



(10) **DE 10 2017 201 477 A1** 2018.08.02

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2017 201 477.6**

(22) Anmeldetag: **31.01.2017**

(43) Offenlegungstag: **02.08.2018**

(51) Int Cl.: **G01R 33/563 (2006.01)**

A61B 5/055 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

(72) Erfinder:

**Beck, Thomas, Dr., 91052 Erlangen, DE; Zeller,
Mario, Dr., 91054 Erlangen, DE**

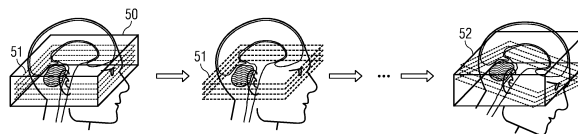
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Neuberechnung einer Gewichtungsmatrix bei Bewegung**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern eines Untersuchungsvolumens mit den folgenden Schritten:

- Bestimmen von MR-Referenzdaten von dem Untersuchungsvolumen,
- Bestimmen einer lokalen Gewichtungsmatrix unter Verwendung der MR-Referenzdaten, um aus beschleunigt gemessenen MR-Signalen mit der lokalen Gewichtungsmatrix MR-Daten des Untersuchungsvolumens zu extrahieren,
- Bestimmen einer Bewegung des Untersuchungsvolumens während von dem Untersuchungsvolumen die beschleunigt gemessene MR-Signale detektiert werden, wobei, wenn unter Berücksichtigung der detektierten Bewegung eine Adaption des Rekonstruktionsverfahrens erforderlich ist, folgende Schritte umfasst sind:
 - Neuberechnen der lokalen Gewichtungsmatrix unter Berücksichtigung der bestimmten Bewegung zur Korrektur der bestimmten Bewegung,
 - Anwenden der Neuberechneten Gewichtungsmatrix bei der Erstellung von den MR-Bildern, die auf der Grundlage der beschleunigt gemessenen MR-Signalen berechnet werden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern eines Untersuchungsvolumens, eine MR-Anlage zur Prüfung des Verfahrens, ein Computerprogrammprodukt und einen elektronisch lesbaren Datenträger.

[0002] Es sind beschleunigte MR-Bildgebungsverfahren bekannt, bei denen zur Reduktion der benötigten Messdauer eine schichtbasierte Beschleunigungstechnologie verwendet wird. Bei dieser Technologie, auch Simultaneous Multi-Slice, SMS, Slice Acceleration oder Multiband genannt, werden mehrere Schichten gleichzeitig angeregt und ausgelesen. Beispielsweise kann mit einem Beschleunigungsfaktor von 3 die benötigte Repetitionszeit TR um den Faktor 3 reduziert werden. Entsprechend kann somit beispielsweise bei der funktionellen Bildgebung oder bei der Diffusionsbildgebung mittels echoplanarer Bildgebungstechniken die erforderliche Zeit zur Akquisition eines kompletten Schichtvolumens auf ein Drittel der ursprünglich benötigten Zeit reduziert werden. Als Vorteil dieser Verfahren wird hauptsächlich die Reduktion der Messzeit bzw. die Verbesserung der zeitlichen Abtastrate gesehen. Die zeitgleiche Anregung mehrerer Schichten verursacht bei dem Empfang der Signale eine Überlagerung aller angeregten Schichten, so dass diese im Rahmen der Bildrekonstruktion wieder voneinander getrennt werden müssen. Anwendung findet SMS typischerweise bei Zeitserien, beispielsweise bei der funktionellen Bildgebung, bei der mehrere Repetitionen mit gleichem Kontrast aufgenommen werden oder bei der Diffusionsbildgebung, bei der mehrere Repetitionen mit teilweise unterschiedlichem Kontrast aufgenommen werden.

[0003] Zur nachträglichen Trennung der Schichten ist hierbei meist eine zusätzliche Referenzmessung erforderlich, bei der einmalig ein ganzer Schichtstapel vollständig akquiriert wird. Eine Schichtposition und die Anzahl der Schichten sind hierbei bei der Referenzmessung und bei der eigentlichen Bildgebungsmessung identisch. Die Referenzmessung kann auch mit einer von der Bildgebungsmessung verschiedenen Aufnahmesequenz aufgenommen werden, vorzugsweise wird aber ein ähnlicher Kontrast verwendet.

[0004] Auf den Referenzdatensatz wird dann eine Schichttrennungsmatrix, ein s.g. Schichttrennungskernel trainiert, welche zur Schichttrennung in den Zeitserien des nachfolgenden Bildgebungsverfahrens zum Einsatz kommen. Diese Schichttrennungskernel werden dann für die gesamte nachfolgende Bildsequenzaufnahme verwendet. Die Bewegungen der Untersuchungsperson können hierbei jedoch zu räumlichen Verschiebungen oder zur Drehung des Untersuchungsvolumens führen, so dass die in einer

Zeitfolge aufgenommenen Bilddaten räumlich nicht mit den räumlichen Eigenschaften der Referenzmessung übereinstimmen.

[0005] Es ist bekannt, eine Bewegungskompensation, sei es prospektiv oder retrospektiv, basierend auf rekonstruierten Bilddaten durchzuführen. Bei der retrospektiven Korrektur werden dabei beispielsweise die rekonstruierten Bilddaten der einzelnen Zeitserien anhand der untersuchten Anatomie, beispielsweise des Kopfes, aufeinander registriert. Bei der prospektiven Korrektur erfolgt ebenfalls eine Registrierung der vorhandenen Zeitserien, wobei die nachfolgenden Bildvolumen dann direkt während der Bildgebung um die ermittelten Bewegungskorrekturkoordinaten im Raum verschoben angeregt und aufgenommen werden. Trotzdem sind die Ergebnisse der Zeitserien artefaktbehaftet, was insbesondere problematisch ist bei einem Intensitätsvergleich der Bilder zwischen den Zeitpunkten, da dann Intensitätsvariationen eventuell bewegungsbedingt sind und nicht Ursache einer geänderten Diffusion oder einer sonstigen Aktivität. Dies ist schematisch in **Fig. 2** dargestellt. Von einer Untersuchungsperson 13 werden Referenzdaten in einem Referenzvolumen 20 aufgenommen. Bei dieser Aufnahme im Referenzvolumen 20 erfolgt eine unbeschleunigte Datenaufnahme, dies bedeutet, dass jede Schicht einzeln gemessen wird, eventuell mit mehreren Empfangsspulen. Anschließend wird von einem Untersuchungsvolumen 21 eine beschleunigte Messung durchgeführt, wobei ohne Bewegung der Untersuchungsperson die Schichtpositionen mit den Schichtpositionen des Referenzvolumens 20 übereinstimmen. Bewegt sich nun die Person wie im rechten Teil von **Fig. 2** gezeigt, so enthalten raumfeste Bildgebungsschichten des Untersuchungsvolumens 21 geänderte Anatomien. Weiterhin liegen veränderte Spulensensitivitätsprofile durch die Bewegung vor. Auch wenn versucht wird, die Bewegungskompensation aufgrund der rekonstruierten Bilddaten durchzuführen, wird trotzdem der anhand der Referenzmessung berechnete Schichttrennungskernel auf die beschleunigte Messung im Untersuchungsvolumen 21 angewendet, um die gemessenen Daten in die Einzelschichten zerlegen zu können. Eine Patientenbewegung während der Messung hat jedoch Einfluss auf den Schichttrennungskernel, der jedoch auf der Grundlage einer anderen Position des Untersuchungsobjekts bestimmt wurde.

[0006] Ein derartiges Problem tritt jedoch nicht nur bei Verwendung des Schichttrennungskernel auf, sondern auch bei der parallelen Bildgebung wie beispielsweise GRAPPA, wenn mithilfe einer Referenzmessung Koeffizienten berechnet werden, um nicht aufgenommene Rohdatenpunkte aus aufgenommenen Rohdatenpunkten durch Linearkombination zu kombinieren.

[0007] Auch bei einer derartigen Anwendung erfolgt die Berechnung der zugehörigen Gewichtungsmatrix für eine Position des Untersuchungsobjekts.

[0008] Es besteht daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, ein beschleunigtes Bildgebungsverfahren zu verbessern und insbesondere die Artefakte bei Bewegungen des Untersuchungsobjekts zu verringern, wenn eine derartige Gewichtungsmatrix wie eine Schichttrennungsmatrix oder die Matrix zur Bestimmung nicht gemessener Rohdatenpunkte verwendet wird.

[0009] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst.

[0010] Gemäß einem ersten Aspekt wird ein Verfahren zur Erstellung von MR-Bildern eines Untersuchungsvolumens bereitgestellt, wobei MR-Referenzdaten zumindest von dem Untersuchungsvolumen bestimmt werden. Weiterhin wird eine lokale Gewichtungsmatrix unter Verwendung der MR-Referenzdaten bestimmt, um aus in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR-Signalen mit der lokalen Gewichtungsmatrix MR-Daten des Untersuchungsvolumens zu extrahieren. Weiterhin wird eine Bewegung des Untersuchungsvolumens bestimmt, während von dem Untersuchungsvolumen die beschleunigt gemessenen MR-Signale detektiert werden. Wenn hierbei die Bewegung größer als ein Grenzwert ist, erfolgt eine Neuberechnung der lokalen Gewichtungsmatrix unter Berücksichtigung der bestimmten Bewegung, um beispielsweise durch die Bewegung gedungte Artefakte zu minimieren, da die neu berechnete Gewichtungsmatrix bei der Erstellung der MR-Bilder des Untersuchungsvolumens verwendet wird, wobei die MR-Bilder auf der Grundlage der beschleunigt gemessenen MR-Signale berechnet werden.

[0011] Durch die Detektion der Bewegung und der eventuellen Neuberechnung der lokalen Gewichtungsmatrix ist es möglich, Bewegungen des Untersuchungsvolumens zu berücksichtigen, die bei der Detektion der beschleunigt aufgenommenen MR-Signale auftreten. Damit wird nicht eine einmalig berechnete Gewichtungsmatrix verwendet unabhängig von der Bewegung, sondern die Gewichtungsmatrix hängt von der Bewegung des Untersuchungsvolumens ab. Es kann eine Abweichung zwischen dem Volumen berücksichtigt werden, bei dem die MR-Referenzdaten aufgenommen wurden, und dem Untersuchungsvolumen, in dem die beschleunigt gemessenen MR-Signale gemessen werden.

[0012] Die beschleunigt gemessenen MR-Signale des Untersuchungsvolumens können in mehreren Schichten aufgenommen werden, wobei die bestimmte Bewegung derart korrigiert wird, dass eine anatomische Struktur in jeder Schicht von mehreren anfänglichen Schichten vor der Bewegungskor-

rektur und in neu berechneten Schichten nach der Bewegungskorrektur unverändert bleibt. Die lokale Gewichtungsmatrix wird somit derart neu berechnet, dass die mehreren Schichten vor und nach der Korrektur jeweils im Wesentlichen die gleiche Anatomie bzw. die gleiche Struktur zeigen. Damit ist es möglich, Zeitserien der einzelnen Schichten zu bilden und die Signalintensitäten miteinander zu vergleichen, da sichergestellt ist, dass gleiche anatomische Strukturen verglichen werden bzw. sich die verglichene anatomische Struktur nicht ändert, die in den einzelnen Bildpunkten der anfänglichen Schichten dargestellt ist.

[0013] Vorzugsweise werden die bei der Bestimmung der MR-Referenzdaten aufgenommenen mehreren Schichten einzeln aufgenommen, während bei der Bestimmung der beschleunigt gemessenen MR-Signale die mehreren Schichten gleichzeitig mit mehreren Empfangsspulen gemessen werden. Hierdurch ist es möglich, anschließend die lokale Gewichtungsmatrix zu bestimmen, die dann bei dem beschleunigt gemessenen MR-Signalen verwendet wird.

[0014] Die lokale Gewichtungsmatrix kann hierbei eine Schichttrennungsmatrix sein, wie sie in der Beschreibungseinleitung erwähnt wurde, mit der die in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR-Signale aus mehreren Schichten, die mit mehreren Empfangsspulen detektiert wurden, den einzelnen Schichten zugeordnet werden können. Weiterhin kann die lokale Gewichtungsmatrix bei der parallelen Bildgebung verwendet werden, um aus beschleunigt gemessenen MR-Signalen mithilfe der lokalen Gewichtungsmatrix nicht gemessene Rohdatenpunkte des Untersuchungsobjekts zu rekonstruieren.

[0015] Einerseits ist es möglich, die Bewegung des Untersuchungsvolumens nach Abschluss der Messung der beschleunigt gemessenen MR-Signale zu bestimmen. Andererseits ist es auch möglich, die Bewegung des Untersuchungsvolumens vor Abschluss der Messung der beschleunigt gemessenen MR-Signale zu bestimmen und die beschleunigt gemessenen MR-Signale zumindest teilweise bei der Rekonstruktion der MR-Bilder zu berücksichtigen, die mithilfe der beschleunigt gemessenen MR-Signale berechnet werden.

[0016] Weiterhin ist es möglich, dass die beschleunigt gemessenen MR-Signale verwendet werden, um die Bewegung einer in dem Untersuchungsvolumen dargestellte Anatomie zu bestimmen. Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Bewegung des Untersuchungsvolumens ist die Verwendung von Bildern, die mit Kameras aufgenommen wurden oder die Verwendung von anderen MR-Signalen.

[0017] Die beschleunigt gemessenen MR-Signale können aufgenommen werden zur Bestimmung eines zeitlichen Verlaufs eines MR-Signalparameters

in einem Abschnitt des Untersuchungsvolumens, beispielsweise eines Diffusionsparameters oder der Signalintensität wie bei der funktionellen Bildgebung.

[0018] Das Untersuchungsvolumen kann weiterhin in Abhängigkeit von der bestimmten Bewegung angepasst werden, bevor die Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR-Signale beendet wird, wobei dann die Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR-Signale zumindest teilweise an dem angepassten Untersuchungsvolumen erfolgt. Bei dieser prospektiven Korrektur erfolgt die Nachführung der Schichtposition während der Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR-Signale. Eine Neuberechnung der lokalen Gewichtungsmatrix muss jedoch nicht notwendigerweise vor dem Ende der Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR-Signale erfolgen, sondern kann im Anschluss an die Messung erfolgen, beispielsweise zur Trennung der Schichtinformation oder zur Berechnung der fehlenden Rohdatenpunkte bei der parallelen Bildgebung. Weiterhin ist es möglich, mithilfe einer ersten MR-Messung festzustellen, ob überhaupt eine Bewegung des Untersuchungsvolumens vorliegt. Wenn dies der Fall ist, kann eine zweite MR-Messung erfolgen, beispielsweise eine Navigationsmessung, um dann die Bewegung zu quantifizieren. Hierdurch wird der Zeitaufwand für die Bestimmung der Bewegung weiterhin reduziert, da die zweite MR-Messung, die zur Quantifizierung der Bewegung notwendig ist, nur durchgeführt werden muss, wenn tatsächlich auf Grundlage der ersten MR-Messung, die üblicherweise kürzer ist als die zweite MR-Messung, festgestellt werden kann, ob diese zweite MR-Messung notwendig ist.

[0019] Vorzugsweise ist ein Referenzvolumen, in dem die Referenzdaten aufgenommen werden, größer als das Untersuchungsvolumen, so dass bei der Bewegung die neu berechneten Schichten immer noch in dem Referenzvolumen enthalten sind, so dass die lokale Gewichtungsmatrix vollständig und richtig neu berechnet werden kann.

[0020] Weiterhin ist eine MR-Anlage vorgesehen, die wie oben ausgeführt arbeiten kann, wobei die MR-Anlage eine Steuereinheit und eine Speichereinheit aufweist, wobei die Speichereinheit ausführbare Steuerinformationen speichert, und wobei die MR-Anlage so ausgebildet ist, um bei Ausführung der Steuerinformationen in der Steuereinheit die oben beschriebenen Schritte durchzuführen.

[0021] Weiterhin wird ein Computerprogrammprodukt bereitgestellt, das ein Programm enthält und direkt in eine Speichereinheit der MR-Anlage geladen werden kann, wobei mit dem Programm die Schritte des oben beschriebenen Verfahrens durchgeführt werden können. Weiterhin ist ein elektronisch lesbare Datenträger mit Steuerinformationen vorgesehen, die derart ausgestattet sind, dass bei Verwendung

des Datenträgers in der Steuereinheit der MR-Anlage das Verfahren wie oben beschrieben durchgeführt werden kann.

[0022] Die oben beschriebenen Merkmale sowie die nachfolgend beschriebenen Merkmale können nicht nur in den entsprechend explizit dargelegten Kombinationen verwendet werden, sondern auch in anderen Kombinationen, sofern es nicht explizit anders erwähnt ist. Weiterhin können die verschiedenen Merkmale einzeln verwendet werden, ohne den Schutzzumfang der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

[0023] Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen näher erläutert.

Fig. 1 zeigt schematisch eine MR-Anlage, mit der das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt werden kann.

Fig. 2 zeigt schematisch, wie eine Bewegung einer Untersuchungsperson nach Aufnahme der Referenzdaten eine Berechnung einer Schichttrennungsmatrix nach dem Stand der Technik negativ beeinflussen kann.

Fig. 3 erläutert schematisch, wie eine Schichttrennungsmatrix mithilfe der Referenzdaten berechnet werden kann, bei denen die einzelnen Schichten einzeln aufgenommen wurden.

Fig. 4 zeigt schematisch, wie mithilfe der berechneten Schichttrennungsmatrix die Signale einzelnen Schichten zugeordnet werden können.

Fig. 5 zeigt schematisch, wie durch Neuberechnung der Schichttrennungsmatrix eine Patientenbewegung erfindungsgemäß berücksichtigt werden kann.

Fig. 6 zeigt ein Flussdiagramm, das schematisch die Schritte zeigt, mit denen eine lokale Gewichtungsmatrix, wie beispielsweise die Schichttrennungsmatrix, bei Bewegung neu berechnet werden kann.

[0024] Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung anhand bevorzugter Ausführungsformen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert.

[0025] In den Figuren bezeichnen gleiche Bezugszeichen gleiche oder ähnliche Elemente. Weiterhin stellen die Figuren schematische Darstellungen verschiedener Ausführungsformen der Erfindung dar. Die in den Figuren dargestellten Elemente sind nicht notwendigerweise maßstabsgetreu dargestellt und sind vielmehr derart wiedergegeben, dass die Funktion und der Zweck der dargestellten Elemente verständlich werden. Die in den Figuren dargestellten Verbindungen zwischen funktionellen Einheiten oder sonstigen Elementen können auch als indirekte Verbindung implementiert werden, wobei eine Verbin-

dung drahtlos oder drahtgebunden erfolgen kann. Funktionelle Einheiten können als Hardware, Software oder eine Kombination aus Hardware und Software implementiert werden.

[0026] In Bezug auf **Fig. 1** wird eine MR-Anlage erläutert, mit der wie nachfolgend erläutert wird, eine lokale Gewichtungsmatrix bei Bewegung des Untersuchungsobjekts neu berechnet wird. Es ist eine MR-Anlage **10** vorgesehen, die einen Magneten **11** zur Erzeugung eines Polarisationsfelds B_0 aufweist, wobei eine auf einer Liege **12** angeordnete Untersuchungsperson **13** in den Magneten gefahren wird, um dort ortskodierte Magnetresonanzsignale aus der Untersuchungsperson **13** aufzunehmen. Die zur Signalaufnahme verwendeten Spulen, wie die Ganzkörperspule oder mehrere Lokalspulen, sind aus Übersichtlichkeitsgründen nicht dargestellt. Die Erfindung kann insbesondere bei der Aufnahme von beschleunigt gemessenen MR-Signalen verwendet werden, bei der die MR-Signale gleichzeitig mit mehreren Lokalspulen, einem Spulenarray von Lokalspulen, aufgenommen werden. Durch Einstrahlen von Hochfrequenzpulsen und Schalten von Magnetfeldgradienten kann die durch das Polarisationsfeld B_0 erzeugte Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage ausgelenkt und ortskodiert werden und die sich ergebende Quermagnetisierung wird von den Empfangsspulen detektiert. Wie durch Einstrahlen von HF-Pulsen und durch Schalten von Magnetfeldgradienten in verschiedenen Kombinationen und Reihenfolgen MR-Bilder erzeugt werden können, ist dem Fachmann grundsätzlich bekannt und wird hier nicht näher erläutert.

[0027] Die MR-Anlage weist weiterhin eine Steuereinheit **20** auf, die zur Steuerung der MR-Anlage **10** verwendet wird. Die Steuerung **20** weist eine HF-Steuereinheit **14** auf für die Steuerung und Generierung der HF-Pulse zur Auslenkung der Magnetisierung. Eine Gradientensteuerung **15** ist vorgesehen zur Steuerung und Schaltung der notwendigen Magnetfeldgradienten. Eine Bildsequenzsteuerung **16** steuert die Abfolge der Magnetfeldgradienten und der HF-Pulse und damit indirekt die Gradientensteuerung **15** und die HF-Steuerung **14**. Über eine Eingabeeinheit **17** kann eine Bedienperson die MR-Anlage steuern und auf eine Anzeigeeinheit **18** können MR-Bilder und sonstige zur Steuerung notwendigen Informationen angezeigt werden. Eine Prozesseinheit **19** kann vorgesehen werden zur Koordination und Steuerung der verschiedenen Einheiten in der Steuereinheit **20**. In einer Speichereinheit **21** können beispielsweise Programmmodule bzw. Programme abgespeichert werden, die, wenn sie von der Prozesseinheit ausgeführt werden, den Ablauf der MR-Anlage steuern können, wie es nachfolgend noch im Detail erläutert wird.

[0028] In **Fig. 3** wird allgemein erläutert, wie aus Referenzdaten eine Schichttrennungsmatrix K berech-

net werden kann. Hierzu werden die verschiedenen Schichten S_0, S_1, S_2 mit den verschiedenen Empfangskanälen aufgenommen, wobei diese Referenzdaten vollständig aufgenommen werden und nicht in Schichtrichtung beschleunigt, wobei jede Schicht einzeln mit den verschiedenen Empfangskanälen gemessen wird. Dies bedeutet, dass jede Schicht S mit den Spulenkanälen Ch_1 bis Ch_N gemessen wird und anschließend werden mithilfe des bekannten Caipirinha-Verschiebungsmusters zu einem künstlich überlagerten Signal $M_0 + M_1$ kombiniert. Damit lassen sich die zu einem späteren Zeitpunkt akquirierten beschleunigten MR-Signale aus den Referenzdaten künstlich erzeugen. Die Magnetisierungen M_0 und M_1 sind die in der Schicht M_0 und M_1 auftretende Magnetisierung. Weiterhin sind die Ergebnisse des rekonstruieren Signals einer jeden Schicht bekannt, da sie gemessen wurden, wobei $I_{0,1}$ bedeutet, dass die Signalintensität in Schicht **1** mit der Spule **0** gemessen wurde. Die einzige verbleibende Unbekannte ist damit die Schichttrennungsmatrix K , welche dann angibt, welche Anteile aus dem überlagerten Mischsignal den Anteilen der einzelnen Schichten entsprechen. Somit ist es im Allgemeinen möglich, mithilfe der Referenzdaten die Schichttrennungsmatrix zu berechnen. Ebenso ist es bei der parallelen Bildgebung möglich, mithilfe von Referenzdaten fehlende nicht gemessene Rohdatenpunkte zu rekonstruieren, wie es durch parallele Betriebsverfahren wie GRAPPA oder SENSE bekannt ist.

[0029] **Fig. 4** gibt nun an, wie die Schichttrennungsmatrix K auf beschleunigt gemessene MR-Signale angewendet werden kann. Die beschleunigt gemessenen MR-Signale weisen mehrere Datensätze **41** auf, wobei jeder Datensatz einen Empfangskanal bedeutet, die Signale von mehreren Schichten aufweisen. Durch Anwendung der Schichttrennungsmatrix K ist es möglich, Datensätze **42** und **43** zu erzeugen, in denen jeweils für jeden Kanal getrennt die Signale jeder einzelnen Schicht berechnet werden, die zu dem Gesamtsignal beigetragen haben.

[0030] Bezugnehmend auf **Fig. 5** wird nun erläutert, wie eine Bewegung des Untersuchungsvolumens bei der Berechnung der Schichttrennungsmatrix berücksichtigt werden kann. Wie in **Fig. 5** im linken Teil dargestellt ist, wird ein Referenzdatensatz **50** aufgenommen. Dieser Referenzdatensatz **50** ist vorzugsweise größer als das eigentliche Untersuchungsvolumen **51**, von dem später MR-Bilder mithilfe von beschleunigten Verfahren erzeugt werden sollen. Das Untersuchungsvolumen **51** ist in dem Referenzvolumen **50** enthalten. Es ist möglich, jedoch nicht zwingend, die Referenzdaten mit isotroper Auflösung aufzunehmen, so dass die Auflösung in alle Richtungen gleich ist. Anschließend ist es möglich, wie in Zusammenhang mit **Fig. 3** und **Fig. 4** erläutert, die Schichttrennungsmatrix zu berechnen. Weiterhin kann die beschleunigte Bildgebung der MR-Signale im Unter-

suchungsvolumen 51 gestartet werden. Parallel oder verschachtelt hierzu mit den einzelnen Repetitionen der beschleunigten Bildgebung kann die Bewegung des Untersuchungsvolumens bestimmt werden, beispielsweise durch kurze Navigatormessungen zwischen den einzelnen Repetitionen, oder mithilfe von Bildern, die mit Kameras aufgenommen wurden oder durch Feldproben oder durch Analyse der aufgenommenen Bildgebungsdaten selber, die während der beschleunigten Messung von dem Untersuchungsvolumen **51** aufgenommen werden. Wie in **Abb. 5** zu erkennen ist, stimmen die Schichtpositionen des Untersuchungsvolumens **51** mit den Schichtpositionen im Referenzvolumen überein. Erfolgt jedoch eine Patientenbewegung, so liegen die Schichten gleicher anatomischer Strukturen in neu berechneten Schichten **52**, die nicht mehr mit der Schichtposition im Untersuchungsvolumen **51** übereinstimmt. Diese Bewegung kann nun wie folgt berücksichtigt werden. Bei der Neuberechnung der Schichttrennungsmatrix werden nun die Lagen der neu berechneten Schichten bestimmt und auf der Grundlage der neu berechneten Schichten wird die Schichttrennungsmatrix bestimmt, wie es im Zusammenhang mit den **Fig. 3** und **Fig. 4** erläutert wurde.

[0031] Bei einer rein retrospektiven Detektion und Bestimmung der Bewegung, beispielsweise auf Basis der aufgenommenen Bilddaten, können mittels bekannter Techniken im Bild oder Rohdatenraum volumenbasiert Bewegungsparameter aus den aufgenommenen Bilddaten des Untersuchungsvolumens extrahiert werden. Falls diese Bewegungsparameter einen gewissen Versatz zu einer Referenzposition zeigen, erfolgt eine Neuberechnung der Schichttrennungsmatrix. Die Referenzposition kann hierbei der Position entsprechen, bei der die Referenzdaten aufgenommen wurden. Hierbei werden die Referenzdaten des Referenzvolumens 50 auf die neuen Schichtpositionen **52** von **Fig. 5** interpoliert werden. Dies bedeutet, dass die in Zusammenhang mit **Fig. 3** und **Fig. 4** beschriebenen Schritte nun für Neuberechnete Schichten 52, wie sie im rechten Teil von **Fig. 5** dargestellt ist, wiederholt wird.

[0032] Die neu berechnete Schichtpositionsmatrix kann dann für die nachfolgende Bildrekonstruktion der beschleunigten Bildgebung verwendet werden, beispielsweise solange, bis eine erneute Bewegung detektiert wird, die größer als ein Grenzwert ist. Der Grenzwert kann hierbei ein vorbestimmter Translations- und/oder Rotationswert sein. Weiterhin ist es möglich, dass der Grenzwert ein Ergebnis einer Funktion ist. Beispielsweise kann die bestimmte Bewegung der anatomischen Struktur in dem Untersuchungsvolumen in einem Filter wie einem Kalman-Filter gefiltert werden, um ein Bewegungsverhalten über die Zeit zu erhalten. In diesem Fall ist der Grenzwert dann kein fester Wert sondern zeitlich variabel. Weiterhin können in die Funktion, die den Grenz-

wert bestimmt, weitere Parameter einfließen, wie beispielsweise die noch verbleibende Messdauer der beschleunigten MR Messung oder die Zeit seit der letzten Aktualisierung der Gewichtungsmatrix. Mit zunehmendem zeitlichen Abstand zur letzten Aktualisierung kann beispielsweise der Grenzwert verringert werden, ab dem eine Neuberechnung der Gewichtungsmatrix erfolgt, oder wenn die verbleibende Messzeit geringer wird, wird der Grenzwert erhöht, um eine Neuberechnung zu vermeiden, wenn die verbleibende restliche Messzeit so gering ist, dass eine Neuberechnung nur noch einen sehr geringen Teil der aufgenommenen Rohdaten betrifft.

[0033] Wenn die Bewegung größer als der Grenzwert ist, wird die obige Neuberechnung der Schichttrennungsmatrix wiederholt. Dieses Verfahren hat den Vorteil, dass die Schichttrennungsmatrix auf der Grundlage der aktuellen Schichtposition berechnet wird, so dass auftretende Schichttrennungsfaktoren minimiert werden. Bei dieser retrospektiven Detektion wird die eigentliche beschleunigte Bildgebungssequenz nicht beeinflusst.

[0034] Weiterhin ist eine prospektive Korrektur möglich. Während der Messung des Bildgebungsolumens **51** können beispielsweise durch externe Sensoren oder durch FID-Navigatoren die Bewegung und die Bewegungsparameter bestimmt werden. Eine Kenntnis der akquirierten Bildinformation ist zur Bestimmung der Bewegungsparameter nicht notwendig. Auf Grundlage der detektierten und quantifizierten Bewegung erfolgt eine Nachführung der Schichtposition für die beschleunigte Messung. Eine Trennung der Schichtinformation durch Anwendung der Schichttrennungsmatrix erfolgt zu diesem Zeitpunkt nicht. Im Anschluss an die Messung wird auf Grundlage der Bewegungsinformation eine Aktualisierung der Schichttrennungsmatrix durchgeführt und zur Trennung der Schichtinformation verwendet. Im Gegensatz zum retrospektiven Verfahren wird hier bereits während der Messung der beschleunigten MR-Signale eine Nachführung der Schichtposition durchgeführt. Hierdurch verringert sich die erforderliche Interpolation der Bildinformationen deutlich. Die teilweise recht intensive Neuberechnung der Schichttrennungskern muss jedoch nicht notwendigerweise während der Messung der beschleunigten Bildgebung durchgeführt werden.

[0035] Weiterhin ist es möglich, die Bilddaten selbst zur Bestimmung der Bewegungsinformation heranzuziehen. Hier sollte jedoch die Neuberechnung der Schichttrennungsmatrix rechtzeitig erfolgen, ohne dass der weitere Ablauf der Messung der beschleunigt gemessenen MR-Signale beeinträchtigt wird. Beispielsweise ist es möglich, auf Basis von sehr kurzen MR-Sequenzanteilen zu detektieren, ob Bewegung stattfindet, eine Quantifizierung der Bewegung erfolgt jedoch aufgrund dieser ersten MR-

Sequenz noch nicht. Möglich ist dies beispielsweise durch einen Vergleich von nicht phasenkodierten Navigatorlinien, die Verwendung von Inversionspulsen etc. Bei Detektion einer Bewegung erfolgt dann eine zweite MR-Sequenz, beispielsweise ein ausführlicher Navigator, welcher die Quantifizierung der Bewegung erlaubt.

[0036] Die Erfindung wurde oben unter Bezugnahme auf die Schichttrennungsmatrix erläutert. Die Erfindung kann jedoch auch angewendet werden bei der Berechnung von fehlenden Rohdatenlinien bei der parallelen Bildgebung, bei der mithilfe der Referenzdaten Koeffizienten berechnet werden, um aus Rohdatenpunkten der beschleunigten Messung nicht aufgenommene Rohdatenpunkte bei der beschleunigten Messung zu rekonstruieren.

[0037] In **Fig. 6** werden einige Schritte zusammengefasst, die durchgeführt werden können bei der Neuberechnung der Gewichtungsmatrix. Hierbei ist die Abfolge der in **Fig. 6** gezeigten Schritte nicht durch die dargestellte Abfolge bestimmt, es können einzelne Schritte parallel oder in einer anderen Reihenfolge durchgeführt werden.

[0038] Das Verfahren startet in Schritt S61 und in Schritt S62 werden die Referenzdaten im Referenzvolumen, beispielsweise dem Volumen **50** bestimmt. Hieraus kann dann die lokale Gewichtungsmatrix in einem Schritt S63 berechnet werden, wobei diese lokale Gewichtungsmatrix die Schichttrennungsmatrix sein kann oder die Matrix mit den Koeffizienten der Linearkombination bei der parallelen Bildgebung. In einem Schritt S64 erfolgt weiterhin der Start der beschleunigten MR-Bildgebung. Während der beschleunigten MR-Bildgebung erfolgt im Schritt S65 die Bestimmung der Bewegung. Wie oben erläutert sind hierfür verschiedene Möglichkeiten denkbar, entweder die Bestimmung der Bewegung mit externen Sensoren oder die Bestimmung der Bewegung anhand der aufgenommenen Bilddaten. Im Schritt S66 wird dann überprüft, ob die Bewegung größer als ein Grenzwert G_r ist. Wie vorher im Detail erläutert wurde, ist dieser Grenzwert nicht unbedingt ein fester vorgegebener statischer Wert, sondern kann zeitlich variieren und kann selbst Ergebnis einer Berechnung unter Verwendung einer Funktion sein. Wenn die Bewegung größer als der Grenzwert ist, erfolgt eine Neuberechnung der Gewichtungsmatrix in Schritt S67. Hierbei erfolgt zuvor eine Interpolation der Neuberechneten Schichten **52** von **Fig. 5** aus dem Referenzvolumen und dann die Berechnung der neuen Gewichtungsmatrix auf Grundlage der Neuberechneten Schichten. Anschließend kann die neu berechnete Gewichtungsmatrix im Schritt S67 auf die beschleunigte MR-Bildgebung abgewendet werden, entweder vor Abschluss dieser Bildgebung oder nach Abschluss dieser Bildgebung (Schritt S68). Das Verfahren endet in Schritt S69.

[0039] Wie oben erläutert kann eine dynamische Neuberechnung der Gewichtungsmatrix anhand der detektierten Bewegung erfolgen. Dies bietet insbesondere eine größere Robustheit bei Aufnahmen von Zeitserien gegenüber Patientenbewegungen. Die Bildqualität wird verbessert durch Vermeidung von Artefakten und es wird vermieden, dass Endzeitserien unterschiedlicher Gewebe miteinander verglichen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erstellung von MR Bildern eines Untersuchungsvolumens (51), mit den folgenden Schritten:

- Bestimmen von MR Referenzdaten des Untersuchungsvolumens,
- Bestimmen einer lokalen Gewichtungsmatrix (K) unter Verwendung der MR Referenzdaten, um aus in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signalen mit der lokalen Gewichtungsmatrix MR Daten des Untersuchungsvolumens zu extrahieren,
- Bestimmen einer Bewegung des Untersuchungsvolumens während von dem Untersuchungsvolumen die beschleunigt gemessene MR Signale detektiert werden, wobei, wenn die Bewegung größer als ein Grenzwert ist,
- Neuberechnen der lokalen Gewichtungsmatrix unter Berücksichtigung der bestimmten Bewegung,
- Anwenden der Neuberechneten Gewichtungsmatrix bei der Erstellung von den MR Bildern, die auf der Grundlage der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signalen berechnet werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die beschleunigt gemessenen MR Signale des Untersuchungsvolumens (51) in mehreren Schichten aufgenommen werden, wobei die bestimmte Bewegung derart korrigiert wird, dass eine anatomische Struktur in jeder Schicht von mehreren anfänglichen Schichten vor der Bewegungskorrektur und in Neuberechneten Schichten (52) nach der Bewegungskorrektur unverändert bleibt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass bei der Bestimmung der MR Referenzdaten die mehreren Schichten einzeln aufgenommen werden, während bei einer Bestimmung der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signale die mehreren Schichten gleichzeitig mit mehreren Empfangsspulen gemessen werden.

4. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Bewegung des Untersuchungsvolumens nach Abschluss der Messung der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signale bestimmt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3 **dadurch gekennzeichnet**, dass die Bewegung des

Untersuchungsvolumens vor Abschluss der Messung der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signale bestimmt wird und die in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signale zumindest bei der Erstellung der MR Bilder berücksichtigt werden, die auf Grundlage der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signale berechnet werden.

6. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die lokale Gewichtungsmatrix (K) eine Schichttrennungsmatrix ist, mit der die beschleunigt gemessenen MR Signale aus mehreren Schichten, die mit mehreren Empfangsspulen detektiert wurden, den einzelnen Schichten zugeordnet werden können.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die lokale Gewichtungsmatrix (K) bei der parallelen Bildgebungsverfahren verwendet wird, um aus beschleunigt gemessenen MR Signalen mithilfe der lokalen Gewichtungsmatrix nichtgemessene Rohdatenpunkte des Untersuchungsvolumens zu rekonstruieren.

8. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die beschleunigt gemessenen MR Signale verwendet werden, um die Bewegung einer in dem Untersuchungsvolumen dargestellten Anatomie zu bestimmen.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Bewegung des Untersuchungsvolumens (51) mit zumindest einem der folgenden Merkmale bestimmt wird: mit MR Signalen, mit einer Kamera, die Bilder des Untersuchungsvolumens aufnimmt.

10. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die beschleunigt gemessenen MR Signale aufgenommen werden zur Bestimmung eines zeitlichen Verlaufs eines MR Signalparameters in einem Abschnitt des Untersuchungsvolumens.

11. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Untersuchungsvolumen in Abhängigkeit von der bestimmten Bewegung angepasst wird, bevor eine Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR Signalen beendet ist und die Aufnahme der beschleunigt gemessenen MR Signalen zumindest teilweise an dem angepassten Untersuchungsvolumen erfolgt.

12. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine erste MR Messung durchgeführt wird zur Überprüfung, ob eine Bewegung des Untersuchungsvolumens vorliegt, wobei nur wenn eine Bewegung vorliegt, eine zweite MR Messung durchgeführt wird, auf deren Grundlage dann die Bewegung bestimmt wird.

13. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Referenzdaten in einem Referenzvolumen aufgenommen werden, das zumindest das Untersuchungsvolumen abdeckt und größer als das Untersuchungsvolumen ist.

14. MR Anlage die ausgebildet ist, MR Bilder eines Untersuchungsobjekts zu erstellen, die eine Steuereinheit und eine Speichereinheit aufweist, wobei die Speichereinheit von der Steuereinheit ausführbare Steuerinformationen speichert, wobei die MR Anlage ausgebildet ist bei Ausführung der Steuerinformationen in der Steuereinheit folgende Schritte auszuführen:

- Bestimmen von MR Referenzdaten, die zumindest das Untersuchungsvolumen enthalten,
- Bestimmen einer lokalen Gewichtungsmatrix unter Verwendung der MR Referenzdaten, um aus in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signalen mit der lokalen Gewichtungsmatrix MR Daten des Untersuchungsvolumens zu extrahieren,
- Bestimmen einer Bewegung des Untersuchungsvolumens während von dem Untersuchungsvolumen die beschleunigt gemessenen MR Signale detektiert werden, wobei, wenn die Bewegung größer als ein Grenzwert ist,
- Neuberechnen der lokalen Gewichtungsmatrix unter Berücksichtigung der bestimmten Bewegung,
- Anwenden der Neuberechneten Gewichtungsmatrix bei der Erstellung von den MR Bildern, die auf der Grundlage der in Schichtrichtung beschleunigt gemessenen MR Signalen berechnet werden.

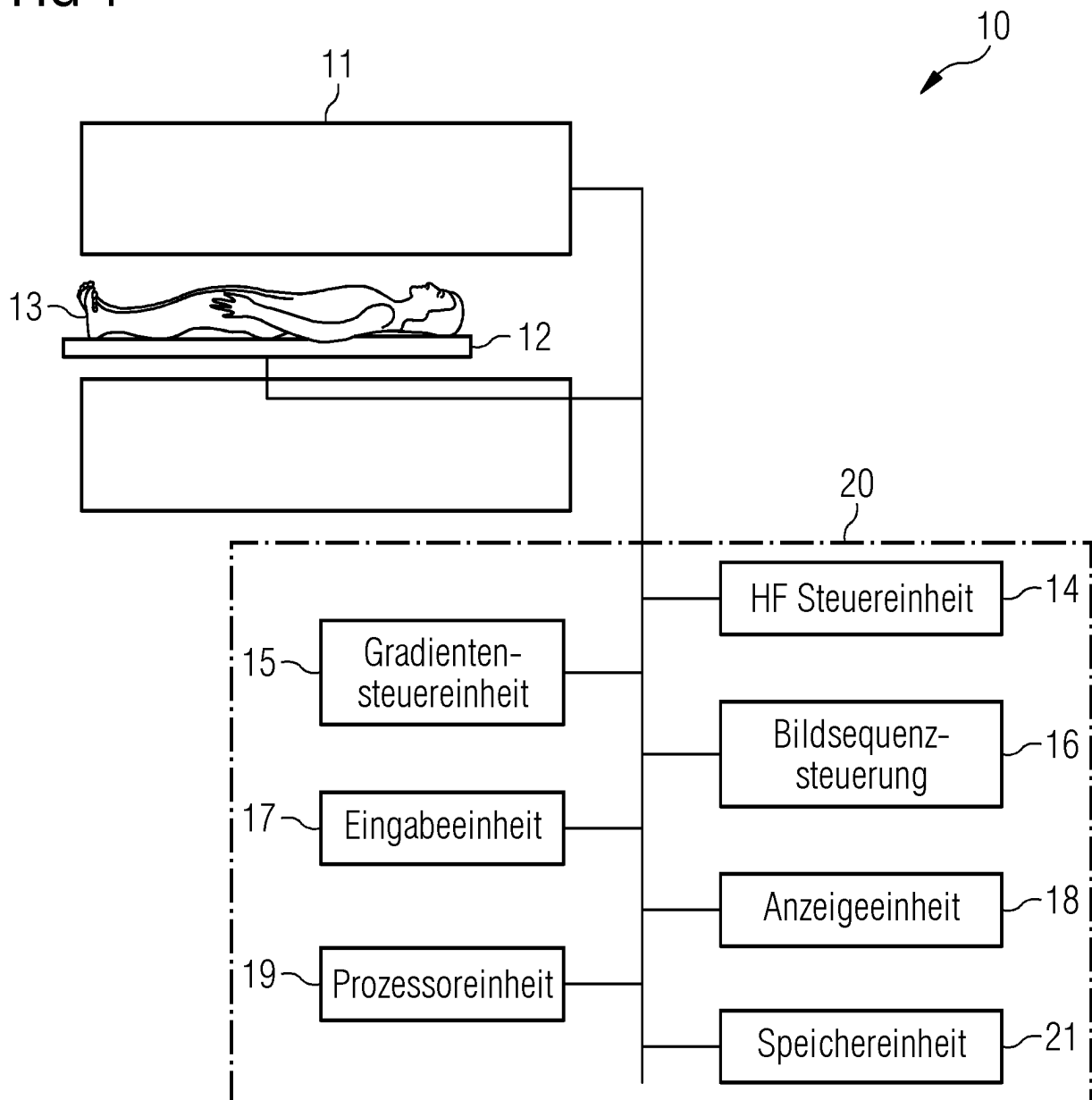
15. Computerprogrammprodukt, welches Programmmittel umfasst und direkt in eine Speichereinheit einer programmierbaren Steuereinheit einer Magnetresonanzanlage ladbar ist, um alle Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1-13 auszuführen, wenn die Programmmittel in der Steuereinrichtung ausgeführt werden.

16. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinheit einer Magnetresonanzanlage das Verfahren nach einem der Ansprüche 1-13 durchführen.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1



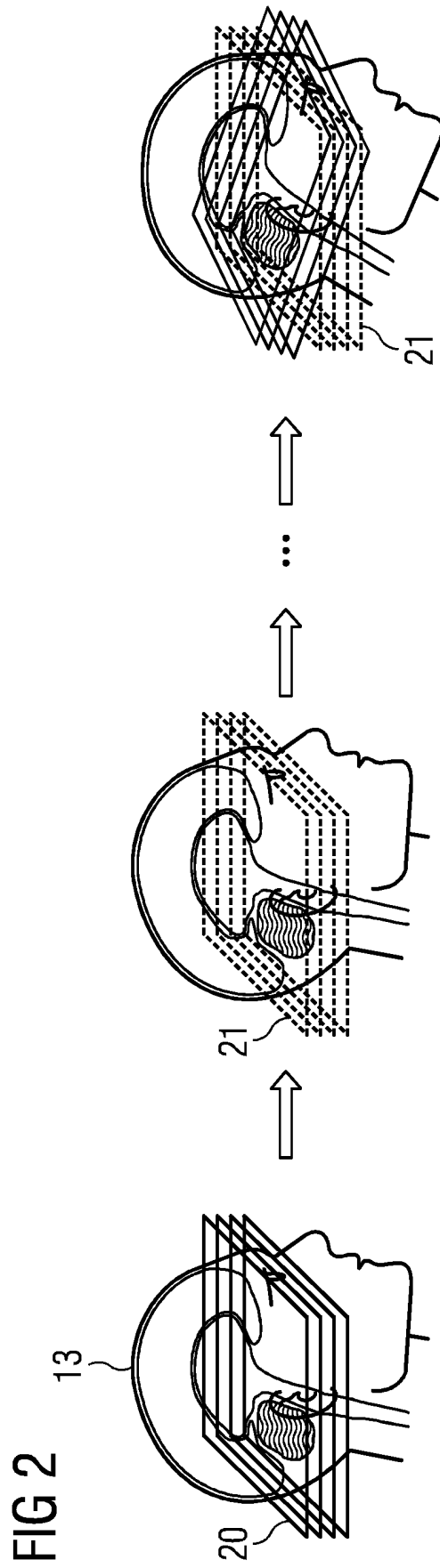


FIG 3

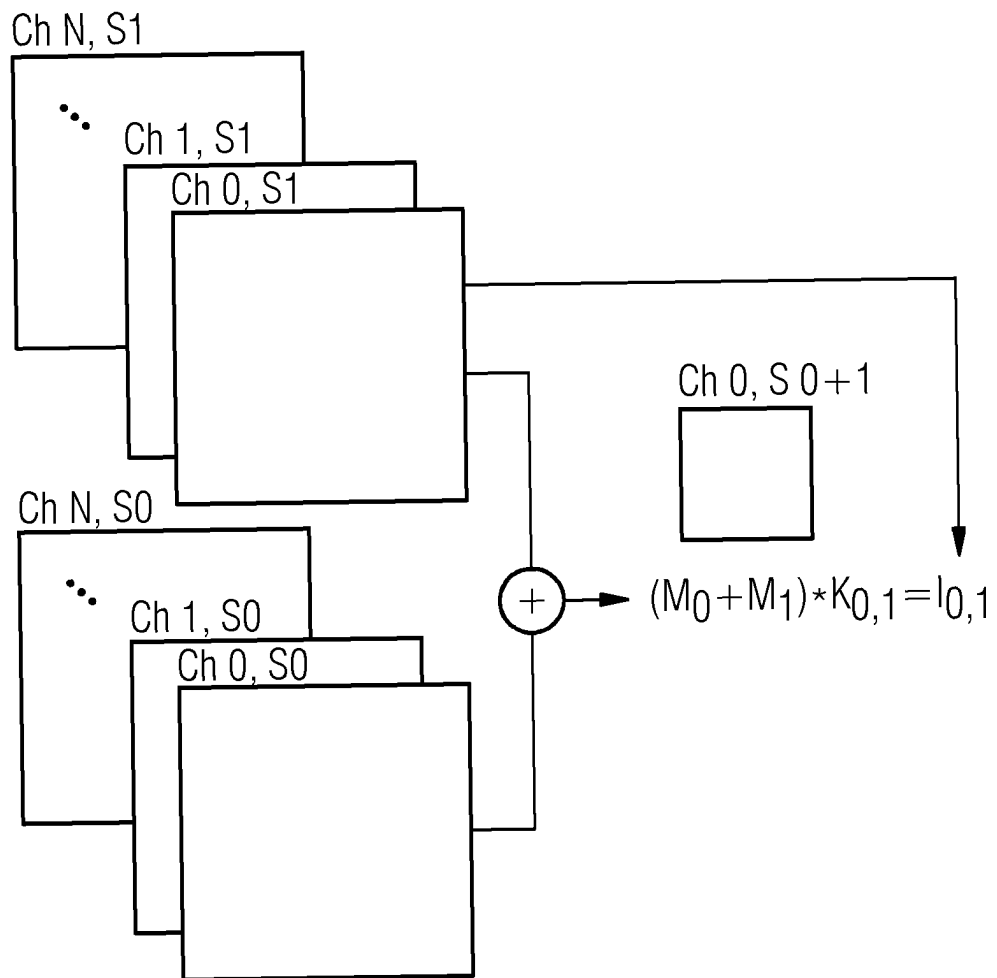
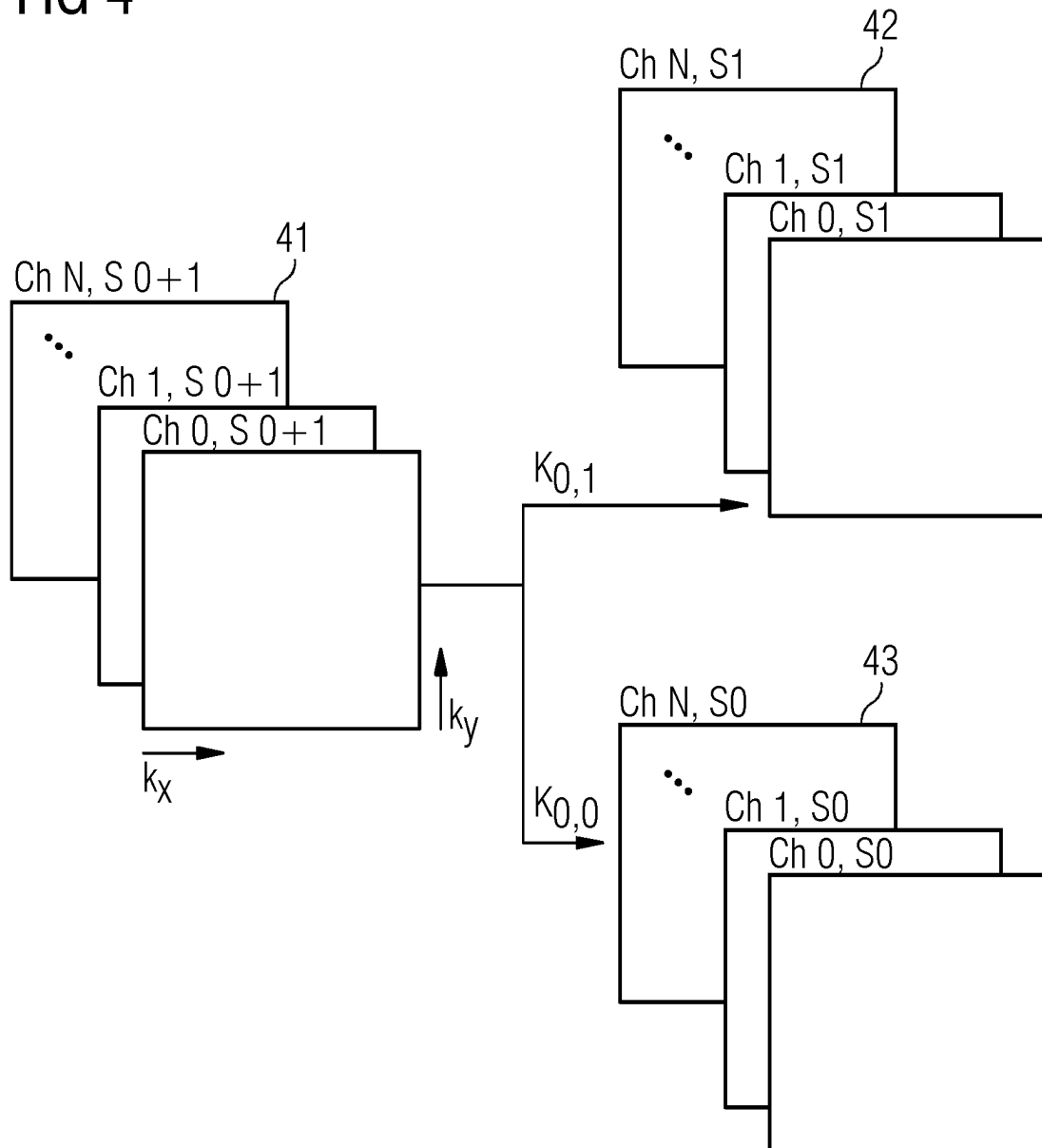


FIG 4



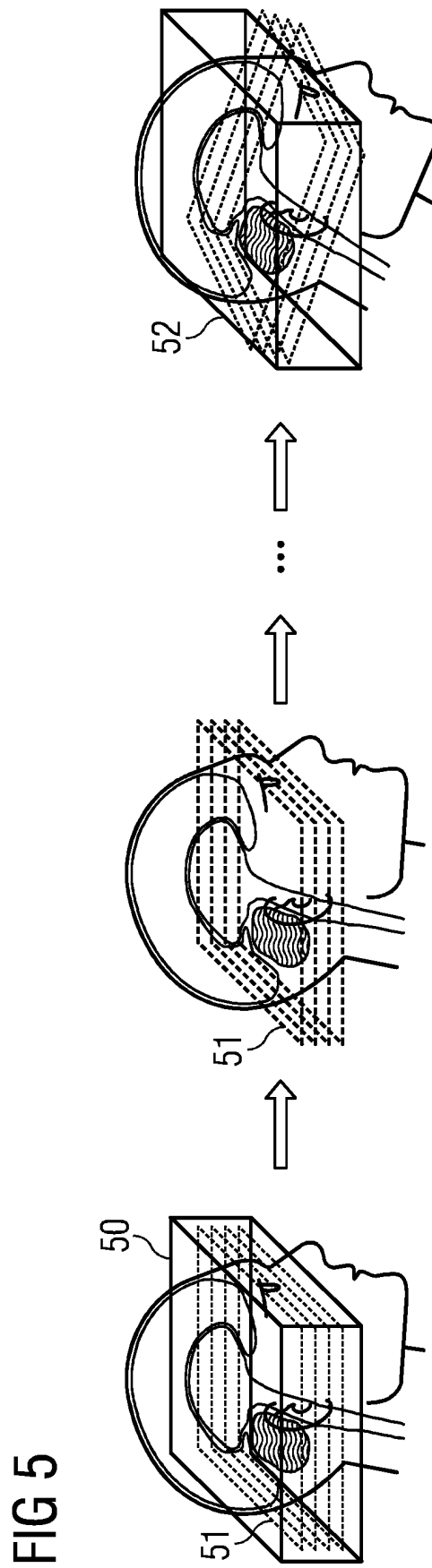


FIG 6

