfahren die Bestimmung der Protonenresonanzfrequenzverschiebung (PRF) von Wasserprotonen bei Temperaturänderung verwendet. Siehe beispielsweise W. Wlodarzcyk u. a.; Phys. Med. Biol., 44, Seiten 607–626, 1999.

[0008] Schnelle Bildgebungsverfahren (z. B. EPI ("Echo Planar Imaging")) mit Messzeiten unter 200 ms pro Schicht in Verbindung mit referenzfreien Verfahren erlauben die Temperaturbestimmung auch an bewegten Organen bei einer kontinuierlichen Messung. Siehe z. B. M. Zhu u. a.; MRM, 60 (3); Seiten 536–541, 2008 oder W. A. Grissom u. a.; 17 th International Meeting of the International Society for Magn. Resonance in Medicine (ISMRM), Abstract #2516.

[0009] Probleme ergeben sich bei der Echtzeit-Temperaturbildgebung durch die Bewegung eines Bereiches oder eines Organs zwischen zwei Akquisitionen. Bei der PRF-Methode zur Temperaturdarstellung führt diese Bewegung zu falschen Temperaturwerten, und eine referenzfreie Methode zur Temperaturmessung ermöglicht keine Dosisberechnung (d. h. keine Berechnung, mit welcher Wärmemenge ein Tumor zu behandeln ist). Ein Nachfahren der mit einer Magnetresonanzanlage aufgenommenen Schichten bezüglich des sich bewegenden Bereichs oder Organs ist häufig unzureichend, setzt die Kenntnis von Atem-/Herzzyklen voraus und ist in der Umsetzung aufwändig.

[0010] Um den Temperaturverlauf an einer definierten Stelle in einem sich bewegenden Bereich oder Organ bestimmen zu können, kann beispielsweise eine Segmentierung und/oder eine nicht-rigide Registrierung vorgenommen werden. Solche Verfahren befinden sich allerdings noch in der Entwicklung und Ergebnisse für MR-Daten mit einem geringen Signalrauschabstand, wie sie sich bei der MR-Echtzeit-Temperaturbildgebung ergeben, können nicht ausreichend rasch und nicht mit ausreichender Qualität für eine Quantifizierung der Temperatur erstellt werden. Darüber hinaus sind einzustellende Parameter dieser Verfahren typischerweise organspezifisch, was die Anwendung dieser Verfahren weiter erschwert.

[0011] Daher stellt sich die vorliegende Erfindung die Aufgabe, die physikalische Eigenschaft innerhalb einer Schicht zu mehreren Zeitpunkten zu erfassen und die Position der Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches zu jedem dieser Zeitpunkte mit möglichst einfachen Mitteln zu bestimmen.

[0012] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Verfahren zur Bestimmung einer Position einer Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches nach Anspruch 1, durch eine Magnetresonanzanlage nach Anspruch 10, durch ein Computerprogrammprodukt nach Anspruch 11 und durch einen elektronisch lesbaren Datenträger nach Anspruch 13 gelöst. Die abhängigen Ansprüche definieren bevorzugte und vorteilhafte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung.

[0013] Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zur Bestimmung einer Position einer Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches innerhalb eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjektes mittels einer Magnetresonanzanlage bereitgestellt. Dabei umfasst das Verfahren folgende Schritte:

- Ortsaufgelöstes Erfassen einer physikalischen Eigenschaft innerhalb der Schicht zu mehreren Zeitpunkten, so dass für mindestens ein Voxel bzw. für mindestens einen Punkt der Schicht ein zeitlicher Verlauf der physikalischen Eigenschaft erfasst wird. Während sich also insbesondere aufgrund von Atem-/Taktzyklen der Bereich bzw. das Organ periodisch zu der Schicht bewegt, werden zu mehreren Zeitpunkten Messwerte der physikalischen Eigenschaft für den/die Bildpunkt(e) oder Voxel der Schicht erfasst. Trägt man diese Messwerte für ein bestimmtes Voxel der Schicht über der Zeit (d. h. für die mehreren Zeitpunkte) auf, so ergibt sich ein zeitlicher Verlauf. Diesen zeitlichen Verlauf kann man für das Voxel (wenn es sich nur um ein Voxel handelt) oder für jedes dieser mehreren Voxel (wenn es sich um mehrere Voxel handelt) der Schicht bestimmen.
- Abhängig von diesem zeitlichen Verlauf (oder abhängig von diesen zeitlichen Verläufen, wenn es sich um mehrere Voxel handelt) wird die Position der Schicht bezüglich des Bereichs jeweils zu beliebigen der Zeitpunkte bestimmt.

[0014] Die Schicht wird dabei insbesondere derart innerhalb des vorbestimmten Volumenabschnitts festgelegt, dass sich die Schicht möglichst oft mit dem Bereich (z. B. einem zu untersuchenden Organ) schneidet, auch wenn sich der Bereich gegenüber der Schicht bewegt. Bei Kenntnis der Ausmaße der Relativbewegung des Bereichs bzw. des Organs zu der insbesondere unbeweglichen Schicht wird die Schicht möglichst derart festgelegt, dass trotz der beispielsweise aufgrund von Atem-/Herzzyklen verursachten Bewegung des Bereichs gegenüber der Schicht die Schicht niemals außerhalb des Bereichs liegt.

[0015] Aber natürlich ist es erfindungsgemäß auch möglich, dass die Schicht nur in gewissen Phasen der Bewegung des Bereichs gegenüber der Schicht diesen Bereich schneidet. Die Position der Schicht bezüglich des Bereichs kann dann nur zu diesen Zeitpunkten erfindungsgemäß bestimmt werden, wenn zu diesem Zeitpunkt eine Schnittmenge zwischen Bereich und Schicht existiert.

[0016] Das erfindungsgemäße Verfahren setzt voraus, dass sich die erfasste physikalische Eigenschaft in dem Teil des Bereichs, welcher aufgrund der Relativbewegung des Bereichs von der Schicht überstrichen wird, in bekannter Weise ändert, beispielsweise monoton ansteigt oder abfällt. Bewegt sich nun die Schicht relativ zu dem Bereich, so ändert sich die Position eines bestimmten Voxels der Schicht innerhalb dieses Bereiches und damit auch die physikalische Eigenschaft, die für dieses Voxel erfasst wird. Da die Richtung der Änderung der physikalischen Eigenschaften (d. h. der Gradient) bekannt ist, kann aus der Änderung oder genauer aus dem zeitlichen Verlauf der physikalischen Eigenschaft auf die aktuelle Position der Schicht zurückgeschlossen werden.

[0017] Der Bereich bewegt sich (beispielsweise aufgrund von Atem-/Herzzyklen) insbesondere periodisch bezüglich der Schicht, wodurch der zeitliche Verlauf der physikalischen Eigenschaft ebenfalls periodisch ist. Daher kann abhängig von einer Lage der erfassten physikalischen Eigenschaft innerhalb einer Periode des zeitlichen Verlaufs die Position der Schicht bezüglich des Bereichs bestimmt werden.

[0018] Aufgrund der periodischen Bewegung des Bereichs gegenüber der Schicht bewegt sich ein bestimmtes Voxel der Schicht entlang des bekannten Gradienten, welcher innerhalb des Bereichs bezüglich der physikalischen Eigenschaft existiert. Trägt man die für jeden Zeitpunkt bestimmten Messwerte der physikalischen Eigenschaft für das bestimmte Voxel über der Zeit auf, so ergibt sich ein periodischer Verlauf oder periodische Schwingung, wobei jede Periode dieses Verlaufes ein Maximum und ein Minimum der physikalischen Eigenschaft aufweist. Wenn sich zu einem bestimmten Zeitpunkt der Messwert der physikalischen Eigenschaft an einer bestimmten Stelle oder Lage einer Periode (z. B. am Maximum oder 10% der Amplitude unterhalb des Maximalwerts) befindet, dann befindet sich die Schicht zu diesem Zeitpunkt an derselben Position wie sich die Schicht zu einem vorherigen Zeitpunkt befand, als ein Messwert an derselben Stelle oder Lage der vorhergehenden Periode erfasst wurde.

[0019] Mit anderen Worten, es kann durch die Bestimmung der Lage des Messwerts innerhalb der jeweiligen Periode des zeitlichen Verlaufs die Position der Schicht zu demjenigen Zeitpunkt, zu welchem der Messwert erfasst wurde, bestimmt werden. Anders ausgedrückt befindet sich die Schicht jeweils an derselben Position bezüglich des Bereichs, wenn der für ein bestimmtes Voxel der Schicht erfasste Messwert innerhalb der jeweiligen Periode dieselbe Lage aufweist. Somit ermöglicht das erfindungsgemäße Verfahren eine Art Selbstregistrierung, indem anhand des zeitlichen Verlaufs der physikalischen Eigenschaft bestimmt wird, zu welchem Zeitpunkt die Schicht wieder dieselbe Position innerhalb des Bereichs annimmt.

[0020] Obwohl es möglich ist, den zeitlichen Verlauf für jedes Voxel der Schicht zu erstellen, ist es ausreichend, nur den Zeitverlauf von einem oder von wenigen Voxeln auszuwerten, um die Position der Schicht

zu einem bestimmten Zeitpunkt zu bestimmen. Da die Messwerte der physikalischen Eigenschaft für die Schicht gleichzeitig erfasst werden, reicht die Positionsbestimmung eines oder weniger Voxel aus, um die Position der Schicht und damit die Position der anderen Voxel zu bestimmen.

[0021] Bei der physikalischen Eigenschaft kann es sich dabei um eine Temperatur, eine Flussgeschwindigkeit, um einen Diffusionskoeffizienten oder um Ergebnisse einer Spektralanalyse handeln.

[0022] Die vorliegende Erfindung ermöglicht, dass so genannte funktionelle Karten, welche anstelle der anatomischen Bilder (Magnitudenbilder) ortsaufgelöst physikalische Eigenschaften des Gewebes wie Temperatur, Diffusionskoeffizienten, Flussgeschwindigkeit, Spektralinformation usw. darstellen, und insbesondere der zeitliche Verlauf dieser physikalischen Eigenschaften für die Bestimmung der aktuellen Position des Bereichs (z. B. eines Organs), d. h. als Kriterium zur Registrierung der gemessenen Position, eingesetzt werden. Dabei sind besonders funktionelle Karten, welche scharfe Gradienten (Gradienten mit einer groben räumlichen Änderung) aufweisen, geeignet. Beispielsweise Temperaturkarten bei Tumorablationen oder Ergebnisse von Flussmessungen mit scharfen Gradienten im Bereich von Blut führenden Adern oder Ergebnisse bei Diffusionskoeffizienten-/Fiber-Tracking oder Ergebnisse bei Perfussionsmessungen sind hierzu geeignet.

[0023] Gemäß einer erfindungsgemäßen Ausführungsform wird bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft ein Absolutwert der physikalischen Eigenschaft pro Voxel der Schicht zu den Zeitpunkten erfasst oder gemessen. Indem anhand des zeitlichen Verlaufs die Position der Schicht für bestimmte Zeitpunkte bezüglich des Bereichs bestimmt wird, wird auch der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft periodisch mit der Relativbewegung des Bereichs jeweils für dieselben Voxel des Bereiches bestimmt, so dass der Verlauf des Absolutwerts für dasselbe Voxel verfolgt werden kann.

[0024] Indem der Absolutwert der physikalischen Eigenschaften (z. B. die Temperatur) für jedes Voxel der Schicht für bestimmte Zeitpunkte bestimmt wird und indem die Position der Schicht für diese Zeitpunkte bestimmt wird, wird demnach auch periodisch der Absolutwert für dieselben Voxel des Bereichs bestimmt. Dadurch kann beispielsweise der Verlauf der Temperatur für dasselbe Voxel des Bereichs (z. B. eines Organs) verfolgt werden.

[0025] Aufgrund der Relativbewegung überstreicht die Schicht beispielsweise während eines Atem-/Herzzyklus mehrere Schichten des Bereichs, welche im Folgenden Bereichsschichten genannt werden. Wenn demnach zu einem Zeitpunkt Absolutwerte der physikalischen Eigenschaft für Voxel der Schicht bestimmt werden, werden damit quasi Absolutwerte der physikalischen Eigenschaft für Voxel derjenigen Bereichsschicht bestimmt, welche zu diesem Zeitpunkt der Schicht entspricht. Da es mehrere Bereichsschichten gibt, welche von der Schicht überstrichen werden, und da diese Bereichsschichten aufgrund der periodischen Relativbewegung mehrfach der Schicht entsprechen, können die Absolutwerte für die Voxel dieser Bereichschichten mehrfach bestimmt oder rekonstruiert werden.

[0026] Obwohl also zu mehreren Zeitpunkten nur physikalische Eigenschaften für die Voxel einer Schicht gemessen werden, können aufgrund der periodischen Relativbewegung der Bereichsschichten zu der Schicht mehrmals auch die physikalischen Eigenschaften für die Voxel jeder dieser Bereichsschichten bestimmt werden. Daher kann auch für jedes Voxel jeder Bereichschicht ein Verlauf der physikalischen Eigenschaft ermittelt werden.

[0027] Natürlich kann erfindungsgemäß auch nur eine Bereichsschicht verfolgt werden. Immer wenn anhand des zeitlichen Verlaufs der physikalischen Eigenschaft erkannt wird, dass die Schicht diese Bereichsschicht überdeckt (dieser Bereichsschicht entspricht), kann die physikalische Eigenschaft für Voxel dieser Bereichschicht bestimmt werden.

[0028] Erfindungsgemäß ist es ebenfalls möglich, dass bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft auch Magnituden der MR-Signale für die Voxel der Schicht zu den mehreren Zeitpunkten gemessen werden. Während die physikalische Eigenschaft insbesondere aus den Phasenwerten der MR-Signale abgeleitet wird, kann aus den Magnitudenwerten der MR-Signale ein anatomisches MR-Bild rekonstruiert werden. Da sich die Schicht, wie es vorab ausgeführt ist, aufgrund der periodischen Relativbewegung gegenüber den Bereichsschichten bewegt, können somit mehrere anatomische MR-Bilder für jede Bereichsschicht (oder für eine oder mehrere bestimmte Bereichschichten) erstellt werden. Anders ausgedrückt werden für jeden der Zeitpunkte nicht nur die Phasenwerte, sondern auch die Amplitudenwerte der MR-Signale erfasst, so dass sowohl die funktionelle Karte, welche ortsaufgelöst Messwerte der physikalischen Eigenschaft für die Schicht zu dem jeweiligen Zeitpunkt umfasst, als auch ein anatomisches MR-Bild der Schicht für den jeweiligen Zeitpunkt erstellt wird. Da sich die Schicht aufgrund der Relativbewegung periodisch gegenüber den Bereichsschichten bewegt, so dass zu jedem Zeitpunkt eine andere (aber periodisch wiederholt dieselbe) Bereichsschicht der Schicht entspricht, können somit für mehrere Bereichsschichten (oder auch nur für eine Bereichschicht) jeweils mehrere anatomische MR-Bilder erstellt werden.

[0029] Die erfassten Magnitudenwerte, aus welchen die anatomischen MR-Bilder rekonstruiert werden, können auch zur exakten Bestimmung der Position der jeweiligen Schicht, d. h. zur Registrierung der Schicht, innerhalb des Bereichs eingesetzt werden.

[0030] Gemäß einer bevorzugten erfindungsgemäßen Ausführungsform können auch für mehrere Schichten (und nicht nur für eine Schicht) die vorab beschriebenen Verfahren oder erfindungsgemäßen Ausführungsformen durchgeführt werden. Mit diesen mehreren parallelen Schichten ist es möglich, Messwerte für die physikalische Eigenschaft in dem gesamten Volumen des Bereiches zu erfassen. Darüber hinaus können dadurch auch anatomische MR-Bilder für alle parallel zu diesen Schichten liegenden Bereichsschichten erstellt werden. Dazu wird das Ausmaß der Relativbewegung bestimmt oder vorgegeben und der Abstand der Schichten derart eingestellt, dass er diesem Ausmaß entspricht oder kleiner als dieses Ausmaß ist. Wenn die oberste Schicht am oberen Rand des Bereichs und die unterste Schicht am unteren Rand des Bereichs angeordnet ist, ist somit gewährleistet, dass jede Bereichsschicht aufgrund der Relativbewegung des Bereichs zu diesen Schichten innerhalb einer Periode zumindest einmal mit einer dieser Schichten zur Deckung kommt.

[0031] Obwohl also in der Regel der Abstand der Schichten, welcher abhängig von dem Ausmaß der Relativbewegung eingestellt ist, deutlich größer als der Abstand der Bereichsschichten ist, werden aufgrund der periodischen Relativbewegung alle Bereichsschichten wiederholt vermessen und somit die physikalischen Eigenschaften innerhalb aller Bereichsschichten wiederholt bestimmt. In gleicher Weise können durch das Erfassen der Magnitudenwerte auch die anatomischen MR-Bilder für alle Bereichsschichten wiederholt rekonstruiert werden.

[0032] Das erfindungsgemäße Verfahren kann beispielsweise zur Echtzeit-Temperaturbildgebung im Rahmen einer Überwachung und/oder Steuerung eines Tumor-Therapieverfahrens eingesetzt werden. Dabei wird unter einem Tumor-Therapieverfahren ein Verfahren verstanden, bei welchem ein bestimmter Bereich (z. B. ein mit einem Tumor befallenes Organ) gezielt erwärmt wird, um den Tumor zu bekämpfen. Mit der vorliegenden Erfindung kann die Temperatur in diesem Bereich gemessen und damit das Tumor-Therapieverfahren überwacht und/oder gesteuert werden.

[0033] Die vorliegende Erfindung bietet insbesondere den Vorteil, dass kein Triggern der Erfassung der Messwerte der physikalischen Eigenschaft, z. B. abhängig von bestimmten Stellungen des zu überwachenden Bereichs/Organs, notwendig ist. Auch eine Anpassung des jeweiligen Zeitpunkts der Erfassung der Messwerte der physikalischen Eigenschaft an einen Atemzyklus oder Herzzyklus ist unnötig.

[0034] Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird auch eine Magnetresonanzanlage zur Bestimmung einer Position einer Schicht bezüglich eines sich zu der Schicht bewegenden Bereiches innerhalb einer vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts bereitgestellt. Dabei umfasst die Magnetresonanzanlage einen Grundfeldmagnet, ein Gradientenfeldsystem, mehrere HF-Antennen und eine Steuereinrichtung, mit welcher das Gradientenfeldsystem und die HF-Antennen angesteuert, Messsignale, welche von den HF-Antennen aufgenommen worden sind, empfangen, diese Messsignale ausgewertet und daraus MR-Bilddaten erstellt werden. Die Magnetresonanzanlage erfasst eine physikalische Eigenschaft innerhalb der Schicht ortsaufgelöst zu mehreren Zeitpunkten, wobei dann pro Voxel der Schicht ein zeitlicher Verlauf dieser physikalischen Eigenschaft rekonstruiert wird. Anschließend bestimmt die Magnetresonanzanlage die Position der Schicht, welche während einer Relativbewegung des Bereichs gegenüber der Schicht immer eine Schnittmenge mit dem Bereich aufweist, bezüglich dieses Bereichs in Abhängigkeit von dem vorab rekonstruierten zeitlichen Verlauf.

[0035] Die Vorteile der erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage entsprechen im Wesentlichen den Vorteilen des erfindungsgemäßen Verfahrens, welche vorab im Detail ausgeführt sind, weshalb hier auf eine Wiederholung verzichtet wird.

[0036] Des Weiteren beschreibt die vorliegende Erfindung ein Computerprogrammprodukt, insbesondere ein Computerprogramm oder eine Software, welche man in einen Speicher einer programmierbaren Steuerung bzw. einer Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage laden kann. Mit diesem Computerprogrammprodukt können alle oder verschiedene vorab beschriebene Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden, wenn das Computerprogrammprodukt in der Steuerung oder Steuereinrichtung der Magnetresonanzanlage läuft. Dabei benötigt das Computerprogrammprodukt eventuell Programmmittel, z. B. Bibliotheken und Hilfsfunktionen, um die entsprechenden Ausführungsformen des Verfahrens zu realisieren. Mit anderen Worten soll mit dem auf das Computerprogrammprodukt gerichteten Anspruch insbesondere ein Computerprogramm oder eine Software unter Schutz gestellt werden, mit welcher eine der oben beschriebenen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden kann bzw. welche diese Ausführungsform ausführt. Dabei kann es sich bei der Software um einen Quellcode (z. B. C++), der noch compiliert (übersetzt) und gebunden oder der nur interpretiert werden muss, oder um einen ausführbaren Softwarecode handeln, der zur Ausführung

nur noch in die entsprechende Recheneinheit zu laden ist.

[0037] Schließlich offenbart die vorliegende Erfindung einen elektronisch lesbaren Datenträger, z. B. eine DVD, ein Magnetband oder einen USB-Stick, auf welchem elektronisch lesbare Steuerinformationen, insbesondere Software (vgl. oben), gespeichert ist. Wenn diese Steuerinformationen (Software) von dem Datenträger gelesen und in eine Steuerung bzw. Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage gespeichert werden, können alle erfindungsgemäßen Ausführungsformen des vorab beschriebenen Verfahrens durchgeführt werden.

[0038] Die vorliegende Erfindung ist insbesondere zur Erstellung von Temperaturkarten bei Tumorablationen geeignet. Selbstverständlich ist die vorliegende Erfindung nicht auf diesen bevorzugten Anwendungsbereich eingeschränkt, da die vorliegende Erfindung zur Erstellung beliebiger funktioneller Karten, welche beispielsweise Diffusionskoeffizienten, Flussgeschwindigkeiten (Flusskarten), Perfusionswerte oder Ergebnisse von Spektralanalysen umfassen, geeignet ist.

[0039] Im Folgenden wird die vorliegende Erfindung anhand bevorzugter erfindungsgemäßer Ausführungsformen mit Bezug zu den Figuren im Detail beschrieben.

[0040] In Fig. 1 ist schematisch eine Magnetresonanzanlage dargestellt.

[0041] In **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c ist die Relativbewegung eines zu untersuchenden Organs bezüglich der feststehenden Schicht dargestellt.

[0042] In Fig. 3 ist dargestellt, wie aus periodischen Messergebnissen Messergebnisse für eine bestimmte Bereichsschicht extrapoliert werden.

[0043] In Fig. 4 ist dargestellt, wie aus periodischen Messergebnissen Messergebnisse für mehrere bestimmte Bereichsschichten extrapoliert werden.

[0044] In Fig. 5 ist ein Programmablaufdiagramm einer erfindungsgemäßen Ausführungsform dargestellt.

[0045] Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung einer Magnetresonanzanlage **5**. Dabei erzeugt ein Grundfeldmagnet **1** ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins in einem Untersuchungsbereich eines Objekts O, wie z. B. eines zu untersuchenden Bereichs (Organs) eines menschlichen Körpers, welcher auf einem Tisch **23** innerhalb der Magnetresonanzanlage **5** liegt. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfelds ist in einem typischerweise kugelförmigen Messvolumen M definiert, in welchem der zu untersuchende Bereich des menschlichen Körpers angeordnet ist. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle so genannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen **2** eliminiert.

[0046] In den Grundfeldmagneten **1** ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem **3** eingesetzt, welches aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker mit Strom zur Erzeugung eines linearen (auch zeitlich veränderbaren) Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems **3** erzeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Der Verstärker umfasst einen Digital-Analog-Wandler, welcher von einer Sequenzsteuerung **18** zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

[0047] Innerhalb des Gradientenfeldsystems **3** befindet sich eine (oder mehrere) Hochfrequenzantennen **4**, welche die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objekts O bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objekts O umsetzen. Jede Hochfrequenzantenne **4** besteht aus einer oder mehreren HF-Sendespulen und einer oder mehreren HF-Empfangsspulen in Form einer ringförmigen vorzugsweise linearen oder matrixförmigen Anordnung von Komponentenspulen. Von den HF-Empfangsspulen der jeweiligen Hochfrequenzantenne **4** wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d. h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung (Messsignal) umgesetzt, welche über einen Verstärker **7** einem Hochfrequenz-Empfangskanal **8** eines Hochfrequenzsystems **22** zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem **22** umfasst weiterhin einen Sendekanal **9**, in welchem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagerechner **20** vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung **18** digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginärteil über jeweils einen Eingang **12** einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem **22** und von diesem einem Sendekanal **9** zugeführt. Im Sendekanal **9** werden die Pulssequenzen einem Hoch-

frequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

[0048] Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-/Empfangsweiche **6**. Die HF-Sendespulen der Hochfrequenzantenne(n) **4** strahlt/en die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen M ein und resultierende Echosignale werden über die HF-Empfangsspulen) abgetastet.

[0049] Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal **8'** (erster Demodulator) des Hochfrequenzsystems **22** phasenempfindlich auf eine Zwischenfrequenz demoduliert und im Analog-Digital-Wandler (ADC) digitalisiert. Dieses Signal wird noch auf die Frequenz 0 demoduliert. Die Demodulation auf die Frequenz 0 und die Trennung in Real- und Imaginärteil (oder in Phasenwert und Magnitudenwert) findet nach der Digitalisierung in der digitalen Domäne in einem zweiten Demodulator **8** statt. Durch einen Bildrechner **17** wird aus den dergestalt gewonnenen Messdaten eine funktionelle Karte (z. B. eine Temperaturkarte) und/oder ein MR-Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten, der funktionellen Karten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner **20**. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung **18** die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung **18** dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phasenamplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem **22** und die Sequenzsteuerung **18** wird von einem Synthesizer **19** zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines MR-Bildes, welche z. B. auf einer DVD **21** gespeichert sind, sowie die Darstellung des erzeugten MR-Bildes erfolgt über ein Terminal **13**, welches eine Tastatur **15**, eine Maus **16** und einen Bildschirm **14** umfasst.

[0050] In **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c ist schematisch dargestellt, wie sich ein zu untersuchendes Organ (z. B. die Leber) **25** gegenüber einer bezüglich der Magnetresonanzanlage **5** und damit gegenüber einem zu untersuchenden Patienten O feststehenden Schicht **24** bewegt. Unter der Annahme, dass die **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c in der entsprechenden zeitlichen Reihenfolge entstanden sind, erkennt man, dass sich die Schicht **24** in **Fig.** 2a im unteren Bereich der Leber **25** befindet, während die Schicht **24** aufgrund der sich in den **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c nach unten bewegenden Leber **25** in **Fig.** 2b in der Mitte der Leber **25** und in **Fig.** 2c im oberen Bereich der Leber **25** angeordnet ist.

[0051] Wenn die **Fig.** 2a den oberen und die **Fig.** 2c den unteren Umkehrpunkt der Leber **25** gegenüber der Schicht **24** markiert, dann repräsentiert die Reihenfolge **Fig.** 2a, **Fig.** 2b, **Fig.** 2c, **Fig.** 2b, **Fig.** 2a eine Bewegungsperiode der Leber **24** bezüglich der Schicht **25**, wobei die Leber **24** an ihrem oberen Umkehrpunkt startet und über ihren unteren Umkehrpunkt zu ihrem oberen Umkehrpunkt zurückkehrt.

[0052] Es sei darauf hingewiesen, dass die **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c nicht maßstabsgetreu gezeichnet sind. Normalerweise überspannt die Relativbewegung der Schicht **24** nur einen kleinen Teil (z. B. 20 bis 30%) der Leber **25** und nicht nahezu die gesamte Leber, wie es in **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c vereinfachend dargestellt ist.

[0053] Im Folgenden wird die vorliegende Erfindung anhand einer Bestimmung eines exakten Temperaturverlaufs an einer designierten Stelle des sich bewegenden Organs (der Leber) mit Bezug zu der Fig. 3 erläutert.

[0054] Zuerst wird eine Schicht **24** bestimmt, welche die Leber durchschneidet. Dabei wird diese Schicht **24** derart bestimmt, dass trotz der Relativbewegung zwischen der Schicht **24** und der Leber **25** immer eine Schnittmenge zwischen der Leber **25** und dieser Schicht **24** existiert, wie es z. B. in den **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c der Fall ist. Beispielsweise kann die Schicht **24** bezüglich der Leber **25** derart angeordnet werden, dass die Richtung der Relativbewegung der Leber **25** (z. B. aufgrund von Atem-/Herzzyklen des Patienten O) parallel zu einem Normalenvektor erfolgt, welcher senkrecht auf der Schichtebene steht, wie dies bei den **Fig.** 2a bis **Fig.** 2c der Fall ist. Anders ausgedrückt bewegt sich die Schicht **24** durch die Relativbewegung innerhalb der Leber **25**.

[0055] Anschließend werden beispielsweise durch Ermittlung der Protonenresonanzfrequenzverschiebung der Wasserprotonen zu mehreren Zeitpunkten Temperaturkarten der Schicht erstellt. Heutige Verfahren ermöglichen es, dass eine Temperaturkarte für die Schicht innerhalb von 100–250 ms erstellt wird. In Fig. 3 ist nun für eine bestimmte Stelle (für ein Voxel oder einen Punkt) der Schicht **24** mit der periodisch verlaufenden Kurve **31** die Temperatur über der Zeit aufgetragen. Obwohl die Temperatur immer an derselben Stelle der Schicht **24** bestimmt wird, ergibt sich aufgrund der periodischen Relativbewegung der Leber **25** bezüglich der im Raum feststehenden Schicht **24** der dargestellte periodische Verlauf oder die periodische Schwingung. Anhand der Frequenz der Kurve **31**, welche der Atemfrequenz des Patienten O entspricht, ergibt sich eine Periodendauer von ungefähr 6 s. Innerhalb dieser Periodendauer bewegt sich die ausgesuchte Stelle der Schicht **24** innerhalb der Leber **25** entlang eines Temperaturgradienten, welcher sich beispielsweise dadurch ergibt, dass die

Leber **25** während eines Tumor-Therapieverfahren in gewissen Teilen bis auf 60°C aufgeheizt wird. Anders ausgedrückt wird der Temperaturverlauf der entsprechenden Stelle der Schicht **24** durch die kontinuierliche, periodische Bewegung der Leber **25**, welche sich aufgrund der Atembewegung um bis zu 2 cm bewegt, moduliert.

[0056] Da sich die Leber **25** periodisch bewegt, bewegt sich die entsprechende Stelle der Schicht **24** immer entlang desselben Linienabschnitts innerhalb der Leber **25**. Anders ausgedrückt überstreicht die entsprechende Stelle immer dieselben Punkte (desselben Linienabschnitts) innerhalb der Leber **25**. Da diese Punkte des Linienabschnitts aufgrund des Temperaturgradienten unterschiedliche Temperaturen aufweisen, kann die Temperatur an einem bestimmten Punkt innerhalb der Leber **25** aus dem gemessenen Temperaturverlauf **31** extrapoliert werden. Bei einer Tumorablation beträgt die Temperaturdifferenz zwischen zwei Punkten, welche um 1–2 cm auseinander liegen, beispielsweise 10–30°C. Bei dem in Fig. 3 dargestellten Temperaturverlauf **31** beträgt der Temperaturunterschied zwischen dem Punkt am Anfang des Linienabschnitts und dem Punkt am Ende des Linienabschnitts ungefähr 8°C, wie es sich aus der Amplitude des Temperaturverlaufs **31** ergibt.

[0057] Da die entsprechende Stelle der Schicht **24** immer dieselben Punkte des Linienabschnitts überstreicht und da bekannt ist, dass die Temperatur entlang des Linienabschnitts monoton ansteigt (oder abfällt, je nach Sichtrichtung), kann aus der Stelle, welche einen Messwert innerhalb des Temperaturverlaufs **31** annimmt, auf den Ort innerhalb der Leber **25** zurückgeschlossen werden. Beispielsweise befindet sich die entsprechende Stelle der Schicht **24** immer an demselben Ort (an demselben Punkt des Linienabschnitts), wenn der Temperaturwert bzw. Messwert für die entsprechende Stelle dem Maximum oder dem Minimum des Temperaturverlaufs **31** entspricht. Genauso befindet sich die entsprechende Stelle an einem anderen selben Ort innerhalb der Leber **25**, wenn der Messwert dem Mittelwert einer Periode entspricht, wie es mit dem Kurvenverlauf **32** in Fig. 3 dargestellt ist.

[0058] Anders ausgedrückt gibt der Temperaturverlauf **32** den Verlauf der Temperatur an einem bestimmten, gleichbleibenden Punkt der Leber **25** wieder.

[0059] Da in dem in Fig. 3 dargestellten Beispiel die Temperatur für eine bestimmte Leberschicht nur im Abstand von ungefähr 3 s (zweimal pro Periode) gemessen wird, kann es von Vorteil sein, Temperaturen für Zwischenzeitpunkte zu extrapolieren.

[0060] Um nun den Verlauf der Temperatur an einem anderen Punkt innerhalb der Leber darzustellen, kann man beispielsweise einen Kurvenverlauf konstruieren, welcher den periodischen Verlauf **31** jeweils 10% der Amplitude unterhalb des Maximalwerts schneidet (also oberhalb des Kurvenverlaufs **32** in Fig. 3 liegt). Mit anderen Worten kann der Temperaturverlauf für jeden Punkt des Linienabschnitts, welcher von der entsprechenden Stelle der Schicht überstrichen wird, aus dem Verlauf **31** rekonstruiert und dargestellt werden.

[0061] Es sei darauf hingewiesen, dass es anstelle einer Auswertung der Phase des MR-Signals (wie bei dem PRF-Verfahren) auch die Möglichkeit gibt, andere Temperaturabhängigkeiten auszuwerten. Mit anderen Worten gibt es neben dem PFR-Verfahren weitere MR-Verfahren zur Temperaturbestimmung, welche auf anderen physikalischen Effekten (als das PRF-Verfahren) beruhen. Beispielsweise sind auch die T1-Zeiten und Diffusionskoeffizienten von der Temperatur des entsprechenden Gewebes abhängig. Daher kann im Rahmen der vorliegenden Erfindung beispielsweise mittels T1-gewichteter Magnitudenbilder die Änderung der T1-Zeiten und damit die Änderung der Temperatur und damit auch die Temperatur selbst ortsaufgelöst bestimmt werden. Anders ausgedrückt werden in diesem Fall die funktionellen Karten (Temperaturkarten) aus Magnitudenbildern gewonnen.

[0062] In Fig. 4 sind mehrere Temperaturverläufe **33–37** für verschiedene Punkte des Linienabschnitts, welche von der entsprechenden Stelle der Schicht **24** überstrichen werden, für die der periodische Temperaturverlauf **31** bestimmt wurde, dargestellt.

[0063] Die mit den Fig. 3 und Fig. 4 erläuterten Überlegungen gelten für alle Stellen oder Voxel der Schicht **24**. Da die Schicht **24** durch die Relativbewegung der Leber **25** gegenüber der Schicht **24** alle Leberschichten überstreicht, welche innerhalb eines Volumenabschnitts der Leber **25** mit einer Dicke von 2 cm (Dickenrichtung senkrecht zur Schichtebene) liegen, kann für jeden Punkt dieser Leberschichten die Temperatur und damit der Temperaturverlauf bestimmt werden.

[0064] Um nun die Temperatur innerhalb der gesamten Leber **25** zu bestimmen, können für mehrere Schichten die Temperatur gemessen werden. Wenn der Abstand zwischen diesen mehreren Schichten jeweils nicht größer als das Ausmaß der Relativbewegung der Leber (also im Beispiel nicht größer als 2 cm) ist, kann mit diesen Schichten das gesamte Volumen der Leber **25** abgetastet werden, sofern sich die oberste Schicht am oberen Rand der Leber und die unterste Schicht am unteren Rand der Leber befindet. Dadurch kann ein dreidimensionaler Temperatursatz der Leber **25** erstellt werden.

[0065] Während für einen bestimmten Zeitpunkt eine Temperaturkarte für eine Schicht bestimmt wird, kann durch Auswertung der Magnituden (Beträge) der MR-Signale auch ein anatomisches MR-Bild dieser Schicht zu diesem Zeitpunkt erstellt werden. Wenn demnach durch den Einsatz mehrerer Schichten ein dreidimensionaler Temperatursatz der Leber **25** erstellt wird, kann somit gleichzeitig auch eine dreidimensionale MR-Bildinformation der Leber **25** rekonstruiert werden.

[0066] Anhand dieser dreidimensionalen MR-Bildinformation kann dann auch die Temperaturkarte exakt registriert werden, d. h. es kann exakt bestimmt werden, welcher Punkt der Temperaturkarte welchem Punkt der Leber **25** entspricht.

[0067] In Fig. 5 ist ein Flussablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt.

[0068] Im ersten Schritt S1 wird eine Schicht in dem zu untersuchenden Bereich oder Organ bestimmt. Dabei wird diese Schicht derart bestimmt, dass auch durch die Bewegung des Organs zu der Schicht immer eine Schnittmenge zwischen der Schicht und dem Organ existiert, die Schicht also niemals außerhalb des Organs liegt.

[0069] Anschließend werden im folgenden Schritt S2 zu mehreren Zeitpunkten jeweils eine Temperaturkarte der Schicht erstellt.

[0070] Für ausgewählte Punkte der Schicht wird im Schritt S3 jeweils ein zeitlicher Temperaturverlauf erstellt. Dabei werden diese Punkte möglichst derart bestimmt, dass sie sich durch die Bewegung des Organs gegenüber der Schicht in einem Abschnitt des Organs bewegen, welcher möglichst große Temperaturunterschiede aufweist.

[0071] Aus dem zeitlichen Temperaturverlauf der ausgewählten Punkte wird die Position der Schicht bezüglich des Organs für bestimmte Zeitpunkte im Schritt S4 bestimmt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung einer Position einer Schicht (**24**) bezüglich eines sich relativ zu der Schicht bewegenden Bereiches (**25**) innerhalb eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjektes (O) mittels einer Magnetresonanzanlage (**5**), wobei das Verfahren folgende Schritte umfasst:
ortsaufgelöstes Erfassen einer physikalischen Eigenschaft (T) für mindestens ein Voxel der Schicht (**24**) zu mehreren Zeitpunkten,
Bestimmen eines zeitlichen Verlaufs der physikalischen Eigenschaft des mindestens einen Voxels, und
Bestimmen der Position der Schicht (**24**) jeweils zu bestimmten der Zeitpunkte bezüglich des Bereiches (**25**) abhängig von dem zeitlichen Verlauf (**31**).

2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass sich der Bereich (**25**) periodisch bezüglich der Schicht (**24**) bewegt, wodurch der zeitliche Verlauf der physikalischen Eigenschaft ebenfalls periodisch ist, und
dass abhängig von einer Lage der erfassten physikalischen Eigenschaft innerhalb einer Periode des zeitlichen Verlaufs die Position der Schicht (**24**) bezüglich des Bereichs (**25**) bestimmt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die physikalische Eigenschaft eine Temperatur (T), eine Flussgeschwindigkeit, einen Diffusionskoeffizient oder ein Ergebnis einer Spektralanalyse umfasst.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) ein Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) pro Voxel der Schicht (**24**) zu den Zeitpunkten gemessen wird, und
dass durch das Bestimmen der Position der Schicht (**24**) bezüglich des Bereiches (**25**) der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) periodisch mit der Relativbewegung des Bereiches (**25**) jeweils für dieselben Voxel des Bereiches (**25**) bestimmt wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) ein Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) pro Voxel der Schicht (**24**) zu den Zeitpunkten gemessen wird,
dass aufgrund einer Relativbewegung des sich zu der Schicht (**24**) bewegenden Bereichs (**25**) bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) jeweils für Voxel von mehreren Bereichsschichten, welche Schichten des Bereichs (**25**) sind, erfasst wird, und
dass durch das Bestimmen der Position der Schicht (**24**) bezüglich des Bereiches (**25**) der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) periodisch mit der Relativbewegung des Bereiches (**25**) jeweils für Voxel der Bereichsschichten rekonstruiert wird.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) eine Magnitude eines MR-Signals pro Voxel der Schicht (**24**) zu mehreren Zeitpunkten gemessen wird,

dass aufgrund einer Relativbewegung des sich zu der Schicht (**24**) bewegenden Bereichs (**25**) bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) die Magnitude jeweils für Voxel von mehreren Bereichschichten erfasst wird, und
dass durch das Bestimmen der Position der Schicht (**24**) bezüglich des Bereiches (**25**) ein anatomisches MR-Bild jeweils für die Bereichsschichten abhängig von den erfassten Magnituden rekonstruiert wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Bestimmen der Position der Schicht (**24**) auch abhängig von den erfassten Magnituden durchgeführt wird.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass ein Ausmaß der Relativbewegung vorgegeben wird, dass mehrere Schichten innerhalb des vorbestimmten Volumenabschnitts abhängig von dem Ausmaß derart bestimmt werden, das diese Schichten durch die Relativbewegung den gesamten Bereich (**25**) überstreichen,
dass die physikalische Eigenschaft (T) innerhalb der Schichten zu mehreren Zeitpunkten ortsaufgelöst erfasst wird, wobei für jede der Schichten pro Voxel der Absolutwert zu den Zeitpunkten erfasst wird,
dass aufgrund der Relativbewegung bei dem Erfassen der physikalischen Eigenschaft (T) der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft (T) jeweils für Voxel von jeder Bereichsschicht erfasst wird, und
dass die Position jeder der Schichten abhängig von dem zeitlichen Verlauf der physikalischen Eigenschaft bezüglich des Bereiches (**25**) bestimmt wird, wodurch der Absolutwert der physikalischen Eigenschaft jeweils für Voxel jeder Bereichsschicht rekonstruiert wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Verfahren zur Echtzeit-Temperaturbildgebung im Rahmen einer Überwachung und/oder Steuerung eines Tumortherapieverfahrens eingesetzt wird.

10. Magnetresonanzanlage zur Bestimmung einer Position einer Schicht (**24**) bezüglich eines sich relativ zu der Schicht (**24**) bewegenden Bereiches (**25**) innerhalb eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts (O),
wobei die Magnetresonanzanlage (**5**) einen Grundfeldmagneten (**1**), ein Gradientenfeldsystem (**3**), mehrere HF-Antennen (**4**) und eine Steuereinrichtung (**10**) zur Ansteuerung des Gradientenfeldsystems (**3**) und der HF-Antennen (**4**), zum Empfang von von den HF-Antennen (**4**) aufgenommenen Messsignalen und zur Auswertung der Messsignale umfasst,
wobei die Magnetresonanzanlage (**5**) derart ausgestaltet ist, dass die Magnetresonanzanlage (**5**) eine physikalische Eigenschaft für mindestens ein Voxel der Schicht (**24**) ortsaufgelöst zu mehreren Zeitpunkten erfasst, wobei die Magnetresonanzanlage (**5**) einen zeitlichen Verlauf der physikalischen Eigenschaft des mindestens einen Voxels rekonstruiert, und die Position der Schicht (**24**) jeweils zu bestimmten der Zeitpunkte bezüglich des Bereiches (**25**) abhängig von dem zeitlichen Verlauf bestimmt.

11. Magnetresonanzanlage nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzanlage (**5**) zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–9 ausgestaltet ist.

12. Computerprogrammprodukt, welches ein Programm umfasst und direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung (**10**) einer Magnetresonanzanlage (**5**) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–9 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (**10**) der Magnetresonanzanlage (**5**) ausgeführt wird.

13. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers (**21**) in einer Steuereinrichtung (**10**) einer Magnetresonanzanlage (**5**) ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1–9 durchführen.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

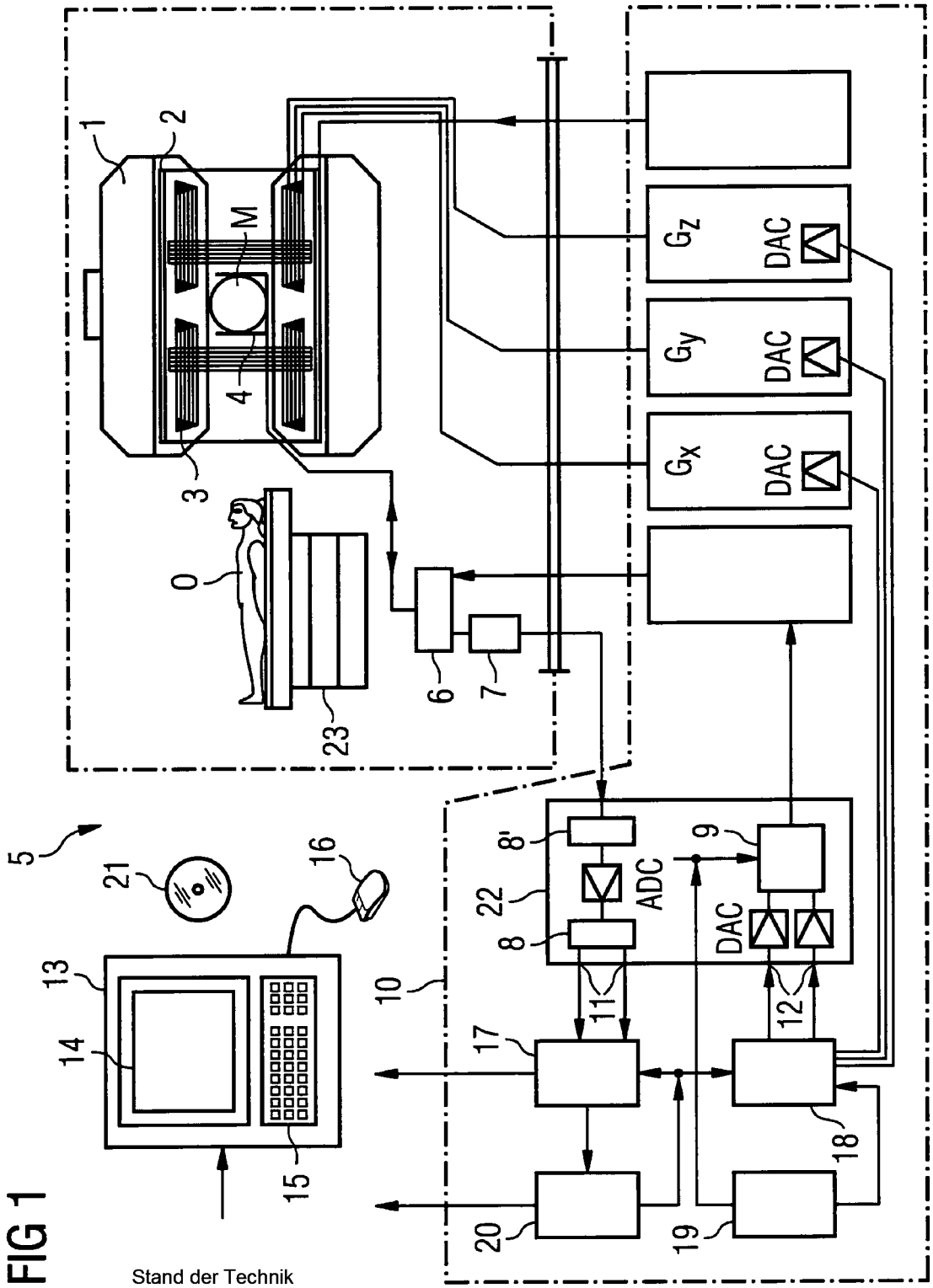


FIG 1

Stand der Technik

FIG 2

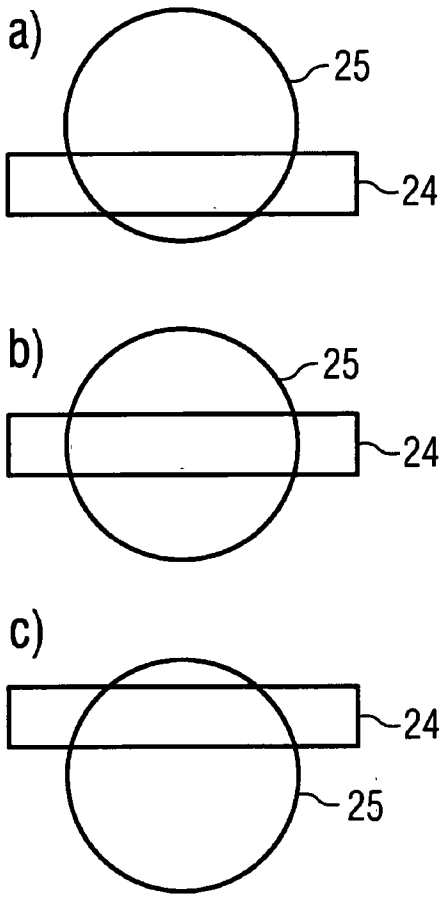


FIG 3

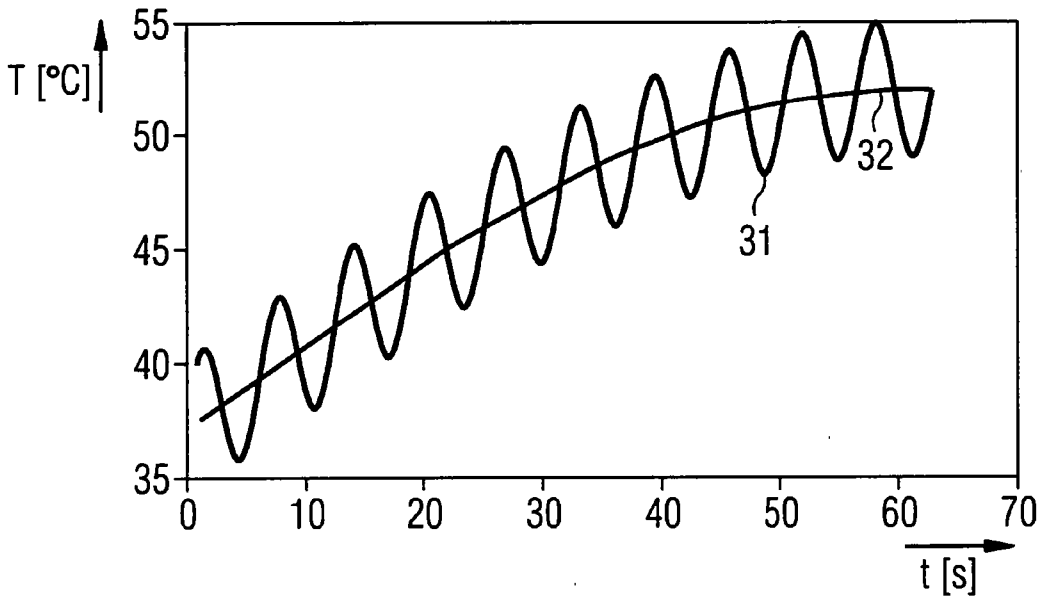


FIG 4

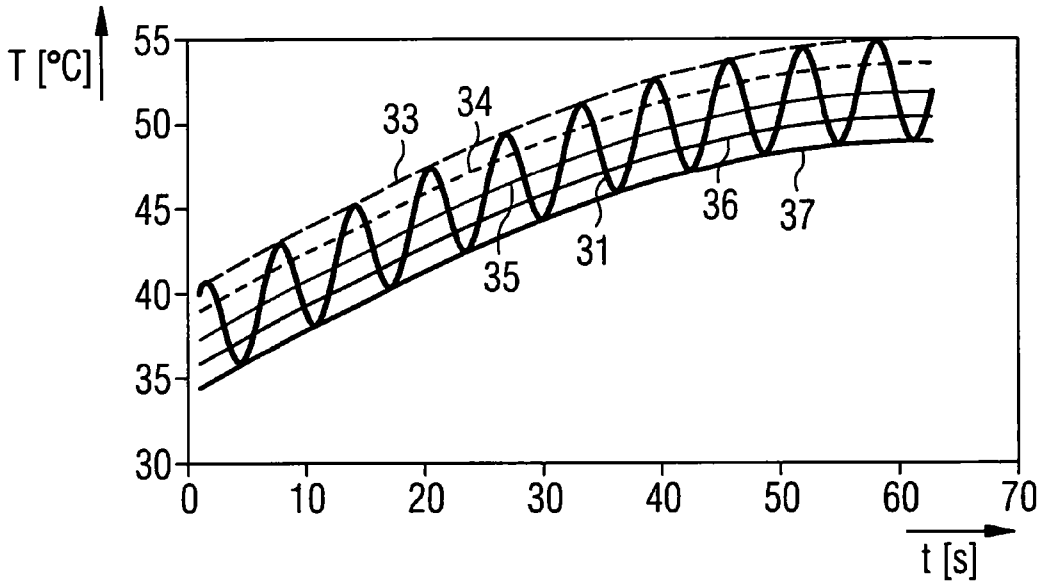
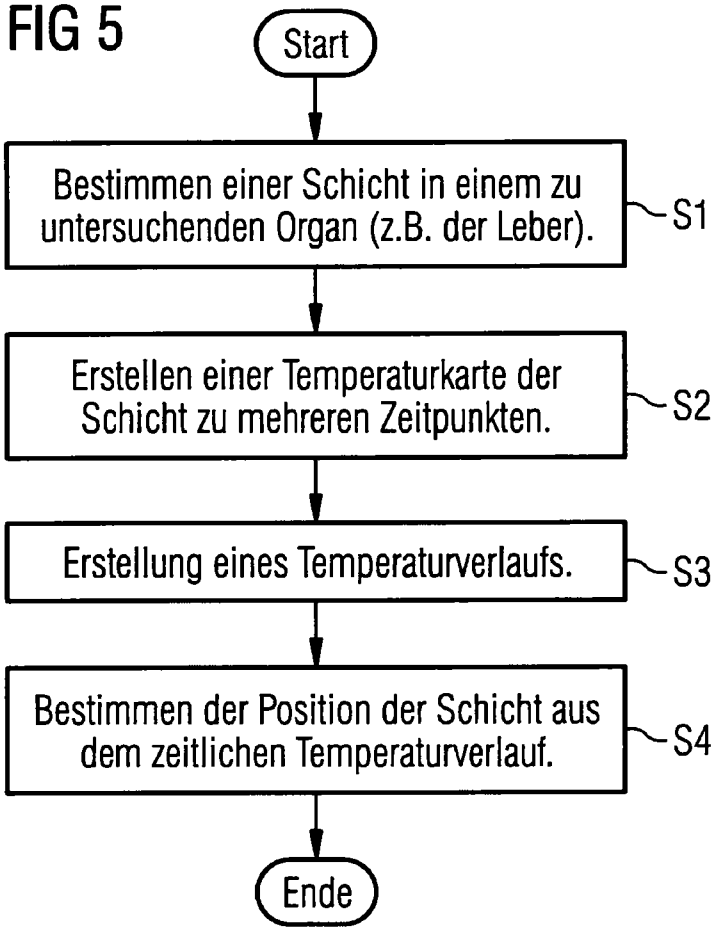

T [°C]
55
50
45
40
35
30
0
10
20
30
40
50
60
70
t [s]
33
34
35
31
36
37

FIG 5


Start
Bestimmen einer Schicht in einem zu untersuchenden Organ (z.B. der Leber).
S1
Erstellen einer Temperaturkarte der Schicht zu mehreren Zeitpunkten.
S2
Erstellung eines Temperaturverlaufs.
S3
Bestimmen der Position der Schicht aus dem zeitlichen Temperaturverlauf.
S4
Ende