



(12)

Patentschrift

(21) Deutsches Aktenzeichen: 11 2014 004 240.4
(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/EP2014/068111
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 2015/036238
(86) PCT-Anmelddatum: 27.08.2014
(87) PCT-Veröffentlichungstag: 19.03.2015
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: 09.06.2016
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 04.04.2019

(51) Int Cl.: G01R 33/48 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)
G01R 33/561 (2006.01)

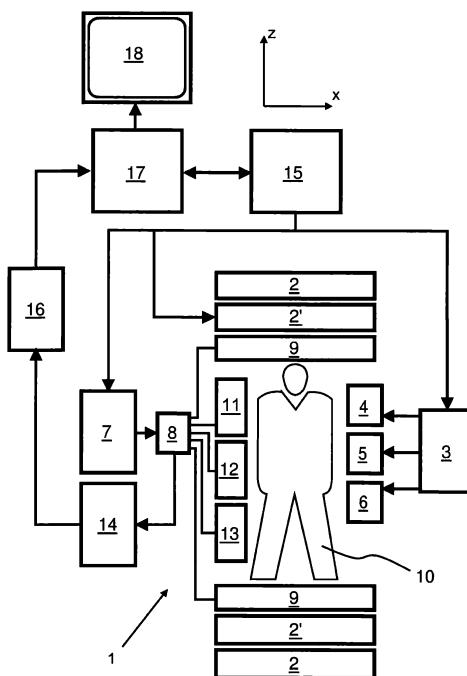
Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz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

(30) Unionspriorität:
13184504.2 16.09.2013 EP
(73) Patentinhaber:
Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, NL
(74) Vertreter:
Meissner Bolte Patentanwälte Rechtsanwälte
Partnerschaft mbB, 80538 München, DE

(72) Erfinder:
Eggers, Holger, Eindhoven, NL; Duijndam,
Adrianus Joseph Willibrordus, Eindhoven, NL
(56) Ermittelter Stand der Technik:
US 2006 / 0 250 132 A1
US 2012 / 0 268 121 A1

(54) Bezeichnung: MRI mit Wasser-/Fettseparation vom Dixon-Typ und mit unterschiedlichen Auflösungen
erfassten Echos zur Wirbelstromkorrektur

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur MR-Abbildung mindestens zweier chemischer Spezies, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:
a) Erzeugen von Echosignalen zu unterschiedlichen Echozeiten durch Aussetzen eines Körpers (10), der in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes (2) platziert ist, einer Abbildungssequenz von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten;
b) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit einer niedrigen räumlichen Auflösung;
c) Abschätzen von Phasenfehlern in den erfassten Echosignalen in den erfassten Echosignalen durch eine Anpassungsprozedur aus den zwei oder mehr Echosignalen auf der Basis eines Signalmodells, welches das MR-Spektrum jeder der chemischen Spezies, die räumliche Variation des Hauptmagnetfeldes im Untersuchungsvolumen und die effektive transversale Relaxationsrate einschließt,
d) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit höherer räumlicher Auflösung;
e) Separieren der Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies zu den erfassten Echosignalen bei einer höheren räumlichen Auflösung auf der Basis der abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler.



Beschreibung**GEBIET DER ERFINDUNG**

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf das Gebiet der Magnetresonanz(MR)-Bildgebung. Sie betrifft ein Verfahren der MR-Bildgebung eines Abschnitts eines Körpers, der in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes platziert ist. Die Erfindung bezieht sich auch auf ein MR-Gerät und auf ein Computerprogramm, welches auf einem MR-Gerät ausgeführt werden soll.

[0002] Bildgebende MR-Verfahren, welche die Wechselwirkung zwischen magnetischen Feldern und Kernspins nutzen, um zweidimensionale oder dreidimensionale Bilder zu erzeugen, sind heutzutage weitverbreitet, speziell auf dem Gebiet der medizinischen Diagnostik, weil sie für die Bilddarstellung von weichem Gewebe in vielerlei Hinsicht anderen abbildenden bzw. Bilddarstellungs-Verfahren überlegen sind, keine ionisierende Strahlung benötigen und üblicherweise nichtinvasiv sind.

[0003] Bei dem MR-Verfahren im Allgemeinen wird der Körper des zu untersuchenden Patienten in einem starken, gleichförmigen (homogenen) Magnetfeld B_0 platziert, dessen Richtung gleichzeitig eine Achse (normalerweise die z-Achse) des Koordinatensystems definiert, auf dem die Messung basiert. Das Magnetfeld B_0 erzeugt unterschiedliche Energieniveaus der einzelnen Kernspins in Abhängigkeit von der Magnetfeldstärke, die durch Anlegen eines elektromagnetischen Wechselfeldes (HF-Feldes, auch bezeichnet als B_1 -Feld) einer definierten Frequenz (der sogenannten Larmor-Frequenz oder MR-Frequenz) angeregt werden (Spin-Resonanz) können. Von einem makroskopischen Standpunkt erzeugt die Verteilung der einzelnen Kernspins eine Gesamt-Magnetisierung, welche durch Anlegen eines elektromagnetischen Impulses geeigneter Frequenz (HF-Impulses), wobei das Feld B_0 senkrecht zur z-Achse ausgerichtet ist, aus dem Gleichgewichtszustand ausgelenkt werden kann, so dass die Magnetisierung eine Präzession um die z-Achse ausführt. Die Präzessionsbewegung beschreibt eine Oberfläche eines Kegels, dessen Öffnungswinkel als Kippwinkel bezeichnet wird. Die Größe des Kippwinkels ist abhängig von der Stärke und Dauer des angelegten elektromagnetischen Impulses. Im Falle des sogenannten 90°-Impulses, werden die Spins von der z-Achse in die Transversalebene ausgelenkt (Kippwinkel 90°).

[0004] Nach Beendigung des HF-Impulses relaxiert die Magnetisierung zurück in den ursprünglichen Gleichgewichtszustand, in dem die Magnetisierung in z-Richtung wieder mit einer ersten Zeitkonstanten T_1 (Spin-Gitter- oder longitudinale Relaxationszeit) aufgebaut wird, und die Magnetisierung in Richtung senkrecht zur z-Richtung relaxiert mit einer zweiten

Zeitkonstante T_2 (Spin-Spin- oder transversale Relaxationszeit). Die Variation der Magnetisierung kann mittels Empfangs-HF-Spulen detektiert werden, die innerhalb eines Untersuchungsvolumens des MR-Gerätes so angeordnet und orientiert sind, dass die Änderung der Magnetisierung in Richtung senkrecht zur z-Achse gemessen wird. Der Abfall der transversalen Magnetisierung ist, beispielsweise nach Anlegen eines 90°-Impulses, von einem Übergang der Kernspins (induziert durch lokale Magnetfeld-Inhomogenitäten) aus einem geordneten Zustand mit der gleichen Phase in einen Zustand, in dem alle Phasenwinkel gleichmäßig verteilt sind (Dephasing) begleitet. Das Dephasing kann mittels eines Refokussierungs-Impulses (beispielsweise eines 180°-Impulses) kompensiert werden. Dies erzeugt ein Echo-Signal (Spinecho) in den Empfangsspulen.

[0005] Um eine räumliche Auflösung im Körper zu erreichen, werden geschaltete Magnetfeld-Gradienten (auch bezeichnet als „Gradientenpulse“), die sich längs der drei Hauptachsen erstrecken, dem gleichförmigen bzw. homogenen Magnetfeld überlagert, was zu einer linearen räumlichen Abhängigkeit der Spin-Resonanzfrequenz führt. Das in den Empfangsspulen aufgenommene Signal enthält dann Komponenten unterschiedlicher Frequenzen, die unterschiedlichen Orten im Körper zugeordnet werden können. Die mittels der Empfangsspulen erhaltenen MR-Signalen entsprechen der räumlichen Frequenzdomäne und werden als k-Raum-Daten bezeichnet. Die k-Raum-Daten werden üblicherweise längs mehrerer Linien mit unterschiedlicher Phasenkodierung erfasst. Jede Linie wird durch Sammeln einer Mehrzahl von Proben digitalisiert. Ein Satz von k-Raum-Daten wird mittels einer Fourier-Transformation in ein MR-Bild umgewandelt.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0006] Bei der MR-Bildgebung oder -Abbildung ist es oft erwünscht, Information über den relativen Beitrag unterschiedlicher chemischer Spezies, wie etwa Wasser und Fett, zum Gesamtsignal zu erhalten, entweder um den Beitrag eines derselben zu unterdrücken oder den Beitrag aller zu separieren oder gemeinsam zu analysieren. Diese Beiträge können berechnet werden, wenn Information aus einem oder mehreren entsprechenden Echos kombiniert wird, die bei unterschiedlichen Echozeiten erfasst wurden. Dies kann als eine Chemische-Verschiebung-Codierung betrachtet werden, bei der eine zusätzliche Dimension, die Dimension der chemischen Verschiebung, definiert und durch Erfassung zweier oder mehrerer Echos bei bzw. mit unterschiedlichen Echozeiten codiert wird. Insbesondere wenn sie zur Separation der Beiträge von Wasser und Fett zum Gesamtsignal angewandt werden, werden diese Arten von Untersuchungen oft als Messungen vom Dixon-Typ bezeichnet. Allgemein ist eine solche Separation mög-

lich, weil es eine bekannte Differenz in der Präzisionsfrequenz von Wasserstoff in Fett und Wasser gibt. In ihrer einfachsten Form erzeugt die Dixon-Abbildung oder Dixon-Wasser/Fett-Abbildung Wasser- und Fett-Bilder entweder durch Addition oder Subtraktion der „in-Phase“- und „außer-Phase“-Datensätze. Jedoch versagt diese sogenannte Zwei-Punkt-Dixon-Technik, wenn Bo-Feldinhomogenitäten größer werden. Dies ist in vielen klinischen Anwendungen bei hohen Bo-Feldern der Fall, wo ein globales Shimming lokale Feldschwankungen nicht vollständig kompensieren kann. Es wurden Drei-Punkt- oder Vier-Punkt-Dixon-Techniken entwickelt, um diese Feldinhomogenitäten zu korrigieren. Diese Techniken liefern, zusätzlich zu einem Wasser-Bild und einem Fett-Bild, eine Karte der Bo-Feldinhomogenitäten, die sogenannte B0-Karte.

[0007] Bei den bekannten Wasser-/Fett-Abbildungsvorfahren vom Dixon-Typ werden mehrere MR-Bilder bei verschiedenen Echozeiten erfasst, wobei jedes Echosignal auf herkömmliche Weise als separate Sequenz-Wiederholung gesammelt wird. Dies verlängert die minimalen Scan-Zeiten um einen Faktor, der der Anzahl der verschiedenen Echozeitwerte entspricht. In aktuelleren Implementierungen werden alle Echosignale mit einer einzelnen Sequenz-Wiederholung erfasst, d.h. nach einer einzelnen Erregung, unter Nutzung geeigneter Mehrgradienten-Echoabbildungssequenzen, wodurch die erforderlichen Scan-Zeiten signifikant reduziert werden. Sogenannte „unipolare“ Bildgebungssequenzen können angewandt werden, um alle Echosignale unter Nutzung der gleichen Magnetfeldgradienten-Polarität zu erfassen. Dies gewährleistet zumeist Phasenkonsistenz zwischen den Echosignalen. Alternativ können sogenannte „bipolare“ Bildgebungssequenzen angewandt werden, bei denen die Echosignale sowohl während positiver als auch während negativer magnetischer Gradienten-Polaritäten gesammelt werden. Dies hat verschiedene Vorteile. Auf der einen Seite können die sogenannten „fly-back“-Magnetfeldgradienten zwischen den Echosignal-Erfassungen vermieden werden, was die Signal-Rausch(SNR)-Effizienz verbessert. Auf der anderen Seite kann die minimal erforderliche Wiederholungszeit der Abbildungssequenzen und somit die Abtastzeit signifikant verkürzt werden. Darüber hinaus kann der minimale Echoabstand (das Echo-Inkrement) reduziert werden, wodurch die spektrale Bandbreite, in der Wasser/Fett unzweideutig bestimmt werden kann, vergrößert werden kann. Dies resultiert in einer robusteren Wasser/Fett-Separation. Jedoch müssen die bipolaren Abbildungssequenzen Phasenfehlern Rechnung tragen, die sich aus Wirbelströmen und anderen nicht-idealnen Systembedingungen ergeben. Bei unipolaren Erfassungen addieren die Phasenfehler effektiv eine konstante Phase zu allen Echosignalen, was leicht kompensiert werden kann, da die relativen Phasen zwischen den Echosignalen unverändert

bleiben. Bei bipolaren Erfassungen addieren die Phasenfehler effektiv verschiedene konstante Phasen zu allen erfassten Echos mit positiver Polarität des Magnetfeldgradienten und negativer Polarität des Magnetfeldgradienten, wodurch die Phasenkonsistenz zwischen den einzelnen Echosignalen zerstört wird, was für die Wasser/Fett-Separation kritisch ist. Außerdem werden sogar bei unipolaren Erfassungen das erste oder die ersten Echosignal/e oft durch weitere Phasenfehler beeinflusst.

[0008] Es wurden verschiedene Strategien vorgeschlagen, um den Einfluss von Phasenfehlern bei bipolaren Erfassungen zu minimieren. Hierunter ist der Ansatz des Ausführens einer Korrektur der erfassten Echosignale, beruhend auf zusätzlichen Kalibrierungsmessungen (sh. Yu et al. S, Journal of Magnetic Resonance Imaging 31, 1264-1271, 2010). Jedoch erfordert die Ausführung einer zusätzlichen Kalibrierungsmessung zur Abschätzung und Korrektur der Phasenfehler zusätzliche Scan-Zeit, insbesondere weil die Phasenfehler räumlich variieren können. Weiterhin erwähnt die Veröffentlichung „Fat quantifications using multi-echo sequences with bipolar gradients investigation of accuracy and noise performance“ in MRM 71 (2014) 2019-2029 von P. Peterson und S. Mänsson, dass Außer-Resonanz-Effekte, T_2^* -Relaxation und Wirbelstromeffekte in Betracht gezogen werden, um Phasenfehler bei der Fett-Quantifizierung zu korrigieren.

[0009] Die US 2006 / 0 250 132 A1 beschreibt ein Verfahren zur MR-Bildrekonstruktion, bei dem iterativ Wasser- und Fettanteile aus aufgenommenen MR-Signalen separiert werden. Die MR-Signale werden mittels partieller k-Raum-Signalerfassung gewonnen, wobei das Verfahren die asymmetrische Erfassung von unterabgetasteten MR-Daten umfasst. Bilder mit niedriger Auflösung werden rekonstruiert, um anschließend eine Magnetfeld- und Phasenverteilung der Wasser- und Fettsignale daraus zu ermitteln. Die erfassten Daten werden gefiltert und Fourier-transformiert, um eine Schätzung der Fett- und Wassersignale unter Verwendung der Magnetfeld- und Phasenverteilung zu erhalten. Anschließend werden Wasser- und Fettbilder bei höherer Auflösung geschätzt, aus welchen Phasen der Wasser- und Fettbilder bestimmt werden. Die Realteile der Wasser- und Fettbilder werden dann in einem Homodynprozess zur Berechnung von endgültigen Wasser- und Fettbildern verwendet.

[0010] Die US 2012 / 0 268 121 A1 offenbart ein Verfahren zum Messen der transversalen Relaxationsrate R_2^* , korrigiert um makroskopische Magnetfeldinhomogenität. Das Verfahren berücksichtigt zusätzliche Signalabfälle, die durch makroskopische Schwankungen des Hauptmagnetfeldes Bo des MR-Systems entstehen, und mildert auch empfindlichkeitsbedingte Fehler und die Einführung von erhöh-

tem Rauschen bei den R_2^* -Messungen. Die Bilddaten werden durch Abtasten mehrerer verschiedener Echosignale erfasst, die zu jeweils unterschiedlichen Echozeiten auftreten. Eine B_0 -Feldinhomogenitätsverteilung wird geschätzt, indem die erfassten Bilddaten an ein Signalmodell angepasst werden. Unter Verwendung der geschätzten Feldverteilung wird ein überarbeitetes Signalmodell gebildet, das Signale von mehreren verschiedenen chemischen Spezies und Signalzerrückläufen infolge makroskopischer Variationen im Bo-Feld berücksichtigt. Korrigierte R_2^* -Werte für die verschiedenen chemischen Spezies werden schließlich durch Anpassung der erfassten Bilddaten an das überarbeitete Signalmodell geschätzt.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0011] Aus dem Vorstehenden ist leicht zu erkennen, dass es einen Bedarf an einer verbesserten MR-Abbildungstechnik gibt. Es ist daher eine Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren bereitzustellen, welches eine effiziente Wasser-/Fett-Separation vom Dixon-Typ unter Nutzung bipolarer Erfassungen der Echosignale ermöglicht.

[0012] In Übereinstimmung mit der Erfindung wird ein Verfahren zur MR-Abbildung mindestens zweier chemischer Spezies offenbart. Das Verfahren der Erfindung weist die Schritte auf:

- Erzeugen von Echosignalen zu unterschiedlichen Echozeiten durch Aussetzen eines Körpers, der in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes platziert ist, einer Abbildungssequenz von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten;
- Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit einer niedrigen räumlichen Auflösung;
- Separieren der Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies zu den erfassten Echosignalen auf der Basis eines Signalmodells, welches das MR-Spektrum jedes der chemischen Spezies, die räumliche Variation im Hauptmagnetfeld im Untersuchungsvolumen, die effektive transversale Relaxationsrate und wirbelstrominduzierte Phasenfehler einschließt, wobei die wirbelstrominduzierten Phasenfehler mittels einer Anpassungsprozedur aus den zwei oder mehr Echosignalen abgeschätzt werden. Diese Prozedur wird gemäß der Erfindung auf ein niedrig auflösendes Niveau angewandt, um die Phasenfehler anfänglich zu korrigieren und dann eine herkömmliche Wasser/Fett-Separationsprozedur bei hoher Auflösung auszuführen, die Phasenfehler ignoriert. Auf diese Weise zieht das Verfahren Nutzen aus dem höheren SNR bei niedriger Auflösung. Die Echosignale bei niedriger räumlicher Auflösung werden aus einer Abtastung (einem Sampling) eines mittleren Abschnitts des k-Raumes erfasst. Die Echosignale

bei höherer Auflösung werden aus einem Scannen (Sampling) sowohl des mittleren als auch eines mehr außen gelegenen Bereiches des k-Raumes gewonnen. Natürlich wird die Einstellung des mittleren Gebietes des k-Raumes durch das gewünschte Niveau der niedrigen Auflösung bestimmt. Auf der Basis des nun korrekt abgeschätzten Phasenfehlers können Phasenfehler im Echosignal, welches bei höherer räumlicher Auflösung gewonnen wird, korrigiert werden. Dann können diese korrigierten Echosignale bei höherer räumlicher Auflösung für eine Wasser-/Fett-Separation vom Dixon-Typ genutzt werden, die keine weitere Korrektur von Phasenfehlern erfordert. Die Erfindung schlägt ein Anpassungsverfahren vor, um die Phasenfehler bei einer Wasser-/Fett-Separation zu beheben, die auf Chemische-Verschiebung-Codierung beruht. Ein Signalmodell wird benutzt, welches theoretisch die erfassten Echosignale als Funktion der jeweiligen Echozeiten beschreibt. Das Signalmodell schließt das (vorab bekannte) Spektrum jedes der chemischen Spezies, die (unbekannte) räumliche Variation des Hauptmagnetfeldes im Untersuchungsvolumen, die (unbekannte) effektive transversale Relaxationsrate und die (unbekannten) wirbelstrominduzierten Phasenfehler ein. Die Anpassungsprozedur sucht Werte aller unbekannten Parameter des Signalmodells, die am besten zu den erfassten Echosignalen passen.

[0013] Mit anderen Worten, die Erfindung schlägt vor, die Phasenfehler zu modellieren und sie zusammen mit den Beiträgen der verschiedenen chemischen Spezies, ebenso wie der Magnetfeldinhomogenität und der effektiven transversalen Relaxationsrate, anzupassen. Unter der Voraussetzung, dass Echosignale mit einer ausreichenden Anzahl verschiedener Echozeitwerte erfasst werden, werden die tatsächlichen Phasenfehler als Parameter des angewandten Signalmodells etabliert und somit vollständig beim Prozess der Separierung der Signalbeiträge der verschiedenen chemischen Spezies in Betracht gezogen. Als Konsequenz ermöglicht das erfindungsgemäße Verfahren die unzweideutige Bestimmung der Beiträge der verschiedenen chemischen Spezies. Dies macht es beispielsweise möglich, quantitativ einen Fett-Anteil bei einer diagnostischen Untersuchung mit hoher Genauigkeit zu bestimmen.

[0014] In einer bevorzugten Ausführungsform ordnet das Signalmodell jedem Echosignal einen Phasenfehler zu. Das Signalmodell kann einen Phasenfehler allen ungeradzahligen oder allen geradzahligen Echosignalen zuordnen. Auf diese Weise kann die Erfindung in Kombination mit einer Mehrgradienten-Echoabbildungssequenz genutzt werden, die geschaltete Magnetfeldgradienten verschiedener Pola-

ritäten (bipolare Erfassung) für eine Echosignal-Refockussierung einschließt. Außerdem kann das Signalmodell einen Phasenfehler dem ersten gegenüber allen nachfolgenden Echosignalen zuordnen. Die Erfindung ermöglicht es somit, die individuellen Phasenfehler der mit verschiedenen Echozeiten erfassten Echosignale in Rechnung zu stellen, so dass es keine Phaseninkonsistenz zwischen den einzelnen erfassten Echosignalen gibt.

[0015] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform schlägt die Erfindung eine Anpassungs- bzw. Fitting-Prozedur durch Least-Square-Bestimmung aller unbekannten Parameter des Signalmodells aus den erfassten Echosignalen unter Nutzung einer iterativen, nichtlinearen Minimierung vor, wie des bekannten Levenberg-Marquardt-Algorithmus oder eines anderen geeigneten nichtlinearen Minimierungsalgorithmus. Adäquate Initialisierungen sollten angewandt werden, um eine Konvergenz des Algorithmus an die korrekten Minima zu gewährleisten. Solche Initialisierungen können beispielsweise aus einem Sub-Satz der erfassten Echosignale abgeleitet werden. Eine anfängliche Abschätzung des Wasser- und Fettanteils kann beispielsweise aus einem Sub-Satz zweier Echosignale unter Nutzung eines herkömmlichen Zwei-Punkt-Dixon-Verfahrens abgeleitet werden.

[0016] Eine Unklarheit oder Mehrdeutigkeit in mindestens einem der Werte der unbekannten Parameter, die mit der Anpassungsprozedur etabliert werden, kann unter Nutzung von Vorab-Information geklärt werden. Solche Vorab-Information kann beispielsweise sein, dass das Hauptmagnetfeld B_0 und/oder die Phasenfehler sich räumlich „sanft“ ändern. Eine Unklarheit kann gleichermaßen, basierend auf dem Anpassungsfehler oder auf der Kombination des Anpassungsfehlers und der Eigenschaft geklärt werden, dass das Hauptmagnetfeld B_0 und/oder die Phasenfehler räumliche „smoothness“ aufweisen.

[0017] In einer bevorzugten Ausführung können die abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler in den erfassten zwei oder mehr Echosignalen korrigiert werden, bevor die Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies in den korrigierten Echosignalen separiert werden, auf der Basis eines weiteren (nicht des herkömmlichen Mehrpunkt-Dixon-)Signalmodells, welches die wirbelstrominduzierten Phasenfehler nicht einschließt. Dies ergibt effektiv ein iteratives Rekonstruktionsschema, wodurch die Genauigkeit der Bestimmung des Wasser- und Fett-Beitrages weiter erhöht werden kann.

[0018] Das insoweit beschriebene erfindungsgemäße Verfahren kann mittels eines MR-Gerätes ausgeführt werden, das mindestens eine Hauptmagnetspule zur Erzeugung eines gleichförmigen bzw. homogenen statischen Magnetfeldes B_0 innerhalb ei-

nes Untersuchungsvolumens, eine Anzahl von Gradientenspulen zur Erzeugung geschalteter Magnetfeldgradienten unterschiedlichen Raumrichtungen innerhalb des Untersuchungsvolumens, mindestens eine HF-Spule zur Erzeugung von HF-Pulsen innerhalb des Untersuchungsvolumens und/oder zum Empfang von MR-Signalen aus einem Körper eines im Untersuchungsvolumen positionierten Patienten, eine Steuereinheit zur Steuerung der zeitlichen Abfolge der HF-Pulse und geschalteten Magnetfeldgradienten und eine Rekonstruktionseinheit zum Rekonstruieren von MR-Bildern aus den empfangenen MR-Signalen einschließt. Das erfindungsgemäße Verfahren kann durch eine entsprechende Programmierung der Rekonstruktionseinheit und/oder der Steuereinheit des MR-Gerätes implementiert werden.

[0019] Das erfindungsgemäße Verfahren kann vorteilhaft bei den meisten MR-Geräten ausgeführt werden, die derzeit im klinischen Einsatz sind. Zu diesem Zweck ist es lediglich erforderlich, ein Computerprogramm zu nutzen, durch das das MR-Gerät auf solche Weise gesteuert wird, dass es die oben erwähnten Verfahrensschritte der Erfindung ausführt. Das Computerprogramm kann entweder auf einem Datenträger oder in einem Datennetz vorliegen, so dass es zur Installation auf die Steuereinheit des MR-Gerätes heruntergeladen werden kann.

Figurenliste

[0020] Die beigefügte Zeichnung offenbart bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung. Es ist jedoch zu beachten, dass die Zeichnung nur zum Zwecke der Illustration entworfen wurde und nicht als eine Definition der Grenzen der Erfindung. In der Zeichnung zeigt:

Fig. 1 schematisch ein MR-Gerät zur Ausführung der Verfahren der Erfindung.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0021] In **Fig. 1** ist ein MR-Gerät 1 gezeigt. Das Gerät umfasst supraleitende oder ohmsche Haupt-Magnetspulen 2 derart, dass ein im Wesentlichen gleichförmiges, zeitlich konstantes Haupt-Magnetfeld B_0 längs einer z-Achse über ein Untersuchungsvolumen erzeugt wird. Das Gerät umfasst weiter einen Satz von Trimmspulen 2' (erster, zweiter und - soweit anwendbar - dritter Ordnung), wobei der Stromfluss durch die einzelnen Trimmspulen des Satzes 2' zum Zwecke der Minimierung von B_0 -Abweichungen innerhalb des Untersuchungsvolumens steuerbar ist.

[0022] Ein Magnetresonanzerzeugungs- und -handhabungssystem wendet eine Folge von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeld-Gradienten an, um Kernmagnetspins zu invertieren oder zu erregen, magnetische Resonanz zu induzieren, magnetische Re-

sonanz zu refokussieren, magnetische Resonanz zu manipulieren, magnetische Resonanz räumlich oder anderweitig zu kodieren, Spins zu sättigen o.ä., um MR-Abbildung bzw. -Bildgebung auszuführen.

[0023] Spezieller liegt ein Gradienten-Pulsverstärker **3** Stromimpulse an ausgewählte der Ganzkörper-Gradientenspulen **4**, **5** und **6** längs der **x**-, **y**- und **z**-Achse des Untersuchungsvolumens an. Ein digitaler HF-Sender **7** überträgt HF-Impulse oder Impulspakete über einen Sende-/Empfangs-Schalter **8** an eine Körper-HF-Spule **9**, um HF-Impulse in das Untersuchungsvolumen zu übertragen. Eine typische MR-Bildgebungs-Sequenz ist aus einem Paket von HF-Impulssegmenten kurzer Dauer zusammengesetzt, welche miteinander und mit etwa angelegten Magnetfeld-Gradienten eine ausgewählte Manipulation der magnetischen Kernresonanz bewirken. Die HF-Impulse werden benutzt, um zu sättigen, Resonanz anzuregen, Magnetisierung zu invertieren, Resonanz zu refokussieren oder Resonanz zu manipulieren, und wählen einen Abschnitt des Körpers **10** aus, der im Untersuchungsvolumen positioniert ist. Die MR-Signale werden ebenfalls durch die Körper-HF-Spule **9** aufgenommen.

[0024] Zur Erzeugung von MR-Bildern von begrenzten Abschnitten des Körpers **10** mittels Parallel-Bildgebung wird ein Satz von Local-Array-HF-Spulen **11**, **12**, **13** anschließend an die zur Bildgebung ausgewählte Region platziert. Die Array-Spulen **11**, **12**, **13** können benutzt werden, um durch Körperspulen-HF-Übertragung induzierte MR-Signale zu empfangen.

[0025] Die sich ergebenden MR-Signale werden durch die Körper-HF-Spule **9** und/oder durch die Array-HF-Spulen **11**, **12**, **13** aufgenommen und durch einen Empfänger **14** demoduliert, der bevorzugt einen (nicht dargestellten) Vorverstärker enthält. Der Empfänger **14** ist mit den HF-Spulen **9**, **11**, **12** und **13** mittels eines Sende-/Empfangs-Schalters **8** verbunden.

[0026] Ein Wortscomputer **15** steuert den Stromfluss der Trimmspulen **2** ebenso wie den Gradienten-Pulsverstärker **3** und den Sender **7**, um eine aus einer Mehrzahl von MR-Abbildungssequenzen zu erzeugen, wie Echo-Ebenen-Abbildung (EPI), Echo-Volumen-Abbildung, Gradienten- und Spin-Echo-Abbildung, Fast-Spin-Echo-Abbildung o.ä. Für die ausgewählte Sequenz empfängt der Empfänger **14** eine einzelne oder eine Mehrzahl von MR-Datenlinien in schneller Folge auf jeden HF-Erregungsimpuls. Ein Datenerfassungssystem **16** führt eine Analog-Digital-Wandlung der empfangenen Signale aus und konvertiert jede MR-Datenlinie in ein digitales Format, welches für die weitere Verarbeitung geeignet ist. In modernen MR-Geräten ist das Datenerfassungssystem **16** ein separater Computer, der auf die Erfassung von Roh-Bilddaten spezialisiert ist.

[0027] Schließlich werden die digitalen Roh-Bilddaten durch einen Rekonstruktions-Prozessor **17**, welcher eine Fourier-Transformation und andere angemessene Rekonstruktions-Algorithmen, wie SENSE oder SMASH, anwendet, in eine bildliche Darstellung umgewandelt bzw. rekonstruiert. Das MR-Bild kann einen planaren Schnitt durch den Patienten, eine Anordnung paralleler planarer Schnitte, ein dreidimensionales Volumen o.ä. repräsentieren. Das Bild wird dann in einen Bildspeicher gespeichert, auf den zur Umwandlung verschiedener Schnitte, Projektionen oder anderer Abschnitte der bildlichen Darstellung in ein zur Visualisierung geeignetes Format zugriffen werden kann, beispielsweise über einen Videomonitor **18**, der eine für einen Menschen lesbare Anzeige des resultierenden MR-Bildes liefert.

[0028] In einer Ausführungsform der Erfindung wird eine Anzahl von Echosignalen mittels einer Mehrgradientenecho-Abbildungssequenz erzeugt, wobei geschaltete Magnetfeldgradienten unterschiedlicher Polaritäten für eine Refokussierung und ein Auslesen (Frequenzkodierung) genutzt werden. Ein unterschiedlicher Echozeitwert wird jedem Echosignal zugeordnet. Für jeden Echozeitwert wird eine Mehrzahl von Phasenkodierungen angewandt, um es zu ermöglichen, dass ein vollständiges MR-Bild des gewünschten Gesichtsfeldes rekonstruiert wird.

[0029] Die erfassten Echosignale enthalten Signalbeiträge von Fett- und Wasser-Spins. Diese Signalbeiträge werden gemäß der Erfindung auf der Basis eines Signalmodells separiert. Zu diesem Zweck wird das zusammengesetzte Echosignal s_n im Bildraum, erfasst zu einer Echozeit $t_n = TE_1 + (n - 1)\Delta TE$, mit $n = 1, 2, \dots, N$, modelliert als

$$\tilde{s}_n = (W + c_n F) e^{i2\pi\Delta f(n-1)\Delta TE - R_2^*(n-1)\Delta TE} e^{i\theta_n},$$

mit

$$\theta_n = \begin{cases} \theta_1, & n = 1 \\ 0, & n = 2, 4, \dots, \\ \theta_0, & n = 3, 5, \dots \end{cases}$$

worin θ_1 ein Phasenfehler für das erste Echosignal bezüglich des zweiten Echosignals und θ_0 ein Phasenfehler aller ungeradzahligen Echos, mit Ausnahme des ersten Echos, bezüglich aller geradzahligen Echos ist. Entsprechende Amplitudenfehler können ähnlich eingeführt werden, sind aber hier zu Gunsten der Vereinfachung weggelassen. Ein geeignet modifiziertes Signalmodell kann im Falle von temporär nicht-äquidistanten Echos angewandt werden.

[0030] W ist der unbekannte komplexe Signalbeitrag von Wasser-Spins, F ist der unbekannte komplexe Signalbeitrag von Fett-Spins, c ist ein bekannter

komplexer Faktor, der die Amplituden- und Phasenentwicklung eines reinen Fett-Signals über die Echozeit beschreibt, Δf ist die unbekannte Außer-Resonanz-Frequenz, die der Hauptmagnetfeld-Inhomogenität entspricht, und R_2^* ist die unbekannte effektive transversale Relaxationsrate.

[0031] Alle unbekannten Parameter, einschließlich der Phasenfehler θ_1 und θ_0 , werden durch Minimierung des Restes

$$R_C = \sum_{n=1}^N |s_n - \tilde{s}_n|^2$$

unter Nutzung einer iterativen, nichtlinearen Minimierung, wie etwa des Levenberg-Marquardt-Algorithmus, abgeschätzt. Darin ist s_n das erfasste (gemessene) Echosignal zur Echozeit t_n .

[0032] Alternativ können alle unbekannten Parameter, außer des anfänglichen Phasenfehlers θ_1 , durch Minimierung des modifizierten Restes

$$R_H = (|s_1| - |\tilde{s}_1|)^2 + \sum_{n=2}^N |s_n - \tilde{s}_n|^2,$$

abgeschätzt werden, in dem ein Phasenfehler des ersten Echos ignoriert wird.

[0033] Bestimmten Parameterwerten können Beschränkungen auferlegt werden, um unrealistische Abschätzungen zu vermeiden, wie etwa eine negative effektive transversale Relaxationsrate. Dies kann unter Einsatz eines beschränkten Optimierungsalgorithmus oder durch Nutzung von „Handicap“-Funktionen realisiert werden.

[0034] Um eine Konvergenz auf korrekte Minima zu gewährleisten, sollten hinreichend gute Abschätzungen einiger oder aller Parameter zur Initialisierung des Algorithmus' angewandt werden.

[0035] Eine gute Abschätzung von W und F kann beispielsweise erhalten werden durch Definieren von

$$z = e^{i2\pi\Delta f\Delta TE - R_2^*\Delta TE},$$

und durch Betrachtung nur des Sub-Satzes von Echosignalen s_2 , s_4 und s_6 , was zum folgenden Gleichungssystem führt:

$$s_2 = (W' + c_2 F'),$$

$$s_4 = (W' + c_4 F') z^2,$$

$$s_6 = (W' + c_6 F') z^4,$$

worin $W' = W z$ und $F' = F z$ ist.

[0036] Dieses Gleichungssystem kann auf eine bi-quadratische Gleichung in z oder eine quadratische Gleichung in z^2 reduziert werden, mit wohlbekannten analytischen Lösungen. Für jede der beiden Lösungen von z^2 gibt es zwei Lösungen von z , welche sich durch einen Versatz (Offset) von π in ihrer Phase unterscheiden. Jedoch gibt es nur eine Lösung von W' und F' für jede der beiden Lösungen von z^2 .

[0037] Im Falle sehr schneller effektiver transversaler Relaxation, was zu einem schlechten SNR in den späteren Echos führt, kann alternativ eine Abschätzung von W und F durch Anwendung eines 2-Punkt-Dixon-Verfahrens auf die ersten beiden Echosignale s_1 und s_2 (wie beispielsweise von Eggers et al., Magnetic Resonance in Medicine 65, 96-107, 2011, beschrieben) oder durch anfängliches Ignorieren der Phasenfehler und Anwenden eines 3-Punkt-Dixon-Verfahrens auf s_1 , s_2 und s_3 erhalten werden.

[0038] Für jede Lösung von W' und F' kann der Beitrag des De- und Re-Phasing der Wasser- und Fett-Signale zur Phase des zusammengesetzten Echosignals eliminiert werden, was zu

$$\tilde{s}_n' = \frac{\tilde{s}_n}{W' + c_n F'},$$

und

$$\tilde{s}_n' = \frac{\tilde{s}_n}{W' + c_n F'}$$

führt.

[0039] Eine Abschätzung von θ_0 wird dann erhalten durch

$$\theta_0' = \frac{\arg\{\tilde{s}_2^{**} \tilde{s}_3'^2 \tilde{s}_4^{**}\}}{2},$$

oder ähnlich aus Tripeln von Echosignalen, oder aus gewichteten Kombinationen solcher Abschätzungen.

[0040] Die Eliminierung des Beitrages des De- und Re-Phasing der Wasser- und Fett-Signale zur Phase des zusammengesetzten Echosignals hat keine Relevanz für reine Wasser-Signale und nur geringe Relevanz für reine Fett-Signale, ist aber von wesentlicher Relevanz für gemischte Wasser- und Fett-Signale.

[0041] Um den vollständigen Bereich von θ_0 abzudecken, sollte das Argument der obigen Gleichung vor dem Dividieren durch 2 aufgelöst werden. In

diesem Ablauf kann angenommen werden, dass θ_0 sich räumlich nur sanft („smoothly“) ändert und nahe zum Iso-Zentrum des Hauptmagneten 2 klein ist. Die Mehrdeutigkeit bzw. Unschärfe in der Phase von z kann auf diese Weise ebenso aufgelöst werden. Dies ist natürlich nicht erforderlich, wenn die maximalen absoluten Werte von θ_0 (und θ_1) bekanntermaßen wesentlich kleiner als π sind. In diesem Fall können explizite Beschränkungen der Werte dieser Parameter in die Anpassungsprozedur eingebaut werden. Darüber hinaus können hinreichend gute Abschätzungen einiger oder aller Parameter zur Initialisierung der iterativen nichtlinearen Minimierung auf einfacheren Wegen erhalten werden, beispielsweise durch Ignorieren der Phasenfehler.

[0042] Zwei Lösungen von W' , F' , z , θ_0 und θ_1 gegeben, kann eine unter Nutzung von Verfahren ausgewählt werden, die als solche im Gebiet der auf Chemische-Verschiebung-Codierung basierenden Wasser-/Fett-Separation ausgewählt werden, wie etwa des „Region Growing“, das in diesem Falle ausnutzen kann, dass sowohl Δf , d.h. die Phase von z , als auch θ_0 und θ_1 erwartetermaßen sich räumlich sanft ändern. Außerdem kann das Residuum, oder allgemeiner der Wert der Zielfunktion der Anpassungsprozedur, für die beiden Lösungen in diesen Verfahren verglichen werden.

[0043] Die beschriebene Prozedur kann auf einem Niedrig-Auflösungs-Niveau angewandt werden, um anfänglich die Phasenfehler zu korrigieren und dann eine herkömmliche Wasser-/Fett-Separationsprozedur bei hoher Auflösung anzuwenden, die Phasenfehler vernachlässigt. Auf diese Weise zieht das Verfahren Nutzen aus dem höheren SNR bei niedriger Auflösung. Alternativ kann die beschriebene Prozedur direkt bei hoher Auflösung angewandt werden, um Abschätzungen von W und F zu gewinnen, wobei die Phasenfehler vollständig in Betracht gezogen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur MR-Abbildung mindestens zweier chemischer Spezies, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

- a) Erzeugen von Echosignalen zu unterschiedlichen Echozeiten durch Aussetzen eines Körpers (10), der in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes (2) platziert ist, einer Abbildungssequenz von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten;
- b) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit einer niedrigen räumlichen Auflösung;
- c) Abschätzen von Phasenfehlern in den erfassten Echosignalen bei niedriger räumlicher Auflösung durch eine Anpassungsprozedur aus den zwei oder mehr Echosignalen auf der Basis eines Signalmodells, welches das MR-Spektrum jeder der chemischen Spezies, die räumliche Variation des Haupt-

magnetfeldes im Untersuchungsvolumen und die effektive transversale Relaxationsrate einschließt;

d) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit höherer räumlicher Auflösung;

e) Separieren der Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies zu den erfassten Echosignalen bei einer höheren räumlichen Auflösung auf der Basis der abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das spektrale Modell jedem Echosignal einen Phasenfehler zuordnet.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Anpassungsprozedur Werte aller unbekannten Parameter des Signalmodells, einschließlich der Beiträge der mindestens zwei chemischen Spezies, der räumlichen Variation der Hauptmagnetfelds, der effektiven transversalen Relaxationsrate und der wirbelstrominduzierten Phasenfehler, sucht, derart, dass das Signalmodell am besten zu den zwei oder mehr Echosignalen passt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei eine Abschätzung mindestens eines der unbekannten Parameter des Signalmodells für die Initialisierung der Anpassungsprozedur bereitgestellt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die Abschätzung von einem Sub-Satz der erfassten zwei oder mehr Echosignale abgeleitet wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5, wobei eine Mehrdeutigkeit in mindestens einem der Werte der unbekannten Parameter unter Nutzung von Vorab-Information geklärt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei eine Mehrdeutigkeit durch Ausnutzung dessen geklärt wird, dass das Hauptmagnetfeld und/oder die wirbelstrominduzierten Phasenfehler räumlich sanft variieren.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Abbildungssequenz eine Mehrgradienten-Echosequenz ist, die geschaltete Magnetfeldgradienten unterschiedlicher Polaritäten einschließt.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler in den erfassten zwei oder mehr Echosignalen korrigiert werden, bevor die Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies in den korrigierten Echosignalen separiert werden, auf der Basis eines weiteren Signalmodells, welches die wirbelstrominduzierten Phasenfehler nicht einschließt.

10. MR-Gerät zur Ausführung des Verfahrens, welches in den Ansprüchen 1 bis 9 beansprucht ist, wobei das MR-Gerät (1) mindestens eine Hauptmagnet-

spule (2) zur Erzeugung eines gleichförmigen bzw. homogenen statischen Magnetfeldes B_0 innerhalb eines Untersuchungsvolumens, einer Anzahl von Gradientenspulen (4, 5, 6) zur Erzeugung geschalteter Magnetfeldgradienten unterschiedlichen Raumrichtungen innerhalb des Untersuchungsvolumens, mindestens eine HF-Spule (9) zur Erzeugung von HF-Pulsen innerhalb des Untersuchungsvolumens und/oder zum Empfang von MR-Signalen aus einem Körper (10) eines im Untersuchungsvolumen positionierten Patienten, eine Steuereinheit (15) zur Steuerung der zeitlichen Abfolge der HF-Pulse und geschalteten Magnetfeldgradienten und eine Rekonstruktionseinheit (17) zum Rekonstruieren von MR-Bildern aus den empfangenen MR-Signalen einschließt, wobei das MR-Gerät (1) dazu ausgebildet ist, die folgenden Schritte auszuführen:

- a) Erzeugen von Echosignalen zu unterschiedlichen Echozeiten durch Aussetzen des Körpers (10), einer Abbildungssequenz von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten;
- b) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit einer niedrigen räumlichen Auflösung;
- c) Abschätzen von Phasenfehlern in den erfassten Echosignalen bei niedriger räumlicher Auflösung durch eine Anpassungsprozedur aus den zwei oder mehr Echosignalen auf der Basis eines Signalmodells, welches das MR-Spektrum jeder der chemischen Spezies, die räumliche Variation des Hauptmagnetfeldes im Untersuchungsvolumen und die effektive transversale Relaxationsrate einschließt,
- d) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit höherer räumlicher Auflösung;
- e) Separieren der Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies zu den erfassten Echosignalen bei einer höheren räumlichen Auflösung auf der Basis der abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler.

11. Computerprogramm, welches auf einem MR-Gerät ausgeführt wird, wobei das Computerprogramm Befehle aufweist für:

- a) Erzeugen von Echosignalen zu unterschiedlichen Echozeiten durch Anwenden des Körpers (10), einer Abbildungssequenz von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten;
- b) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit einer niedrigen räumlichen Auflösung;
- c) Abschätzen von Phasenfehlern in den erfassten Echosignalen bei niedriger räumlicher Auflösung durch eine Anpassungsprozedur aus den zwei oder mehr Echosignalen auf der Basis eines Signalmodells, welches das MR-Spektrum jeder der chemischen Spezies, die räumliche Variation des Hauptmagnetfeldes im Untersuchungsvolumen und die effektive transversale Relaxationsrate einschließt,
- d) Erfassen der zwei oder mehr Echosignale mit höherer räumlicher Auflösung;
- e) Separieren der Signalbeiträge der mindestens zwei chemischen Spezies zu den erfassten Echosignalen bei einer höheren räumlichen Auflösung auf der Basis der abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler.

gnalen bei einer höheren räumlichen Auflösung auf der Basis der abgeschätzten wirbelstrominduzierten Phasenfehler.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

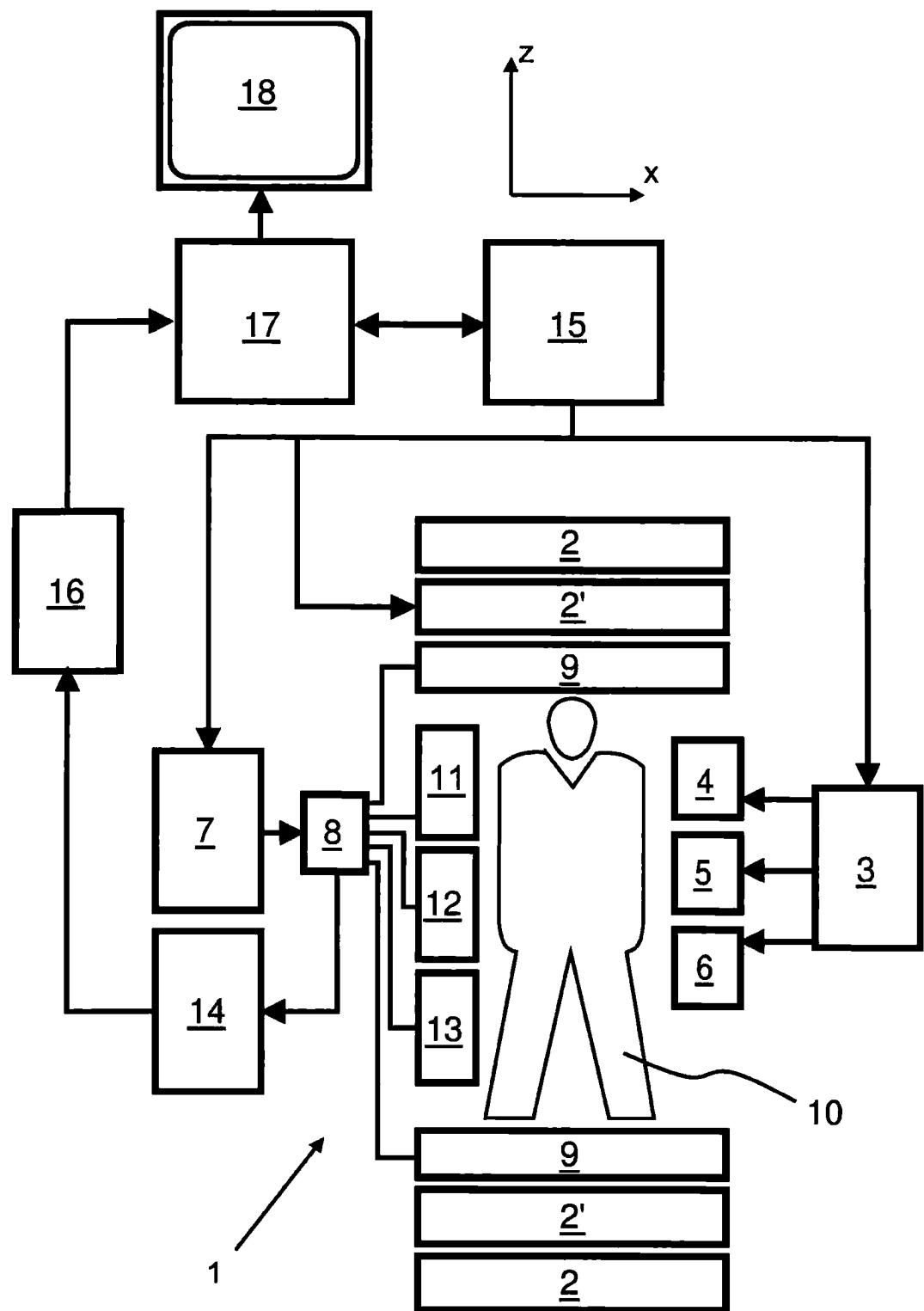


Fig. 1