



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2010 001 552.0**

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

(22) Anmelddatag: **03.02.2010**

A61B 5/055 (2006.01)

(43) Offenlegungstag: **04.08.2011**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **08.03.2012**

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

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

(72) Erfinder:
Greiser, Andreas, Dr., 91054, Erlangen, DE;
Littmann, Arne, Dr., 91052, Erlangen, DE

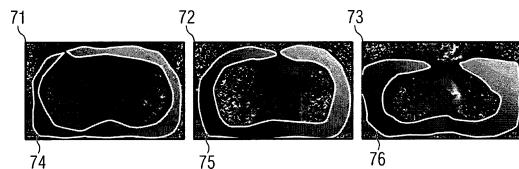
US 2008 / 0 054 900 A1

**LANKHAAR, J.-W., u.a.: Correction of Phase
Offset Errors in Main Pulmonary Artery Flow
Quantification. In: J Magn Reson Imag, 22, 2005,
73 - 79.**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Bestimmen eines Hintergrundphasenverlaufs, Magnetresonanzvorrichtung und
Computerprogramm**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Bestimmen eines Hintergrundphasenverlaufs in unter Verwendung einer phasen-sensitiven Magnetresonanz(MR)-Messung ermittelten MR-Bilddaten (21; 22; 71–73) eines Untersuchungsobjekts (P), umfassend die Schritte:

- Bestimmen wenigstens eines ersten Phasenwerts für wenigstens einen ersten Bildpunkt (24; 74), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in ersten MR-Bilddaten (21; 71), die einen ersten Abschnitt (11; 61) des Untersuchungsobjekts (P) repräsentieren,
- Ermitteln von Phasenkorrekturwerten für die ersten MR-Bilddaten (21; 71) in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert, dadurch gekennzeichnet, dass das Ermitteln der Phasenkorrekturwerte den Schritt
- Bestimmen wenigstens eines zweiten Phasenwerts für wenigstens einen zweiten Bildpunkt (26; 75, 76), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73), die einen von dem ersten Abschnitt (11; 61) verschiedenen zweiten Abschnitt (12, 13; 62, 63) des Untersuchungsobjekts (P) repräsentieren, umfasst, wobei der erste Abschnitt (11; 61) eine erste Schicht (11; 61) des Untersuchungsobjekts und der...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Bestimmen eines Hintergrundphasenverlaufs in Magnetresonanz(MR)-Bilddaten und eine Magnetresonanzvorrichtung. Die Erfindung betrifft insbesondere ein derartiges Verfahren und eine derartige Vorrichtung, mit dem bzw. mit der ein Hintergrundphasenverlauf bei einer phasensensitiven Flussmessung oder bei einer Angiographie ermittelbar ist.

[0002] Verschiedene Methoden, die die Ermittlung von Strömungs- oder Bewegungsgeschwindigkeiten von Gewebe unter Verwendung bildgebender MR-Techniken erlauben, sind bekannt und beispielsweise in Heinz Morneburg (Hrsg.), „Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik“, 3. Aufl., 1995, Publicis MCD Verlag, Erlangen, beschrieben. Um Geschwindigkeitsinformation zu erhalten, können beispielsweise Magnetfeldgradienten geschaltet werden, die einen geschwindigkeitsabhängigen Beitrag zur Phase der Spins bzw. des magnetischen Moments hervorrufen und so zu einer Phasenkodierung der Geschwindigkeiten führen. Aus der einem Bildpunkt in den MR-Bilddaten zugeordneten Phase können dann Rückschlüsse auf die Geschwindigkeit an dem entsprechenden Punkt des Untersuchungsobjekts gezogen werden. Ein derartiges Verfahren ist beispielsweise in der DE 198 36 592 A1 beschrieben.

[0003] Hintergrundphaseneffekte können die Genauigkeit derartiger Messungen beeinträchtigen, da die Hintergrundphase der geschwindigkeitsabhängigen Phaseninformation überlagert ist. Derartige Hintergrundphaseneffekte können verschiedene Ursachen aufweisen. Beispielsweise können bei mit einer MR-Vorrichtung durchgeführten phasensensitiven Flussmessungen oder Phasenkontrast-Flussmessungen zur Kodierung eines Flusses von Gewebeflüssigkeiten, beispielsweise von Blut, bipolare Gradienten geschaltet werden. Die zeitlich veränderlichen Gradientenfelder können in der Spulengeometrie der MR-Vorrichtung zu Induktionsströmen und Wirbelstromeffekten führen. Auch wenn Induktionsströme zumindest teilweise bei der rechnerischen Auswertung der gemessenen Signale berücksichtigt werden können, können beispielsweise die Wirbelstromeffekte zu einer Hintergrundphase führen, welche bei MR-Bilddaten, die eine Geschwindigkeitsinformation enthalten und auch Phasenbilder genannt werden, die eigentliche Geschwindigkeitsinformation überlagert und zu einer Verfälschung der so ermittelten Flussgeschwindigkeit führen kann. Eine andere Quelle für Hintergrundphasen kann in Gradienten-Nichtlinearitäten liegen. Unabhängig von ihrem Ursprung kann die Hintergrundphase zu quantitativen Verfälschungen führen.

[0004] Verschiedene Ansätze können verfolgt werden, um einen Hintergrundphasenverlauf zu ermitteln. Ein Ansatz besteht darin, eine Messung mit einem geeigneten Phantom, das abhängig von der Gestalt des Untersuchungsobjekts modelliert ist, zu wiederholen, um an stationären Punkten die Messung von Phasenwerten zu ermöglichen und so die Hintergrundphase zu bestimmen. Eine derartige Wiederholung ist jedoch in der Regel aufwändig. Ein weiterer Ansatz besteht in der Tabellierung von Hintergrundphasenwerten. Da eine derartige Tabellierung jedoch typischerweise nur für eine bestimmte Anzahl von Sätzen von Messparametern erfolgen kann, wäre es entweder erforderlich, den bei der Messung verwendbaren Parameterraum entsprechend einzuschränken, oder zwischen den tabellierten Werten zu interpolieren. Zeitliche Veränderungen der MR-Vorrichtung können dazu führen, dass selbst unter Berücksichtigung dieser Einschränkungen die Qualität der Korrektur im Lauf der Zeit abnimmt.

[0005] In J. W. Lankhaar et al., „Correction of phase Offset errors in main pulmonary artery flow quantification“, J Magn Reson Imaging 2005; 22(1): 73–79 wird eine Korrekturmethode zur Korrektur von Hintergrundphaseneffekten beschrieben, bei der in MR-Bilddaten, die eine Schicht des Untersuchungsobjekts repräsentieren, Punkte identifiziert werden, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen. Abhängig von den Phasenwerten für die stationären Bildpunkte wird durch eine Interpolation ein Verlauf der Hintergrundphase ermittelt. Auf diese Weise erfolgt eine bildbasierte Korrektur in dem Sinne, dass aus den die Schicht repräsentierenden MR-Bilddaten selbst die für die Ermittlung der Hintergrundphase nötigen Informationen bestimmt werden. Auch wenn beispielsweise ein konstanter Phasen-Offset theoretisch bereits dann korrigiert werden kann, wenn wenigstens ein stationärer Bildpunkt identifiziert werden kann, ist aufgrund von Signalrauschen typischerweise eine größere Anzahl und eine geeignete Verteilung von stationären Bildpunkten in den MR-Bilddaten erforderlich, um die MR-Bilddaten sinnvoll zu korrigieren. Das von J. W. Lankhaar et al. beschriebene Verfahren kann somit für Schichten, in denen nur eine geringe Anzahl stationärer Punkte vorliegt, nicht immer oder nicht immer mit annehmbarer Genauigkeit durchgeführt werden.

[0006] Die US 2008/0 054 900 A1 beschreibt ein Verfahren zur Phasenkontrast-Bildgebung. Dabei werden für unterschiedliche Schichten des Untersuchungsobjekts MR-Daten erfasst. Für jede der Schichten wird eine dieser Schicht zugeordnete Hintergrundphase aus Bildpunkten der jeweiligen Schicht ermittelt. Dazu können beispielsweise Fit-Koeffizienten einer quadratischen Fit-Funktion bestimmt werden. Für die Verarbeitung der

Daten, die einer weiteren Schicht zugeordnet sind, wird eine neue Fit-Funktion aus den Bildpunkten der weiteren Schicht ermittelt.

[0007] Aufgrund der zunehmenden Bedeutung von Flussmessungen mit volumetrischer Abdeckung, beispielsweise bei "4D Flow"-Abbildungen, bei denen eine Geschwindigkeitsinformation über die Zeit in einem dreidimensionalen Raum ermittelt wird, besteht ein Bedarf an Verfahren und Vorrichtungen, die es erlauben, den Verlauf der Hintergrundphase zu ermitteln.

[0008] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein verbessertes Verfahren und eine verbesserte Vorrichtung anzugeben, mit dem bzw. mit der der Verlauf der Hintergrundphase ermittelt werden kann. Insbesondere liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung anzugeben, das eine zuverlässige Ermittlung des Hintergrundphasenverlaufs ohne Wiederholung der Messung an einem Probenkörper erlaubt.

[0009] Erfindungsgemäß wird ein Verfahren, ein Computerprogramm und eine Vorrichtung angegeben, wie sie in den unabhängigen Ansprüchen definiert sind. Die abhängigen Ansprüche definieren bevorzugte oder vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung.

[0010] Bei einem erfindungsgemäßen Verfahren zum Bestimmen eines Hintergrundphasenverlaufs in MR-Bilddaten eines Untersuchungsobjekts, die unter Verwendung einer phasensensitiven Magnetresonanz(MR)-Messung ermittelt werden, werden Phasenkorrekturwerte abhängig von ersten und zweiten MR-Bilddaten ermittelt, die unterschiedliche erste und zweite Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren. Bei dem Verfahren wird wenigstens ein erster Phasenwert für wenigstens einen ersten Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den ersten MR-Bilddaten bestimmt. Es wird wenigstens ein zweiter Phasenwert für wenigstens einen zweiten Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den zweiten MR-Bilddaten bestimmt. Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten werden abhängig von sowohl dem wenigstens einen ersten Phasenwert als auch dem wenigstens einen zweiten Phasenwert ermittelt.

[0011] Bei dem Verfahren werden die Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten abhängig von ersten und zweiten MR-Bilddaten ermittelt, die unterschiedliche Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren. Durch die Nutzung des wenigstens einen zweiten Phasenwerts zur Ermittlung der Phasenkorrekturwerte werden zusätzliche Informationen über den Hintergrundphasenverlauf genutzt. Der Hintergrundphasenverlauf kann so zuverlässiger ermittelt werden, selbst wenn in den ersten MR-Bilddaten nur wenige Bildpunkte, beispielsweise nur ein Bildpunkt, vorhanden sind, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren.

[0012] Dabei wird als „Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert“, ein Bildpunkt verstanden, in den Gewebe des Untersuchungsobjekts abgebildet wird, dessen Geschwindigkeit kleiner als ein Schwellenwert ist. Die Geschwindigkeit des „im Wesentlichen stationären Gewebes“ muss nicht exakt gleich Null sein.

[0013] Die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, können in den ersten und zweiten MR-Bilddaten auf verschiedene Weise identifiziert werden. Nach einem Ausführungsbeispiel können die ersten MR-Bilddaten mehrere zeitsequentielle Abbildungen des ersten Abschnitts des Untersuchungsobjekts in der Art einer Cine-Bildsequenz umfassen, wobei der bzw. die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, ermittelt werden, indem für jeden der Bildpunkte der ersten MR-Bilddaten die zeitliche Varianz der Phase bestimmt und mit einem Schwellenwert verglichen wird. Der Schwellenwert kann fix sein oder kann derart gewählt werden, dass wenigstens ein bestimmter Anteil von Bildpunkten der ersten MR-Bilddaten als Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, identifiziert werden. Nach einem weiteren Ausführungsbeispiel können Kreuz-Korrelationen zwischen verschiedenen Bildpunkten ausgewertet werden, um die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, zu ermitteln. Nach einem weiteren Ausführungsbeispiel können die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, durch einen Vergleich der Phasenwerte der Bildpunkte der ersten MR-Bilddaten mit einem Schwellenwert ermittelt werden. Nach einem weiteren Ausführungsbeispiel können die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, anhand der Anatomie des Untersuchungsobjekts identifiziert werden. Die Identifizierung des oder der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, in den zweiten MR-Bilddaten, kann ebenso wie oben beschrieben erfolgen.

[0014] Die ersten und zweiten MR-Bilddaten sind derart, dass sie voneinander verschiedene erste bzw. zweite Schichten des Untersuchungsobjekts repräsentieren. Die Schichten können in Axialrichtung des Untersuchungsobjekts und/oder entlang der Längsrichtung eines Gefäßes relativ zueinander versetzt, insbesondere

auch voneinander beabstandet sein. Dadurch wird die Ermittlung des Hintergrundphasenverlaufs in der bei Flussmessungen oder bei der Angiographie typischen Messgeometrie erleichtert.

[0015] Die Phasenkorrekturwerte können vorteilhaft so bestimmt werden, dass sie den Verlauf der Hintergrundphase annähern. Insbesondere kann der wenigstens eine erste Bildpunkt eine Mehrzahl von ersten Bildpunkten, insbesondere mindestens drei erste Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, umfassen, und der wenigstens eine zweite Bildpunkt kann eine Mehrzahl von zweiten Bildpunkten, insbesondere mindestens drei zweite Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, umfassen. Die Phasenkorrekturwerte können dann abhängig von den ersten Phasenwerten, den Koordinaten der ersten Bildpunkte in den ersten MR-Bilddaten, den zweiten Phasenwerten und den Koordinaten der zweiten Bildpunkte in den zweiten MR-Bilddaten bestimmt werden.

[0016] Um die Phasenkorrekturwerte zu ermitteln, kann in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert und dem wenigstens einen zweiten Phasenwert wenigstens eine Fit-Funktion bestimmt werden. Dadurch kann eine Interpolation zwischen den für die ersten und zweiten Bildpunkte ermittelten ersten und zweiten Phasenwerten durchgeführt werden. Der Fit liefert eine Abschätzung für den Hintergrundphasenverlauf.

[0017] Es kann abhängig von dem wenigstens einen ersten Phasenwert eine erste Fit-Funktion und abhängig von dem wenigstens einen zweiten Phasenwert eine zweite Fit-Funktion bestimmt werden. Die Phasenkorrekturwerte können abhängig von der ersten Fit-Funktion und der zweiten Fit-Funktion ermittelt werden. Dadurch können die Informationen, die aus verschiedenen MR-Bilddaten gewonnen werden, in geeigneter Weise kombiniert werden.

[0018] Eine Ordnung der Fit-Funktionen, d. h. die Anzahl der Terme und festzulegenden Koeffizienten, kann jeweils abhängig von einer Anzahl und/oder Verteilung der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, gewählt werden. Die ersten MR-Bilddaten und die zweiten MR-Bilddaten können mehrere, insbesondere mindestens drei, Bildpunkte aufweisen, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen. Als erste Fit-Funktion und zweite Fit-Funktion können dann jeweils lineare Funktionen der beiden Koordinaten der Bildebene gewählt werden, deren Parameter abhängig von den Phasenwerten und Koordinaten der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, festgelegt werden. Auf diese Weise können räumliche Variationen der Hintergrundphase berücksichtigt werden. Bei einer entsprechend höheren Anzahl von ersten Bildpunkten, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, oder zweiten Bildpunkten, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, kann als erste Fit-Funktion bzw. zweite Fit-Funktion auch eine Funktion höherer Ordnung in den Koordinaten gewählt werden.

[0019] Das Ermitteln der Phasenkorrekturwerte kann eine Mittelung wenigstens der ersten Fit-Funktion und der zweiten Fit-Funktion umfassen. Dadurch kann die Stabilität der ermittelten Phasenkorrekturwerte erhöht werden.

[0020] Das Verfahren kann allgemein auf mehr als zwei Sätze von MR-Bilddaten angewandt werden. Insbesondere kann für wenigstens einen weiteren Satz von MR-Bilddaten, die wenigstens einen von dem ersten und zweiten Abschnitt verschiedenen weiteren Abschnitt des Untersuchungsobjekts repräsentieren, jeweils wenigstens ein weiterer Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den MR-Bilddaten identifiziert und wenigstens ein weiterer Phasenwert, der dem wenigstens einen weiteren Bildpunkt zugeordnet ist, ermittelt werden. Die Phasenkorrekturwerte können in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert, dem wenigstens einen zweiten Phasenwert und dem wenigstens einen weiteren Phasenwert ermittelt werden. Durch Verwendung von MR-Bilddaten, die eine größere Anzahl von voneinander verschiedenen Abschnitten des Untersuchungsobjekts, insbesondere mehr als zwei voneinander verschiedene Schichten, repräsentieren, ist es möglich, mit den ermittelten Phasenkorrekturwerten den Hintergrundphasenverlauf genauer abzuschätzen.

[0021] Die verschiedenen MR-Bilddaten, die unterschiedliche Abschnitte, insbesondere unterschiedliche Schichten eines Untersuchungsobjekts repräsentieren, können in einer schichtweisen Messung mit volumetrischer Abdeckung des Untersuchungsobjekts gewonnen werden. Dadurch stehen nicht nur die für eine stabile Abschätzung des Hintergrundphasenverlaufs verwendeten mehreren MR-Bilddaten zur Verfügung, sondern es kann aus den erfassten Daten auch eine 3D- oder 4D-Flussdarstellung gewonnen werden.

[0022] Die Phasenkorrekturwerte können wenigstens für Bildpunkte in den ersten MR-Bilddaten und/oder in den zweiten MR-Bilddaten ermittelt werden, die nicht im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren.

Dies kann durch Auswertung einer gemittelten Fit-Funktion an den Bildpunkten, die nicht im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, erfolgen. Dadurch kann wenigstens für die Bildpunkte, an denen die Phase eine Überlagerung von einer geschwindigkeitsabhängigen Phase und einer Hintergrundphase ist, eine Abschätzung der Hintergrundphase vorgenommen werden. Die Phasenkorrekturwerte können auch für alle Bildpunkte ermittelt werden, beispielsweise durch Auswertung einer gemittelten Fit-Funktion.

[0023] Die ermittelten Phasenkorrekturwerte können verwendet werden, um eine Phasenkorrektur der ersten MR-Bilddaten und der zweiten MR-Bilddaten durchzuführen. Dazu kann für alle Bildpunkte der ersten MR-Bilddaten und für alle Bildpunkte der zweiten MR-Bilddaten der an den jeweiligen Bildkoordinaten ausgewertete Phasenkorrekturwert subtrahiert werden. Dadurch wird eine Korrektur der ersten und zweiten MR-Bilddaten im Hinblick auf die Hintergrundphase erreicht. Die Phasenkorrekturwerte können auch auf mehr als zwei Sätze von MR-Bilddaten angewandt werden.

[0024] Das Verfahren zum Ermitteln des Hintergrundphasenverlaufs kann zur Korrektur von MR-Bilddaten in einer phasensensitiven Flussmessung oder Angiographie eingesetzt werden. Dazu kann abhängig von den phasenkorrigierten ersten MR-Bilddaten und/oder zweiten MR-Bilddaten ein Flussprofil ermittelt werden. Dadurch kann die Genauigkeit der Geschwindigkeitsbestimmung bei der phasensensitiven Flussmessung oder Angiographie erhöht werden.

[0025] Um die ersten und zweiten MR-Bilddaten zu erzeugen, kann mit einer MR-Vorrichtung eine erste Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten ermittelt werden, und eine zweite Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten ermittelt werden, derart durchgeführt werden, dass ein Abstand zwischen einer Position des ersten Abschnitts, beispielsweise einer ersten Schicht, des Untersuchungsobjekts bei der ersten Datenerfassung und einer Position des zweiten Abschnitts, beispielsweise einer zweiten Schicht, des Untersuchungsobjekts bei der zweiten Datenerfassung kleiner als ein vorgegebener Schwellenwert ist. Die Positionen des ersten Abschnitts und des zweiten Abschnitts können dabei durch die Positionen der Volumen- oder Flächenmittelpunkte bestimmt sein. Der Schwellenwert (beispielsweise 6 cm) kann abhängig von der zur Datenerfassung verwendeten MR-Vorrichtung so gewählt sein, dass in einem Messvolumen, das in Axialrichtung der MR-Vorrichtung eine Länge gleich dem Schwellenwert hat und an dem Isozentrum der MR-Vorrichtung zentriert ist, sich der Hintergrundphasenverlauf nur geringfügig ändert. Der Schwellenwert (beispielsweise 6 cm) kann abhängig von der zur Datenerfassung verwendeten MR-Vorrichtung so gewählt sein, dass in dem Teilvolumen des Messraums, das in Axialrichtung der MR-Vorrichtung eine Länge gleich dem Schwellenwert hat und an dem Isozentrum der MR-Vorrichtung zentriert ist, für jeden der Bildpunkte die Veränderung der Hintergrundphase als Funktion der Axialposition in der MR-Vorrichtung kleiner als ein vorgegebener Wert ist. Dadurch kann erreicht werden, dass zur Bestimmung des aus mehreren Sätzen von MR-Bilddaten bestimmten Hintergrundphasenverlaufs solche erste MR-Bilddaten und zweite MR-Bilddaten verwendet werden, die einen ähnlichen oder im Wesentlichen identischen Verlauf der Hintergrundphase aufweisen.

[0026] Um die ersten und zweiten MR-Bilddaten zu erzeugen, kann mit einer MR-Vorrichtung eine erste Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten ermittelt werden, und eine zweite Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten ermittelt werden, derart durchgeführt werden, dass das Untersuchungsobjekt zwischen der ersten Datenerfassung und der zweiten Datenerfassung relativ zu der MR-Vorrichtung bewegt wird. Die Bewegung kann in Axialrichtung der MR-Vorrichtung erfolgen. Das Untersuchungsobjekt kann um eine Strecke bewegt werden, die im Wesentlichen gleich dem Abstand der Volumen- oder Flächenmittelpunkte des ersten und zweiten Abschnitts des Untersuchungsobjekts ist. Dadurch kann die erste Datenerfassung und die zweite Datenerfassung an Positionen relativ zu der MR-Vorrichtung mit hochgradig ähnlichem oder identischem im Wesentlichen Hintergrundphasenverlauf durchgeführt werden.

[0027] Um die ersten und zweiten MR-Bilddaten zu erzeugen, kann mit einer MR-Vorrichtung eine erste Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten ermittelt werden, und eine zweite Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten ermittelt werden, derart durchgeführt werden, dass bei der ersten Datenerfassung der erste Abschnitt des Untersuchungsobjekts in einer Umgebung des Isozentrums der MR-Vorrichtung angeordnet ist, und dass bei der zweiten Datenerfassung der zweite Abschnitt des Untersuchungsobjekts in einer Umgebung des Isozentrums der MR-Vorrichtung angeordnet ist. Die Umgebung des Isozentrums kann derart definiert sein, dass der Abstand des Volumen- oder Flächenmittelpunkts des ersten Abschnitts bzw. des zweiten Abschnitts des Untersuchungsobjekts vom Isozentrum kleiner als ein vorgegebener Schwellenwert (beispielsweise kleiner als 3 cm) ist. Dadurch kann der Hintergrundphasenverlauf auf der Basis von MR-Bilddaten bestimmt werden, die basierend auf Messungen in einem Bereich mit guter Magnetfeldhomogenität ermittelt wurden.

[0028] Die erste Datenerfassung und die zweite Datenerfassung kann mit einer Pulssequenz für eine phasen-sensitive Flussmessung oder Angiographie erfolgen. Die erste und zweite Datenerfassung kann jeweils mit einer zweidimensionalen Messung (einem zweidimensionalen K-Raum) durchgeführt werden. Dadurch kann ein phasenkorrigiertes Flussprofil in den abgebildeten Schichten ermittelt werden.

[0029] Nach einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Computerprogramm angegeben, das eine Befehlsfolge umfasst, die bei Ausführung durch einen Prozessor einer elektronischen Recheneinrichtung die elektronische Recheneinrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem Aspekt oder Ausführungsbeispiel der Erfindung veranlasst. Das Computerprogramm kann beispielsweise in den Speicher eines Auswerterechners einer MR-Vorrichtung ladbar sein. Das Computerprogramm kann als Quellcode oder als eine kompilierte Befehlsfolge vorliegen. Durch das Computerprogramm kann eine elektronische Recheneinrichtung programmmäßig zur Durchführung des Verfahrens eingerichtet werden.

[0030] Nach einem weiteren Aspekt der Erfindung wird ein Datenträger angegeben, auf dem ein eine Befehlsfolge umfassendes Computerprogramm gespeichert ist, das bei Ausführung durch einen Prozessor einer elektronischen Recheneinrichtung die elektronische Recheneinrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem Aspekt oder Ausführungsbeispiel der Erfindung veranlasst. Der Datenträger kann beispielsweise eine CD-ROM, eine DVD, ein Magnetband, ein Flash-Speicher oder ein USB-Stick sein, auf welchem das Computerprogramm als elektronisch lesbare Steuerinformationen gespeichert ist. Wenn diese Steuerinformationen von dem Datenträger gelesen und von einer Recheneinrichtung einer MR-Vorrichtung ausgeführt werden, kann das Verfahren nach den verschiedenen Aspekten oder Ausführungsformen von der Recheneinrichtung durchgeführt werden.

[0031] Nach einem weiteren Aspekt der Erfindung wird eine Magnetresonanzvorrichtung angegeben, die eine Erfassungseinrichtung zum Erfassen von ersten Daten und zweiten Daten mit einer phasensensitiven Magnetresonanz(MR)-Messung, wobei die ersten Daten und die zweiten Daten voneinander verschiedene Abschnitte eines Untersuchungsobjekts repräsentieren, und eine Recheneinrichtung umfasst. Die Recheneinrichtung ist eingerichtet, um abhängig von den ersten Daten erste MR-Bilddaten und abhängig von den zweiten Daten zweite MR-Bilddaten zu ermitteln, und um Phasenkorrekturwerte für die MR-Bilddaten zu ermitteln. Die Recheneinrichtung ist eingerichtet, um zum Ermitteln der Phasenkorrekturwerte wenigstens einen ersten Phasenwert für wenigstens einen ersten Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den ersten MR-Bilddaten zu bestimmen, um wenigstens einen zweiten Phasenwert für wenigstens einen zweiten Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den zweiten MR-Bilddaten zu bestimmen, und um die Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten abhängig von dem wenigstens einen ersten Phasenwert und dem wenigstens einen zweiten Phasenwert zu ermitteln.

[0032] Bei der Vorrichtung werden die Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten abhängig von ersten und zweiten MR-Bilddaten ermittelt, die unterschiedliche Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren. Durch die Nutzung des wenigstens einen zweiten Phasenwerts zur Ermittlung der Phasenkorrekturwerte werden zusätzliche Informationen über den Hintergrundphasenverlauf genutzt. Der Hintergrundphasenverlauf kann so zuverlässiger ermittelt werden, selbst wenn in den ersten MR-Bilddaten nur wenige Bildpunkte, beispielsweise nur ein Bildpunkt, vorhanden sind, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren.

[0033] Die MR-Vorrichtung kann so eingerichtet sein, dass die ersten und zweiten MR-Bilddaten voneinander verschiedene erste bzw. zweite Schichten des Untersuchungsobjekts repräsentieren. Die Schichten können in Axialrichtung des Untersuchungsobjekts und/oder entlang der Längsrichtung eines Gefäßes relativ zueinander versetzt sein. Dadurch wird die Hintergrundphasenkorrektur in der bei Flussmessungen oder bei der Angiographie typischen Messgeometrie erleichtert. Die MR-Vorrichtung kann so eingerichtet sein, dass die Datenerfassung für die verschiedenen Schichten in einer schichtweisen Messung mit volumetrischer Abdeckung erfolgen kann.

[0034] Die Recheneinrichtung kann eingerichtet sein, um die Phasenkorrekturwerte gemäß den Methoden zu ermitteln, die für das Verfahren nach den Aspekten oder Ausführungsbeispielen der Erfindung beschrieben wurden. Insbesondere kann die Recheneinrichtung eingerichtet sein, um basierend auf ersten Phasenwerten und Koordinaten einer Mehrzahl von ersten Bildpunkten, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, eine erste Fit-Funktion zu bestimmen, um basierend auf zweiten Phasenwerten und Koordinaten einer Mehrzahl von zweiten Bildpunkten, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, eine zweite Fit-Funktion zu bestimmen, und um die Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten abhängig von der ersten Fit-Funktion und der zweiten Fit-Funktion zu ermitteln. Die Recheneinrichtung kann so eingerichtet sein, dass die so ermittelten Phasenkorrekturwerte auch als Phasenkorrekturwerte für die zweiten MR-Bilddaten dienen.

Dadurch kann eine Hintergrundphasenkorrektur auch für MR-Bilddaten durchgeführt werden, die selbst nur eine geringe Anzahl von Bildpunkten, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, aufweisen.

[0035] Die MR-Vorrichtung kann eine Steuereinrichtung aufweisen, die eingerichtet ist, um eine Stützeinrichtung zum Stützen des Untersuchungsobjekts zwischen einer ersten Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten ermittelt werden, und einer zweiten Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten ermittelt werden, relativ zu einer Spulenanordnung der MR-Vorrichtung zu bewegen.

[0036] Auch wenn die Funktionsweise der MR-Vorrichtung im Hinblick auf erste und zweite MR-Bilddaten beschrieben wurde, kann die MR-Vorrichtung zusätzlich die Phasenwerte und Koordinaten von Bildpunkten, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, in weiteren Sätzen von MR-Bilddaten verwenden, um die Phasenkorrekturwerte zu ermitteln. Die Phasenkorrekturwerte können zur Hintergrundphasenkorrektur in den ersten und zweiten MR-Bilddaten und den weiteren Sätzen von MR-Bilddaten verwendet werden.

[0037] Die vorliegende Erfindung ist insbesondere für eine phasensensitive Flussmessung oder Angiographie mittels einer MR-Vorrichtung geeignet, ohne auf diese Anwendungen beschränkt zu sein.

[0038] Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung unter Bezugnahme auf die Zeichnung detailliert erläutert.

[0039] [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung einer Magnetresonanzvorrichtung nach einem Ausführungsbeispiel.

[0040] [Fig. 2](#) ist eine schematische Darstellung eines Untersuchungsobjekts zur Erläuterung eines Ausführungsbeispiels.

[0041] [Fig. 3](#) ist eine schematische Darstellung von MR-Bilddaten zur Erläuterung eines Ausführungsbeispiels.

[0042] [Fig. 4](#) ist eine Flussdiagrammdarstellung eines Verfahrens nach einem Ausführungsbeispiel.

[0043] [Fig. 5](#) ist eine Flussdiagrammdarstellung einer Prozedur zur Ermittlung der Phasenkorrekturwerte bei einem Verfahren nach einem Ausführungsbeispiel.

[0044] [Fig. 6](#) ist eine Flussdiagrammdarstellung einer Prozedur zur Datenerfassung bei einem Verfahren nach einem Ausführungsbeispiel.

[0045] [Fig. 7](#) ist eine schematische Darstellung eines Untersuchungsobjekts zur Erläuterung eines Ausführungsbeispiels.

[0046] [Fig. 8](#) ist eine schematische Darstellung von MR-Bilddaten des Untersuchungsobjekts von [Fig. 7](#).

[0047] [Fig. 9](#) ist eine schematische Darstellung der MR-Bilddaten von [Fig. 8](#) nach einer Phasenkorrektur.

[0048] Die Merkmale der nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispiele können miteinander kombiniert werden, sofern dies nicht ausdrücklich anders angegeben ist.

[0049] [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung einer Magnetresonanz(MR)-Vorrichtung **1** nach einem Ausführungsbeispiel. Die MR-Vorrichtung **1** umfasst einen Tomographen **2**, eine Steuereinrichtung **3** und einen Auswerterechner **4**. Der Tomograph **2** umfasst eine oder mehrere Spulenanordnungen, mit denen die für eine Datenerfassung erforderlichen Magnetfelder in einem Messraum **2'** erzeugt werden können. Das Isozentrum des B0-Feldes ist mit **5** bezeichnet. Der Tomograph **2** kann Gradientenspulen umfassen, mit denen Gradientenfelder für eine phasensensitive Flussmessung oder Angiographie geschaltet werden können, um eine Phasenkodierung von Geschwindigkeiten zu erreichen. Der Tomograph **2** kann so eingerichtet sein, dass durch Schaltung zeitlich veränderlicher, insbesondere bipolarer Gradientenfelder, die für eine phasensensitive Flussmessung oder Angiographie erforderliche Datenerfassung durchgeführt werden kann. Der Tomograph **2** umfasst weiterhin eine Stützeinrichtung **6**, auf der ein Untersuchungsobjekt P abgestützt ist, während in dem Messraum **2'** eine Datenerfassung vorgenommen wird.

[0050] Die Steuereinrichtung **3** umfasst eine Ansteuereinheit **7**, eine Empfangseinrichtung **8** und eine Auswerteeinrichtung **9**. Während einer phasensensitiven Flussmessung empfängt die Empfangseinrichtung **8** von dem Tomographen **2** erfasste Daten, wobei der Tomograph **2** und die Stützeinrichtung **6** in Form eines Tisches von der Ansteuereinheit **7** derart angesteuert werden, dass MR-Daten in einem Messvolumen, welches einen Abschnitt des Körperinneren des auf der Stützeinrichtung **6** abgestützten Untersuchungsobjekts P (beispielsweise ein Patient), erfasst werden. Die Auswerteeinrichtung **9** und/oder ein separater Auswerterechner **4** kann eine weitere Verarbeitung der von der Empfangseinrichtung **8** empfangenen Daten vornehmen, beispielsweise durch eine Umsetzung der erfassten Daten vom K-Raum in den Ortsraum, um eine bildliche Darstellung zu erlauben. Die nachfolgend beschriebene Ermittlung von Phasenkorrekturwerten kann von einem beliebigen geeigneten elektronischen Rechner oder einer Kombination derartiger Rechner vorgenommen werden, beispielsweise von der Auswerteeinrichtung **9**, dem Auswerterechner **4** oder der Kombination der Auswerteeinrichtung **9** und dem Auswerterechner **4**. Ein entsprechender Softwarecode, der die Ausführung der beschriebenen Verfahrensschritte auf dieser Recheneinrichtung veranlasst, kann beispielsweise auf einem Datenträger **10** gespeichert sein.

[0051] Die MR-Vorrichtung **1** ist eingerichtet, um eine Datenerfassung für mehrere verschiedene Abschnitte, insbesondere mehrere Schichten des Untersuchungsobjekts P vorzunehmen. Insbesondere kann die MR-Vorrichtung **1** eingerichtet sein, um für eine Mehrzahl von Teilvolumina oder Schichten des Untersuchungsobjekts P jeweils eine Messung durchzuführen, bei der Geschwindigkeiten der in der Datenerfassung abgedeckten Bereiche des Untersuchungsobjekts die für die Bildpunkte gemessene Phase beeinflussen. Die Datenerfassung kann schichtweise erfolgen, wobei die Position der Schichten so gewählt ist, dass eine volumetrische Abdeckung eines Volumenabschnitts des Untersuchungsobjekts P erfolgt. Die Datenerfassung für unterschiedliche Abschnitte, beispielsweise mehrere unterschiedliche Schichten des Untersuchungsobjekts P, kann koordiniert mit der Ansteuerung der Stützeinrichtung **6** erfolgen. So kann die Ansteuereinheit **7** die Position der Stützeinrichtung **6** derart kontrollieren, dass jede der Schichten, für die eine Datenerfassung erfolgt, bei der Datenerfassung jeweils in einer Umgebung des Isozentrums **5** positioniert ist, beispielsweise weniger als 5 cm Abstand von dem Isozentrum **5** aufweist.

[0052] Die Funktionsweise der MR-Vorrichtung **1** nach verschiedenen Ausführungsbeispielen wird unter Bezugnahme auf [**Fig. 2**–**Fig. 9**](#) näher beschrieben.

[0053] [**Fig. 2**](#) ist eine schematische Darstellung des Untersuchungsobjekts P. Mehrere Schichten **11**, **12** und **13**, für die mit der MR-Vorrichtung **1** eine Datenerfassung vorgenommen wird, sind schematisch dargestellt.

[0054] [**Fig. 3**](#) ist eine schematische Darstellung von ersten MR-Bilddaten **21**, die die erste Schicht **11** repräsentieren, und von zweiten MR-Bilddaten **22**, die die zweite Schicht **12** repräsentieren. Die ersten MR-Bilddaten **21** weisen Bereiche **24** mit einer Mehrzahl von Bildpunkten auf, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, und weitere Bildpunkte **23**, die nicht im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren. Ähnlich weisen die zweiten MR-Bilddaten **22** einen Bereich **26** mit einer Mehrzahl von Bildpunkten auf, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, und weitere Bildpunkte **25**, die nicht im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren. Die Phasenwerte an den Bildpunkten **24** und an den Bildpunkten **26**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, enthalten keine oder nur eine kleine Phasenverschiebung aufgrund einer etwaigen Bewegung des entsprechenden Gewebes. Diese Phasenwerte an den Bildpunkten **24**, **26**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, liefern eine Information über die Hintergrundphase an den entsprechenden Bildkoordinaten. Eine derartige Hintergrundphasen kann beispielsweise durch Wirbelströme oder Gradientenfelder-Nichtlinearitäten hervorgerufen werden.

[0055] In der in [**Fig. 3**](#) beispielhaft dargestellten Verteilung von Bildpunkten **24**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, sind die Bildpunkte **24** in kleinen Bereichen der MR-Bilddaten **21** konzentriert. Eine Extrapolation der Phasenwerte für eine geringe Anzahl von Bildpunkten **24**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, auf die anderen Bildpunkte **23** der MR-Bilddaten **21** könnte zu einer Abschätzung des Hintergrundphasenverlaufs mit unbefriedigender Genauigkeit führen.

[0056] Nach verschiedenen Ausführungsbeispielen der Erfindung wird der Hintergrundphasenverlauf bzw. werden den Hintergrundphasenverlauf annähernde Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten **21** nicht nur anhand der Phasenwerte und Koordinaten der ersten Bildpunkte **24**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, in den ersten MR-Bilddaten **21**, sondern zusätzlich auch basierend auf den Phasenwerten und ggf. Koordinaten von weiteren Bildpunkten **26**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, in wenigstens einem weiteren Satz von MR-Bilddaten **22** ermittelt. In den beispielhaft dargestellten MR-Bilddaten **22**, die einen anderen Abschnitt des Untersuchungsobjekts repräsentieren, liegt beispielsweise eine

größere Anzahl von zweiten Bildpunkten **26**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, vor, die zur Ermittlung von Phasenkorrekturwerten für die ersten MR-Bilddaten **21** mit herangezogen werden können.

[0057] [Fig. 4](#) ist eine Flussdiagrammdarstellung eines Verfahrens **31** nach einem Ausführungsbeispiel. Bei dem Verfahren werden mehrere Sätze von MR-Bilddaten verwendet, die unterschiedliche Abschnitte, die unterschiedliche Schichten sind, eines Untersuchungsobjekts repräsentieren, um Phasenkorrekturwerte zu ermitteln. Die Phasenkorrekturwerte können zur Verringerung der Hintergrundphaseneffekte in mehreren der MR-Bilddaten verwendet werden. Das Verfahren **31** kann von der Auswerteeinrichtung **9** und/oder dem Auswerterechner **4** der MR-Vorrichtung **1** durchgeführt werden.

[0058] Bei **32** wird eine iterative Durchführung der nachfolgenden Schritte **33–36** für mehrere Sätze von MR-Bilddaten, die verschiedene Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren, initialisiert, indem ein Index $i = 1$ gesetzt wird.

[0059] Bei **33** werden die i -ten MR-Bilddaten gelesen. Das Lesen der i -ten MR-Bilddaten kann auch eine Verarbeitung der mit dem Tomographen **2** erfassten Daten beinhalten.

[0060] Bei **34** wird ein Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, oder mehrere Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, in den i -ten MR-Bilddaten identifiziert. Dazu können verschiedene Methoden angewendet werden, die unten noch näher beschrieben werden.

[0061] Bei **35** wird der Phasenwert, der dem bei **34** identifizierten Bildpunkt zugeordnet ist, oder werden die Phasenwerte, die den bei **34** identifizierten Bildpunkten zugeordnet sind, identifiziert.

[0062] Bei **36** wird überprüft, ob weitere MR-Bilddaten vorhanden sind. Falls dies der Fall ist, wird über die Inkrementierung des Index bei **37** eine neue Iteration gestartet.

[0063] Falls das Identifizieren von Bildpunkten, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, und das Bestimmen der entsprechenden Phasenwerte für alle einzubeholenden MR-Bilddaten abgeschlossen ist, werden bei **38** Phasenkorrekturwerte ermittelt. Die Phasenkorrekturwerte werden abhängig von den bei **35** für die Bildpunkte, die im Wesentlichen stationärem Gewebe entsprechen, in den verschiedenen MR-Bilddaten bestimmten Phasenwerten ermittelt. Eine Ausgestaltung des Schritts **38** bei einem Verfahren nach einem Ausführungsbeispiel wird unter Bezugnahme auf [Fig. 5](#) noch näher beschrieben werden.

[0064] Das Identifizieren der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, bei **34** in dem Verfahren **31** kann auf verschiedene Weise erfolgen. Nach einer Ausgestaltung können die i -ten MR-Bilddaten jeweils mehrere zeitsequentiell erfasste MR-Bilddaten, die denselben Objektschnitt repräsentieren, umfassen. Die MR-Bilddaten können somit in der Art einer Cine-Erfassung die zeitliche Veränderung der Geschwindigkeiten in dem jeweiligen Objektschnitt wiederspiegeln. Die Phase für einen Bildpunkt mit den Koordinaten x, y und für eine Datenerfassung zum Zeitpunkt t_j wird mit $\varphi(x, y, t_j)$ bezeichnet. Zur Ermittlung der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, kann für jeden der Bildpunkte die zeitliche Varianz der Phase in dem entsprechenden Bildpunkt mit den Koordinaten x, y bestimmt werden,

$$\sigma(x, y) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (\varphi(x, y, t_j) - \bar{\varphi}(x, y))^2} \quad , \quad (1)$$

wobei N die Gesamtanzahl der Aufnahmen des jeweiligen Objektschnitts in der Cine-Bildsequenz, j ein Index für die Aufnahmezeitpunkte und $\bar{\varphi}(x, y)$ der zeitliche Mittelwert der Phase an dem Bildpunkt x, y über die Aufnahmen der Cine-Bildsequenz ist. Natürlich kann anstelle der Varianz in der Phase auch die Varianz der aus der Phase bestimmten Geschwindigkeit verwendet werden. Als Kriterium dafür, ob ein Bildpunkt im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, kann die Varianz nach Gleichung (1) mit einem Schwellenwert verglichen werden. Der Schwellenwert kann ein fixer Wert sein, der für die Identifizierung der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, in verschiedenen MR-Bilddaten, die unterschiedliche Objektschnitte repräsentieren, verwendet wird. Andere Möglichkeiten zur Bestimmung der Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, können in den Verfahren und Vorrichtungen nach den verschiedenen Ausführungsbeispielen jedoch ebenso verwendet werden. Beispielsweise können Kreuzkorrelationen der Phase an verschiedenen Bildpunkten bestimmt und zur Ermittlung der stationären Bildpunkte herangezogen werden.

[0065] [Fig. 5](#) ist eine Flussdiagrammdarstellung einer Prozedur **41** zum Ermitteln von Phasenkorrekturwerten nach einem Ausführungsbeispiel. Die Prozedur kann zur Implementierung des Schrittes **38** des Verfahrens **31** von [Fig. 4](#) eingesetzt werden. Die Prozedur **41** kann von der Auswerteeinrichtung **9** und/oder dem Auswerte-rechner **4** der MR-Vorrichtung **1** durchgeführt werden.

[0066] Bei **42** wird eine iterative Durchführung der nachfolgenden Schritte **43** und **44** für mehrere Sätze von MR-Bilddaten, die verschiedene Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren, initialisiert, indem ein Index $i = 1$ gesetzt wird.

[0067] Bei **43** wird eine Fit-Funktion bestimmt, die den i -ten MR-Bilddaten zugeordnet ist. Die Fit-Funktion kann bestimmt werden, indem Parameter einer Funktion, die beispielsweise linear oder quadratisch in den zwei Bildkoordinaten ist, durch Anfitten festgelegt werden. Dabei wird die Fit-Funktion für die i -ten MR-Bilddaten durch Anfitten an diejenigen Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, der i -ten MR-Bilddaten und die ihnen zugeordneten Phasenwerte bestimmt.

[0068] Bei **44** wird überprüft, ob eine Fit-Funktion noch für weitere MR-Bilddaten ermittelt werden kann. Falls dies der Fall ist, wird über die Inkrementierung des Index bei **45** eine neue Iteration gestartet.

[0069] Falls für die verschiedenen MR-Bilddaten, die in die Bestimmung der Phasenkorrekturwerte herangezogen werden sollen, bereits Fit-Funktionen ermittelt wurden, erfolgt bei **46** eine Mittelung der Fit-Funktionen. Bei der Mittelung kann beispielsweise ein arithmetisches Mittel über die verschiedenen Fit-Funktionen berechnet werden.

[0070] Die bei **46** berechnete gemittelte Fit-Funktion, die basierend auf den Phasenwerten für stationäre Punkte in verschiedenen MR-Bilddaten, die verschiedene Objektschnitte repräsentieren, bestimmt wurde, kann anschließend für eine Phasenkorrektur in wenigstens einem und typischerweise mehreren der Sätze von MR-Bilddaten verwendet werden.

[0071] Das Bestimmen der Fit-Funktion bei **43** kann auf verschiedene Weisen erfolgen. Nach einem Ausführungsbeispiel wird ein Ansatz für eine Fit-Funktion der Form

$$S(x, y) = \sum_{l=0}^k \sum_{m=0}^l a_{lm} \cdot x^{l-m} \cdot y^m \quad (2)$$

gewählt werden, wobei a_{lm} Parameter der Fit-Funktion sind und x und y die Bildpunktkoordinaten in den MR-Bilddaten bezeichnen. In Gleichung (2) ist k eine maximale Ordnung der Fit-Funktion. k kann geeignet festgelegt werden, wobei die Festlegung für die i -ten MR-Bilddaten auch abhängig von der Anzahl und/oder Verteilung von Bildpunkten, die im Wesentlichen stationäres Gewebe entsprechen, gewählt werden kann. In der Praxis kann häufig eine Fit-Funktion mit linearer ($k = 1$) oder quadratischer ($k = 2$) Abhängigkeit von den Bildpunktkoordinaten gewählt werden. Sofern in MR-Bilddaten nur ein Bildpunkt, der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, vorhanden ist, muss $k = 0$ gewählt werden. Falls für die entsprechenden MR-Bilddaten mindestens drei Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, identifiziert wurden, können die drei Parameter a_{00} , a_{10} und a_{01} einer linearen Fit-Funktion bestimmt werden. Falls für die entsprechenden MR-Bilddaten mindestens sechs Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, identifiziert wurden, können die sechs Parameter a_{00} , a_{10} , a_{01} , a_{20} , a_{21} , a_{22} einer quadratischen Fit-Funktion bestimmt werden. Da die Fit-Funktion nach Gleichung (2) linear in den Parametern a_{lm} ist, können die Werte für die Parameter a_{lm} der Fit-Funktion mit der Methode der kleinsten Quadrate bestimmt werden.

[0072] Auf diese Weise kann abhängig von den i -ten MR-Bilddaten eine diesen zugeordnete Fit-Funktion ermittelt werden, die die gemessenen Hintergrundphasenwerte an den Bildpunkten, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, geeignet interpoliert. Wie unter Bezugnahme auf Schritt **46** der Prozedur von [Fig. 5](#) bereits erläutert wurde, kann anschließend eine Mittelwertbildung der verschiedenen Fit-Funktionen, die jeweils den Verlauf der Hintergrundphase annähern, durchgeführt werden. Auf diese Weise kann die Stabilität erhöht werden, mit der der Verlauf der Hintergrundphase ermittelt wird. Die durch Mittelwertbildung bestimmte Funktion kann beispielsweise an allen Bildpunkten der ersten und zweiten MR-Bilddaten ausgewertet werden, um Phasenkorrekturwerte für die jeweiligen Bildpunkte zu bestimmen.

[0073] Es sollte sich verstehen, dass die in [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) dargestellte Reihenfolge von Schritten nur schematisch ist und geeignet abgewandelt werden kann. So kann beispielsweise die Bestimmung der Fit-Funktion

auch unmittelbar nach Schritt 35 in dem Verfahren 31 durchgeführt werden, so dass zum Ermitteln der Phasenkorrekturwerte bei Schritt 38 nur noch eine Mittelung der Fit-Funktionen durchgeführt wird.

[0074] Bei weiteren Ausführungsbeispielen kann Schritt 38 des Verfahrens von [Fig. 4](#) auch auf andere Weise als unter Bezugnahme auf [Fig. 5](#) erläutert implementiert werden. So können beispielsweise anhand der in Schritten 34 und 35 identifizierten stationären Bildpunkte und der ihnen zugeordneten Phasenwerte diejenigen Bildpunktkoordinaten ermittelt werden, an denen in einer vorgegebenen Anzahl von MR-Bilddaten (beispielsweise in zwei oder drei MR-Bilddaten, die zwei oder drei unterschiedliche Objekt-Abschnitte repräsentieren) jeweils ein stationärer Bildpunkt vorliegt. Die entsprechenden Phasenwerte für die stationären Bildpunkte an diesen Koordinaten können dann zunächst gemittelt werden, bevor eine Fit-Funktion durch Anfitten an die gemittelten Phasenwerte ermittelt wird.

[0075] Für die mit dem Verfahren nach verschiedenen Ausführungsbeispielen erzielte Stabilität bei der Bestimmung des Hintergrundphasenverlaufs ist es vorteilhaft, wenn die Ermittlung des Hintergrundphasenverlaufs auf der Basis einer Mehrzahl von MR-Bilddaten vorgenommen wird, die zwar unterschiedliche Abschnitte des Untersuchungsobjekts repräsentieren, aber bei der Datenerfassung jeweils in einem vorgegebenen Teilvolumen des Messraums 2 positioniert sind. Dies kann durch eine Auswahl der MR-Bilddaten derart, dass die Positionen der Abschnitte des Untersuchungsobjekts, jeweils zum Zeitpunkt der Datenerfassung, maximal einen vorgegebenen Abstand voneinander aufweisen, und/oder durch ein entsprechendes Bewegen der Stützeinrichtung 6 relativ zum Tomographen 2 für die Durchführung der Datenerfassung erreicht werden.

[0076] Insbesondere kann das Verfahren zum Ermitteln des Hintergrundphasenverlaufs vorteilhaft auf MR-Bilddaten angewandt werden, die unter Verwendung des in der Anmeldung DE 10 2009 055 122 A1 „Verfahren und Vorrichtung zur phasensensitiven Flussmessung mittels einer Magnetresonanzanlage“ der Anmelderin beschriebenen Verfahrens erfasst wurden. Bei diesem Verfahren wird ein Volumenabschnitt des Untersuchungsobjekts, für den eine Datenerfassung durchgeführt werden soll, in mehrere Teilabschnitte zerlegt, die wiederum mehrere Schichten aufweisen können, wobei eine Positionierung des Tisches der MR-Vorrichtung so eingestellt wird, dass die Datenerfassung für jede Schicht in einer Umgebung des Isozentrums erfolgt.

[0077] [Fig. 6](#) ist ein Flussdiagramm einer Prozedur, mit der eine derartige Datenerfassung durchgeführt werden kann.

[0078] Bei 51 wird ein Volumenabschnitt bestimmt, in dem eine Flussmessung durchzuführen ist.

[0079] Bei 52 wird dieser Volumenabschnitt in mehrere Volumenteilabschnitte aufgeteilt. Die Volumenteilabschnitte können jeweils dasselbe Volumen aufweisen. Jeder dieser Volumenteilabschnitte kann mehrere Schichten umfassen, um die schichtweise Durchführung der Flussmessung zu erlauben.

[0080] Bei 53 wird ein erster Volumenteilabschnitt, welcher an einem Rand des Volumenabschnitts lokalisiert sein kann, als erster aktuell zu messender Volumenteilabschnitt bestimmt.

[0081] Bei 54 wird der Tisch 6 der MR-Vorrichtung 1 derart verfahren, dass sich das Zentrum des aktuell zu messenden Volumenteilabschnitts am oder nahe am Isozentrum 5 der MR-Vorrichtung 1 befindet.

[0082] Bei 55 wird die phasensensitive Flussmessung für jede Schicht innerhalb des aktuell zu messenden Volumenteilabschnitts durchgeführt. Dabei kann der Tisch 6 zwischen den für verschiedene Schichten des Teilabschnitts durchgeführte Messungen an derselben Position gehalten werden. Die Größe der Volumenteilabschnitte ist dabei derart bemessen, dass die MR-Messung jeder Schicht ausreichend dicht an dem Isozentrum 5 durchgeführt wird, so dass nur kleine Hintergrundphaseneffekte auftreten und andere lokal variierende Einflüsse wie Gradientenverzeichnungen ebenfalls gering sind.

[0083] Bei 56 wird überprüft, ob alle Volumenteilabschnitte des Volumenabschnitts gemessen worden sind.

[0084] Wenn noch nicht alle Volumenteilabschnitte des Volumenabschnitts gemessen worden sind, verzweigt die Prozedur zu Schritt 57 und bestimmt den nächsten zu messenden Volumenteilabschnitt, welcher neben dem gerade gemessenen Volumenteilabschnitt angeordnet ist. Anschließend wird die Prozedur wieder bei Schritt 54 fortgesetzt.

[0085] Wenn die in 56 durchgeführte Überprüfung ergibt, dass bereits alle Volumenteilabschnitte des Volumenabschnitts gemessen worden sind, verzweigt die Prozedur zu Schritt 58. Bei 58 kann dann der Hintergrund-

phasenverlauf ermittelt werden, beispielsweise unter Verwendung der unter Bezugnahme auf [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) beschriebenen Verfahren. Dabei können MR-Bilddaten, die die verschiedenen Schichten der verschiedenen Volumenteilabschnitte repräsentieren, zur Ermittlung des Hintergrundphasenverlaufs herangezogen werden, indem für jede der Schichten diejenigen Bildpunkte, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, ermittelt, ihre Phasenwerte bestimmt und abhängig von diesen Informationen Phasenkorrekturwerte ermittelt werden. Die Phasenkorrekturwerte können wiederum auf die MR-Bilddaten für jede der Schichten angewandt werden, um eine Phasenkorrektur durchzuführen.

[0086] Anhand von [Fig. 7–Fig. 9](#) soll das Verfahren und die Vorrichtung nach verschiedenen Ausführungsbeispielen weiter illustriert werden.

[0087] [Fig. 7](#) ist eine Längs-Schnittdarstellung **60** eines Untersuchungsobjekts. Eine erste Schicht **61**, eine zweite Schicht **62** und eine dritte Schicht **63** sind Abschnitte des Untersuchungsobjekts, für die beispielsweise eine phasensensitive Flussmessung oder Angiographie durchgeführt werden soll.

[0088] [Fig. 8](#) zeigt erste MR-Bilddaten **71**, die die erste Schicht **61** repräsentieren, zweite MR-Bilddaten **72**, die die zweite Schicht **62** repräsentieren, und dritte MR-Bilddaten **73**, die die dritte Schicht **63** repräsentieren. Die Datenerfassung kann derart erfolgen, dass bei einer ersten Datenerfassung zur Bestimmung der ersten MR-Bilddaten **71** die erste Schicht **61** am Isozentrum **5** positioniert ist, dass bei einer zweiten Datenerfassung zur Bestimmung der zweiten MR-Bilddaten **72** die zweite Schicht **62** am Isozentrum **5** positioniert ist, und dass bei einer dritten Datenerfassung zur Bestimmung der dritten MR-Bilddaten **73** die dritte Schicht **63** am Isozentrum **5** positioniert ist. Die Phaseninformation ist in [Fig. 8](#) als Grauskala dargestellt. Gemäß einem Verfahren nach einem Ausführungsbeispiel werden in den ersten MR-Bilddaten **71** die ersten Bildpunkte **74**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe in der ersten Schicht **61** repräsentieren, identifiziert und die zugehörigen Phasenwerte anhand der ersten MR-Bilddaten **71** bestimmt. In den zweiten MR-Bilddaten **72** werden die zweiten Bildpunkte **75**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe in der zweiten Schicht **62** repräsentieren, identifiziert und die zugehörigen Phasenwerte anhand der zweiten MR-Bilddaten **72** bestimmt. In den dritten MR-Bilddaten **73** werden die dritten Bildpunkte **76**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe in der dritten Schicht **63** repräsentieren, identifiziert und die zugehörigen Phasenwerte anhand der dritten MR-Bilddaten **73** bestimmt. Der Anteil und die Verteilung der Bildpunkte **74**, **75** bzw. **76**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, variiert zwischen den unterschiedlichen MR-Bilddaten.

[0089] Wie unter Bezugnahme auf [Fig. 1–Fig. 5](#) beschrieben wurde, werden die Bildpunkte **74**, **75** und **76**, die im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren, und die zugehörigen Phasenwerte genutzt, um Phasenkorrekturwerte zu ermitteln, die den Verlauf der Hintergrundphase annähern. Die so ermittelten Phasenkorrekturwerte werden sowohl auf die ersten MR-Bilddaten **71** als auch auf die zweiten und dritten MR-Bilddaten **72** und **73** angewandt. Beispielsweise können die Phasenkorrekturwerte bildpunktweise von den Phasenwerten in allen MR-Bilddaten **71–73** subtrahiert werden.

[0090] [Fig. 8](#) zeigt phasenkorrigierte erste MR-Bilddaten **81**, die durch Subtraktion der Phasenkorrekturwerte von den ersten MR-Bilddaten **71** erhalten wurden, phasenkorrigierte zweite MR-Bilddaten **82**, die durch Subtraktion der Phasenkorrekturwerte von den zweiten MR-Bilddaten **72** erhalten wurden, und phasenkorrigierte dritte MR-Bilddaten **83**, die durch Subtraktion der Phasenkorrekturwerte von den dritten MR-Bilddaten **73** erhalten wurden. In den phasenkorrigierten MR-Bilddaten **81–83** sind die Hintergrundphaseneffekte typischerweise verringert. Die phasenkorrigierten MR-Bilddaten **81–83** können zur Ermittlung von Flussprofilen, zur Angiographie oder zu anderen Zwecken verwendet werden.

[0091] Ausführungsbeispiele der Erfindung erlauben die Ermittlung des Hintergrundphasenverlaufs in MR-Bilddaten. Verfahren und Vorrichtungen nach Ausführungsbeispielen können eingesetzt werden, um Hintergrundphaseneffekte zu verringern. Anwendungsfelder bestehen beispielsweise bei phasensensitiven Flussmessungen oder in der Angiographie.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Bestimmen eines Hintergrundphasenverlaufs in unter Verwendung einer phasensensitiven Magnetresonanz(MR)-Messung ermittelten MR-Bilddaten (**21**, **22**; **71–73**) eines Untersuchungsobjekts (P), umfassend die Schritte:
 - Bestimmen wenigstens eines ersten Phasenwerts für wenigstens einen ersten Bildpunkt (**24**; **74**), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in ersten MR-Bilddaten (**21**; **71**), die einen ersten Abschnitt (**11**; **61**) des Untersuchungsobjekts (P) repräsentieren,

– Ermitteln von Phasenkorrekturwerten für die ersten MR-Bilddaten (21; 71) in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Ermitteln der Phasenkorrekturwerte den Schritt

– Bestimmen wenigstens eines zweiten Phasenwerts für wenigstens einen zweiten Bildpunkt (26; 75, 76), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73), die einen von dem ersten Abschnitt (11; 61) verschiedenen zweiten Abschnitt (12, 13; 62, 63) des Untersuchungsobjekts (P) repräsentieren, umfasst, wobei der erste Abschnitt (11; 61) eine erste Schicht (11; 61) des Untersuchungsobjekts und der zweite Abschnitt (12, 13; 62, 63) eine zweite Schicht (12, 13; 62, 63) des Untersuchungsobjekts ist, wobei die erste Schicht (11; 61) und die zweite Schicht (12, 13; 62, 63) voneinander verschieden sind, und dass die Phasenkorrekturwerte in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert und dem wenigstens einen zweiten Phasenwert ermittelt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in Abhängigkeit von dem wenigstens einen ersten Phasenwert und dem wenigstens einen zweiten Phasenwert wenigstens eine Fit-Funktion bestimmt wird, um die Phasenkorrekturwerte zu ermitteln.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass abhängig von dem wenigstens einen ersten Phasenwert eine erste Fit-Funktion und abhängig von dem wenigstens einen zweiten Phasenwert eine zweite Fit-Funktion bestimmt wird, wobei die Phasenkorrekturwerte abhängig von der ersten Fit-Funktion und der zweiten Fit-Funktion ermittelt werden.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Ermitteln der Phasenkorrekturwerte eine Mittelung wenigstens der ersten Fit-Funktion und der zweiten Fit-Funktion umfasst.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass für wenigstens einen weiteren Satz von MR-Bilddaten (73), die wenigstens einen von dem ersten und zweiten Abschnitt verschiedenen weiteren Abschnitt (13; 63) des Untersuchungsobjekts (P) repräsentieren, jeweils wenigstens ein weiterer Bildpunkt (76), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den MR-Bilddaten (73) identifiziert und wenigstens ein weiterer Phasenwert, der dem wenigstens einen weiteren Bildpunkt (76) zugeordnet ist, ermittelt wird, wobei die Phasenkorrekturwerte in Abhängigkeit von dem wenigstens einen weiteren Phasenwert ermittelt werden.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Phasenkorrekturwerte wenigstens für Bildpunkte (23, 25) in den ersten MR-Bilddaten (21; 71) und/oder in den zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73) ermittelt werden, die nicht im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentieren.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Phasenkorrektur der ersten MR-Bilddaten (21; 71) und der zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73) abhängig von den ermittelten Phasenkorrekturwerten durchgeführt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass abhängig von den phasenkorrigierten ersten MR-Bilddaten (81) und/oder zweiten MR-Bilddaten (82, 83) ein Flussprofil ermittelt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mit einer MR-Vorrichtung (1) eine erste Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten (21; 71) ermittelt werden, und eine zweite Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73) ermittelt werden, derart durchgeführt werden, dass ein Abstand zwischen einer Position des ersten Abschnitts (11; 61) des Untersuchungsobjekts (P) bei der ersten Datenerfassung und einer Position des zweiten Abschnitts (12, 13; 62, 63) des Untersuchungsobjekts (P) bei der zweiten Datenerfassung kleiner als ein vorgegebener Schwellenwert ist.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mit einer MR-Vorrichtung (1) eine erste Datenerfassung, auf deren Basis die ersten MR-Bilddaten (21; 71) ermittelt werden, und eine zweite Datenerfassung, auf deren Basis die zweiten MR-Bilddaten (22; 72, 73) ermittelt werden, derart durchgeführt werden, dass das Untersuchungsobjekt (P) zwischen der ersten Datenerfassung und der zweiten Datenerfassung relativ zu der MR-Vorrichtung (1) bewegt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass bei der ersten Datenerfassung der erste Abschnitt (11; 61) des Untersuchungsobjekts (P) in einer Umgebung des Isozentrums (5) der MR-Vorrichtung (1) angeordnet ist, und dass bei der zweiten Datenerfassung der zweite Abschnitt (12, 13; 62; 63) des Untersuchungsobjekts (P) in einer Umgebung des Isozentrums (5) der MR-Vorrichtung angeordnet ist.

12. Computerprogramm umfassend eine Befehlsfolge, die bei Ausführung durch einen Prozessor einer elektronischen Recheneinrichtung (4, 9) die elektronische Recheneinrichtung (4, 9) zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–8 veranlasst.

13. Magnetresonanzvorrichtung, umfassend
eine Erfassungseinrichtung (2, 8) zum Erfassen von ersten Daten und zweiten Daten mit einer phasensensitiven Magnetresonanz(MR)-Messung, wobei die ersten Daten und die zweiten Daten voneinander verschiedene Schichten (11–13; 61–63) eines Untersuchungsobjekts repräsentieren, und
eine Recheneinrichtung (4, 9), die eingerichtet ist,
– um abhängig von den ersten Daten erste MR-Bilddaten (21; 71) und abhängig von den zweiten Daten zweite MR-Bilddaten (22; 72, 73) zu ermitteln, und
– um Phasenkorrekturwerte für die ersten und zweiten MR-Bilddaten (21, 22; 71–73) zu ermitteln,
wobei die Recheneinrichtung (4, 9) eingerichtet ist, um zum Ermitteln der Phasenkorrekturwerte
– wenigstens einen ersten Phasenwert für wenigstens einen ersten Bildpunkt (24; 74), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den ersten MR-Bilddaten (21; 71) zu bestimmen,
– wenigstens einen zweiten Phasenwert für wenigstens einen zweiten Bildpunkt (26; 75, 76), der im Wesentlichen stationäres Gewebe repräsentiert, in den zweiten MR-Bilddaten (21, 22; 71–73) zu bestimmen, und
– um die Phasenkorrekturwerte für die ersten MR-Bilddaten (21; 71) abhängig von dem wenigstens einen ersten Phasenwert und dem wenigstens einen zweiten Phasenwert zu ermitteln.

14. Magnetresonanzvorrichtung nach Anspruch 13, welche zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 2 bis 11 eingerichtet ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

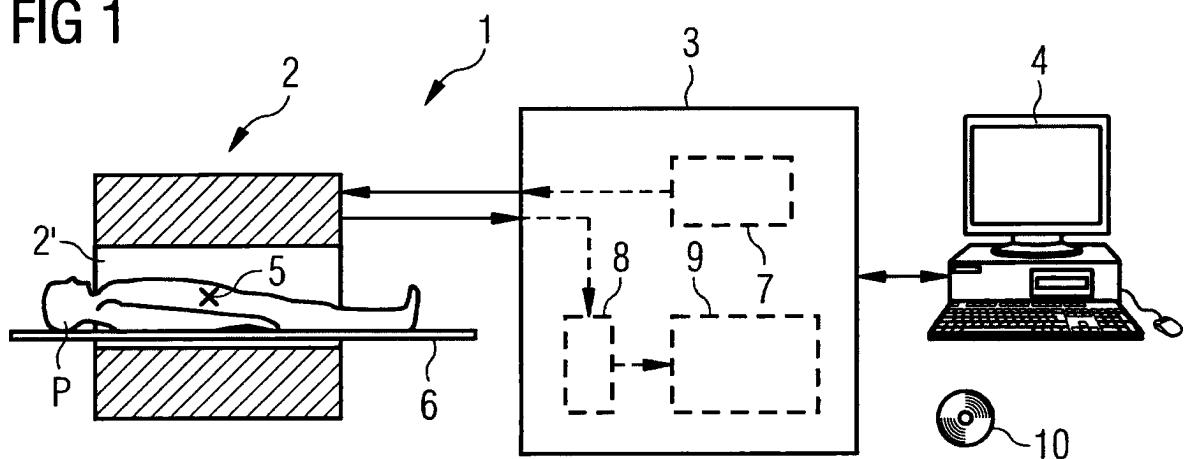


FIG 2

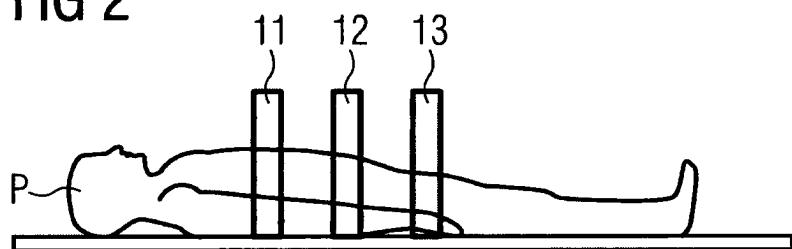


FIG 3

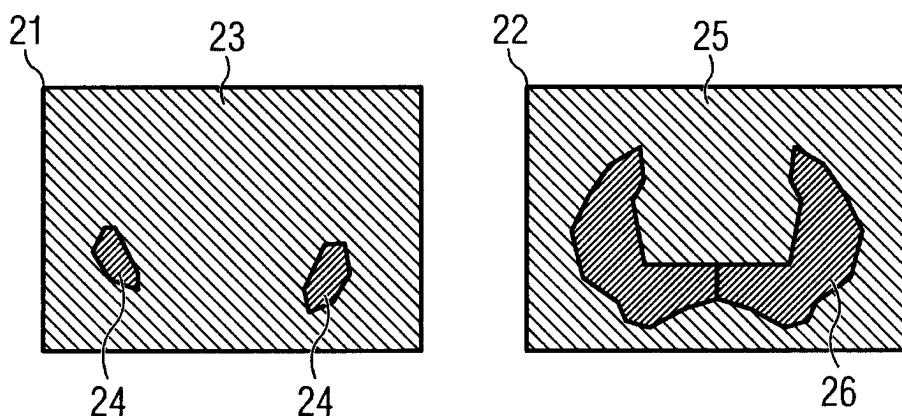


FIG 4

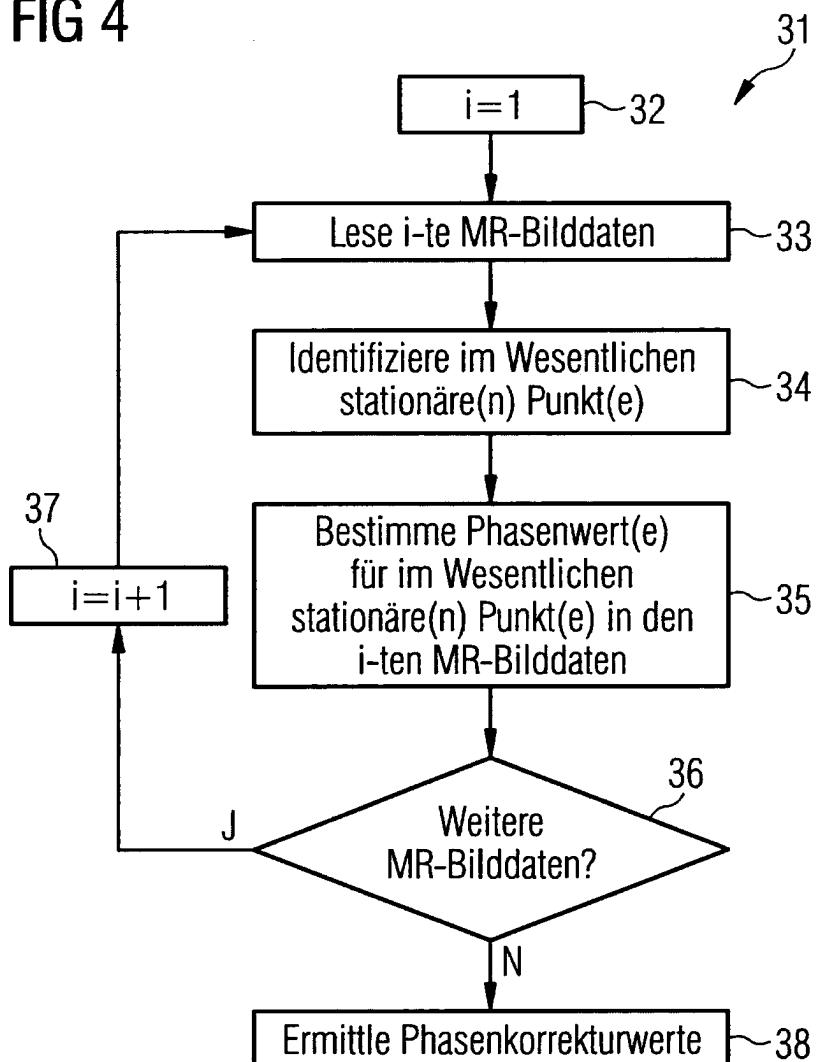


FIG 5

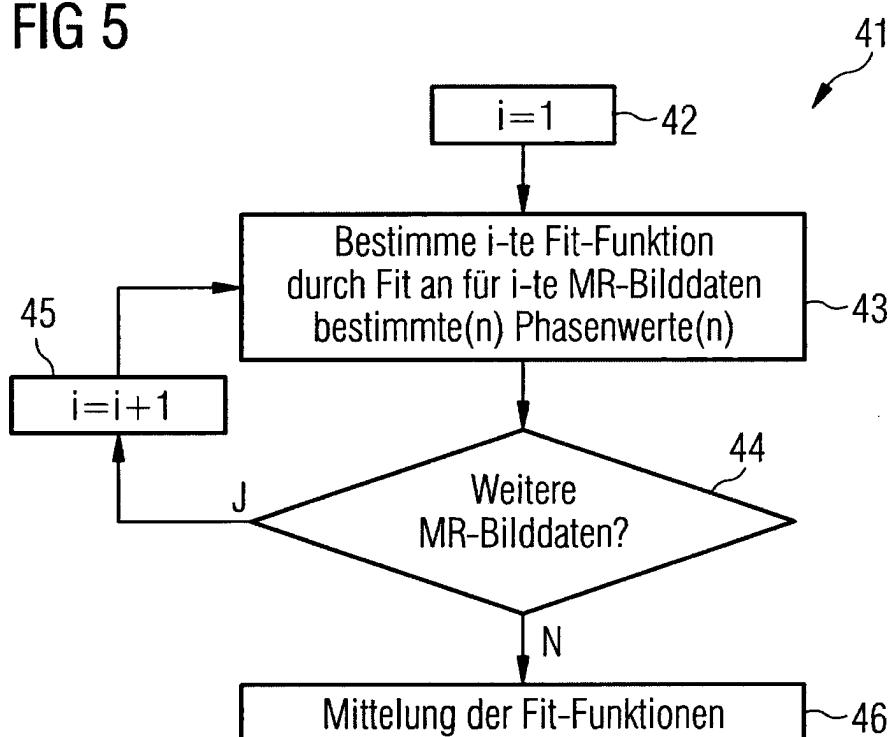


FIG 6

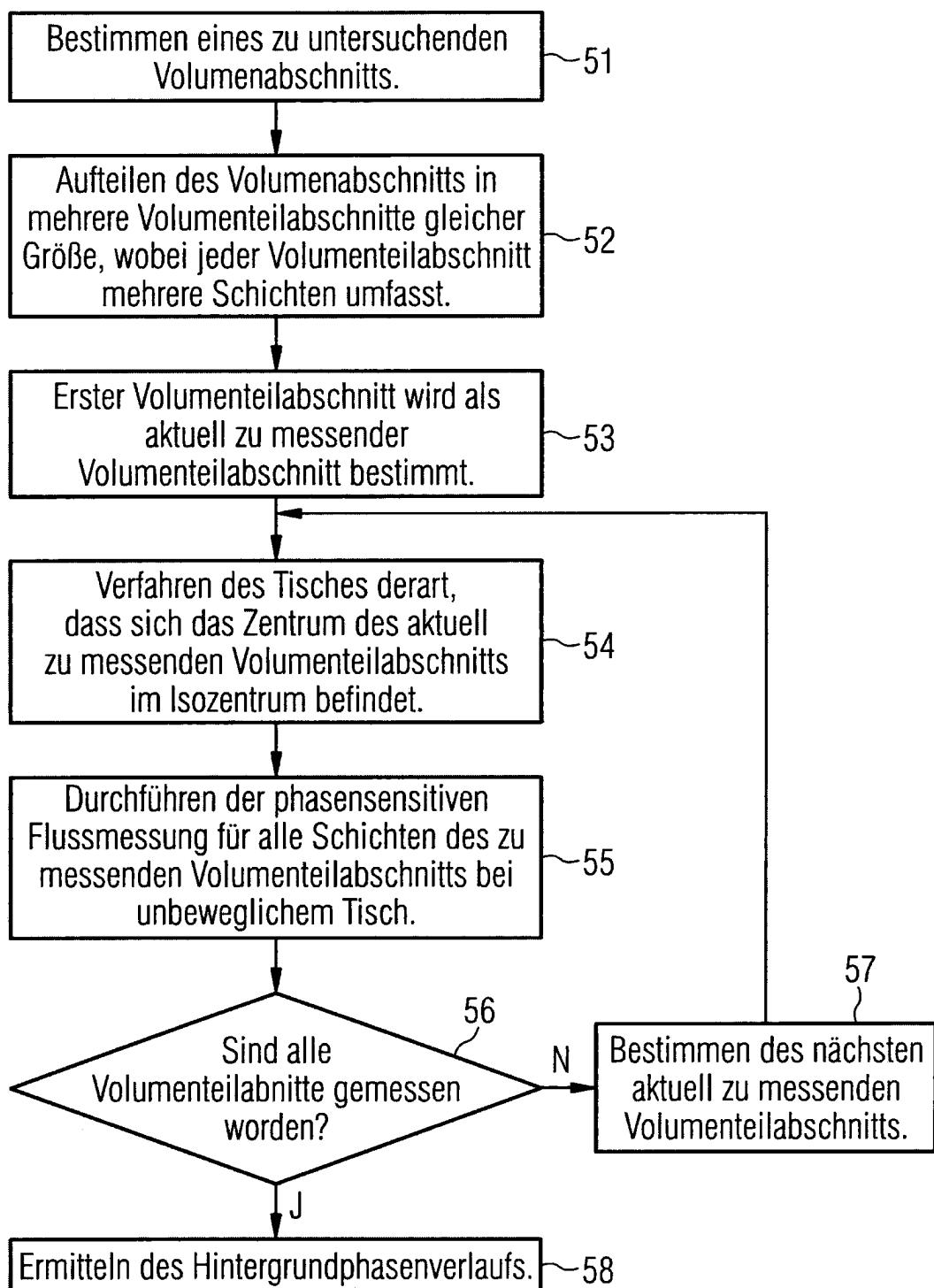


FIG 7

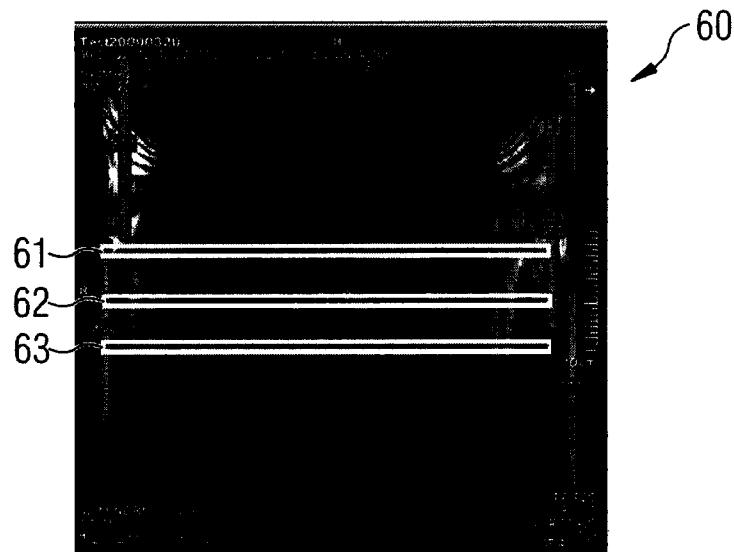


FIG 8

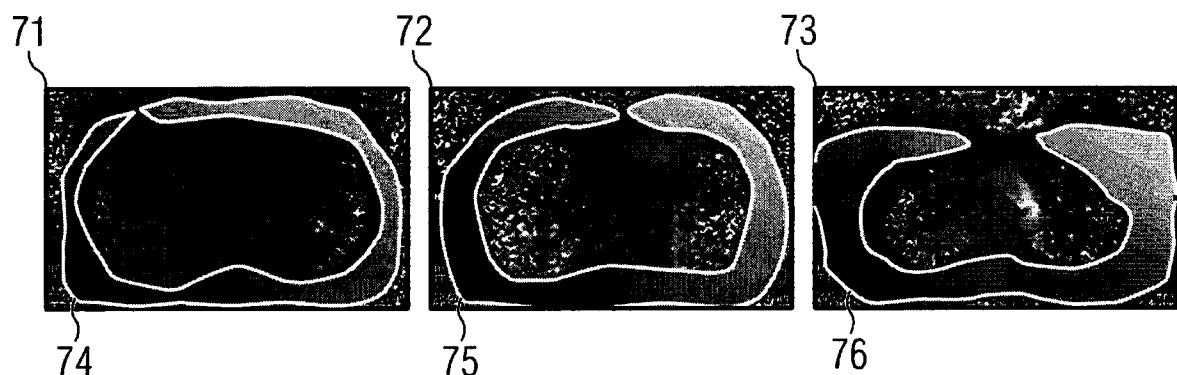


FIG 9

