

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
19. November 2020 (19.11.2020)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2020/229243 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

G01R 33/48 (2006.01) G01R 33/561 (2006.01)
G01R 33/50 (2006.01) G01R 33/565 (2006.01)
G01R 33/56 (2006.01) G01R 33/24 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2020/062506

(22) Internationales Anmeldedatum:
06. Mai 2020 (06.05.2020)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2019 206 827.8
10. Mai 2019 (10.05.2019) DE

(71) Anmelder: SIEMENS HEALTHCARE GMBH
[DE/DE]; Henkestr. 127, 91052 Erlangen (DE).

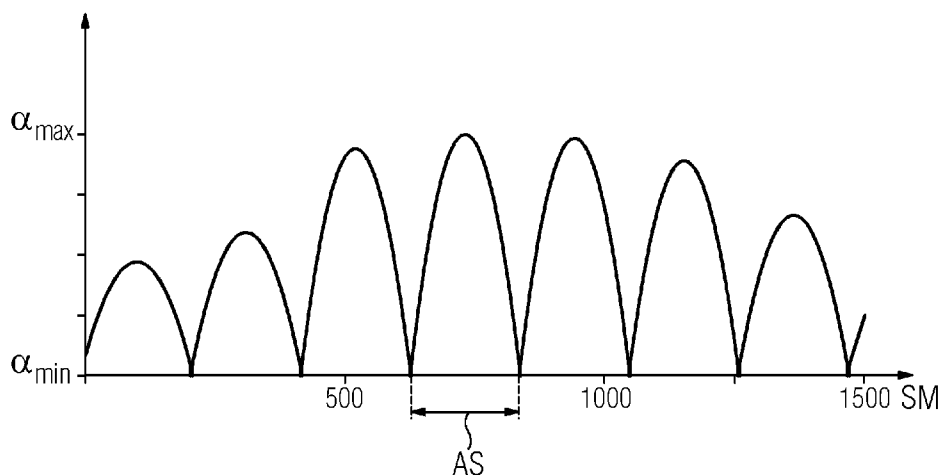
(72) Erfinder: KANNENGIESSER, Stephan; Falkenberg 2, 42113 Wuppertal (DE). KLUGE, Thomas; Markusstr. 1a, 96114 Hirschaid (DE). KÖRZDÖRFER, Gregor; Stettiner Str. 32, 91058 Erlangen (DE). NITTKA, Mathias; Lindenstr. 71, 91083 Baiersdorf (DE). PFEUFFER, Josef; Hintere Pfaffenleite 17, 91358 Kunreuth (DE). SPEIER, Peter; Dompfaffstr. 49, 91056 Erlangen (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE FINGERPRINTING METHOD

(54) Bezeichnung: MAGNETRESONANZ-FINGERPRINTING-VERFAHREN

FIG 3



(57) Abstract: The invention relates to a magnetic resonance fingerprinting method for an improved determination of local parameter values of an examination object. Embodiments relate to, for example, value ranges with different resolutions in the fingerprinting dictionary, switching a compensation gradient in order to lead the nulled moment of a read gradient to the value of null, ascertaining correction terms for reading trajectories used when capturing magnetic resonance fingerprinting data, switching gradients in order to neutralize the magnetization of the spin in the examination object prior to stimulating the spin in order to capture magnetic resonance fingerprinting data, using flip angles with a value of null while capturing the magnetic resonance fingerprinting data, comparing signal, wherein only real-value components of the signals of signal curves to be compared are compared, taking B1 data into consideration when ascertaining comparison signal curves, using a threshold when reconstructing data, using a fast group matching method when

SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN,
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

reconstructing data, or optimizing the sequence of reading trajectories when capturing the magnetic resonance fingerprinting data.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanz-Fingerprinting-Verfahren zur verbesserten Bestimmung von lokalen Parameterwerten eines Untersuchungsobjektes. Ausführungsformen betreffen etwa Wertebereiche mit unterschiedlichen Auflösungen im Fingerprinting- Wörterbuch, das Schalten eines Kompensationsgradienten um das nullte Moment eines Auslesegradienten auf den Wert Null zu führen, die Ermittlung von Korrekturtermen für bei der Aufnahme der Magnetresonanzfingerprintingdaten verwendete Auslesetrajektorien, das Schalten von Gradienten zur Neutralisierung der Magnetisierung der Spins im Untersuchungsobjekt vor einer Anregung von Spins für die Aufnahme von Magnetresonanzfingerprintingdaten, der Einsatz von Flipwinkeln mit einem Wert von Null während der Aufnahme der Magnetresonanzfingerprintingdaten, ein Signalvergleich wobei nur reell-wertige Anteile der Signale von zu vergleichenden Signalverläufen verglichen werden, die Berücksichtigung von B1 Daten bei der Ermittlung von Vergleichssignalverläufen, der Einsatz eines Schwellwertes bei der Datenrekonstruktion, der Einsatz eines fast-group-matching-Verfahrens bei der Datenrekonstruktion, oder die Optimierung der Abfolge der Auslesetrajektorien bei der Aufnahme der Magnetresonanzfingerprintingdaten.

Beschreibung

Magnetresonanz-Fingerprinting-Verfahren

- 5 Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanz-Fingerprinting-Verfahren zur verbesserten Bestimmung von lokalen Parameterwerten eines Untersuchungsobjektes.

Die Magnetresonanz-Technik (im Folgenden steht die Abkürzung
10 MR für Magnetresonanz) ist eine bekannte Technik, mit der Bilder vom Inneren eines Untersuchungsobjektes erzeugt werden können. Vereinfacht ausgedrückt wird hierzu das Untersuchungsobjekt in einem Magnetresonanzgerät in einem vergleichsweise starken statischen, homogenen Grundmagnetfeld,
15 auch B₀-Feld genannt, mit Feldstärken von 0,2 Tesla bis 7 Tesla und mehr positioniert, so dass sich dessen Kernspins entlang des Grundmagnetfeldes orientieren. Zum Auslösen von Kernspinresonanzen werden hochfrequente Anregungspulse (RF-Pulse) in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt, die ausgelösten Kernspinresonanzen als sogenannte k-Raumdaten gemessen
20 und auf deren Basis MR-Bilder rekonstruiert oder Spektroskopiedaten ermittelt. Zur Ortskodierung der Messdaten werden dem Grundmagnetfeld schnell geschaltete magnetische Gradientenfelder überlagert, die die Trajektorien festlegen, entlang derer die Messdaten im k-Raum ausgelesen werden. Die aufgezeichneten Messdaten werden digitalisiert und als komplexe Zahlenwerte in einer k-Raum-Matrix abgelegt. Aus der mit Werten belegten k-Raum-Matrix ist z.B. mittels einer mehrdimensionalen Fourier-Transformation ein zugehöriges MR-Bild rekonstruierbar. Eine hierzu verwendete auf bestimmte Art und Weise geordnete Folge von einzustrahlenden RF-Pulsen, zu schaltenden Gradienten und Auslesevorgängen wird als Sequenz bezeichnet. Die, z.B. in den drei möglichen Gradientenrichtungen geschalteten, Gradientenfelder (mit Amplitude ungleich
35 Null), insbesondere zur Ortskodierung oder Signalmanipulation, werden kurz als „Gradienten“ bezeichnet.

Es sind verschiedene Sequenztypen bekannt, die unterschiedlich sensitiv auf die in einem untersuchten Untersuchungsobjekt enthaltenen Stoffe beschreibenden Parameter (z.B. die longitudinale Longitudinalrelaxation T1, die Transversalrelaxation T2 und die Protonendichte) sind. Die aus mit einem bestimmten Sequenztypen aufgenommenen Messdaten rekonstruierten MR-Bilder zeigen entsprechend der Sensitivitäten des verwendeten Sequenztyps gewichtete Abbildungen des Untersuchungsobjektes.

Eine Magnetresonanz-Bildgebung mittels einer Magnetresonanzanlage kann dazu dienen, eine Anwesenheit und/oder eine Verteilung eines Stoffs, welcher sich in einem Untersuchungsobjekt befindet, zu bestimmen. Der Stoff kann dabei beispielsweise ein, möglicherweise pathologisches, Gewebe des Untersuchungsobjekts, ein Kontrastmittel, eine Markierungssubstanz oder ein Stoffwechselprodukt sein.

Informationen über die vorliegenden Stoffe können dabei auf vielfältige Weise aus den aufgenommenen Messdaten gewonnen werden. Eine relativ einfache Informationsquelle sind z.B. aus den Messdaten rekonstruierte Bilddaten. Es gibt jedoch auch komplexere Verfahren, die, z.B. aus Bildpunkt-Zeit-Serien von aus sukzessive gemessenen Messdatensätzen rekonstruierten Bilddaten, Informationen über das untersuchte Untersuchungsobjekt ermitteln.

Mit Hilfe von quantitativen MR-Bildgebungstechniken lassen sich absolute Eigenschaften des gemessenen Objekts bestimmen, z.B. die gewebespezifische T1- und T2-Relaxation am Menschen. Im Gegensatz dazu erzeugen die in der klinischen Routine meist verwendeten konventionellen Sequenzen lediglich eine relative Signalintensität unterschiedlicher Gewebetypen (sogenannte Wichtungen), so dass die diagnostische Interpretation in hohem Maße der subjektiven Einschätzung des Radiologen unterliegt. Quantitative Techniken bieten somit den offensichtlichen Vorteil einer objektiven Vergleichbarkeit, finden

aber aufgrund langer Messzeiten derzeit in der Routine kaum Verwendung.

Neuere quantitative Messverfahren wie Magnetresonanz-

5 Fingerprinting-Verfahren (MRF-Verfahren), könnten den genannten Nachteil der langen Messzeiten auf ein akzeptables Maß senken. Bei MRF-Verfahren werden zeitlich nacheinander mit verschiedenen Aufnahmeparametern Messdaten aufgenommen. Aus den zeitlich nacheinander aufgenommenen Messdaten wird eine
10 Serie von Bilddaten rekonstruiert. Ein Signalverlauf jeweils eines der Bildpunkte der Serien von Bilddaten wird als Bildpunkt-Zeit-Serie betrachtet. Hierbei kann der Signalverlauf für alle oder zumindest für interessierende Bildpunkte der Bilddaten untersucht werden. Ein solcher Signalverlauf einer
15 Bildpunkt-Zeit-Serie wird hierbei oft als "Fingerabdruck" (engl. "fingerprint") des in dem jeweiligen Bildpunkt dargestellten Ortes des Untersuchungsobjektes bezeichnet. Ein derartiger Signalverlauf kann genutzt werden, um die während der Messung in dem durch den Bildpunkt dargestellten Ort des Untersuchungsobjekts vorliegenden Parameter zu bestimmen.
20

Dazu werden diese Signalverläufe mittels Mustererkennungsverfahren ("pattern recognition") mit Signalverläufen einer zuvor ermittelten Datenbank von für bestimmte Stoffe charakteristischen Signalverläufen (dem sogenannten "Dictionary")
25 verglichen. Somit können die in den aus den Messdaten rekonstruierten Bilddaten repräsentierten Stoffe bzw. die räumliche Verteilung von gewebespezifischen Parametern (wie z.B. die Transversalrelaxation T2, die effektive Transversalrelaxation T2* oder die Longitudinalrelaxation T1; sogenannte
30 T2, T2*- und T1-Karten) in dem abgebildeten Untersuchungsobjekt ermittelt werden. Die in einem derartigen Dictionary enthaltenen Signalverläufe können hierbei gemessene Signalverläufe sein, deren Parameterwerte bekannt sind, oder sie
35 können durch Simulationen erstellt worden sein.

Das Prinzip dieser Methode ist somit, an einem Untersuchungsobjekt gemessene Signalverläufe mit einer Vielzahl im Voraus

- bekannter Signalverläufe zu vergleichen. Dabei können Signalverläufe für verschiedene Kombinationen aus T1- und T2-Relaxationszeiten sowie auch anderen Parametern für das Dictionary ermittelt worden sein. Man spricht von je einer "Dimension" des Dictionarys für jeden zu bestimmenden Parameter, in der verschiedene Parameterwerte des jeweiligen Parameters umfasst sind, um verschiedene Vergleichswerte zur Verfügung zu stellen. Die Parameterwerte, z.B. T1- und T2-Zeiten, eines Bildpunktes (Pixels/Voxels) im Bild werden dann insbesondere bestimmt, indem der gemessene Signalverlauf mit allen oder einem Teil der simulierten Signalverläufe verglichen wird. Dieser Vorgang wird als "Matching" bezeichnet. Derjenige Signalverlauf des Dictionarys, der dem gemessenen Signalverlauf am ähnlichsten ist, determiniert in bekannten MRF-Verfahren die Werte der Parameter, z.B. Relaxationsparameter T1 und T2, des jeweiligen Bildpunktes. Eine derartige Bestimmung der Parameterwerte wird im Zusammenhang mit MRF-Techniken auch als Rekonstruktion bzw. Rekonstruktionsprozess bezeichnet.
- Für MRF-Verfahren kann grundsätzlich jede Echotechnik (insbesondere Spinecho(SE)-Techniken und Gradientenecho(GRE)-Techniken) in Kombination mit jeglichen Verfahren zur k-Raumabtastung (z.B. kartesisch, spiralförmig, radial) benutzt werden.
- Ein MRF-Verfahren, das die gewebespezifischen Parameter T1 und T2 in dem verwendeten Dictionary berücksichtigt und in gemessenen Bildpunkt-Zeit-Serien bestimmt, ist beispielsweise in dem Artikel von Ma et al., "Magnetic Resonance Fingerprinting", Nature, 495: S. 187-192 (2013) beschrieben. Dort wird eine TrueFISP ("true fast imaging with steady-state free precession") basierte Sequenz in Kombination mit einer spiralförmigen k-Raumabtastung benutzt.
- Eine andere MRF-Implementierung wird von Jiang et al. in dem Artikel "MR Fingerprinting Using Fast Imaging with Steady State Precession (FISP) with Spiral Readout", Magnetic Resonance in Medicine 74: S. 1621-1631, 2015, beschrieben. Dort

wird eine FISP-Sequenz ("Fast Imaging with Steady State Precession") in Kombination mit einer Spiral-Abtastung verwendet: Nach einem adiabatischen 180° RF-Inversionspuls zur gezielten Störung des Gleichgewichtszustandes der Spins wird eine Folge von RF-Anregungspulsen mit pseudorandomisierten Flipwinkeln appliziert, und jedes jeweils nach einem der RF-Anregungspulse resultierende Echo mit einer einzelnen spiralförmigen k-Raumtrajektorie ausgelesen. Es werden n RF-Anregungspulse benutzt, die ebenso viele Echos erzeugen. Aus den entlang der jeweiligen k-Raumtrajektorie aufgenommenen Messdaten jedes Echos wird ein Einzelbild rekonstruiert. Aus den n Einzelbildern wird für jeden Bildpunkt ein Signalverlauf extrahiert, der mit den simulierten Verläufen verglichen wird. Der zeitliche Abstand TR zwischen zwei aufeinanderfolgenden RF-Anregungspulsen der n RF-Anregungspulse kann hierbei ebenfalls, z.B. pseudorandomisiert, variiert werden.

Weitere MRF-Verfahren sind beispielsweise in dem Artikel von Cauley S et al, "Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction", Magnetic Resonance in Medicine 74:523-528 (2015), und dem Artikel von Cline C et al, "AIR-MRF: Accelerated iterative reconstruction for magnetic resonance fingerprinting", Magnetic Resonance Imaging 41:29-40, 2017, beschrieben, der die Parameterwerte zusätzlich mittels eines iterativ durchgeführten Signalvergleichs bestimmt.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bekannte MRF-Verfahren zu verbessern.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Bestimmung von Parameterwerten in Bildpunkten eines Untersuchungsobjektes mittels einer Magnetresonanz-Fingerprinting (MRF)-Technik gemäß Anspruch 1, eine Magnetresonanzanlage gemäß Anspruch 117, ein Computerprogramm gemäß Anspruch 118 sowie einen elektronisch lesbaren Datenträger gemäß Anspruch 119.

Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Bestimmung von Parameterwerten (P) in Bildpunkten eines Untersuchungsvolumens eines

Untersuchungsobjektes in einer MR-Anlage mittels einer Magnetresonanz-Fingerprinting (MRF)-Technik umfasst die Schritte:

- Laden von einer Anzahl N an Vergleichssignalverläufen (D),
5 die jeweils vorgegebenen Werten der zu bestimmenden Parameter zugeordnet sind, wobei die Vergleichssignalverläufe (D) unter Anwendung von vorbestimmten Aufnahme-Parametern ermittelte Vergleichssignalverläufe (D) sind, und wobei die Aufnahme-Parameter
10 eine Anzahl an Signalmessungen SM ,
Aufnahme-Parameter, die für eine jeweilige Signalmessung anzuwendende RF-Pulse charakterisieren, und
Wiederholzeiten, die einen jeweiligen zeitlichen Abstand zwischen Anregungen aufeinanderfolgender Signalmessungen
15 SM angeben, umfassen,
- Erfassen mindestens einer Bildpunkt-Zeit-Serie (BZS) des Untersuchungsobjekts mit Hilfe eines MRF-Aufnahmeverfahrens, derart, dass erfasste Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit den geladenen Vergleichssignalverläufen vergleichbar sind,
20 - Durchführen eines Signalvergleichs mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit einem entsprechenden Abschnitt von geladenen Vergleichssignalverläufen (D) zur Ermittlung von Ähnlichkeitswerten (V) der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie
25 (BZS) mit den jeweiligen Vergleichssignalverläufen (D),
- Bestimmen der Werte (P) der zu bestimmenden Parameter auf Basis der n bestimmten ähnlichsten Vergleichssignalverläufe (d), wobei n eine vorgegebene natürliche Zahl ist,
- Speichern und/oder Ausgeben der für den jeweiligen Bildpunkt bestimmten Werte (P) der zu bestimmenden Parameter.
30

Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt mittels des durchgeführten Signalvergleichs eine Bestimmung der Werte von in dem Untersuchungsobjekt vorliegenden Parametern in deutlich kürzerer Zeit als Verfahren, die versuchen, Parameterwerte über
35 ein Fitten von Messdaten an Signalmodelle zu bestimmen.

Eine erfindungsgemäße Magnetresonanzanlage umfasst eine Mag-
neteinheit, eine Gradienteneinheit, eine Hochfrequenzeinheit
und eine zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens
ausgebildete Steuereinrichtung mit einer Parameterwertbestim-
mungseinheit.

Ein erfindungsgemäßes Computerprogramm implementiert ein er-
findungsgemäßes Verfahren auf einer Steuereinrichtung, wenn
es auf der Steuereinrichtung ausgeführt wird.

Das Computerprogramm kann hierbei auch in Form eines Compu-
terprogrammprodukts vorliegen, welches direkt in einen Spei-
cher einer Steuereinrichtung ladbar ist, mit Programmcode-
Mitteln, um ein erfindungsgemäßes Verfahren auszuführen, wenn
das Computerprogrammprodukt in der Recheneinheit des Rechen-
systems ausgeführt wird.

Ein erfindungsgemäßer elektronisch lesbarer Datenträger um-
fasst darauf gespeicherte elektronisch lesbare Steuerinforma-
tionen, welche zumindest ein erfindungsgemäßes Computerpro-
gramm umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei
Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung einer
Magnetresonanzanlage ein erfindungsgemäßes Verfahren durch-
führen.

Die in Bezug auf das Verfahren angegebenen Vorteile und Aus-
führungen gelten analog auch für die Magnetresonanzanlage,
das Computerprogramm und den elektronisch lesbaren Datenträ-
ger.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung
ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungs-
beispielen sowie anhand der Zeichnungen. Die aufgeführten
Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es
zeigen:

Fig. 1 ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungs-
gemäßen Verfahrens,

Fig. 2 einen beispielhaften Verlauf von für eine Ermittlung von Vergleichssignalverläufen in aufeinanderfolgenden (ggf. simulierten) Signalmessungen anzuwendenden Wiederholzeiten TR als Aufnahme-Parameter,

Fig. 3 einen beispielhaften Verlauf von für eine Ermittlung von Vergleichssignalverläufen in aufeinanderfolgenden (ggf. simulierten) Signalmessungen anzuwendenden Flipwinkeln als Aufnahme-Parameter,

Fig. 4 einen weiteren beispielhaften Verlauf von für eine Ermittlung von Vergleichssignalverläufen in aufeinanderfolgenden (ggf. simulierten) Signalmessungen anzuwendenden Flipwinkeln als Aufnahme-Parameter,

Fig. 5 einen weiteren beispielhaften Verlauf von für eine Ermittlung von Vergleichssignalverläufen in aufeinanderfolgenden (ggf. simulierten) Signalmessungen anzuwendenden Flipwinkeln als Aufnahme-Parameter,

Fig. 6 einen Ausschnitt eines schematisch dargestellten beispielhaften Pulssequenzdiagramms, welches zur Aufnahme von Messdaten im Rahmen einer Erfassung von Bildpunkt-Zeit-Serien eingesetzt werden könnte,

Fig. 7 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage.

Figur 1 ist ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen MRF-Verfahrens.

Für das MRF-Verfahren werden Aufnahme-Parameter vorbestimmt (Block 101), die zusammen mit zu bestimmenden Parametern einen Signalverlauf charakterisieren.

Ein mittels MR-Technik aufgenommenes Signal hängt von den bei der Messung des Signals verwendeten Aufnahme-Parametern, beispielsweise von bei der Messung verwendeten RF-Pulsen, die z.B. über ihren Flipwinkel charakterisiert sein können, und von bei der Messung verwendeten Wiederholzeiten TR, d.h. insbesondere den verwendeten zeitlichen Abständen zwischen zwei Anregungen der Spins in dem Untersuchungsobjekt in aufeinanderfolgender Signalmessungen SM, ab. Ein weiterer Aufnahme-Parameter, der einen Einfluss auf ein mittels MR-Technik aufgenommenes Signal hat, ist z.B. die Echozeit TE, die einen verwendeten zeitlichen Abstand zwischen einem verwendeten RF-Anregungspuls und der nachfolgenden Aufnahme eines somit erzeugten Signals angibt. Dabei kann die Echozeit TE den Zeitraum zwischen Start der Anregung durch einen RF-Anregungspuls und Start der nachfolgenden Aufnahme angeben, oder auch, insbesondere im Falle von Echozügen, z.B. den zeitlichen Abstand der Anregung und der nachfolgenden Aufnahme eines im abgetasteten k-Raum zentralen Echosignals angeben. Die jeweiligen Abhängigkeiten sind z.B. aus den Bloch-Gleichungen bekannt.

Bei dem hier vorgeschlagenen MRF-Verfahren können die Aufnahme-Parameter derart vorbestimmt sein, dass für eine gegebene Fragestellung, die in der MRF-Messung beleuchtet werden soll, möglichst optimale Abhängigkeiten der Signalverläufe der Vergleichssignalverläufe von den in dem Untersuchungsobjekt erwarteten und zu bestimmenden Parametern vorliegen, wobei gleichzeitig eine möglichst kurze Gesamtmesszeit des Verfahrens angestrebt werden kann. Als mögliche Kriterien für eine solche Optimierung kommen insbesondere Kriterien in Betracht, eine Sensitivität der erhaltenen Signalverläufe auf in dem Untersuchungsobjekt erwartete Parameter betreffen, sodass eine zumindest ausreichende Sensitivität der Signalverläufe zumindest auf die zu bestimmenden Parameter z.B. mit möglichst kurzen Signalverläufen, erreicht werden kann.

Für MRF-Verfahren, die eine ganze Serie von Signalmessungen SM vorsehen, ist ein weiterer möglicher Aufnahme-Parameter die Länge der Vergleichssignalverläufe, die durch die Anzahl

der für den zu betrachtenden Signalverlauf vorgesehenen Signalmessungen festgelegt ist.

5 Weiterhin werden zu bestimmende Parameter und für jeden zu bestimmenden Parameter gewünschte Parameterwerte, zu welchen Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen, festgelegt (Block 103').

10 Auf Basis der vorbestimmten Aufnahme-Parameter und der zu bestimmenden Parameter und ihrer jeweils zugehörigen Parameterwerte werden Vergleichssignalverläufe D und/oder D' ermittelt (Block 103). Bei der Auswahl der vorbestimmten Aufnahme-Parameter und/oder der zu bestimmenden Parameter und/oder ihrer zugehörigen Parameterwerte kann bereits (je) eine Opti-
15 mierung dieser Auswahl, beispielsweise auch mit Hilfe eines neuronalen Netzwerks oder auch basierend auf heuristischen Annahmen, durchgeführt werden, die beispielsweise die zu verwendende Magnetresonanzanlage, das zu untersuchenden Untersuchungsobjekt und/oder die zu untersuchende Fragestellung berücksichtigt, und die für die MRF-Messung benötigte Messzeit
20 insgesamt so kurz wie möglich hält, und dabei eine vorgegebene Mindestanforderung an die Güte der bestimmten Parameterwerte einhält.

25 Die ermittelten Vergleichssignalverläufe D und/oder D' können, wenn sie einmal ermittelt sind, z.B. in einer Speichereinheit gespeichert werden. Gespeicherte Vergleichssignalverläufe D und/oder D' können für eine weitere Verwendung geladen werden (Block 105)

30

Die Ermittlung der Vergleichssignalverläufe D, und damit ein Bestimmen von bereits genannten Dictionarys, ist ein wichtiger Aspekt bei MRF-Techniken, der diese von anderen quantitativen MR-Verfahren unterscheidet. Wie bereits erwähnt, wird
35 der Dictionary häufig erstellt, indem verschiedene mögliche Vergleichssignalverläufe, z.B. durch Simulation, insbesondere auf Basis der Bloch-Gleichungen, vorberechnet werden. Im Gegensatz dazu werden bei anderen quantitativen Methoden zur

Bestimmung von Parameterwerten mittels MR-Messungen in der Regel die gemessenen Signale an ein Modell gefittet. Eine Simulation von Vergleichssignalverläufen D , die einen MRF-Dictionary bilden sollen, muss nur einmalig durchgeführt werden und nicht, wie bei anderen quantitativen Methoden bei jeder Messung ein erneuter Fit durchgeführt werden. Dadurch können bei MRF-Verfahren deutlich komplexere Signalmodelle für eine Simulation der Vergleichssignalverläufe D benutzt werden als bei anderen quantitativen MR-Verfahren und dennoch die Rekonstruktionszeiten klein gehalten werden.

Mit zunehmender Komplexität der Simulation von Vergleichssignalverläufen (z.B. bezüglich der Anzahl der einbezogenen Parameter und/oder bezüglich der Auflösung der möglichen Werte der Parameter) steigt jedoch die Zeit, die für die Simulation eines Dictionarys benötigt wird. Ähnliches gilt für die Rekonstruktion, da der Zeitaufwand für das Matching, also den für die Bestimmung der gesuchten Parameterwerte durchzuführenden Signalvergleich, ebenfalls mit der Anzahl der in einem Dictionary enthaltenen Vergleichssignalverläufe steigt.

Alle Vergleichssignalverläufe D bzw. D' , die auf Basis derselben Aufnahme-Parameter ermittelt wurden, sind zu je einem gemeinsamen Dictionary zugeordnet. Wie bereits ausgeführt, wird durch den Aufnahme-Parameter „Anzahl der Signalmessungen SM “ für einen Vergleichssignalverlauf die „Länge“ der Vergleichssignalverläufe festgelegt. Die Vergleichssignalverläufe eines Dictionarys unterscheiden sich in den ihnen zugeordneten Werten der zu bestimmenden Parameter, wobei einem Vergleichssignalverlauf genau eine Kombination von je einem gewünschten Wert jedes der zu bestimmenden Parameters zugeordnet ist, die (neben den genannten Aufnahme-Parametern) bei der Ermittlung des Vergleichssignalverlaufs, z.B. durch Einsetzen in die Bloch-Gleichungen, zu Grunde gelegt sind.

Die Größe eines Dictionarys, d.h. die Anzahl an Vergleichssignalverläufen, die von einem gemeinsamen Dictionary umfasst sind, hängt stark von den gewünschten zu bestimmenden Parame-

tern und den für jeden dieser Parameter jeweils vorgesehene Anzahl an Werten, für welche Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen, ab.

- 5 Dabei kann in einem einfachen Fall die Größe eines Dictionarys durch Kombination jedes vorgesehenen Wertes eines zu bestimmenden Parameters mit jedem vorgesehenen Wert aller anderen zu bestimmenden Parameter vorgegeben sein. Beispielsweise würde ein Dictionary der n_A Werte eines zu bestimmenden Parameters P_A und n_B Werte eines zu bestimmenden Parameters P_B sowie n_C Werte eines zu bestimmenden Parameters P_C enthalten
10 soll eine Größe von $N = n_A * n_B * n_C$ erreichen, wenn jede mögliche Kombination der für jeden zu bestimmenden Parameter möglichen Werte untereinander in dem Dictionary enthalten sein soll.
- 15 Somit ist ersichtlich, dass die Größe eines Dictionarys schnell mit der Anzahl an unterschiedlichen zu bestimmenden Parametern steigt. Es kann aber durch, z.B. physikalisch begründetes oder auf heuristischen Erfahrungen basierende, Ausschließen bestimmter Parameterwerte-Kombinationen der zu bestimmenden Parameter eine Reduzierung der Größe eines Dictionarys erreicht werden, ohne dass die Qualität der unter Verwendung dieses Dictionarys bestimmten Parameterwerte reduziert ist.
- 25 Für ein derartiges Ausschließen kann eine Ausschlussregel aufgestellt werden, gemäß derer Parameterwerte-Kombinationen bewertet werden, sodass für Parameterwerte-Kombinationen, welche die Ausschlussregel erfüllen, kein Vergleichssignalverlauf ermittelt wird. Beispielsweise können bei einem Dictionary, der als zu bestimmende Parameter die Relaxationszeiten T_1 und T_2 umfasst, diejenigen Kombinationen von gewünschten Werten von T_1 und T_2 ausgeschlossen werden, für die der gewünschte Wert von T_2 größer ist als der gewünschte Wert von T_1 , wenn Stoffe untersucht werden sollen, für welche der zugehörige T_2 -Wert stets kleiner ist als der zugehörige T_1 -Wert, wie es beispielsweise bei menschlichem Gewebe der Fall ist.
35

Somit kann die Größe eines Dictionarys, der z.B. Vergleichssignalverläufe für die Parameter A, B und C als zu bestimmende Parameter umfasst, die Größe von $n_A * n_B * n_C$, mit n_A gleich der Anzahl der gewünschten Werte für A, n_B gleich der Anzahl der gewünschten Werte für B und n_C gleich der Anzahl der gewünschten Werte für C, z.B. reduziert werden auf $((n_A * n_B) - n_X) * n_C$, mit n_X gleich der Anzahl der ausgeschlossenen Wertepaare der Parameter A und B, die eine aufgestellte Ausschlussregel erfüllen.

Somit kann die Größe des Dictionarys, der z.B. Vergleichssignalverläufe für die Parameter T1, T2 und das RF-Transmitfeld B1 (hierzu später mehr) als zu bestimmende Parameter umfasst, die Größe von $N = n_{T1} * n_{T2} * n_{B1}$ mit n_{T1} gleich der Anzahl der gewünschten Werte für T1, n_{T2} gleich der Anzahl der gewünschten Werte für T2 und n_{B1} gleich der Anzahl der gewünschten Werte für B1, reduziert werden auf $N = ((n_{T1} * n_{T2}) - n_X) * n_{B1}$, mit n_X gleich der Anzahl der ausgeschlossenen Wertepaare von T1 und T2, für die der gewünschte T2-Wert größer ist als der gewünschte T1-Wert.

Um die Größe des Dictionarys zu reduzieren könnten aber auch gewisse Kombinationen ausgenommen werden, insbesondere z.B. wenn es physikalisch oder aus über das Untersuchungsobjekt bekannten Bedingungen heraus, Sinn ergibt. Dazu kann zunächst ermittelt werden, ob beispielsweise bestimmte Kombinationen von zu bestimmenden Parametern bei einem gegebenen Untersuchungsobjekt ausgeschlossen werden können. Dies kann insbesondere für gewebespezifische zu bestimmende Parameter z.B. auch auf Basis von aus der Literatur bekannten für ein jeweiliges Gewebe vorkommenden Parameterwerten und/oder Kombinationen von Parameterwerten verschiedener zu bestimmender Parameter erfolgen.

Die Werte mindestens eines der zu bestimmenden Parameter, zu denen Vergleichssignalverläufe zu ermitteln sind, liegen in einem Gesamtwertebereich dieses zu bestimmenden Parameters, d.h. es existiert ein kleinster Parameterwert und ein größter

Parameterwert für den zu bestimmenden Parameter, die den Gesamtwertebereich des Parameters eingrenzen. Der Gesamtwertebereich kann insbesondere in Abhängigkeit von Werten des jeweiligen zu bestimmenden Parameters von in dem Untersuchungsobjekt vermuteten Stoffen gewählt werden. Auf diese
5 Weise kann vermieden werden, dass, z.B. für eine gegebene Fragestellung unnötige, überflüssige Parameterwerte bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigt werden, was den Dictionary unnötig vergrößern würde. Zu welchen
10 Werten für einen zu bestimmenden Parameter Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen kann somit von den mit dem Dictionary zu untersuchenden Untersuchungsobjekten und den zu Grunde liegenden Fragestellungen, die mittels des MRF-Verfahrens beantwortet werden sollen, abhängig gemacht werden.
15 den.

Beispielsweise können für MRF-Untersuchungen des Gehirns die Werte der zu bestimmenden Parameter für die Vergleichssignalverläufe jeweils eines Dictionarys derart ermittelt werden,
20 dass die zu bestimmenden Parameter, insbesondere T1 und T2, die für ein Gehirn üblichen Parameterwerte umfasst.

Es kann aber sinnvoll sein die für eine Ermittlung von Vergleichssignalverläufen gewählten Werte von zu bestimmenden
25 Parametern derart zu wählen, dass diese Werte umfassen, die größer und/oder kleiner sind als die Werte der in Untersuchungsobjekten vermuteten Stoffe. Auf diese Weise wird der Gesamtwertebereich derart erweitert, dass auch Abweichungen von bekannten Normwerten noch ermittelt werden können. In wie
30 weit eine derartige Erweiterung des Gesamtwertebereichs sinnvoll ist, hängt von der (medizinischen) Fragestellung ab, und muss gegen die damit einhergehende Vergrößerung des Dictionarys abgewogen werden.

35 Ein gewählter Gesamtwertebereich für zu bestimmende Parameter kann in zumindest zwei Wertebereichs-Abschnitte unterteilt werden, die Werte in unterschiedlicher Auflösung umfassen. Beispielsweise kann in zumindest zwei der Wertebereichs-

Abschnitte jeweils eine unterschiedliche Auflösungen der gewählten Werte gewählt werden, sodass in einem der zumindest zwei Wertebereichs-Abschnitte Werte in einer höheren Auflösung gewählt werden als in einen anderen der zumindest zwei wertebereichs-Abschnitte. Die für einen Wertebereichs-Abschnitt gewählte Auflösung kann z.B. durch eine Schrittweite zwischen benachbarten Werten in einem Wertebereichs-Abschnitt vorgegeben sein. Auf diese Weise kann in einem Wertebereichs-Abschnitt eine kleinere Schrittweite (größere Auflösung) gewählt werden, als in zumindest einem anderen Wertebereichs-Abschnitt.

Um eine möglichst genaue Bestimmung der zu bestimmenden Parameter zu gewährleisten kann die Auflösung der gewählten Werte in für eine zu untersuchende Fragestellung besonders relevanten Wertebereichs-Abschnitten des Gesamtwertebereichs höher als in anderen Wertebereichs-Abschnitten des Gesamtwertebereichs gewählt werden.

Um die Berechnungszeit, Speicherbedarf und die Rekonstruktionszeit, in welcher die zu bestimmenden Parameter mittels eines Signalvergleichs der Vergleichssignalverläufe mit Signalverläufen von erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien bestimmt werden, in Grenzen zu halten, kann die Auflösung des Dictionarys insgesamt (d.h. die jeweiligen Gesamtwertebereiche der zu bestimmenden Parameter und die Abstände der für die zu bestimmenden Parameter jeweils gewählten Werte) begrenzt werden. Auf der anderen Seite kann eine derartige Begrenzung und die damit einhergehende Quantisierung der Werte der zu bestimmenden Parameter, für die Vergleichssignalverläufe ermittelt wurden, in den Ergebnissen der Bestimmung der Werte der zu bestimmenden Parameter deutlich sichtbar sein und unter Umständen (je nach Anwendungsbereich) einen limitierenden Faktor darstellen. Daher ist sorgfältig zwischen einer gewünschten Auflösung und damit Präzision der bestimmten Werte der zu bestimmenden Parameter einerseits (die eher für eine Vergrößerung der verwendeten Dictionarys spricht) und dem Rechen-

aufwand und der Rekonstruktionsgeschwindigkeit andererseits abzuwägen.

Um die Rekonstruktionszeit, den Speicherbedarf und die Berechnungszeit der Vergleichssignalverläufe gering zu halten kann ein Wertebereichs-Abschnitt für den eine Auflösung gewählt wurde, die einen vorgegebenen Auflösungs-Schwellwert überschreitet, auf eine möglichst kleine Spanne des Wertebereichs-Abschnitts beschränkt werden, um die Anzahl der gewählten Werte durch die Beschränkung des Wertebereichs-Abschnitts wieder in vorgegebene Schranken zu lenken. Mit anderen Worten: es kann zumindest ein Wertebereichs-Abschnitt des Gesamtwertebereichs mit einer Auflösung, die größer als ein Schwellwert ist, z.B. durch eine Beschränkung der Spannweite des Wertebereichs-Abschnitts, möglichst klein gehalten werden.

In einem beispielhaften Ausführungsbeispiel für ein MRF-Verfahren zur Untersuchung von Gehirnen, können die Werte, beispielsweise für die Parameter T1, T2 und B1 als zu bestimmende Parameter wie folgt gewählt werden: für den zu bestimmenden Parameter T1 können die Werte zu denen ein Vergleichssignalverlauf ermittelt werden soll, derart gewählt werden, dass für einen Gesamtwertebereich von 10 ms bis 4500 ms Vergleichssignalverläufe ermittelt werden, wobei in einem Wertebereichs-Abschnitt von 10 ms bis 90 ms eine Schrittweite von 10 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 100 ms bis 1000 ms eine Schrittweite von 20 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 1040 ms bis 2000 ms eine Schrittweite von 40 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 2050 ms bis 3000 ms eine Schrittweite von 100 ms, und in einem Wertebereichs-Abschnitt von 3100 ms bis 4500 ms eine Schrittweite von 100 ms gewählt werden kann. Somit erhält man eine Anzahl $n_{T1} = 105$ verschiedene gewünschte Werte für den Parameter T1.

35

Für den zu bestimmenden Parameter T2 können die Werte beispielsweise derart gewählt werden, dass für einen Gesamtwertebereich von 2 ms bis 3000 ms Vergleichssignalverläufe er-

mittelt werden, wobei in einem Wertebereichs-Abschnitt von 2 ms bis 98 ms eine Schrittweite von 2 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 100 ms bis 150 ms eine Schrittweite von 5 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 160 ms bis 300 ms
5 eine Schrittweite von 10 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 350 ms bis 800 ms eine Schrittweite von 50 ms, in einem Wertebereichs-Abschnitt von 900 ms bis 1600 ms eine Schrittweite von 100 ms, und in einem Wertebereichs-Abschnitt von 1800 ms bis 3000 ms eine Schrittweite von 200 ms gewählt werden kann. Somit erhält man eine Anzahl $n_{T2} = 100$ verschiedene
10 gewünschte Werte für den Parameter T2.

Unter Anwendung z.B. der Ausschlussregel, dass nur für Parameterwerte-Kombinationen der Werte von T1 und der Werte von
15 T2 Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen, für welche der Wert von T2 kleiner ist als der Wert von T1, kann die Anzahl der nach Ausschluss erlaubten Kombinationen von T1-Werten und T2-Werten von $105 \cdot 100 = 10500$ auf 8537 reduziert werden.

20 Für den zu bestimmenden Parameter B1 können die Werte beispielsweise derart gewählt werden, dass für einen Gesamtwertebereich von Abweichungsfaktoren von einem Sollwert, der dem Wert 100% entspricht, von 60% bis 140% Vergleichssignalverläufe ermittelt werden, wobei die Abweichungsfaktoren in einer Schrittweite von einem Prozentpunkt gewählt werden, so
25 dass insgesamt $n_{B1} = 81$ verschiedene den Abweichungsfaktoren 60%; 61%; 62%; ...; 138%; 139%; 140% entsprechende gewünschte B1-Werte für die Ermittlung von Vergleichssignalverläufen
30 verwendet werden.

Auf diese Weise deckt der Gesamtwertebereich die möglichen Werte für die zu bestimmenden Parameter T1 und T2 für in einem zu untersuchenden Gehirn erwartete Stoffe und Gewebe
35 sinnvoll ab und es ist in den verschiedenen Wertebereichen jeweils eine Auflösung gewählt, die auch kleine Unterschiede der Relaxationszeiten T1 und T2 im Gewebe eines Gehirns genauer als in bekannten Verfahren trennen können. Des Weiteren

können auch lange Relaxationszeiten, wie sie z.B. in Gehirnflüssigkeit auftreten, durch den vergrößerten Gesamtwertebereich abgedeckt und somit ebenfalls mit hoher Genauigkeit bestimmt werden.

5

Insbesondere für Relaxationszeiten als zu bestimmende Parameter kann eine Schrittweite zu wählender Werte in Wertebereichs-Abschnitten mit kleineren Werten kleiner gewählt werden als in Wertebereichs-Abschnitten mit größeren Werten. Auf diese Weise ist die Auflösung der gewählten Werte für kleinere Relaxationszeiten größer als für größere Relaxationszeiten, wodurch dem exponentiellen Verlauf von Relaxationszeiten Rechnung getragen werden kann.

10

15

Werden die Werte, für welche Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen, zumindest in einem Wertebereichs-Abschnitt des Gesamtwertebereichs mit konstanter Schrittweite zwischen zwei benachbarten gewählten Werten in dem Wertebereichs-Abschnitt gewählt, ändert sich der Wert des zu bestimmenden Parameters in dem Wertebereichs-Abschnitt linear, d.h. mit konstanter Schrittweite zwischen zwei gewählten Werten. Dies ist, insbesondere bei (nicht-iterativen), Rekonstruktionen der Werte der zu bestimmenden Parameter mittels für jeden Bildpunkt unabhängigen Vergleichen von Vorteil, da die Schrittweite und damit die Auflösung der Werte der zu bestimmenden Parameter, zu denen für ein Dictionary Vergleichssignalverläufe ermittelt wurden, nur um einen mittels des Signalvergleichs gefundenen ähnlichsten Vergleichssignalverlauf und nur für den jeweiligen Bildpunkt relevant ist.

20

25

30

Es ist auch möglich, die Werte eines zu bestimmenden Parameters, für welche Vergleichssignalverläufe ermittelt werden sollen, zumindest in einem Wertebereich des Gesamtwertebereichs gemäß einer logarithmischen Auflösung zu wählen.

35

Bei dem bereichsweise linearen Dictionary schwankt die relative Auflösung drastisch innerhalb und zwischen den Wertebereichs-Abschnitten. Ein auf einem logarithmischen Raster dis-

kretisiertes Dictionary hingegen erzeugt eine konstante relative Auflösung. Somit hat eine logarithmisch gewählte Auflösung den Vorteil, dass es bei einer geforderten Mindestauflösung speichereffizienter als eine lineare Auflösung ist. Dies ist insbesondere bei iterativ durchgeführten Vergleichen zur Bestimmung der Werte der zu bestimmenden Parameter von Vorteil, bei der die für die verschiedenen Bildpunkte zu bestimmenden Werte über eine Kostenfunktion gekoppelt sind. In diesem Fall ist durch diese Koppelung der Ergebnisse der bestimmten Parameterwerte benachbarter Bildpunkte die Schrittweite und damit die Auflösung der Werte der zu bestimmenden Parameter, zu denen für ein Dictionary Vergleichssignalverläufe ermittelt wurden, um alle mittels des Signalvergleichs bestimmten ähnlichsten Vergleichssignalverläufe aller betrachteten Bildpunkte relevant. Daher sollte ein in Verbindung mit derartigen iterativ durchgeführten Vergleichen eingesetztes Dictionary alle in dem Untersuchungsobjekt vorkommenden Werte der zu bestimmenden Parameter, insbesondere aller vorkommender Relaxationszeiten, mit einer hohen Auflösung abbilden, d.h. es müssen die für die Ermittlung der Vergleichssignalverläufe gewählten Werte der zu bestimmenden Parameter mit einer hohen Auflösung gewählt sein. Ansonsten kann es vorkommen, dass verbleibende Diskrepanzen der bestimmten ähnlichsten Vergleichssignalverläufe (sogenannte „residuals“), durch eine somit mangelnde Diskretisierung der möglichen Werte, den Wert der verwendeten Kostenfunktion nahe dem gesuchten Optimum dominieren und damit verfälschen.

Welche Auflösung in welchen Wertebereichs-Abschnitt gewählt wird kann wiederum von einer gewünschten Auflösung des zu bestimmenden Parameters abhängig gewählt werden. Beispielsweise kann die Auflösung in Wertebereichs-Abschnitten, in denen es gemäß einer zu Grunde liegenden Fragestellung auf eine genauere Bestimmung auch kleinerer Unterschiede eines zu bestimmenden Parameters ankommt, kleiner gewählt werden als in Wertebereichs-Abschnitten, in denen eine gröbere Bestimmung des zu bestimmenden Parameters bereits ausreichend ist. So kann die Auflösung der gewählten Werte eines zu bestimmenden Para-

meters in denjenigen Bereichen erhöht gewählt werden, die für eine gewünschte Anwendung von besonderem Interesse sind.

Wie bereits erwähnt, können die einen Dictionary festlegenden Aufnahme-Parameter im Hinblick auf eine bestimmte Fragestellung, z.B. ein zu untersuchendes Untersuchungsobjekt, beispielsweise ein bestimmtes Organ eines Patienten, wie sein Gehirn, sein Herz, die Prostata, usw. oder auch eine bestimmte diagnostische Fragestellung wie z.B. eine onkologische oder eine angiographische Fragestellung, derart gewählt werden, dass für die jeweilige Fragestellung der Aufwand, insbesondere bei der Ermittlung des Dictionarys und/oder bei der Erfassung zugehöriger Bildpunkt-Zeit-Serien, möglichst klein gehalten wird und/oder die mittels des Dictionarys und der zugehörigen Bildpunkt-Zeit-Serien bestimmten Parameterwerte möglichst aussagekräftig sind.

Es ist daher denkbar, dass beim Laden der Vergleichssignalverläufe aus einer Gruppe von zumindest zwei verschiedenen Sätzen an Vergleichssignalverläufen D und D' gewählt werden kann. Damit können insbesondere verschiedene Dictionarys für verschiedene Fragestellungen oder auch für bestimmte Vorlieben eines Nutzers vorgesehen sein, aus denen ein gewünschter Dictionary mit den von diesem umfassten Vergleichssignalverläufen ausgewählt werden kann, mit welchen eine MRF-Messung durchgeführt werden soll, und zu welchen passende Bildpunkt-Zeit-Serien erfasst werden können.

Die verschiedenen Sätze an Vergleichssignalverläufen, z.B. die verschiedenen Dictionarys, unterscheiden sich hierbei in mindestens einem Wert aus einer Gruppe von Werten, welche eine Anzahl an Signalmessungen SM pro Vergleichssignalverlauf, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Flipwinkeln, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Wiederholzeiten, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Echozeiten

und eine Sensitivität auf mindestens einen zu bestimmenden Parameter umfasst. Mit anderen Worten die verschiedenen Sätze an Vergleichssignalverläufen unterscheiden sich in zumindest einem der ihnen zu Grunde liegenden Aufnahme-Parameter.

5

Beispielsweise kann einem Nutzer eines MRF-Verfahrens eine Auswahl an verschiedenen Dictionarys mit unterschiedlichen Eigenschaften in einer Art und Weise angeboten werden, dass der Nutzer einen für sein Vorhaben möglichst gut geeignetes
10 Dictionary mit den zugehörigen Vergleichssignalverläufen auswählt. Es ist auch denkbar, dass ein Nutzer lediglich seine gewünschte Fragestellung oder sonstige Anforderung (z.B. auch eine maximale insgesamte Messzeit) angibt und anhand dieser Eingabe, ggf. unter Berücksichtigung möglicher
15 Hardwarevorgaben der verwendeten Magnetresonananzanlage, automatisch, beispielsweise unter Verwendung eines z.B. auch auf maschinellem Lernen beruhenden Algorithmus, aus einer Mehrzahl an vorhandenen Dictionarys ein zu der Anfrage optimal passendes Dictionary ausgewählt wird, mit dem das MRF-
20 Verfahren dann durchgeführt werden kann.

Die Figur 2 zeigt beispielhaft eine Verteilung und den Verlauf über der Zeit t für an aufeinanderfolgenden Signalmessungen SM für eine, ggf. mittels einer Simulation durchgeführten, Bestimmung von Vergleichssignalverläufen (und beim
25 Erfassen von zugeordneten Bildpunkt-Zeit-Serien) anzuwendenden Wiederholzeiten TR als Aufnahme-Parameter. Die jeweils angewendete Wiederholzeit TR hat Einfluss auf den Kontrast eines aus unter Anwendung der Wiederholzeit aufgenommenen
30 Messdaten rekonstruierten MR-Bildes. Durch die Variation können somit im Vergleichssignalverlauf verschiedene Kontraste durchfahren werden. Die verwendeten Wiederholzeiten TR variieren zwischen einer minimalen Wiederholzeit $TR_{\min}$ und einer maximalen Wiederholzeit $TR_{\max}$. Da die Wiederholzeiten TR auch
35 Einfluss auf die Dauer der Messung haben, kann es, um Zeit zu sparen, sinnvoll sein, möglichst kurze Wiederholzeiten TR zu wählen, die aber dennoch eine ausreichende Variation aufweisen sollten, um die auf ihrer Grundlage ermittelten Ver-

gleichssignalverläufe möglichst inkohärent im Verlauf der Zeit, also der Signalmessungen SM, schwanken zu lassen.

Beispielhaft zeigen die Figuren 3 und 4 Beispiele für eine
5 Verteilung von in aufeinanderfolgenden Signalmessungen SM für eine, ggf. mittels einer Simulation durchgeführten, Bestimmung von Vergleichssignalverläufen (und beim Erfassen von zugeordneten Bildpunkt-Zeit-Serien) anzuwendenden Flipwinkeln als Aufnahme-Parameter. Wie allgemein bekannt, gibt der
10 Flipwinkel für jede Messung an, um welchen Winkel die in dem Untersuchungsobjekt befindlichen Spins durch einen RF-Puls gekippt werden sollen. Mit anderen Worten zeigen die Figuren 3 und 4 jeweils einen beispielhaften Verlauf der für Anregungen der Spins in einem Untersuchungsobjekt im Rahmen einer
15 MRF-Messung in einer Anzahl N_S aufeinanderfolgenden Signalmessungen SM anzuwendenden Flipwinkel, und damit den Verlauf über die Zeit t der Flipwinkel während des zeitlichen Verlaufs der MRF-Messung. Die Anzahl N_S der von einer MRF-Messung umfassten einzelnen Signalmessungen SM ist beispielsweise
20 weise größer als fünfhundert, insbesondere größer als tausend, beispielsweise 1500, wie im Beispiel von Figur 3. Sie kann aber auch mehrere tausend Signalmessungen SM umfassen, z.B. 3000 wie im Beispiel von Figur 4, oder auch mehr. Dabei lässt eine steigende Anzahl N_S der von einer MRF-Messung um-
25 fassten Signalmessungen SM die Gesamtdauer der MRF-Messung ebenfalls steigen, weshalb die Anzahl N_S nicht zu groß gewählt werden sollte. Auf der anderen Seite kann, wie bereits erwähnt, eine größere Anzahl N_S an einzelnen Signalmessungen SM, und damit eine größere Länge des durch diese erzeugten
30 Signalverlaufs, die Robustheit der MRF-Messung erhöhen. Insbesondere ist zu erwarten, dass bei geringeren Anzahlen an einzelnen Signalmessungen SM einer MRF-Messung ein höheres Rauschen auftreten, das insbesondere die Ergebnisse von zu bestimmenden Parametern mit schnellem Abklingverhalten, wie
35 z.B. kurzen Relaxationszeiten, etwa T_2 , negativ beeinflussen kann. So wurde beispielsweise beobachtet, dass MRF-Verfahren mit weniger langen Signalverläufen, also einer geringeren Anzahl an einzelnen Signalmessungen SM, insbesondere für den zu

bestimmenden Parameter T2 zu gegenüber MRF-Verfahren mit längeren Signalverläufen schlechteren Ergebnissen führt.

Die in den Figuren 3 und 4 gezeigten beispielhaften Verläufe anzuwendender Flipwinkel kann jeweils nur einen Ausschnitt einer weiteren Signalmessungen SM umfassenden MRF-Messung sein. Es ist jedoch auch denkbar, dass eine MRF-Messung auf Basis einer in Figur 3 oder in Figur 4 gezeigten Flipwinkelverteilung durchgeführt wird, wobei ggf. als ein erster RF-Puls, wie schon in dem bereits genannten Artikel von Ma et al. beschrieben, ein Inversionspuls eingestrahlt werden kann, auf welchen ggf. zunächst wenige, z.B. zwei bis fünf, RF-Pulse mit gleich großem Flipwinkel folgen (nicht dargestellt).

Die in den Figuren 3 und 4 gezeigten Flipwinkel liegen zwischen einem minimalen Flipwinkel $\alpha_{\min}$, z.B. 0° , d.h. einem minimalen Flipwinkel, der keine Auslenkung der Spins bewirkt, und einem maximalen Flipwinkel $\alpha_{\max}$, der z.B. zwischen 50° und 90° , bevorzugt zwischen 60° und 80° , liegt. Der maximale Flipwinkel $\alpha_{\max}$ kann insbesondere 74° betragen. Je größer der maximale Flipwinkel $\alpha_{\max}$ gewählt wird, desto besser lassen sich kürzere Relaxationszeiten, wie z.B. T2, mit den auf Basis des Flipwinkelverlaufs erzeugten Signalverläufen auflösen.

Wie in den Figuren 3 und 4 zu sehen ist, verlaufen die dargestellten nacheinander anzuwendenden Flipwinkel in mehreren aufeinanderfolgenden hügelartigen Kurven, die den Flipwinkelverlauf in Anregungssegmente einteilen. Eine derartige hügelartige Kurve kann beispielsweise einen (nur positiven) Sinusartigen Verlauf haben. In Figur 3 ist beispielhaft eines der Anregungssegmente explizit als Anregungssegment AS eingezeichnet. Ein Anregungssegment entspricht jeweils der Dauer von nacheinander anzuwendenden Flipwinkeln, für die gilt Flipwinkel $\alpha \neq 0$, d.h. in der Darstellung je einer hügelartigen Kurve.

Mindestens zwei der einzelnen hügelartigen Kurven eines gesamten Flipwinkelverlaufs können sich hierbei in mindestens einem der folgenden Werte: der Höhe der hügelartigen Kurve, d.h. dem Scheitelpunkt einer hügelartigen Kurve, der den jeweiligen maximalen Flipwinkel in dem Anregungssegment angibt, und/oder in der, z.B. mittleren, Steigung der hügelartigen Kurve. Es kann dabei vorgegeben sein, dass alle Anregungssegmente eine gleiche zeitliche Dauer haben und somit eine gleiche Anzahl an Anregungen vorgeben.

Bei dem in Figur 3 dargestellten Flipwinkelverlauf sind die maximalen Flipwinkel in den gezeigten Anregungssegmenten durchschnittlich höher als in dem in Figur 4 dargestellten Flipwinkelverlauf. Auf diese Weise wird trotz der geringeren Anzahl N_s an Signalmessungen SM in Figur 3 im Vergleich zu dem in Figur 4 gezeigten, eine ähnlich gute Auflösung auch von kurzen Relaxationszeiten, z.B. T_2 , als zu bestimmenden Parametern erreicht. Die höher als bei dem längeren Flipwinkelverlauf der Figur 4 gewählten durchschnittlichen maximalen Flipwinkel der Anregungssegmente kompensieren zumindest teilweise die Verkürzung des Flipwinkelverlaufs. Somit kann basierend auf einem Flipwinkelverlauf wie in Figur 3 gezeigt ein MRF-Verfahren durchgeführt werden, dass durch die geringe Anzahl an Signalmessungen SM für einen Signalverlauf in kurzer Zeit durchgeführt werden kann (halbe Messzeit im Vergleich zu dem doppelt so viele Signalmessungen SM umfassenden Flipwinkelverlauf der Figur 4), das aber dabei gleichzeitig durch die Wahl der maximalen Flipwinkel in den Anregungssegmenten keine oder nur geringe Einbußen in der Qualität der bestimmten Parameterwerte mit sich bringt.

In Figur 5 ist ein weiteres Beispiel für einen Ausschnitt aus einer Verteilung von in aufeinanderfolgenden Signalmessungen SM für eine, ggf. mittels einer Simulation durchgeführten, Bestimmung von Vergleichssignalverläufen (und beim Erfassen von zugeordneten Bildpunkt-Zeit-Serien) anzuwendenden Flipwinkeln als Aufnahme-Parameter gezeigt, um anhand dieser einige mögliche Details zu beschreiben.

Auch die in Figur 5 gezeigten Kurven geben den bei einer Ermittlung von Vergleichssignalverläufen angewandten Aufnahme-Parameter Flipwinkel für eine jeweilige Signalmessung SM anzuwendende RF-Pulse vor, wobei mindestens eine Signalmessung des Vergleichssignalverlaufs für den Flipwinkel als Aufnahme-Parameter den Wert Null vorgibt. Dies ist beispielsweise in dem dargestellten Relaxierungssegment RS, der Fall, in welchem in einer Reihe von mindestens zwei aufeinanderfolgenden Signalmessungen des Vergleichssignalverlaufs für den Aufnahme-Parameter Flipwinkel der Wert Null ($\alpha = 0$) vorgegeben ist. In dem gezeigten Beispiel ist somit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Aufnahmesegmenten AS ein Relaxierungssegment RS eingefügt, in welchem keine Anregung der Spins stattfindet (da dort $\alpha = 0 = \alpha_{\min}$). Dies erlaubt den Spins somit in einem solchen Relaxierungssegment zu relaxieren.

Ein Vergleichssignalverlauf kann derart gestaltet werden, dass Relaxationsphasen vorgesehen sind, in welchen eine Magnetisierung von Spins in dem Untersuchungsobjekt, insbesondere eine longitudinale Magnetisierung der Spins, relaxieren kann. Dazu kann insbesondere während einer Relaxationsphase für Signalmessungen eines Vergleichssignalverlaufs für den Flipwinkel als Aufnahme-Parameter der Wert Null vorgegeben sein.

Eine derartige Relaxationsphase kann z.B. durch ein in Figur JDW3 dargestelltes Relaxierungssegment verwirklicht sein.

Eine Relaxationsphase kann zusätzlich oder alternativ zu einer Vorgabe des Flipwinkels als einen nullwertigen Flipwinkel eine Schaltung eines Zerstörer-Gradienten vorsehen, welcher Zerstörer-Gradient eine in dem Untersuchungsobjekt vorhandene Magnetisierung der Spins, insbesondere eine longitudinale Magnetisierung der Spins, zerstört. Ein derartiger Zerstörer-Gradient kann insbesondere in Schichtrichtung zu schalten sein. Durch Einsatz derartiger Zerstörer-Gradienten kann die Dauer einer Relaxationsphase verkürzt werden, da die Magneti-

sierung der Spins durch diese aktiv zerstört wird und nicht, wie z.B. durch einen Verzicht auf eine Anregung (d.h. Flipwinkel gleich Null), rein natürlich zerfällt.

5 Derartige Relaxationsphasen verbessern durch ihren Einfluss auf die, insbesondere longitudinale, Magnetisierung der Spins in dem Untersuchungsobjekt die Abhängigkeit des Vergleichs-
signalverlaufs von Relaxationszeiten, insbesondere T1, und
können somit die Qualität der Ergebnisse der Bestimmung, ins-
10 besondere der T1-Werte, durch den Signalvergleich verbessern.

Innerhalb eines Anregungssegmente AS kann der in aufeinander-
folgenden Signalmessungen anzuwendende Flipwinkel ($\alpha > 0$)
zwar im Grunde frei variiert werden, durch zu große Sprünge
15 in den in aufeinanderfolgenden Signalmessungen angewandten
Flipwinkel kann es allerdings zu unerwünschten Oszillationen
der erzeugten Echosignale kommen. Daher ist es von Vorteil
die Flipwinkel für aufeinanderfolgende Signalmessungen mög-
lichst sanft zu ändern, wodurch beispielsweise die gezeigten
20 hügelartigen Kurven entstehen, die den Flipwinkel bis zu ei-
nem maximalen Wert relativ langsam ansteigen und dann auch
wieder ohne große Sprünge absteigen lassen.

Um die Dauer eines Anregungssegments möglichst kurz zu ge-
25 stalten kann von dieser Regel der sanften Variation abgewi-
chen werden, wie es in dem Beispiel der Figur 5 am Anfang und
am Ende der dargestellten Anregungssegmente gezeigt ist. Dort
wird der zu verwendende Flipwinkel in einem größeren Sprung
zunächst auf einen Startwert α_S , α_S des jeweiligen Anregungs-
30 segments gehoben, und springt am Ende des jeweiligen Anre-
gungssegments von einem Endwert α_E , α_E wieder auf den minima-
len Wert $\alpha_{\min}$ zurück. Dadurch wird die Zeit, die für eine
langsamere Steigerung bzw. Senkung des Flipwinkels ansonsten
nötig wäre. Darüber hinaus ist für sehr kleine Flipwinkel ein
35 in dem durch die Anregung erzeugten Signal zu erwartende Sig-
nal-Rausch-Verhältnis (SNR, engl. "signal-to-noise ratio") e-
her gering, so dass ein etwas erhöhter Flipwinkel zum Start
eines Anregungssegments für eine besseres SNR und damit für

ein besseres Signal sorgt. Ein derartiger Sprung von $\alpha_{\min}$ auf α_S bzw. α_S' oder von α_E bzw. α_E' zurück auf $\alpha_{\min}$ kann beispielsweise als weniger als 5° betragend gewählt werden.

- 5 Um die angesprochenen Oszillationseffekte zu vermeiden kann eine tatsächliche Aufnahme von Messdaten erst wenige, z.B. zwei bis fünf, Signalmessungen nach einem solchen Sprung in den in aufeinanderfolgenden Signalmessungen anzuwendenden Flipwinkeln durchgeführt werden bzw. die genannten wenigen
10 Signalmessungen nach einem derartigen Sprung nicht bei einem späteren Signalvergleich berücksichtigt werden.

Wie bereits erwähnt, ist ein weiterer möglicher für die Ermittlung der Vergleichssignalverläufe vorgegebbarer Aufnahme-
15 Parameter die Echozeit TE welche den zeitlichen Abstand zwischen einem verwendeten RF-Anregungspuls und der nachfolgenden Aufnahme eines somit erzeugten Signals, insbesondere im Falle von Echozügen, z.B. eines im abgetasteten k-Raum zentralen Echosignals, angibt.

20 Beispielsweise in dem bereits genannten Artikel von Ma et al. wird durch die Variation der in aufeinanderfolgenden Signalmessungen SM anzuwendenden Wiederholzeiten TR und die immer zentriert gewählte Positionierung der Aufnahme von erzeugten
25 Echo-Signalen mit der Wiederholzeit TR auch die, hier als Zeitraum zwischen der Anregung der Signalaufnahme und dem Start der Aufnahme des Echosignals definierten, Echozeit TE variiert.

30 Im Gegensatz dazu kann jedoch für alle Signalmessungen SM als Aufnahme-Parameter auch eine feste Echozeit vorgegeben werden, sodass eine Aufnahme von Signalen innerhalb aller Signalmessungen SM eines MRF-Verfahrens zu einem gleichen Zeitpunkt nach der vorangehenden Anregung der Signalmessung erfolgt.
35 Auf diese Weise kann ein Einfluss eines T2*-Zerfalls auf das aufgenommene Signal minimiert werden. Bei konstant gewähltem Aufnahme-Parameter Echozeit TE wirkt sich der T2*-Zerfall der Spins hauptsächlich als Skalierung des gesamten

Signalverlaufs aus. Bei variierendem TE würde sich der T2*-Zerfall je nach zugeordneter Echozeit TE bei einem Signalmess-Zeitpunkt stärker oder schwächer auswirken und den Signalverlauf nicht nur skalieren, sondern den Verlauf somit an sich verändern. Dies lässt sich durch eine Wahl einer konstanten Echozeit TE vermeiden.

Dabei kann die Echozeit vorteilhaft so klein wie möglich gewählt werden. Die Aufnahme der Signale innerhalb jeder Signalmessung eines MRF-Verfahrens startet somit zu einer festen Zeit zum frühesten möglichen Zeitpunkt nach der zugehörigen Anregung zu Beginn des Wiederholzeit-TR-Intervalls.

Durch eine möglichst kurze Wahl der Echozeit TE wird der T2 Kontrast in dem aufgenommenen Signal erhöht. Die Echozeit TE ist hierbei insbesondere durch aufnahmesequenzspezifische Limitierungen der zur Aufnahme verwendeten Pulssequenz und/oder durch Limitierungen der Hardware, insbesondere des Gradientensystems, der verwendeten Magnetresonanzanlage nach unten begrenzt.

Für das MRF-Verfahren wird mindestens eine Bildpunkt-Zeit-Serie BZS des Untersuchungsobjekts derart erfasst (Block 109), dass erfasste Bildpunkt-Zeit-Serien BZS mit den ermittelten und ladbaren Vergleichssignalverläufen D oder D' vergleichbar sind.

Die Vergleichssignalverläufe und die Signalverläufe der Bildpunkte der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien sind umso besser vergleichbar, desto ähnlicher die Bedingungen sind, unter welchen die Signalverläufe der Vergleichssignalverläufe einerseits und die Signalverläufe der Bildpunkt-Zeit-Serien andererseits ermittelt bzw. erfasst wurden. Dazu kann das Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien unter Anwendung von analogen Aufnahme-Parametern erfolgen, insbesondere in einer analogen zeitlichen Reihenfolge und analogen Aufnahme-Parameterwerten der Aufnahme-Parameter, auf Basis derer die Vergleichssignalverläufe D bzw. D' ermittelt sind. Je besser die z.B. bei mittels Simulationen ermittelten Vergleichssignalverläufen

zugrunde gelegten Aufnahme-Parameter mit den bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien tatsächlich angewandten Aufnahme-Parametern für zu vergleichende Signalverlaufsabschnitte korrelieren, oder sogar übereinstimmen, desto besser sind die zu vergleichenden (Abschnitte der) Signalverläufe der Vergleichssignalverläufe einerseits und der Bildpunkt-Zeit-Serien andererseits vergleichbar. Eine Magnetresonanzanlage, mit welcher ein MRF-Verfahren durchgeführt werden soll, wird daher bei dem Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien möglichst derart gesteuert, dass die bei dem Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien tatsächlich angewandten Aufnahme-Parameter so gut wie möglich mit den zur Ermittlung der geladenen Vergleichssignalverläufe verwendeten Aufnahme-Parametern übereinstimmt.

Es kann eine Optimierung der Erfassung der gewünschten zu erfassenden Bildpunkt-Zeit-Serien durchgeführt werden (Block 107), wobei als Ziel dieser Optimierung beispielsweise eine hohe Qualität der für die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien aufgenommenen Messdaten beispielsweise bei möglichst geringer Messzeit und möglichst geringer Belastung der verwendeten Magnetresonanzanlage angestrebt werden kann.

Eine derartige Optimierung kann beispielsweise eine Korrektur der angewandten Flipwinkel umfassen. Hierzu wird weiter unten mit Bezug auf eine Verwendung von Karten messungsspezifischer Parameter weiter eingegangen.

Im Rahmen einer Optimierung der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien kann beispielsweise auch bereits vor einem Erfassen einer Bildpunkt-Zeit-Serie, z.B. automatisch, eine einzuhaltende Wartezeit festgelegt sein, in welcher Wartezeit Spins in dem Untersuchungsobjekt relaxieren können. In dieser Wartezeit werden bevorzugt keine das mit dem MRF-Verfahren zu untersuchende Untersuchungsvolumen, z.B. Schichten, des Untersuchungsobjektes beeinflussende RF-Pulse appliziert und auch möglichst keine Gradientenfelder geschaltet, die auf das Untersuchungsobjekt wirken.

Die Wartezeit kann hierbei insbesondere ausreichend lange gewählt sein, um die betroffenen Spins in dem Untersuchungsobjekt in einem ausreichenden Maße relaxieren zu lassen. Als eine ausreichende Relaxierung der Spins kann hierbei bereits
5 eine überwiegende Relaxierung angesehen werden, wobei beispielsweise ein Grad einer gewünschten Relaxierung als Maß zu Grunde gelegt werden kann, z.B. ein Relaxations-Grad von mindestens 70%, bevorzugt von mindestens 90%.

10 Die Wartezeit kann hierbei in Abhängigkeit von Relaxationseigenschaften der im Untersuchungsobjekt vorhandenen Spins gewählt sein. Anhand der Relaxationseigenschaften kann z.B. berechnet werden, zu welchem Zeitpunkt welcher Relaxations-Grad erreicht sein müsste.

15 Um die Messzeit nicht unnötig auszudehnen, kann die Wartezeit so kurz wie möglich gewählt sein. Beispielsweise kann eine maximale Wartezeit festgelegt werden, die nicht überschritten werden darf.

20 Die (maximale) Wartezeit kann beispielsweise für MRF-Untersuchungen von Gehirnen auf sechs Sekunden festgelegt sein. Nach sechs Sekunden sind Spins in Gewebe bzw. Stoffen mit kurzen Relaxationszeiten bereits relaxiert und auch Spins
25 mit längeren Relaxationszeiten, wie beispielsweise in Gehirnflüssigkeit, sind weitgehend relaxiert, sodass insgesamt eine überwiegende Relaxation der Spins nach dieser Wartezeit eingetreten ist.

30 Durch ein derartiges Erzwingen einer Einhaltung einer vorgegebenen Wartezeit wird eine hohe Robustheit der Ergebnisse der Bestimmung der zu bestimmenden Parameter auch bei verschiedenen MRF-Messungen erreicht.

35 Es ist hierbei auch denkbar, dass zunächst geprüft wird, ob vor dem Start einer Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie überhaupt eine, bzw. eine das für die zu startende Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie betroffene Untersuchungsvolumen

relevante, Anregung von Spins in dem Untersuchungsobjekt stattgefunden hat, und die Wartezeit nur dann erzwungen wird, wenn die Überprüfung einen der genannten Fälle feststellt oder den Eintritt eines der genannten Fälle als zu erwartend einschätzt. Mit anderen Worten kann eine derartige Wartezeit nur in solchen Fällen vorgesehen sein, in denen bereits eine Magnetisierung der Spins in einem für die zu startende Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie vorgesehenen Untersuchungsvolumen, z.B. durch eine vorhergehenden MR-Messung oder eine MR-Messung in einem benachbarten Untersuchungsvolumen, die auch eine Anregung von Spins in dem gewünschten Untersuchungsvolumen bewirkt haben kann, festgestellt oder zumindest zu erwarten ist. Auf diese Weise wird die Wartezeit nur erzwungen, wenn sie als nötig erachtet wird, d.h. wenn eine vorangehende Anregung von Spins in dem Untersuchungsobjekt eine Störung der beabsichtigten Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie bewirken konnte.

Eine weitere Möglichkeit einer in Block 107 durchführbaren Optimierung ist es, vor einer Anregung von Spins für eine Aufnahme von Messdaten zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie Neutralisierungs-Gradienten G_n zu schalten, die eine möglicherweise vorhandene Magnetisierung der Spins im Untersuchungsobjekt möglichst neutralisieren.

Derartige Neutralisierungs-Gradienten G_n können insbesondere nach einer bereits erfolgten Aufnahme von Messdaten zur Erstellung der erstellten Bildpunkt-Zeit-Serien geschaltet werden, um eine durch diese Aufnahme verursachte restliche Magnetisierung zu neutralisieren. Obwohl die hier genannten Neutralisierungs-Gradienten eine ähnliche Wirkung haben, wie die weiter oben bereits genannten Zerstörer-Gradienten, nämlich eine gezwungene Verringerung einer Magnetisierung von Spins in dem Untersuchungsobjekt, wird hier ein anderer Name verwendet, um eine Verwechslung der in Relaxationsphasen vorgesehenen Zerstörer-Gradienten mit den hier genannten direkt zwischen zwei aufeinanderfolgenden Signalmessungen zu Aufnahme von Messdaten bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien,

und die damit ggf. doch sehr unterschiedlichen Anforderungen an die Zerstörer-Gradienten einerseits und die Neutralisierungs-Gradienten andererseits, zu vermeiden.

5 Figur 6 zeigt einen Ausschnitt eines schematisch dargestellten beispielhaften Pulssequenzdiagramms, welches zur Aufnahme von Messdaten im Rahmen einer Erfassung von Bildpunkt-Zeit-Serien eingesetzt werden könnte. Dabei sind in der obersten Zeile die einzustrahlenden RF-Anregungspulse $RF-A_{n-1}$, $RF-A_n$
10 aufgeführt. In dem dargestellten Ausschnitt sind zwei RF-Anregungspulse $RF-A_{n-1}$ und $RF-A_n$ gezeigt. Die relativ kleine Amplitude der dargestellten RF-Anregungspulse $RF-A_{n-1}$ und $RF-A_n$ soll verdeutlichen, dass die zugehörigen mit den RF-Anregungspulsen $RF-A_{n-1}$ und $RF-A_n$ erreichten Flipwinkel eben-
15 falls klein sind.

In der zweiten Zeile sind die in Schichtrichtung zu schaltenden Gradienten G_z abgebildet, wobei zwischen den gezeigten RF-Anregungspulsen $RF-A_{n-1}$ und $RF-A_n$ und nach einem in der untersten Zeile ADC angegebenen Ausleseblock, der die Dauer einer Aufnahme von Messdaten, welche durch den RF-Anregungspuls $RF-A_{n-1}$ angeregt wurden, angibt, ein Neutralisierungs-Gradient G_n eingezeichnet.

25 Für eine schichtweise Untersuchung eines Untersuchungsobjektes können während einer Anregung von Spins mittels mindestens eines RF-Anregungspulses $RF-A_{n-1}$, $RF-A_n$ für eine Aufnahme von Messdaten zur Erstellung von Bildpunkt-Zeit-Serien jeweils Schichtselektionsgradienten G_s zur Selektion einer anzuregenden Schicht in dem Untersuchungsobjekt geschaltet werden, welche zumindest für die Dauer eines zugehörigen, gleichzeitig eingestrahlten RF-Anregungspulses $RF-A_{n-1}$, $RF-A_n$ ein Plateau, d.h. eine sich nicht ändernde Amplitude, aufweisen. Ein geschalteter Neutralisierungs-Gradient G_n und ein
30 geschalteter Schichtselektionsgradient G_s werden hierbei insbesondere in eine selbe Gradientenrichtung geschaltet.
35

Ein während einem RF-Anregungspuls $RF-A_n$ geschalteter Schichtselektionsgradient G_s und ein zeitlich vor diesem geschalteter Neutralisierungs-Gradient G_n können bevorzugt derart geschaltet werden, dass sie ineinander übergehen und dabei insbesondere überlappen. In Figur 6 ist der Übergangsbereich UG eines Neutralisierungs-Gradienten G_n und des nachfolgenden Schichtselektionsgradienten G_s durch ein gepunktet eingezeichnetes Oval markiert.

10 Durch einen Überlapp des Neutralisierungs-Gradienten G_n mit einem nachfolgenden Schichtselektionsgradienten G_s kann die Dauer, die die beiden Gradienten zusammen in Anspruch nehmen, reduziert werden. Dies kann für eine Reduzierung der Messzeit der gesamten MRF-Messung genutzt werden. Für MRF-Verfahren, bei welchen eine Vielzahl an Signalmessungen durchgeführt werden müssen, hat eine derartige Reduzierung der für den Neutralisierungs-Gradienten G_n und den nachfolgenden Schichtselektionsgradienten G_s zusammen benötigte zeitliche Dauer einen besonders vorteilhaften Effekt auf die Messzeit der gesamten MRF-Messung, da der Effekt bei jeder Signalmessung genutzt werden kann. Dabei kann auch die Zeit, die der Neutralisierungs-Gradient G_n in Anspruch nimmt, möglichst klein gewählt werden.

25 Auch kann der Verlauf der Amplituden von Neutralisierungs-Gradient G_n zu dem nachfolgenden Schichtselektionsgradienten G_s derart gestaltet werden, dass dieser Verlauf, insbesondere im Übergangsbereich UG, möglichst keine Sprünge, oder zumindest nur vernachlässigbar kleine Sprünge, aufweist. Mithin kann der Übergang von einem Neutralisierungs-Gradienten G_n zu seinem nachfolgenden Schichtselektionsgradienten G_s möglichst weich gestaltet sein. Auf diese Weise können durch die geschalteten Gradienten verursachte Wirbelstromeffekte und auch eine durch die geschalteten Gradienten verursachte Lärmentwicklung vermieden werden.

Auch der Neutralisierungs-Gradient G_n kann ein Plateau aufweisen. Hier kann der Übergang zwischen den beiden Plateaus

von Neutralisierungs-Gradient Gn zu nachfolgendem Schichtselektionsgradienten Gs möglichst weich gestaltet werden.

Ein Übergansbereich UG zwischen einen Neutralisierungs-
5 Gradienten Gn und einem nachfolgenden Schichtselektionsgradienten Gs, insbesondere ein Übergang zwischen jeweiligen Plateaus der beiden Gradienten Gn und Gs, kann hierbei derart gestaltet sein, dass die (Herunterfahr-)Zeit, die ein Herunterfahren eines Neutralisierungs-Gradienten Gn (Ramp-Down),
10 insbesondere von seinem Plateau aus, in Anspruch nimmt, gleich der (Herauffahr-)Zeit ist, die das Herauffahren des zugehörigen nachfolgenden Schichtselektionsgradienten Gs von einem Endpunkt des Neutralisierungs-Gradienten Gn aus, insbesondere zu einem Plateau des Schichtselektionsgradienten Gs,
15 in Anspruch nimmt.

Eine weitere Möglichkeit einer in Block 107 durchführbaren Optimierung ist es, die für eine Aufnahme von Messdaten im Rahmen eines Erfassens einer Bildpunkt-Zeit-Serie zu schaltenden Auslese-Gradienten zu optimieren. Je nachdem entlang welcher Auslesetrajektorie die Messdaten aufgenommen werden, hat der Auslese-Gradient eine andere Form. Die Auslese-Gradienten werden während der Aufnahme von Messdaten, d.h. während des Auslesens von Signalen, für die Erstellung der
25 Bildpunkt-Zeit-Serien in mindestens einer Auslese-Gradientenrichtung geschaltet und dienen zur Ortskodierung der ausgelesenen Signale, und legen die Auslesetrajektorie fest, entlang derer die Messdaten im k-Raum abgetastet werden.

30 Dabei sind die in einer Auslese-Gradientenrichtung geschalteten Gradienten so gestaltet, dass ihr nulltes Moment innerhalb einer Wiederholzeit TR verschwindet (d.h. das Integral über in jede Auslese-Gradientenrichtung geschaltete Gradienten innerhalb jeder Wiederholzeit TR muss Null sein), um möglichst keinen Einfluss auf die Magnetisierung in der folgenden Wiederholzeit TR zu haben. Dazu sind die in eine Auslese-Gradientenrichtung geschalteten Gradienten in der Regel zu-

mindest zweiteilig aufgebaut und bestehen aus einem ersten Teil, dem Auslese-Gradienten, der die bereits genannte Ortskodierung während der Aufnahme der Messdaten steuert, und mindestens einem zweiten Teil, zumindest einem Kompensations-Gradienten, der für die Rückführung des nullten Gradientenmomentes auf den Wert Null in den beteiligten Auslese-Gradientenrichtungen sorgt. Hierzu kann ein derartiger Kompensations-Gradient insbesondere nach Beenden des Auslesens von Signalen, also nach einem Auslese-Gradient in der mindestens einen Auslese-Gradientenrichtung geschaltet werden. Durch das Schalten der Kompensations-Gradienten nach den Auslese-Gradienten kann die Echozeit TE kurz gehalten werden, da im zeitlichen Ablauf der Gradienten innerhalb einer Wiederholzeit TR somit erst nach Ablauf der Echozeit zeitlicher „Platz“ für den Kompensations-Gradienten benötigt wird. Insbesondere können Kompensations-Gradienten direkt im Anschluss an einen Auslese-Gradienten, d.h. direkt im Anschluss an einen Auslesevorgang, geschaltet werden.

Hierbei können Kompensations-Gradienten derart an jeweils direkt vorhergehende Auslese-Gradienten anschließend gestaltet sein, dass eine Start-Amplitude des Kompensations-Gradienten gleich der am Ende eines Auslesevorgangs vorliegenden End-Amplitude des vorangegangenen Auslese-Gradientens ist, insbesondere derart, dass ein Übergang von Auslese-Gradient zu Kompensations-Gradient möglichst weich gestaltet wird. Hierbei ist es geschickt, den Kompensations-Gradienten derart zu gestalten, dass seine Start-Amplitude ungleich Null ist. Insbesondere ist der Kompensations-Gradient derart geschaltet, dass er mit dem vorangehenden Auslese-Gradienten eine Einheit bildet. Eine derartige Gestaltung des Kompensations-Gradienten vermeidet ein sonst häufig übliches Herunterfahren eines Auslese-Gradienten auf den Wert Null, um anschließend den Kompensations-Gradienten wiederum von dem Wert Null aus hochzufahren, und spart damit Messzeit.

Kompensations-Gradienten können hierbei derart geschaltet werden, dass die Dauer eines Kompensations-Gradienten

und/oder die Belastung des Gradientensystems einer verwendeten Magnetresonanzanlage durch die Kompensations-Gradienten möglichst gering ist.

- 5 Wird der verwendete Auslese-Gradient in mindestens zwei Auslese-Gradientenrichtungen geschaltet, kann der Verlauf des Kompensations-Gradienten in einer der Auslese-Gradientenrichtungen in Abhängigkeit des Verlaufs des Kompensations-Gradienten in einer anderen Auslese-Gradientenrichtung gestaltet werden. Hierbei kann für die Gestaltung eines Kompensations-Gradienten in einer Auslese-Gradientenrichtung beispielsweise eine größere Freiheit gewonnen werden, wenn der Kompensations-Gradient in die andere Auslese-Gradientenrichtung, insbesondere mit Bezug auf eine für den Kompensations-Gradienten nötige Dauer, dominiert, denn dann kann die durch den dominanten Kompensations-Gradienten in der einen Auslese-Gradientenrichtung vorgegebene Dauer auch für den in der anderen Auslese-Gradientenrichtung zu schaltenden Kompensations-Gradienten genutzt werden, wodurch z.B. Gradientenanstiegsraten und/oder Gradientenabstiegsraten (engl. „slew rates“) verlangsamt werden können, wodurch wiederum das verwendete Gradientensystem entlastet wird, da unnötige Gradientenrampen (slew rates) vermieden werden können und stattdessen weniger steiler Gradientenrampen verwendet werden können.
- 10 15 20 25
- Dadurch werden auch eine durch die zu schaltenden Gradienten verursachte Geräuschbildung (Lärm) sowie ein Risiko von PNS-Stimulation (Muskelzuckungen) eines Patienten als Untersuchungsobjektes reduziert.
- 30 35
- Bei MRF-Verfahren ist eine Besonderheit, dass die Messdaten nicht unbedingt gemäß Nyquist vollständig den auszulesenden k-Raum abtasten, sondern in aller Regel stark unterabgetastet aufgenommen werden, wodurch Messzeit gespart werden kann. Für eine konventionelle, nicht-quantitative MR-Messung durch die Unterabtastung bedingte nicht akzeptable Einbußen (insbesondere Artefakte) in aus unterabgetasteten Messdaten rekonstruierten Bilddaten verlieren im Rahmen von MRF-Verfahren durch die Vielzahl an Signalmessungen an Gewicht, sodass es trotz

der in den einzelnen Bilddaten jeweils einer Signalmessung einer Bildpunkt-Zeit-Serie enthaltenen Artefakte möglich ist, die Parameterwerte für die Bildpunkte zu bestimmen. Hierzu, und zu hierfür weiter zu beachtenden Bedingungen, wird weiter
5 unten in Verbindung mit für eine schnelle unterabgetastete Aufnahme von Messdaten besonders geeigneten spiralförmigen Auslesetrajektorien noch weiter eingegangen.

In Figur 6 sind in der vierten Zeile die in x-Richtung zu
10 schaltenden Gradienten G_x und in der fünften Zeile die in y-Richtung zu schaltenden Gradienten G_y dargestellt. In Figur 6 sind beispielhaft typische, während eines Auslesevorgangs ADC geschaltete, Auslese-Gradienten G_A gezeigt, die für eine Aufnahme von Messdaten entlang je einer anderen in der x-y-Ebene
15 liegenden spiralförmigen Auslesetrajektorie sorgen. Die Auslese-Gradienten G_A sind hier also in zwei Auslese-Gradientenrichtungen, nämlich in x-Richtung und in y-Richtung geschaltet.

20 Zur leichteren Kenntlichkeit sind die Auslese-Gradienten G_A und die Kompensations-Gradienten G_K durch gepunktet eingezeichnete Kästchen eingerahmt.

Wie in Figur 6 erkenntlich, bilden die Kompensations-
25 Gradienten G_K mit den ihnen vorangehenden Auslese-Gradienten G_A eine Einheit, indem die Kompensations-Gradienten G_K direkt und unmittelbar dort anschließen, wo die ihnen vorangehenden Auslese-Gradienten G_A enden.

30 Insbesondere für Auslese-Gradienten G_A für (spiralförmige) Auslesetrajektorien, die sich für jede Wiederholzeit TR ändern, ist eine Berechnung derartig ausgestalteter Kompensations-Gradienten komplizierter als die Berechnung von Kompensations-Gradienten, welche von Null starten. Gerade wenn, spi-
35 ralförmige Auslesetrajektorien eingesetzt werden, die im Verlauf der Signalmessungen rotiert werden, ändert sich für jede Wiederholzeit mit einer anders rotierten Auslesetrajektorie die Momente und (End-)Amplituden der Auslese-Gradienten.

Wie man in Figur 6 sieht, sind die Kompensations-Gradienten G_K nach den verschiedenen RF-Anregungspulsen $RF-A_{n-1}$ und $RF-A_n$ unterschiedlich ausgestaltet. Bei der Optimierung der Kompensations-Gradienten G_K wurden die Auslese-Gradientenrichtungen (Gradientenachsen X und Y) zusammen betrachtet, sodass z.B. der Kompensations-Gradient G_K nach dem RF-Anregungspuls $RF-A_{n-1}$ in x-Richtung (auf der G_x -Achse) mit verlangsamt (flacher verlaufend) gestaltet werden konnte, da nach dem RF-Anregungspuls $RF-A_{n-1}$ der Kompensations-Gradient G_K in y-Richtung (auf der G_y -Achse) die minimale Dauer der Kompensation vorgibt. Hingegen dominiert nach dem RF-Anregungspuls $RF-A_n$ der Kompensations-Gradient G_K in x-Richtung, sodass dieser die minimale Dauer der Kompensation vorgibt, und der Kompensations-Gradient G_K hier in y-Richtung diese Dauer voll ausnutzen kann, und damit verlangsamt ausgestaltet werden konnte.

Eine weitere Möglichkeit einer in Block 107 durchführbaren Optimierung ist es, die für eine Aufnahme von Messdaten zu verwendenden Auslesetrajektorien zu optimieren.

In dem bereits genannten Artikel von Jiang et al. werden spiralförmige Auslesetrajektorien verwendet, um die Messdaten für eine Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien aufzunehmen. Genauer, werden 48 jeweils schrittweise um $360^\circ/48 = 7,5^\circ$ rotierte spiralförmige Auslesetrajektorien verwendet, die die Eigenschaft haben, dass bereits die Hälfte, also 24, insbesondere jede zweite, dieser Auslesetrajektorien ausreichend ist, um das k-Raum-Zentrum mit diesen Auslesetrajektorien gemäß Nyquist vollständig abzutasten, und alle 48 Wiederholungen unter Verwendung von jeweils einer der genannten 48 Auslesetrajektorien, um insgesamt eine Auflösung von 256×256 zu erreichen, bei der auch der periphere k-Raubereich gemäß Nyquist vollständig abgetastet ist. Ein Messdatensatz einer Wiederholung, aus dem Bilddaten rekonstruiert werden, ist somit 48-fach unterabgetastet. Daher weisen die rekonstruierten Bilddaten, aus denen die mit der Datenbank zu vergleichenden

Bildpunkt-Zeit-Serien erstellt werden, starke Unterabtastungs-Artefakte auf. Obwohl Jiang et al. in dem Artikel schließen, dass diese Unterabtastungsartefakte sich insgesamt herausmitteln und daher keinen Einfluss auf die Parameterkarten haben sollten, die als Ergebnisse des Signalvergleichs mit der Datenbank erhalten werden, können doch räumlich fehlerhafte Abweichungen /Verschiebungen ("spatial bias"), die auch als Shading-Artefakte bezeichnet werden, in den Parameterkarten auftreten.

Die mittels MRF-Verfahren bestimmten Parameterwerte basieren, im Gegensatz zu herkömmlichen Rekonstruktionsverfahren, nicht direkt auf aufgenommenen Messdaten, sondern auf, z.B. eine Mustererkennung umfassenden, Signalvergleichen mit Vergleichssignalverläufen. Daher wurde erwartet, dass die so erhaltenen Ergebnisse der Bestimmung der Parameterwerte, wenn überhaupt, wenig anfällig auf in den gemessenen Daten enthaltenen Artefakten sein. Je inkohärenter die für die Ermittlung der Vergleichssignalverläufe und der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien verwendeten Aufnahme-Parameter sowie die für die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie gewählten Auslesetrajektorien gewählt werden, desto weniger stark ist der Einfluss der in aufgenommenen Einzelbildern und damit in den erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien enthaltenen Artefakte auf das Ergebnis des Signalvergleichs mit den Vergleichssignalverläufen. Mit einer für die verwendeten Aufnahme-Parameter und/oder die verwendeten Auslesetrajektorien erreichten Inkohärenz steigt einerseits eine Unterscheidbarkeit der Signalverläufe verschiedener Gewebe/Stoffe, aber andererseits auch eine Unterscheidbarkeit zwischen den Signalverläufen der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien.

Tatsächlich haben die Erfinder erkannt, dass bei einer jeweils gemäß Nyquist unterabgetasteten Aufnahme von Messdaten in mehreren Wiederholungen entlang variierter k-Raum-Trajektorien die Reihenfolge der k-Raum-Trajektorien entlang derer in den aufeinanderfolgenden Wiederholungen Messdaten aufgenommen werden, Einfluss auf die in den Messdaten enthal-

tenen Artefakte, insbesondere die enthaltenen Unterabtastungsartefakte und Einfaltungsartefakte, hat.

5 Diese sind nicht allein durch den Grad der Unterabtastung bestimmt, sondern hängen auch z.B. von Hardware-Komponenten der verwendeten Magnetresonanzanlage ab, wie z.B. der Gradientenleistung. Dies ist insbesondere durch gewisse gerätespezifische Inhomogenitäten und Soll-Abweichungen, d.h. Abweichungen von einem Soll-Wert, bedingt. Durch derartige Inhomogenitäten und Soll-Abweichungen ist es möglich, dass die angestrebten, geplanten k-Raum-Trajektorien tatsächlich nicht exakt eingehalten werden. Dadurch können Rest-Momente der geschalteten Gradienten erhalten bleiben, die nachfolgende Messungen beeinflussen können. Diese Rest-Momente unterscheiden sich je
10 nachdem welche Gradienten, z.B. für das Auslesen der Messdaten, geschaltet werden. Somit können für verschiedene k-Raum-Trajektorien jeweils verschiedene Rest-Momente bestehen bleiben, was zu (weiteren) Artefakten führt.

20 Weitere Gründe, warum tatsächlich gemessene k-Raum-Trajektorien von den geplanten k-Raum-Trajektorien abweichen können und damit, warum Artefakte auftreten können, sind beispielsweise unkompensierte, verbleibende durch die geschalteten Gradienten auftretende Wirbelströme und Wechselwirkungen/-
25 Interferenzen („cross terms“), Inhomogenitäten im B1-Feld oder auch Fehler in der Zeiteinteilung der Sequenz.

Um derartige Artefalte zu vermeiden, kann eine Reihenfolge der für die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien verwendeten
30 Auslesetrajektorien, die festlegt, entlang welcher Auslesetrajektorie Messdaten für eine Bildpunkt-Zeit-Serie in aufeinanderfolgenden Messungen aufgenommen werden, optimiert werden.

35 Hierbei ist das Ziel der Optimierung, die Reihenfolge, in der die Auslesetrajektorien in aufeinanderfolgenden Messungen während der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien verwendet werden, derart festzulegen, dass in den aus den aufgenommenen

Messdaten rekonstruierten Bilddaten enthaltene Artefakte tatsächlich möglichst keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Bestimmung der Parameterwerte haben.

5 Dazu kann beispielsweise eine iterative Optimierung verwendet werden, die ein Auftreten von Einflüssen von Artefakten minimiert. Es ist jedoch auch denkbar, verschiedene vorab erzeugte Reihenfolgen zu vergleichen, um diejenige Reihenfolge zu bestimmen, welche eine geringste Beeinflussung der Ergebnisse
10 der Bestimmung der Parameterwerte durch die Artefakte mit sich bringt.

Insbesondere bei einer derartigen Optimierung durch vergleichen kann es von Vorteil sein, eine Reihenfolge, in welcher
15 die verschiedenen anzuwendenden Auslesetrajektorien in aufeinanderfolgenden Messungen in einer als konsekutiv von einem kleinsten Wert zu einem größten Wert aufsteigend oder von einem größten Wert zu einem kleinsten Wert absteigend (z.B. im Bezug auf einen Drehwinkel oder eine Verschiebung), bezeich-
20 nbaren Folge auftreten, von vornherein auszuschließen, da diese bereits als anfällig bekannt ist.

Es ist denkbar, derartige verschiedene Reihenfolgen für eine Optimierung durch vergleichen durch eine "sprunghafte" Veränderung einer Start-Auslesetrajektorie (z.B. Verschiebung oder
25 Rotation), um eine Schrittweite, die größer als die kleinstmögliche Schrittweite ist, zu erzeugen.

Insbesondere bei spiralförmigen Auslesetrajektorien ist es
30 von Vorteil, eine feste Anzahl N_{tr} an Variationen der Auslesetrajektorie zu verwenden. Bei einer derartigen festen Anzahl N_{tr} an verschiedenen Auslesetrajektorien sind beispielsweise auch die für die verschiedenen Auslesetrajektorien jeweils zu schaltenden Auslese-Gradienten ebenfalls auf eben
35 die vorgegebene Anzahl N_{tr} beschränkt. Damit ist der Aufwand für eine Berechnung und Speicherung der Verläufe der nötigen Auslese-Gradienten beschränkt werden. Somit sind z.B. auch die zu den verschiedenen Auslese-Gradienten jeweils zu be-

stimmenden Kompensations-Gradienten (siehe oben) und ggf. zu den verschiedenen Auslese-Gradienten jeweils zu bestimmende Korrekturterme (z.B. für eine Wirbelstromkompensation) auch auf diese Anzahl N_{tr} an verschiedenen Kompensations-

5 Gradienten und/oder Korrekturtermen beschränkt, wodurch einerseits Rechenleistung für die Berechnung dieser und andererseits der Speicherbedarf für die abrufbare Speicherung dieser beschränkt ist. Eine derartige Beschränkung der Anzahl N_{tr} der verschiedenen zu verwendenden Auslesetrajektorien erleichtert somit auch die Verarbeitung der für die MRF-Messung
10 notwendigen Daten.

Beispielsweise bei einer Erzeugung der in aufeinanderfolgenden Signalmessungen anzuwendenden Auslesetrajektorien durch
15 jeweils eine Rotation um den sogenannten „Goldenen Winkel“ ($\sim 137.5^\circ$) würde die Anzahl der insgesamt entstandenen Auslesetrajektorien enorm viel größer ausfallen, was zu Schwierigkeiten bei der Berechnung und Verarbeitung der jeweils zugehörigen Kompensations-Gradienten und der Berechnung und Verarbeitung von Korrekturtermen, insbesondere zur Korrektur von
20 Wirbelstromeffekten, führt.

Die verschiedenen in verschiedenen Wiederholzeiten anzuwendenden Auslesetrajektorien können, z.B. für spiralförmige
25 Auslesetrajektorien durch Vorgabe einer Starttrajektorie und Auswahl der gewünschten Anzahl N_{tr} an verschiedenen Auslesetrajektorien erhalten werden, indem die Starttrajektorie in Schritten von $360^\circ / N_{tr}$ rotiert wird, um die insgesamt N_{tr} Auslesetrajektorien zu erhalten.

30 Die Anzahl N_{tr} kann insbesondere derart gewählt werden, dass mit den N_{tr} Auslesetrajektorien der abgetastete k-Raum einem gewünschten Abtastkriterium, beispielsweise einer Erfüllung des Nyquist-Kriteriums in zumindest einem gewünschten Bereich
35 des abgetasteten k-Raums, genügend abgetastet werden kann.

Beispielsweise können die 48 in dem bereits genannten Artikel von Jiang et al. beschriebenen, den k-Raum auch in der Peri-

pherie zusammen vollständig abtastenden, (dual-density) spiralförmigen Auslesetrajektorien, die sich voneinander durch sukzessive Rotation um einen Winkel von $360^\circ/48 = 7,5^\circ$ unterscheiden, in aufeinanderfolgenden Signalmessungen derart in einer Reihenfolge angeordnet sein, dass in aufeinanderfolgenden Signalmessungen verwendete Auslesetrajektorien jeweils um einen Winkel von $82,5^\circ (=11 \cdot 7,5^\circ)$ gegeneinander gedreht sind. Diese Reihenfolge entspricht einer Schrittweite von 11, d.h. aus einer konsekutiven Anordnung der 48 Auslesetrajektorien wird in aufeinanderfolgenden Signalmessungen immer die elftnächste Auslesetrajektorie verwendet. Für diese Reihenfolge wurde ein besonders geringer Einfluss der in den Bilddaten der Bildpunkt-Zeit-Serien enthaltenen Artefakte auf die bestimmten Parameterwerte festgestellt.

Eine weitere Möglichkeit einer in Block 107 durchführbaren Optimierung ist es, die für eine Aufnahme von Messdaten zu verwendenden Gradienten und/oder RF-Anregungspulse zu korrigieren.

Sollen die Messdaten für eine Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie entlang von spiralförmigen Auslesetrajektorien aufgenommen werden, können Ausleseparameter der Auslesetrajektorie, wie z.B. die Ebene, in welcher die Auslesetrajektorie liegt, ein durch die Auslesetrajektorie abgedecktes Sichtfeld (FOV, engl. „field of view“), eine Auflösung mit welcher Messdaten aufgenommen werden sollen, und/oder eine Dichte der Abdeckung im k-Raum, von einem Anwender vorgegeben werden.

Dadurch, dass die Ausleseparameter frei gewählt werden können, können auch z.B. „schräge“ (nicht genau in einer der drei Gradientenebenen liegende) Schichten in dem Untersuchungsobjekt untersucht werden. Dies ist, je nach untersuchter Anatomie, oft hilfreich, z.B. um insgesamt weniger Schichten aufnehmen zu müssen, um einen interessierenden Bereich des Untersuchungsobjektes komplett abdecken zu können.

Ein Beispiel wie auf Grundlage derartiger Ausleseparameter ein Auslese-Gradient bestimmt werden kann, der eine entsprechende Auslesetrajektorie erzeugt, ist in dem Artikel von Meyer et al. „Dual-Density and Parallel Spiral ASL for Motion Artifact Reduction“ Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 19, S.3986 (2011), beschrieben.

Auch für auf diese Weise weitgehend frei durch einen Anwender festgelegte Auslesetrajektorien können jeweils Korrekturterme bestimmt werden, die bei Bedarf eingesetzt werden können.

Als Korrekturverfahren, insbesondere mit Bezug auf zu schaltende Gradienten kommen beispielsweise eine Verzögerungskorrektur zur Korrektur von Verzögerungen und/oder eine Verzerrungskorrektur zur Korrektur von (wirbelstrombedingten) Verzerrungen in Betracht, welche die mit den geschalteten Auslese-Gradienten tatsächlich erzielten Auslesetrajektorien korrigieren, sodass die tatsächlichen Auslesetrajektorien gewünschten/geplanten Auslesetrajektorien entsprechen.

Hierbei kann insbesondere für jeden für eine zu verwendende Auslesetrajektorie zu schaltenden Auslese-Gradienten jeweils eine Verzögerungskorrektur und/oder eine Verzerrungskorrektur ermittelt und gespeichert werden. Damit können Imperfektionen der verwendeten Magnetresonanzanlage ausgeglichen werden.

Die Ermittlung einer Verzögerungskorrektur und/oder einer Verzerrungskorrektur kann eine Trennung in auf Inhomogenitäten der angewandten Felder (z.B. B1 und B0) zurückzuführende Faktoren einerseits und auf Maxwellfelder (engl. „concomitant field terms“) zurückzuführende Faktoren andererseits umfassen. Dazu kann insbesondere eine B1-Karte geladen und für die Korrektur verwendet werden (siehe auch weiter unten).

Die Ermittlung der für eine Verzögerungskorrektur und/oder einer Verzerrungskorrektur zu verwendenden Korrekturterme kann insbesondere eine Bestimmung einer auf Inhomogenitäten der angewandten Felder (z.B. B1 und B0) zurückzuführende Pha-

se einerseits und eine auf Maxwellfelder (engl. „concomitant field terms“) zurückzuführende Phase andererseits umfassen. Ein solches Vorgehen ist beispielsweise in dem Artikel von Tan et al. „Estimation of k-Space Trajectories in Spiral MR“, MRM 61: S. 1396 – 1404 (2009) für spiralförmige Auslese-
5 trajektorien beschrieben.

Bei der Ermittlung der Korrekturterme können anisotropische Korrekturterme und Wirbelstrom-Korrekturterme getrennt vonei-
10 nander bestimmt werden.

Die Korrekturterme können auf diese Weise derart im k-Raum berechnet werden, dass eine für eine Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie gewünschte Auslesetrajektorie tatsächlich
15 erreicht werden kann. Für Auslesetrajektorien und die zugehörigen Auslese-Gradienten, und ggf. zugehörige RF-Anregungspulse, ermittelte Korrekturterme können z.B. in einer Speichereinheit gespeichert werden, und bei Bedarf während einer Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie abgerufen und
20 angewandt werden.

Auf diese Weise wird somit einerseits über die wählbaren Ausleseparameter eine freie Rotation der Schichten möglich, und FOV und Auflösung können vom Anwender wunschgemäß eingestellt
25 werden, andererseits können weiterhin Magnetresonanzanlagen-spezifische Störquellen (Verzögerungen, Wirbelströme) über die Korrekturterme korrigiert werden.

Grundsätzlich können mittels MRF-Verfahren neben gewebespezifischen Parametern eines untersuchten Untersuchungsobjektes auch messungsspezifische Parameter, die z.B. die lokale Verteilung der Feldstärken der applizierten Magnetfelder, insbesondere des Grundmagnetfeld B_0 , oder auch die lokale Verteilung der Stärke eines eingestrahlten Hochfrequenzfeldes B_1 ,
30 auch RF-Transmitfeld genannt, (und davon abgeleitete Größen wie z.B. eine lokale Änderungen des B_1 -Feldes oder relative lokale Änderung des B_1 -Feldes, jeweils z.B. von einem Sollwert, auch als B_1+ oder B_1^* bezeichnet, oder absolute B_1 -
35

Werte) beschreiben, ermittelt werden, da mittels MR-Techniken aufgenommene Signale von den in einem untersuchten Objekt vorliegenden gewebespezifischen Parametern sowie von messungsspezifischen Parametern, die nicht ein untersuchtes Gewebe, sondern die während der Messung vorliegenden Messbedingungen beschreiben, abhängen können.

Die verwendeten Aufnahmeparameter können hierzu wiederum derart gewählt werden, dass die aufgenommenen Messdaten eine Abhängigkeit von den gewünschten zu bestimmenden Parametern zeigen. Beispielsweise können Sequenztypen für das MRF-Verfahren eingesetzt werden, die sensitiv auf die gewünschten zu bestimmenden Parameter sind. Durch die Abhängigkeiten und die Variation der Aufnahmeparameter und deren Berücksichtigung in den Vergleichssignalverläufen sind die gewünschten Parameter aus derartig aufgenommenen Bildpunkt-Zeit-Serien bestimmbar.

Werden derartige messungsspezifischen Parameter bei Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigt, können Effekte, die z.B. durch Inhomogenitäten, d.h. lokale Änderungen oder auch Änderungen über der Zeit der als zu bestimmende Parameter bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigten messungsspezifischen Parameter in den Signalverläufen auftreten können, diesen berücksichtigten Parametern zugeordnet werden, und damit die Bestimmung anderer zu bestimmender Parameter von diesen Effekten unabhängig gemacht und somit genauer gemacht werden. Werden messungsspezifische Parameter bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe nicht berücksichtigt, die aber einen Einfluss auf den Signalverlauf der im Rahmen der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien erfassten Signale haben, kann dies zu Verfälschungen der Ergebnisse des durchgeführten Signalvergleichs führen.

Da, wie erwähnt, die Anzahl an zu ermittelnden Vergleichssignalverläufen jedoch mit der Anzahl der berücksichtigten zu bestimmenden Parametern steigt, ist es von Vorteil nur solche messungsspezifischen Parameter zu berücksichtigen, die er-

wartbar einen oben genannten Effekt auf die erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien haben.

Beispielsweise kann bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe als messungsspezifischer zu bestimmender Parameter ein RF-Transmitfeld der MR-Anlage beschreibender Parameter (B_1 ; B_1^* ; B_1') berücksichtigt werden, wenn die von dem MRF-Verfahren umfassten Signalmessungen SM sensitiv auf Änderungen des RF-Transmitfeldes sind.

Für messungsspezifische Parameter, die auch mit herkömmlichen MR-Verfahren bereits quantitativ bestimmt werden können, wie z.B. die lokalen Werte für das Grundmagnetfeld B_0 und das eingestrahlte Hochfrequenzfeld B_1 , können, z.B. auf eine derartige herkömmliche Weise erstellte, Karten des messungsspezifischen Parameters eingesetzt werden, um den Aufwand eines Signalvergleichs von den messungsspezifischen Parameter berücksichtigende Vergleichssignalverläufen mit Erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien zu reduzieren.

Dazu kann vor dem Signalvergleich eine Karte K eines bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigten messungsspezifischen Parameters, z.B. eine B_1 -Karte, des zu untersuchenden Untersuchungsvolumens des Untersuchungsobjekts geladen werden (Block 113). Der messungsspezifische Parameter kann mithin ein das RF-Transmitfeld der verwendeten Magnetresonanzanlage beschreibender Parameter sein, und eine B_1 -Karte geladen werden kann.

Eine derartige Karte K eines bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigten messungsspezifischen Parameters kann hierfür für das zu untersuchende Untersuchungsvolumen bereits vor der MRF-Messung, beispielsweise im Rahmen eines sogenannten Pre-scans, gemessen und, z.B. in einer separaten Datei, gespeichert werden. Eine Karte K des messungsspezifischen Parameters kann z.B. auf Basis von aus MR-Messungen des Untersuchungsvolumens erstellten Bilddaten, die beispielsweise im Rahmen eines Pre-scans auch eine Posi-

tionierung des Untersuchungsobjektes in der Magnetresonanzen-
anlage ermöglichen, bestimmt werden. Da Karten von messungsspe-
zifischen Parametern auch in herkömmlichen (insbesondere auch
nicht-quantitativen) MR-Messungen z.B. für verschiedenste
5 Korrekturen eingesetzt werden, ist es bereits üblich im Rah-
men der genannten Pre-scans auch B0-Karten und/oder B1-Karten
zu erstellen (sogenanntes „field mapping“). Derartige Karten
K können für das hierin beschriebene Verfahren geladen wer-
den.

10 Eine gespeicherte Karte K eines messungsspezifischen Parame-
ters kann bei der Durchführung von Signalvergleichen von zu-
mindest zwei verschiedenen erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien
berücksichtigt werden. D.h. eine einmal erstellte Karte K ei-
15 nes messungsspezifischen Parameters kann für mehrere MRF-
Messungen, z.B. mit verschiedenen geladenen Vergleichssignal-
verläufen oder auch nur Wiederholungen einer MRF-Messung,
wiederverwendet werden und muss nicht erneut erstellt werden,
sofern sich die durch den messungsspezifischen Parameter be-
20 schriebenen Messbedingungen nicht geändert haben. Somit kann
es genügen, dass die Karte K einmalig, ggf. z.B. bei ver-
schiedensten gewünschten Positionen des Untersuchungsobjekts,
einmal je gewünschter Position des Untersuchungsobjektes in
der Magnetresonanzenanlage, gemessen wird.

25 Der bei einem Signalvergleich zu treibende Aufwand lässt sich
durch eine derartige geladene Karte K eines messungsspezifischen
Parameters reduzieren, indem z.B. die bei dem Signal-
vergleich verwendeten Vergleichssignalverläufe D auf Basis
30 der Karte K eingeschränkt werden. Hierzu kann beispielsweise
auf Basis des für einen Bildpunkt in der Karte K ermittelten
Werts des messungsspezifischen Parameters der Signalvergleich
für diesen Bildpunkt auf diejenigen Vergleichssignalverläufe
beschränkt werden, die einem höchstens um eine vorgegebene
35 Schwelle von dem genannten Wert der Karte K abweichenden Wert
des messungsspezifischen Parameters zugeordnet sind. Insbe-
sondere kann der Signalvergleich für einen Bildpunkt nur mit
denjenigen Vergleichssignalverläufen D durchgeführt werden,

die von dem (ggf. auf den genauen Bildpunkt interpolierten) Wert der Karte K am wenigsten abweichen. Dadurch kann die Anzahl der zu vergleichenden Vergleichssignalverläufe D signifikant reduziert werden. Insbesondere kann der Signalvergleich um eine ganze Dimension d (die Dimension, die durch den messungsspezifischen Parameter aufgespannt wird,) reduziert werden, wenn die bei dem Signalvergleich verwendeten Vergleichssignalverläufe D durch die Verwendung der Karte K auf Vergleichssignalverläufe eingeschränkt wird, denen nur ein durch die geladene Karte K bestimmter Wert des messungsspezifischen Parameters zugeordnet ist.

Eine Erstellung einer Karte K eines messungsspezifischen Parameters des Untersuchungsobjekts kann auch manuell von einem Anwender veranlasst werden, insbesondere, falls eine Erstellung einer derartigen Karte K nicht bereits in einem Pre-scan vorgesehen ist.

Zumindest ein bei der Messung der Daten, auf deren Basis eine Karte K eines messungsspezifischen Parameters erstellt werden kann, verwendeter Aufnahmeparameter kann an die an dem Untersuchungsobjekt durchzuführende Messung angepasst sein. Insbesondere kann die Auflösung mit welcher die Daten für die Karte K gemessen werden und/oder die Messzeit, in welcher die Daten für die Karte gemessen werden sollen, angepasst werden, um z.B. eine ausreichend hohe Auflösung der Karte K des messungsspezifischen Parameters für die (nachfolgend) durchzuführende MRF-Messung sicherzustellen und/oder die Messzeit für die Daten, auf deren Basis eine Karte eines messungsspezifischen Parameters erstellt werden kann, so kurz wie möglich zu halten, um die Effizienz der MRF-Messung und die Akzeptanz dieser von Nutzern und zu untersuchenden Patienten nicht zu beeinträchtigen. Eine Messzeit für eine Messung von Daten für eine Erstellung einer B1-Karte kann beispielsweise 20 Sekunden betragen.

Insbesondere für verschiedene (mittels gewünschter MRF-Messung) zu messende Positionen des Untersuchungsobjekts kann

eine Überprüfung 115 durchgeführt werden, die bestimmt, ob für das Untersuchungsobjekt an den gewünschten zu messenden Positionen eine gültige Karte K des messungsspezifischen Parameters vorliegt. Liegt bereits eine gültige Karte K vor

5 (Abfrage 115, y), kann diese geladen werden (Block 113).
Liegt noch keine gültige Karte K vor (Abfrage 115, n) kann eine solche Karte K erstellt werden (Block 113'). Ein Ergebnis der Überprüfung kann angezeigt werden, damit ein Nutzer eine Erstellung der nicht vorhandenen Karte K veranlassen
10 kann. Es ist jedoch auch denkbar, dass bei Fehlen einer gültigen Karte K des messungsspezifischen Parameters für eine gewünschte Position eine Erstellung einer Karte K des messungsspezifischen Parameters zumindest für betroffene Positionen des Untersuchungsobjektes automatisch durchgeführt wird.

15 Es ist möglich, dass eine geladene Karte K des messungsspezifischen Parameters eine geringere Auflösung hat als die Bildpunkte, für die die Bildpunkt-Zeit-Serien erfasst werden. Eine derartige Karte kann in kurzer Zeit für ein gesamtes gewünschtes Sichtfeld (FOV, engl. „field of view“) durchgeführt werden. Dazu kann beispielsweise die Schichtdicke der Messung der Daten, auf deren Basis die Karte K erstellt wird, größer gewählt werden als die Schichtdicke, die bei der MRF-Messung für die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien verwendet wird.

25 Ein Beispiel für eine derartige Erfassung von Parameter-Karten mit einer geringeren Auflösung ist in dem Artikel von Chung et al. „Rapid B1+ Mapping Using a Preconditioning RF Pulse with TurboFLASH Readout“, MRM 64: S. 439-446 (2010), am Beispiel einer B1(+)-Karte beschrieben. Die Verwendung eines
30 Pre-scans zur Erstellung einer B1-Karte ist beispielsweise in dem Artikel von Chen et al., „MR Fingerprinting for Rapid Quantitative Abdominal Imaging“, Radiology; Vol. 279 (2016) beschrieben.

35 Auf Basis einer geladenen Karte K des messungsspezifischen Parameters können Bildpunkten, für die Bildpunkt-Zeit-Serien erfasst werden, zuzuordnende Werte des messungsspezifischen Parameters auch interpoliert werden. Beispielsweise, in dem

Fall, dass eine bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie verwendete Schichtposition nicht genau mit einer bei der Messung der Daten, auf Basis derer die geladene Karte K des messungsspezifischen Parameters erstellt wurde, übereinstimmt, kann zumindest eine weitere Karte des messungsspezifischen Parameters (nicht dargestellt) mit einer weiteren zugehörigen Schichtposition, die sich von der Schichtposition der ersten geladenen Karte K unterscheidet, geladen werden. Aus den für einen entsprechenden Bildpunkt in den genannten zumindest zwei Karten vorliegenden Werten des messungsspezifischen Parameters kann dann, z.B. gemäß der jeweiligen Schichtpositionen unter Annahme eines im einfachsten Fall linearen Verlaufs des Parameterwertes im Verlauf der Position, der Wert des messungsspezifischen Parameters für den entsprechenden Bildpunkt der Bildpunkt-Zeit-Serie interpoliert werden.

Darüber hinaus kann eine derartige Karte K, insbesondere eine B1-Karte, verwendet werden, um eine Korrektur zumindest eines Aufnahme-Parameters, insbesondere eine Korrektur des Flipwinkels, der bei der Erfassung von Bildpunkt-Zeit-Serien verwendet wird, durchzuführen. Der tatsächlich in einem Untersuchungsobjekt erreichte Flipwinkel hängt von dem tatsächlichen (lokalen) RF-Transmitfeld ab, das durch dielektrische Effekte aber großen lokalen Schwankungen unterliegen kann.

Durch eine derartige Korrektur kann erreicht werden, dass bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien tatsächlich der gewünschte, auch bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe verwendete, Flipwinkel verwendet wird, und nicht ein (durch Schwankungen im RF-Transmitfeld) verfälschter Flipwinkel. Wie bereits erwähnt kann die Qualität der durch den Signalvergleich bestimmten Parameterwerte somit verbessert werden, denn auf diese Weise sind die bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe verwendeten Aufnahme-Parameter (insbesondere der Flipwinkel) den bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Aufnahme-Parametern so ähnlich wie möglich, wodurch die zu vergleichenden Signalverläufe der

erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien und der Vergleichssignalverläufe besonders gut vergleichbar sind.

5 Gespeicherte und geladene Karten messungsspezifischer Parameter können einer Überprüfung unterworfen werden, die möglicherweise fehlerhafte Bildpunkte erkennt. Die Überprüfung kann beispielsweise einen Schwellwerttest umfassen, der die in der Karte enthaltenen Werte des messungsspezifischen Parameters mit einem Parameter-Schwellwert vergleicht, und Bildpunkte
10 der Karte, die einen Wert haben, der kleiner als der Parameter-Schwellwert ist, als fehlerhaft erkennt. Als fehlerhaft erkannte Bildpunkte können beispielsweise von einer weiteren Verwendung ausgeschlossen werden.

15 Zur Ermittlung von Ähnlichkeitswerten V der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie BZS mit den geladenen jeweiligen Vergleichssignalverläufen D , wird mindestens ein Signalvergleich mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien BZS mit einem entsprechenden
20 Abschnitt der geladenen Vergleichssignalverläufen D durchgeführt (Block 111).

Bei einer erfindungsgemäßen Durchführung eines Signalvergleichs eines Signalverlaufs einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie mit einem entsprechenden Signalverlauf eines Vergleichssignalverlaufs, kann zunächst der Umfang der im Rahmen des Signalvergleichs zu vergleichenden Daten reduziert werden
25 (Block 111'), wodurch die geladenen Vergleichssignalverläufe D auf datenreduzierte Vergleichssignalverläufe d und erfasste
30 Bildpunkt-Zeit-Serien auf datenreduzierte Bildpunkt-Zeit-Serien bzs reduziert werden.

Hierzu können bei einer erfindungsgemäßen Durchführung eines Signalvergleichs eines Signalverlaufs einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie mit einem entsprechenden Signalverlauf eines Vergleichssignalverlaufs, Signalwerte des verglichenen Signalverlaufs diskriminiert werden, welche (Signalwerte) Signalmessungen bei der Ermittlung des jeweiligen Vergleichssig-

35

nalverlaufs entsprechen, an welchen (Signalmessungen) als Aufnahme-Parameter Flipwinkel der Wert Null vorgegeben ist. In anderen Worten, war bei einer Ermittlung eines Vergleichssignalverlaufs als Aufnahme-Parameter der Flipwinkel gleich Null für zumindest eine Signalmessung des Vergleichssignalverlaufs zugeordnet, kann der dieser Signalmessung des Vergleichssignalverlaufs im Signalverlauf der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie entsprechende Signalwert bei dem durchzuführenden Signalvergleich diskriminiert werden. Für den Vergleichssignalverlauf ist für Signalmessungen ohne Anregung (Flipwinkel gleich Null) zu erwarten, dass diese keinen Signalwert, d.h. den Signalwert gleich Null haben. Bei einer realen Aufnahme von Messdaten im Rahmen einer Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie wird jedoch zumindest immer ein Rauschsignal gemessen, das hier auf null gesetzt werden soll, um dem korrespondierenden Signalwert des Vergleichssignalverlaufs zu entsprechen. Damit kann die Stabilität der mittels des Signalvergleichs bestimmten Parameterwerte, auch bei geringem SNR, erhöht werden.

Ein Signalwert eines zu vergleichenden Signalverlaufs einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie kann beispielsweise diskriminiert werden, indem der Signalwert der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie von einem gemessenen Wert auf den Wert Null gesetzt wird. Ein Signalwert eines zu vergleichenden Signalverlaufs einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie kann beispielsweise auch diskriminiert werden, indem für diesen Signalwert kein Signalvergleich durchgeführt wird. Auf diese Weise können Signalwerte diskriminiert werden, indem diese von dem Signalvergleich ausgeschlossen werden. Was den Aufwand des Signalvergleichs reduziert.

Bei einem Signalvergleich können auch Signalwerte einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie, die mit einer Reihe von aufeinanderfolgenden Signalmessungen korrespondieren, welche Signalmessungen der Reihe jeweils als zugeordneten Aufnahme-Parameter einen Flipwinkel mit dem Wert Null haben, für den Signalvergleich diskriminiert werden. Beispielsweise können

Signalwerte von erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien, die Signalwerten von Signalmessungen eines Relaxierungssegments RS, wie es mit Bezug auf Figur 5 beschrieben ist, korrespondieren, diskriminiert werden.

5

Es ist auch möglich, derartige Signalwerte, die mit einer Reihe aufeinanderfolgender Signalmessungen mit Flipwinkel Null korrespondieren, also beispielsweise mit Signalmessungen eines Relaxierungssegments, erst nach einer, einer vorgegebenen Anzahl an Signalmessungen entsprechenden Abklingzeit nach einem Start einer Reihe von aufeinanderfolgenden Signalmessungen mit zugeordnetem Null-wertigem Flipwinkel zu diskriminieren. Auf diese Weise können Abklingeffekte der Spins doch noch bei dem Signalvergleich berücksichtigt werden.

15

Zusätzlich oder alternativ zu einer Diskriminierung eines Signalwerts einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie kann mindestens ein Signalwert der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie, der mit einer Signalmessung eines geladenen Vergleichssignalverlaufs korrespondiert, welche Signalmessung als zugeordneten Aufnahme-Parameter einen Flipwinkel mit dem Wert Null hat, im Rahmen der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie nicht gemessen werden, d.h. es kann in diesem Fall auf eine Aufnahme von Messdaten für diese Signalmessung verzichtet werden. Dadurch liegt kein vergleichbarer Signalwert für die mindestens eine zu einer Signalmessung eines geladenen Vergleichssignalverlaufs mit Flipwinkel gleich Null korrespondierenden Signalmessung der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie vor. Auf diese Weise kann einerseits Speicherbedarf gespart werden, der ansonsten für diese Signalwerte benötigt würde (somit wird das Datenvolumen reduziert), auf der anderen Seite kann sogar auf ein Schalten von ansonsten für eine Aufnahme von Messdaten zu schaltenden Auslese-Gradienten verzichtet werden. Durch ein Verzichten auf ein Schalten von Auslese-Gradienten wird das Gradientensystem der verwendeten Magnetresonanzanlage geschont, da das Gradientensystem somit weniger belastet wird. Insbesondere die für spiralförmige Auslesetrajektorien zu schaltenden Auslese-Gradienten können eine hohe Belastung auf

das Gradientensystem mit sich bringen. Es ist auch denkbar, trotz eines Verzichts auf eine Aufnahme von Messdaten weiterhin die für die (nicht durchgeführte) Aufnahme eigentlich nötigen Auslese-Gradienten zu schalten. Insbesondere kann dies dazu dienen einen eingeschwungenen durch die regelmäßige Schaltung der Auslese-Gradienten erzeugten Wirbelstromzustand nicht zu verlassen, wodurch eine Kompensierung des (somit gleichbleibenden) Wirbelstromzustandes erleichtert werden kann.

Zusätzlich oder alternativ kann in Block 111' der Umfang der im Rahmen des Signalvergleichs zu vergleichenden Daten reduziert werden, indem nur reell-wertige Anteile der Signale der zu vergleichenden Signalverläufe verglichen werden, wodurch die geladenen Vergleichssignalverläufe D auf datenreduzierte Vergleichssignalverläufe d und erfasste Bildpunkt-Zeit-Serien auf datenreduzierte Bildpunkt-Zeit-Serien bzs reduziert werden.

Eine Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serien BZS kann hierfür derart erfolgen, dass eine Phase der jeweiligen Signale eines Bildpunktes in der Bildpunkt-Zeit-Serie BZS jeweils bekannt ist.

Es ist auch möglich, dass die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie derart erfolgt, dass ein Phasenunterschied zwischen der Phase der jeweiligen Signale eines zu vergleichenden Signalverlaufs eines Bildpunktes in der Bildpunkt-Zeit-Serie zu der Phase mindestens eines anderen Signals des Signalverlaufs des Bildpunktes der Bildpunkt-Zeit-Serie bekannt ist.

Weiterhin ist es denkbar, dass die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie derart erfolgt, dass eine Phase der jeweiligen Signale eines Bildpunktes in der Bildpunkt-Zeit-Serie jeweils konstant ist. Dies ist beispielsweise für langsam variierende FISP-basierte MRF-Verfahren in guter Näherung der Fall.

Werden die bekannten Phasen bzw. Phasenunterschiede bei einem Signalvergleich berücksichtigt oder ist die Phase konstant, kann der Signalvergleich ohne Qualitätseinbußen auf den reellwertigen Anteil der Signale reduziert werden. Die Phasen bzw. Phasenunterschiede können hierbei beispielsweise dadurch berücksichtigt werden, dass auf Basis der bekannten Phasen bzw. Phasenunterschiede eine Phasenkorrektur der gemessenen Signale durchgeführt wird, die die Hauptinformation der gemessenen Signale auf den reellwertigen Anteil, der mit einem eigenen Kanal aufgenommen werden kann, konzentriert. So kann in komfortabler Näherung der imaginärwertige Anteil (Kanal) bei Signalvergleichen ignoriert werden (die erfolgreiche Anwendung von „lossy“ low-rank Techniken bei MRF entlang der Zeitrichtung legt nahe, dass eine solche „Kompression“ entlang der Phasendimension erfolgreich sein sollte).

Die Bildpunkt-Zeit-Serien BZS können unter Anwendung von Techniken zur Vermeidung von Oszillationen in den reellwertigen Signalanteilen erfasst werden. Derartige Oszillationen könnten doch zu Einbußen der Qualität eines nur auf Basis von reellwertigen Signalanteilen durchgeführten Signalvergleichs führen. Durch eine Kombination mit Techniken zur Vermeidung dieser Oszillationen kann dieses Risiko wieder eingedämmt werden.

Als Techniken zur Vermeidung der Oszillationen können insbesondere bestimmte Bedingungen an die anzuwendenden Aufnahme-Parameter gestellt werden. Zur Vermeidung derartiger Oszillationen können beispielsweise die in den Signalmessungen einzuhaltenden Echozeiten TE konstant gesetzt sein, oder bestimmte Änderungen der Flipwinkel in aufeinanderfolgenden Signalmessungen (Flipwinkeländerungen) vermieden werden. Hierbei können zu vermeidende Flipwinkeländerungen Änderungen der absoluten Flipwinkel in aufeinanderfolgenden Messungen um vorgegebene Winkel und/oder Flipwinkeländerungsgeschwindigkeiten sein. Beispielsweise können in aufeinanderfolgenden Signalmessungen Flipwinkeländerungen, die einen Schwellwert (z.B. in Grad) überschreiten zu vermeiden sein.

Hierbei können zu vermeidende Flipwinkeländerungsgeschwindigkeiten, die zwischen einer vorhergehenden Signalmessung und der darauffolgenden Signalmessung gelten, in Abhängigkeit von dem in der vorhergehenden Signalmessung bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Flipwinkel bestimmt werden. Hierbei kann beispielsweise gelten, dass je kleiner ein bei einer Signalmessung angewandter Flipwinkel ist, desto kleiner muss die Flipwinkeländerungsgeschwindigkeit sein, die den bei der nachfolgenden Signalmessung anzuwendenden Flipwinkel vorgibt.

Somit kann eine Schranke für eine zulässige Flipwinkeländerungsgeschwindigkeit insbesondere kleiner sein, je kleiner der Flipwinkel ist, der mit der zulässigen Flipwinkeländerungsgeschwindigkeit geändert werden soll. Eine derartige Schranke kann so ausgestaltet sein, dass sie nur „adiabatische“ Flipwinkeländerungsgeschwindigkeiten zulässt.

Durch eine derartige Beschränkung auf reell-wertige Signalanteile kann ein Faktor 2 an Speichereffizienz und Signalvergleichsaufwand gewonnen werden.

Zusätzlich oder alternativ können in Block 111' der Umfang der im Rahmen des Signalvergleichs zu vergleichenden Daten reduziert werden, indem eine Kompression der Daten vorgenommen wird, wodurch wiederum die geladenen Vergleichssignalverläufe D auf datenreduzierte Vergleichssignalverläufe d und erfasste Bildpunkt-Zeit-Serien auf datenreduzierte Bildpunkt-Zeit-Serien bzs reduziert werden.

Dazu kann der Signalvergleich 111 mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien BZS mit einem entsprechenden Abschnitt von geladenen Vergleichssignalverläufen D eine Singulärwertzerlegung der zu vergleichenden Signalverläufe umfassen. Der Ähnlichkeitswert V kann hier auf Basis der im Rahmen der Singulärwertzerlegung ermittelten Singulärwerte ermittelt werden.

Auf Basis der durchgeführten Singulärwertzerlegung kann weiter eine Hauptkomponentenanalyse der Daten der zu vergleichenden Signalverläufe durchgeführt werden. Der Ähnlichkeitswert V kann hier auf Basis der im Rahmen der Hauptkomponentenanalyse ermittelten Hauptkomponenten ermittelt werden.

Die Daten der im Rahmen des Signalvergleichs zu vergleichenden Signalverläufe können drastisch reduziert werden, indem nur eine gegenüber der Anzahl der Signalmessungen (, die einer Anzahl an Datenpunkten pro zu vergleichendem Signalverlauf in der zeitlichen Dimension entspricht,) stark reduzierte Anzahl an im Rahmen der Hauptkomponentenanalyse ermittelten Hauptkomponenten miteinander verglichen werden. Beispielsweise können 3000 Signalmessungen umfassende Signalverläufe auf 200, oder sogar nur 50, oder sogar noch weniger Hauptkomponenten reduziert werden.

Auf diese Weise kann der Speicherbedarf erheblich reduziert werden (Faktor 4). Darüber hinaus kann Signalvergleich auf Basis der reduzierten Daten schnelleres durchgeführt werden.

Es ist auch denkbar, dass ein Schwellwert bestimmt wird, der definiert, wie viele der in der Hauptkomponentenanalyse bestimmten Hauptkomponenten nach der Kompression verworfen werden können, oder anders ausgedrückt, auf wie viele der bestimmten Hauptkomponenten der Signalvergleich reduziert werden kann. Hierbei kann beispielsweise die Energie der bestimmten Hauptkomponenten berechnet werden und die Energie der bestimmten Hauptkomponenten mit der Energie der ersten Hauptkomponente verglichen werden. Liegt das Verhältnis der Energie einer getesteten Hauptkomponente zu der Energie der ersten Hauptkomponente unterhalb eines vorgegebenen Schwellwerts, können alle Hauptkomponenten ab dieser getesteten Hauptkomponente mit dem unterschwelligen Verhältnis verworfen werden. Mit einer derartigen Schwellwertlösung kann der Speichbedarf weiter minimiert werden bei vergleichbarer Ko-

dierfähigkeit auch von verschiedenen MRF-Sequenzen (oder Sequenzlängen).

Ein Signalvergleich 111 kann weiterhin ein Aussortieren der Vergleichssignalverläufe D bzw. d umfassen (Block 111''), wodurch die Anzahl der zu vergleichenden Vergleichssignalverläufe D bzw. d reduziert wird. In dem bereits genannten Artikel von Ma et al. wurde jeder Vergleichssignalverlauf des Dictionary mit den erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien verglichen („exhaustive search“). Dieses Verfahren ist zeitaufwändig und kann unter Ausnutzung einer bekannten Struktur der von einem Dictionary umfassten Vergleichssignalverläufe durch entsprechendes Aussortieren beschleunigt werden.

Zum Aussortieren kann ein durchgeführter Signalvergleich eine Auslesetechnik (engl. „pruning technique“) umfassen, welche die Anzahl der mit dem mindestens einen Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien mit einem entsprechenden Abschnitt der zu vergleichenden Vergleichssignalverläufe gegenüber der Gesamtzahl der geladenen Vergleichssignalverläufe reduziert. Das Aussortieren sollte die Anzahl der verbleibend zu vergleichenden Vergleichssignalverläufe reduzieren, ohne dabei die tatsächlich ähnlichsten Vergleichssignalverläufe zu verlieren.

Dazu können die Vergleichssignalverläufe in Gruppen mit ähnlichen Eigenschaften eingeteilt werden, und ein Signalvergleich zunächst mit jeweils einem Repräsentanten jeder Gruppe durchgeführt werden. Eine Möglichkeit dies zu erreichen, bieten sogenannte „Fast-Group-Matching“-Verfahren (FGM). Durch die Signalvergleiche mit den Repräsentanten kann sichergestellt werden, dass Gruppen mit den zum Vergleich stehenden Signalverläufen einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie ähnlichen Vergleichssignalverläufen nicht verworfen werden, ohne dass alle Vergleichssignalverläufe mit dem zu vergleichenden Signalverlauf verglichen werden müssten. So werden Signalvergleiche von Signalverläufen der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien nur noch mit Vergleichssignalverläufen durchgeführt,

die einer Gruppe zugeordnet sind, deren Repräsentant einen geforderten Mindest-Ähnlichkeitswert erreicht hatte.

5 Es können Korrelationswerte und/oder Abhängigkeitswerte, insbesondere eine (lineare) Abhängigkeit (engl. „(linear) dependence“) der Vergleichssignalverläufe untereinander berechnet werden.

10 Die Vergleichssignalverläufe können dann derart in Gruppen eingeteilt werden, dass die Vergleichssignalverläufe in einer Gruppe untereinander einen höheren Korrelationswert und/oder Abhängigkeitswert aufweisen als mit Vergleichssignalverläufen, die einer anderen Gruppe zugeordnet sind.

15 Bei der Einteilung in die Gruppen kann folgendermaßen vorgegangen werden: es wird ein erster Vergleichssignalverlauf, z.B. zufällig, gewählt und die Korrelationswerte und/oder Ähnlichkeitswerte dieses ersten Vergleichssignalverlaufs mit allen übrigen Vergleichssignalverläufen wird bestimmt. Die N_G
20 Vergleichssignalverläufe, zu welchen die N_G größten berechneten Korrelationswerte und/oder berechneten Ähnlichkeitswerte zugeordnet sind, kommen in eine Gruppe mit dem ersten Vergleichssignalverlauf. Der Vorgang kann nun mit den übrigen Vergleichssignalverläufen wiederholt werden, bis alle Ver-
25 gleichssignalverläufe einer Gruppe zugeordnet sind. Die Anzahl N_G kann hierbei einer gewünschten Gruppenstärke entsprechend gewählt werden. Sollen beispielsweise 9000 Vergleichssignalverläufe gleichmäßig in 450 Gruppen eingeteilt werden, beträgt die Gruppenstärke 20. N_G wäre in diesem Beispiel so-
30 mit 19.

Die Anzahl der verschiedenen Gruppen ist bevorzugt deutlich kleiner, als die Anzahl der verschiedenen geladenen Vergleichssignalverläufe.

35

Hierbei kann die Anzahl der Gruppen um einen Faktor kleiner sein als die Anzahl der verschiedenen geladenen Vergleichssignalverläufe, wobei der Faktor in einem Bereich zwischen

einem Sechzehntel und einem Hundertfünfzigstel, bevorzugt zwischen einem Dreißigstel und einem Hundertstel, besonders bevorzugt zwischen einem Vierzigstel und einen Sechzigstel, liegt. Je geringer die Anzahl der Gruppen ist, desto weniger
5 Signalvergleiche müssen insgesamt durchgeführt werden. Es ist aber zu beachten, dass mit sinkender Gruppenzahl die Wahrscheinlichkeit einer versehentlichen Verwerfung von ähnlichen Vergleichssignalverläufen steigt.

- 10 Als ein erster Vergleichssignalverlauf, der die Mitglieder seiner Gruppe bestimmt, können auch, soweit die hierfür nötigen Informationen vorliegen, diejenigen Vergleichssignalverläufe gewählt werden, die Parameterwerten zugeordnet sind, die Parameterwerten entsprechen, die in einem im Untersu-
15 chungsobjekt erwarteten Gewebe zu erwarten sind.

Bei einer derartigen Einteilung in Gruppen ist ein Vergleichssignalverlauf nur genau einer Gruppe zugeordnet. Es sind andere Einteilungen denkbar, die auch eine Zuordnung zu
20 mehreren Gruppen zulassen, dies ist jedoch in aller Regel nicht in gleichem Maße effizient, für die Aussortierung der Vergleichssignalverläufe.

Wird bei einem Signalvergleich des zu vergleichenden Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie BZS mit einem Re-
25 präsentanten einer Gruppe ein Ähnlichkeitswert ermittelt, der unterhalb einer vorbestimmten Ähnlichkeitsschwelle liegt, werden alle Vergleichssignalverläufe dieser Gruppe für weitere Signalvergleiche verworfen. Hierbei kann die Ähnlichkeits-
30 schwelle eine relative oder eine absolute Ähnlichkeitsschwelle sein.

Ein Repräsentant einer Gruppe kann Vergleichssignalverlauf der Gruppe sein, es ist aber auch möglich den Repräsentanten
35 einer Gruppe aus den Mitgliedern der Gruppe, also den der Gruppe zugeordneten Vergleichssignalverläufen, zu bestimmen. Dadurch kann erreicht werden, dass der Repräsentant einer Gruppe alle der Gruppe zugeordneten Vergleichssignalverläufe

zumindest zu einem gewissen Grade repräsentiert. Insbesondere kann ein Repräsentant einer Gruppe einen mittleren Signalverlauf der Vergleichssignalverläufe der Gruppe wiedergeben.

Welche Art der Mittelung (arithmetisches Mittel, Median, geometrisches Mittel, ...) hierbei gewählt wird, kann an den Bedarf angepasst werden.

Eine weitere Möglichkeit, den bei der Rekonstruktion zu treibenden Aufwand gering zu halten, ist es eine "Annähernd-Nächster-Nachbar"-Suche (ANN; engl. "approximate nearest neighbour" search) zu verwenden, bei welchen Zeitpunkte von gemessenen MRF-Signalverläufen (d.h. Signalverläufe erfasster Bildpunkt-Zeit-Serien) mit entsprechenden Zeitpunkten der im Dictionary enthaltenen Vergleichssignalverläufe verglichen werden, und anhand der Ergebnisse dieses Signalvergleichs entschieden wird, welche Zeitpunkte als nächstes verglichen werden sollen. Dies ist auch in, z.B. durch eine Reduzierung auf Hauptkomponenten komprimierten Dimension möglich.

Mit anderen Worten wird im Rahmen einer ANN-Methode jeder Zeitpunkt eines betrachteten Signalverlaufs (im komprimierten oder Zeit-Bereich) als eine eigene Dimension aufgefasst und separat getestet. Der Wert an einem vorbestimmten Zeitpunkt kann nun mit einem vorbestimmten Schwellwert verglichen werden, je nach Ergebnis dieses Schwellwertvergleichs wird ein anderer Zeitpunkt des Signalverlaufs zum Vergleich ausgewählt. So wird ein Entscheidungsbaum durchlaufen, der letztendlich zu einer Gruppe von zu diesem Pfad durch den Entscheidungsbaum gehörigen Vergleichssignalverläufen führt. Somit sind nur noch Signalvergleiche mit den der so gefundenen Gruppe zugehörigen Vergleichssignalverläufen mit dem Signalverlauf der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie durchzuführen.

Eine Anwendung einer ANN-Methode wird, allerdings in Kombination mit einer iterativen Rekonstruktion, auch in dem bereits genannten Artikel von Cline et al. beschrieben.

Ein derartiger Ansatz bewirkt somit ein Aussortieren in der zeitlichen Dimension (t) der Vergleichssignalverläufe. Dazu können sogenannte kd-Bäume (engl. "kd-trees") eingesetzt werden, die einen Index für eine Nächster-Nachbar-Suche angeben, der den zugrundeliegenden Vektorraum durch eine rekursive Erzeugung von Hyperebenen derart einteilt, dass diese Koordinaten des Vektorraums schneiden, an welchen eine maximale Varianz in den durchsuchten Daten vorliegt.

- 10 Eine beschriebene Einteilung in Gruppen, also ein Aussortieren von Vergleichssignalverläufen in einer durch die zu bestimmenden Parameter vorgegebenen Dimension (p) kann auch mit einer ANN-Methode kombiniert werden. Hierbei kann beispielsweise in den nach dem Aussortieren in der Dimension p übrig gebliebenen Vergleichssignalverläufen eine ANN-Suche zur Reduzierung der in der zeitlichen Dimension t zu vergleichenden Daten durchgeführt werden.

- ANN-Methoden sind beispielsweise über die open source Bibliothek FLANN (Fast library for ANN) zugänglich. Die FLANN Bibliothek unterstützt zwar nur reell-wertige Daten, und keine komplexwertigen, wie sie bei MR-Messungen anfallen, dies kann jedoch dadurch kompensiert werden, dass die komplexen Daten als doppelt länger (da der imaginäre Anteil als „weiterer“ reell-wertiger Teil des Vektors betrachtet wird) reellwertigen Vektor aufgefasst werden können. Ein solcher scheinbar reell-wertiger Vektor wird von der FLANN Bibliothek wieder unterstützt.

- 30 Auch einzeln (ohne Kombination) kann mit diesen Methoden eine deutliche Reduzierung der durchzuführenden Signalvergleiche erreicht werden. Dadurch wird auch der für die Signalvergleiche benötigte Zeit deutlich reduziert.

- 35 Im Rahmen des Signalvergleichs wird ein Ähnlichkeitswert V bestimmt (Block 111'''). Die Bestimmung eines Ähnlichkeitswertes V im Rahmen eines Signalvergleichs mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bild-

punkt-Zeit-Serien BZS oder bzs mit einem entsprechenden Abschnitt von ggf. aussortierten geladenen Vergleichssignalverläufen D oder d kann eine Skalarproduktbildung der zu vergleichenden Signalverläufe umfassen, und das im Rahmen der Skalarproduktbildung ermittelte Skalarprodukt als Ähnlichkeitswert bestimmt wird.

Weiterhin gibt es bereits Ideen, die versuchen im Rahmen des Signalvergleichs völlig andere Ähnlichkeitsmessungen für eine Bestimmung eines Ähnlichkeitswertes V zu verwenden, von denen man sich erhofft, dass sie schneller durchgeführt werden können. Ein derartiges Verfahren wird z.B. in dem Artikel von Hoppe E. et al, "Deep Learning for Magnetic Resonance Fingerprinting: A New Approach for Predicting Quantitative Parameter Values from Time Series", Studies in Health Technology and Informatics 243:202-206, 2017, beschrieben.

Auf Basis der mittels der durchgeführten Signalvergleiche ermittelten Ähnlichkeitswerte V werden die, n ähnlichsten Vergleichssignalverläufe ermittelt, die die besten Ähnlichkeitswerte V aufweisen. Auf Basis der n ähnlichsten Vergleichssignalverläufe werden die Werte P der zu bestimmenden Parameter bestimmt (Block 117). Die Zahl n ist hierbei eine natürliche Zahl, und kann insbesondere die Zahl Eins sein, womit der ähnlichste Vergleichssignalverlauf (der Vergleichssignalverlauf mit dem besten Ähnlichkeitswert V) bestimmt wird, und der diesem ähnlichsten Vergleichssignalverlauf zugeordnete Wert des zu bestimmenden Parameters als der Parameterwert P des zu bestimmenden Parameters bestimmt wird. Es ist auch denkbar, dass mehr als ein ähnlichster Vergleichssignalverlauf bestimmt wird ($n > 1$). In diesem Fall kann der Parameterwert P eines zu bestimmenden Parameters aus den n den n ähnlichsten Vergleichssignalverläufen zugeordneten Parameterwerten des zu bestimmenden Parameters, beispielsweise durch Interpolation, bestimmt werden.

Das Bestimmen der Parameterwerte P der zu bestimmenden Parameter kann einer Überprüfung unterzogen werden, z.B. indem

das Bestimmen der Werte P der zu bestimmenden Parameter eine Schwellwertprüfung (Abfrage 119) umfasst.

Für diese Schwellwertprüfung 119 können unterschiedliche
5 Schwellwerte S für unterschiedliche Anwendungen und/oder für
verschiedene zu bestimmende Parameter festgelegt und abruf-
bar, z.B. in einer Konfigurationsdatei, hinterlegt werden
(Block 121). Ein für die Schwellwertprüfung 119 verwendeter
Schwellwert S kann, z.B. von einem Nutzer des MRF-Verfahrens,
10 angepasst werden, z.B. wenn ein voreingestellter Schwellwert
S als zu sehr einschränkend oder als zu wenig selektiv emp-
funden wird, oder wenn für eine bestimmte Anwendung noch kein
Schwellwert S hinterlegt ist.

15 Ergibt die Schwellwertprüfung 119 für einen Bildpunkt, dass
zumindest einer der ermittelten n besten Ähnlichkeitswerte
für den Bildpunkt den hinterlegten Schwellwert S unterschrei-
ten (Abfrage 119, n), so wird dem zu bestimmenden Parameter
als Wert P ein Ungültigkeitswert bestimmt. Es kann auch fest-
20 gelegt sein, dass alle ermittelten besten Ähnlichkeitswerte
V, also insbesondere auch der beste Ähnlichkeitswert V den
Schwellwert S unterschreiten müssen, damit der Ungültigkeits-
wert zugeordnet wird. Die hier für n einzusetzende Anzahl an
mittels der Schwellwertprüfung zu überprüfenden besten Ähn-
25 lichkeitswerten kann zusammen mit dem Schwellwert S hinter-
legt sein.

Der Ungültigkeitswert lässt einen Nutzer erkennen, dass für
diesen Bildpunkt kein passender Parameterwert P des zu be-
30 stimmenden Parameters gefunden werden konnte. Beispielsweise
kann der zu einem Bildpunkt bestimmte Ungültigkeitswert für
ein Ausblenden des Bildpunkts in einer aus den für die zu be-
stimmenden Parameter bestimmten Parameterwerten P aufgebauten
Parameterkarte sorgen. Insbesondere kann als Ungültigkeits-
35 wert der Wert Null bestimmt werden. Durch eine solche
Schwellwertprüfung können Wertebereiche in den aus den be-
stimmten Parameterwerten P für verschiedene Bildpunkte aufge-
baute Parameterkarten ausgeblendet werden, für die bei dem

durchgeführten Signalvergleich keine gute Übereinstimmung mit einem Vergleichssignalverlauf des Dictionarys gefunden werden konnte. Attestiert der ähnlichste Ähnlichkeitswert dem ähnlichsten Vergleichssignalverlauf nur eine schwache Ähnlichkeit, kann vermutet werden, dass ein diesem ähnlichsten Vergleichssignalverlauf zugeordneter Parameterwert kein zuverlässiges Ergebnis für die Bestimmung der zu bestimmenden Parameter darstellt. Dies kann beispielsweise in Bereichen des Untersuchungsobjektes vorkommen, welche ein sehr geringes SNR aufweisen und/oder von durch eine Bewegung (auch z.B. der Durchfluss von Flüssigkeiten innerhalb) des Untersuchungsobjektes nicht gleichbleibend im Verlauf des Erfassens der Bildpunkt-Zeit-Serie vermessen werden konnten, etc.

15 Ergibt die Schwellwertprüfung 119 für einen Bildpunkt, dass keiner der ermittelten n besten Ähnlichkeitswerte für den Bildpunkt den hinterlegten Schwellwert S unterschreiten (Abfrage 119, y), so wird dem Bildpunkt wie oben beschrieben auf Basis der n ähnlichsten Vergleichssignalverläufe ein Wert P der bestimmenden Parameter bestimmt.

20

Die auf diese Weise für den jeweiligen Bildpunkt bestimmten Werte (P) der zu bestimmenden Parameter können, insbesondere in Form einer genannten Parameterkarte, gespeichert und/oder ausgegeben werden.

25

Figur 7 stellt schematisch eine erfindungsgemäße Magnetresonanzenanlage 1 dar. Diese umfasst eine Magneteinheit 3 zur Erzeugung des Grundmagnetfeldes, eine Gradienteneinheit 5 zur Erzeugung der Gradientenfelder, eine Hochfrequenzeinheit 7 zur Einstrahlung und zum Empfang von Hochfrequenzsignalen und eine zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung 9.

30

In der Figur 7 sind diese Teileinheiten der Magnetresonanzenanlage 1 nur grob schematisch dargestellt. Insbesondere kann die Hochfrequenzeinheit 7 aus mehreren Untereinheiten, beispielsweise aus mehreren Spulen wie den schematisch gezeigten

35

Spulen 7.1 und 7.2 oder mehr Spulen bestehen, die entweder nur zum Senden von Hochfrequenzsignalen oder nur zum Empfangen der ausgelösten Hochfrequenzsignale oder für beides ausgestaltet sein können.

5

Zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes U, beispielsweise eines Patienten oder auch eines Phantoms, kann dieses auf einer Liege L in die Magnetresonanzanlage 1 in deren Messvolumen eingebracht werden. Die Schicht S stellt ein exemplarisches Zielvolumen des Untersuchungsobjekts dar, aus dem Messdaten aufgenommen werden sollen.

10

Die Steuereinrichtung 9 dient der Steuerung der Magnetresonanzanlage und kann insbesondere die Gradienteneinheit 5 mittels einer Gradientensteuerung 5' und die Hochfrequenzeinheit 7 mittels einer Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' steuern. Die Hochfrequenzeinheit 7 kann hierbei mehrere Kanäle umfassen, auf denen Signale gesendet oder empfangen werden können.

20

Die Hochfrequenzeinheit 7 ist zusammen mit ihrer Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' für die Erzeugung und das Einstrahlen (Senden) eines Hochfrequenz-Wechselfeldes zur Manipulation der Spins in einem zu manipulierenden Bereich (beispielsweise in zu messenden Schichten S) des Untersuchungsobjekts U zuständig. Dabei wird die Mittenfrequenz des, auch als B1-Feld bezeichneten, Hochfrequenz-Wechselfeldes in aller Regel möglichst so eingestellt, dass sie nahe der Resonanzfrequenz der zu manipulierenden Spins liegt. Abweichungen von der Mittenfrequenz von der Resonanzfrequenz werden als Off-Resonanz bezeichnet. Zur Erzeugung des B1-Feldes werden in der Hochfrequenzeinheit 7 mittels der Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' gesteuerte Ströme an den HF-Spulen angelegt.

35

Weiterhin umfasst die Steuereinrichtung 9 eine Parameterwertbestimmungseinheit 15, mit welcher insbesondere erfindungsgemäße Signalvergleiche zur Bestimmung von Parameterwerten

durchgeführt werden können. Die Steuereinrichtung 9 ist insgesamt dazu ausgebildet, ein erfindungsgemäßes Verfahren durchzuführen.

5 Eine von der Steuereinrichtung 9 umfasste Recheneinheit 13 ist dazu ausgebildet alle für die nötigen Messungen und Bestimmungen nötigen Rechenoperationen auszuführen. Hierzu benötigte oder hierbei ermittelte Zwischenergebnisse und Ergebnisse können in einer Speichereinheit S der Steuereinrichtung
10 9 gespeichert werden. Die dargestellten Einheiten sind hierbei nicht unbedingt als physikalisch getrennte Einheiten zu verstehen, sondern stellen lediglich eine Untergliederung in Sinneinheiten dar, die aber auch z.B. in weniger oder auch in nur einer einzigen physikalischen Einheit realisiert sein
15 können.

Über eine Ein-/Ausgabeeinrichtung E/A der Magnetresonanzzanlage 1 können, z.B. durch einen Nutzer, Steuerbefehle an die Magnetresonanzzanlage geleitet werden und/oder Ergebnisse der
20 Steuereinrichtung 9 wie z.B. Bilddaten angezeigt werden.

Ein hierin beschriebenes Verfahren kann auch in Form eines Computerprogrammprodukts vorliegen, welches ein Programm umfasst und das beschriebene Verfahren auf einer Steuereinrichtung 9 implementiert, wenn es auf der Steuereinrichtung 9
25 ausgeführt wird. Ebenso kann ein elektronisch lesbarer Datenträger 26 mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen vorliegen, welche zumindest ein solches eben beschriebenes Computerprogrammprodukt umfassen und derart
30 ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers 26 in einer Steuereinrichtung 9 einer Magnetresonanzzanlage 1 das beschriebene Verfahren durchführen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung von Parameterwerten (P) in Bildpunkten eines Untersuchungsvolumens eines Untersuchungsobjektes in einer MR-Anlage mittels einer Magnetresonanz-Fingerprinting(MRF)-Technik, umfassend die Schritte:

- Laden von einer Anzahl N an Vergleichssignalverläufen (D), die jeweils vorgegebenen Werten der zu bestimmenden Parameter zugeordnet sind, wobei die Vergleichssignalverläufe (D) unter Anwendung von vorbestimmten Aufnahme-Parametern ermittelte Vergleichssignalverläufe (D) sind, und wobei die Aufnahme-Parameter

eine Anzahl an Signalmessungen, Aufnahme-Parameter, die für eine jeweilige Signalmessung anzuwendende RF-Pulse charakterisieren (z.B. deren Flipwinkel), und

Wiederholzeiten, die einen jeweiligen zeitlichen Abstand zwischen Anregungen aufeinanderfolgender Signalmessungen angeben, umfassen,

- Erfassen mindestens einer Bildpunkt-Zeit-Serie (BZS) des Untersuchungsobjekts mit Hilfe eines MRF-Aufnahmeverfahrens, derart, dass erfasste Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit den geladenen Vergleichssignalverläufen vergleichbar sind,

- Durchführen eines Signalvergleichs mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit einem entsprechenden Abschnitt von geladenen Vergleichssignalverläufen (D) zur Ermittlung von Ähnlichkeitswerten (V) der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie (BZS) mit den jeweiligen Vergleichssignalverläufen (D),

- Bestimmen der Werte (P) der zu bestimmenden Parameter auf Basis der n bestimmten ähnlichsten Vergleichssignalverläufe (d), wobei n eine vorgegebene natürliche Zahl ist,

- Speichern und/oder Ausgeben der für den jeweiligen Bildpunkt bestimmten Werte (P) der zu bestimmenden Parameter.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien unter Anwendung analoger Aufnahme-Parameter erfolgt, welche bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe (D) verwendet wurden.

5

3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Aufnahme-Parameter, welche bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe (D) verwendet werden, eine Echozeit umfassen, welche nach einer Anregung gewartet wird, bis ein

10 Signal aufgenommen wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Werte mindestens eines der zu bestimmenden Parameter, die geladenen Vergleichssignalverläufen (D) zugeordnet sind, in

15 einem Gesamtwertebereich liegen und in Abhängigkeit von Werten des jeweiligen zu bestimmenden Parameters von in dem Untersuchungsobjekt vermuteten Stoffen gewählt werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die für die geladenen Vergleichssignalverläufe gewählten Werte Werte umfassen, die größer und/oder kleiner sind als die Werte der vermuteten

20 Stoffe.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 oder 5, wobei der Gesamtwertebereich in zumindest zwei Wertebereichs-Abschnitte unterteilt ist, und in zumindest zwei der Wertebereichs-

25 Abschnitte Werte in unterschiedlicher Auflösung vorliegen.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die Werte zumindest in

30 einem Wertebereichs-Abschnitt des Gesamtwertebereichs linear, d.h. mit konstanter Schrittweite zwischen zwei gewählten Werten, vorliegen.

8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei eine in Wertebereichs-

35 Abschnitten mit kleineren Werten vorliegende Schrittweite kleiner ist als eine Schrittweite in Wertebereichs-Abschnitten mit größeren Werten.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 6, wobei die Werte zumindest in einem Wertebereichs-Abschnitt des Gesamtwertebereichs gemäß einer logarithmischen Auflösung gewählt werden.

5

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 9, wobei die Auflösung der gewählten Werte in für eine zu untersuchende Fragestellung besonders relevanten Wertebereichs-Abschnitten des Gesamtwertebereichs höher als in anderen Wertebereichs-

10

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 10, wobei zumindest ein Wertebereichs-Abschnitt des Gesamtwertebereichs mit einer Auflösung, die größer als ein Schwellwert ist, möglichst klein gehalten wird.

15

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei beim Laden der Vergleichssignalverläufe aus einer Gruppe von zumindest zwei verschiedenen Sätzen an Vergleichssignalverläufen gewählt werden kann.

20

13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei die verschiedenen Sätze an Vergleichssignalverläufen sich in mindestens einem Wert aus einer Gruppe von Werten unterscheiden, welche eine Anzahl an Signalmessungen pro Vergleichssignalverlauf, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Flipwinkeln, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Wiederholzeiten, einen Verlauf von in aufeinanderfolgenden Messungen zur Erstellung einer Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Echozeiten und eine Sensitivität auf mindestens einen zu bestimmenden Parameter umfasst.

25

30

35

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für alle Signalmessungen als Aufnahme-Parameter eine feste Echozeit vorgegeben wird.

15. Verfahren nach Anspruch 14, wobei die Echozeit so klein wie möglich gewählt wird.

16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei
5 vor Erfassen einer Bildpunkt-Zeit-Serie automatisch eine Wartezeit, in welcher Spins in dem Untersuchungsobjekt relaxieren können, eingehalten wird.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei die Wartezeit ausreichend lange ist, um die Spins in einem ausreichenden Maße relaxieren zu lassen.
10

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 oder 17, wobei die Wartezeit in Abhängigkeit von Relaxationseigenschaften der im
15 Untersuchungsobjekt vorhandenen Spins gewählt wird.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, wobei die Wartezeit so kurz wie möglich gewählt wird.

20. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei
20 vor einer Anregung von Spins für eine Aufnahme von Messdaten zur Erstellung der Bildpunkt-Zeit-Serie Neutralisierungs-Gradienten geschaltet werden, die eine möglicherweise vorhandene Magnetisierung der Spins im Untersuchungsobjekt neutralisieren.
25

21. Verfahren nach Anspruch 20, wobei ein Neutralisierungs-Gradient nach einer Aufnahme von Messdaten zur Erstellung der erstellten Bildpunkt-Zeit-Serien geschaltet wird.
30

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 oder 21, wobei während einer Anregung von Spins mittels mindestens eines RF-Anregungspulses für eine Aufnahme von Messdaten zur Erstellung von Bildpunkt-Zeit-Serien ein Schichtselektionsgradient
35 zur Selektion einer anzuregenden Schicht in dem Untersuchungsobjekt geschaltet wird, und der Neutralisierungs-Gradient und der Schichtselektionsgradient in eine selbe Gradientenrichtung geschaltet werden.

23. Verfahren nach Anspruch 22, wobei der Schichtselektionsgradient und der Neutralisierungs-Gradient derart geschaltet werden, dass sie überlappen.

5

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 oder 23, wobei der Verlauf der Amplituden von Neutralisierungs-Gradient zu Schichtselektionsgradient möglichst keine Sprünge aufweist.

10 25. Verfahren nach einem der Ansprüche 22 bis 24, wobei eine (Herunterfahr-)Zeit, die ein Herunterfahren eines Neutralisierungsgradienten (Ramp-Down) in Anspruch nimmt, derart gestaltet ist, dass sie gleich der (Herauffahr-)Zeit ist, die das Herauffahren des zugehörigen Schichtselektionsgradienten
15 in Anspruch nimmt.

26. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 25, wobei die Zeit, die der Neutralisierungs-Gradient in Anspruch nimmt, möglichst klein ist.

20

27. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 26, wobei ein Übergang von einem Neutralisierungs-Gradienten zu seinem nachfolgenden Schichtselektionsgradienten möglichst weich gestaltet ist.

25

28. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei während des Auslesens von Signalen für die Erstellung der Bildpunkt-Zeit-Serien Auslese-Gradienten in mindestens einer Auslese-Gradientenrichtung geschaltet werden, die zur Ortsko-
30 dierung der ausgelesenen Signale dienen.

29. Verfahren nach Anspruch 28, wobei nach Beenden eines Auslesens der Signale Kompensations-Gradienten in der mindestens einen Auslese-Gradientenrichtung geschaltet werden, die das
35 nullte Moment des Auslese-Gradienten auf den Wert Null führen.

30. Verfahren nach Anspruch 29, wobei die Kompensations-Gradienten direkt im Anschluss an einen Auslesevorgang geschaltet werden.

5 31. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 oder 30, wobei Kompensations-Gradienten derart an die vorhergehenden Auslese-Gradienten anschließen, dass eine Start-Amplitude des Kompensations-Gradienten gleich der End-Amplitude der am Ende eines Auslesevorgangs vorliegenden Amplitude des Auslese-
10 Gradientens ist.

32. Verfahren nach einem der Ansprüche 30 oder 31, wobei ein Übergang zwischen einem Auslese-Gradienten und einem nachfolgenden Kompensations-Gradienten möglichst weich gestaltet
15 ist.

33. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 32, wobei die Start-Amplitude des Kompensations-Gradienten ungleich Null
20 ist.

34. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 33, wobei der Kompensations-Gradient derart geschaltet wird, dass die Dauer des Kompensations-Gradienten möglichst gering ist.

25 35. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 34, wobei der Kompensations-Gradient derart geschaltet wird, dass die Belastung des Gradientensystems durch den Kompensations-Gradienten möglichst gering ist.

30 36. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 35, wobei der Auslese-Gradient in mindestens zwei Auslese-Gradientenrichtungen geschaltet wird, und der Verlauf des Kompensations-Gradienten in einer der Auslese-Gradientenrichtungen in Abhängigkeit des Verlaufs des Kompensations-Gradienten in ei-
35 ner anderen Auslese-Gradientenrichtung gestaltet wird.

37. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Reihenfolge der für die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-

Serien verwendeten Auslesetrajektorien, die festlegt, entlang welcher Auslesetrajektorie Messdaten für eine Bildpunkt-Zeit-Serie in aufeinanderfolgenden Messungen aufgenommen werden, optimiert wird.

5

38. Verfahren nach Anspruch 38, wobei die Reihenfolge derart festgelegt ist, dass in den, aus den im Rahmen der Erfassung von Bildpunkt-Zeit-Serien aufgenommenen Messdaten rekonstruierten, Bilddaten enthaltene Artefakte möglichst keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Bestimmung der Parameterwerte haben.

39. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien unter Verwendung von einer festen Anzahl an verschiedenen Auslesetrajektorien erfolgt.

40. Verfahren nach einem der Ansprüche 37 bis 39, wobei die verschiedenen Auslesetrajektorien in aufeinanderfolgenden Signalmessungen nicht in einer als konsekutiv, z.B. in einem Bezug auf einen Drehwinkel oder eine Verschiebung, bezeichnbaren Folge angewendet werden.

41. Verfahren nach einem der Ansprüche 37 bis 40, wobei die verschiedenen Auslesetrajektorien in einer konsekutiven Reihenfolge angeordnet werden können, von welcher ausgehend eine für aufeinanderfolgende Signalmessungen anzuwendende Reihenfolge durch eine schrittweise Anwendung mit einer vorgegebenen Schrittweite (ungleich Eins) bestimmt wird.

30

42. Verfahren nach einem der Ansprüche 37 bis 41, wobei das Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serie unter Verwendung von 48 spiralförmigen „dual-density“ Auslesetrajektorien erfolgt, welche sich voneinander durch eine sukzessive Rotation um jeweils $7,5^\circ$ unterscheiden, und in aufeinanderfolgenden Signalmessungen die verwendeten spiralförmigen Auslesetrajektorien jeweils um $82,5^\circ$ rotiert sind.

35

43. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Erfassen der Bildpunkt-Zeit-Serien unter Verwendung von spiralförmigen Auslesetrajektorien erfolgt.

5 44. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine feste Anzahl an unterschiedlichen Auslesetrajektorien für Signalmessungen im Rahmen des Erfassens von Bildpunkt-Zeit-Serien verwendet wird.

10 45. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Verzögerungskorrektur zur Korrektur von Verzögerungen angewandt wird, welche die verwendeten Auslesetrajektorien korrigieren.

15 46. Verfahren nach Anspruch 45, wobei für die für die Auslesetrajektorien zu schaltenden Gradienten jeweils Verzögerungskorrekturterme ermittelt und gespeichert werden.

20 47. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Verzerrungskorrektur zur Korrektur von Verzerrungen angewandt wird, welche die verwendeten Auslesetrajektorien korrigieren.

25 48. Verfahren nach Anspruch 45, wobei für die für die Auslesetrajektorien zu schaltenden Gradienten jeweils Verzerrungskorrekturterme ermittelt und gespeichert werden.

30 49. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 48, wobei für eine Ermittlung von Korrekturen eine auf Inhomogenitäten zurückzuführende und eine auf Maxwellfelder zurückzuführende Phase bestimmt wird.

35 50. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 49, wobei für eine Ermittlung von Korrekturen anisotropische Korrekturterme und Wirbelstrom-Korrekturterme getrennt voneinander bestimmt werden.

51. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 50, wobei Korrekturterme im k-berechnet werden.

52. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 51, wobei Korrekturterme für Auslesetrajektorien und die zugehörigen Auslese-Gradienten, und ggf. zugehörige RF-Anregungspulse, berechnet und gespeichert werden.

53. Verfahren nach einem der Ansprüche 37 bis 52, wobei verwendete Auslesetrajektorien in einer beliebigen Ebene im k-Raum liegen können.

54. Verfahren nach einem der Ansprüche 37 bis 53, wobei ein Nutzer des MRF-Verfahrens zumindest einen der Ausleseparameter Blickfeld, aus welchem ausgelesen wird, Auflösung der ausgelesenen Daten und Ebene, in der die Auslesetrajektorien liegen, insbesondere auch für spiralförmige Auslesetrajektorien vorgibt.

55. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe angewandten Aufnahme-Parameter, Flipwinkel für eine jeweilige Signalmessung anzuwendende RF-Pulse vorgeben, wobei mindestens eine Signalmessung des Vergleichssignalverlaufs für den Flipwinkel als Aufnahme-Parameter den Wert Null vorgibt.

56. Verfahren nach Anspruch 55, wobei für eine Reihe von mindestens zwei aufeinanderfolgenden Signalmessungen des Vergleichssignalverlaufs für den Aufnahme-Parameter Flipwinkel der Wert Null vorgegeben wird.

57. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei dem Signalvergleich mindestens ein Signalwert einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie, der mit einer Signalmessung eines geladenen Vergleichssignalverlaufs korrespondiert, welche Signalmessung als zugeordneten Aufnahme-Parameter einen Flipwinkel mit dem Wert Null hat, für den Signalvergleich diskriminiert wird.

58. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei dem Signalvergleich Signalwerte einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie, die mit einer Reihe von aufeinanderfolgenden Signalmessungen korrespondieren, welche Signalmessungen der Reihe jeweils als zugeordneten Aufnahme-Parameter einen Flipwinkel mit dem Wert Null haben, für den Signalvergleich diskriminiert werden.

59. Verfahren nach einem der Ansprüche 57 oder 58, wobei Signalwerte erst nach einer, einer vorgegebenen Anzahl an Signalmessungen entsprechenden Abklingzeit nach einem Start einer Reihe von aufeinanderfolgenden Signalmessungen mit zugeordnetem Null-wertigem Flipwinkel diskriminiert werden.

60. Verfahren nach einem der Ansprüche 57 bis 59, wobei ein Signalwert diskriminiert wird indem der Signalwert auf den Wert Null gesetzt wird.

61. Verfahren nach einem der Ansprüche 57 bis 60, wobei ein Signalwert diskriminiert wird indem für diesen Signalwert kein Signalvergleich durchgeführt wird.

62. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei dem Erfassen einer Bildpunkt-Zeit-Serie mindestens ein Signalwert einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie, der mit einer Signalmessung eines geladenen Vergleichssignalverlaufs korrespondiert, welche Signalmessung als zugeordneten Aufnahme-Parameter einen Flipwinkel mit dem Wert Null hat, im Rahmen der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie aufgenommen wird.

63. Verfahren nach Anspruch 62, wobei nicht-aufgenommenen Signalwerten zugeordnete Auslese-Gradienten nicht geschaltet werden.

64. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein Vergleichssignalverlauf Relaxationsphasen vorsieht, in welchem eine Magnetisierung von Spins in dem Untersuchungsob-

jekt, insbesondere eine longitudinale Magnetisierung der Spins, relaxieren kann.

5 65. Verfahren nach Anspruch 64, wobei während einer Relaxationsphase für Signalmessungen für den Flipwinkel als Aufnahme-Parameter der Wert Null vorgegeben wird.

10 66. Verfahren nach einem der Ansprüche 64 oder 65, wobei eine Relaxationsphase eine Schaltung eines Zerstörer-Gradienten vorgibt, welcher Zerstörer-Gradient eine in dem Untersuchungsobjekt vorhandene Magnetisierung der Spins, insbesondere eine longitudinale Magnetisierung der Spins, zerstört.

15 67. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein durchgeführter Signalvergleich mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit einem entsprechenden Abschnitt von geladenen Vergleichssignalverläufen eine Singulärwertzerlegung der zu vergleichenden Signalverläufe umfasst.

20 68. Verfahren nach Anspruch 67, wobei der Ähnlichkeitswert auf Basis der im Rahmen der Singulärwertzerlegung ermittelten Singulärwerte ermittelt wird.

25 69. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein durchgeführter Signalvergleich mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS) mit einem entsprechenden Abschnitt von geladenen Vergleichssignalverläufen eine Hauptkomponentenanalyse der zu vergleichenden Signalverläufe umfasst.

30 70. Verfahren nach Anspruch 69, wobei der Ähnlichkeitswert auf Basis der im Rahmen der Hauptkomponentenanalyse ermittelten Hauptkomponenten ermittelt wird.

35 71. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei einem Signalvergleich nur reell-wertige Anteile der Signale der zu vergleichenden Signalverläufe verglichen werden.

72. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie derart erfolgt, dass eine Phase der jeweiligen Signale eines Bildpunktes in der
5 Bildpunkt-Zeit-Serie jeweils bekannt ist.

73. Verfahren nach Anspruch 72, wobei bekannte Phasen bei einem Signalvergleich berücksichtigt werden.

10 74. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei wobei die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie derart erfolgt, dass ein Phasenunterschied zwischen der Phase der jeweiligen Signale eines zu vergleichenden Signalverlaufs eines Bildpunktes in der Bildpunkt-Zeit-Serie zu der Phase mindestens
15 eines anderen Signals des Signalverlaufs des Bildpunktes der Bildpunkt-Zeit-Serie bekannt ist.

75. Verfahren nach Anspruch 74, wobei bekannte Phasenunterschiede bei einem Signalvergleich berücksichtigt werden.

20

76. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie derart erfolgt, dass eine Phase der jeweiligen Signale eines Bildpunktes in der Bildpunkt-Zeit-Serie jeweils konstant ist.

25

77. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Bildpunkt-Zeit-Serien unter Anwendung von Techniken zur Vermeidung von Oszillationen in den reell-wertigen Signalanteilen erfasst werden.

30

78. Verfahren nach Anspruch 77, wobei als Technik zur Vermeidung von Oszillationen bestimmte Flipwinkeländerungen vermieden werden.

35

79. Verfahren nach Anspruch 78, wobei zu vermeidende Flipwinkeländerungen Änderungen der Flipwinkel in aufeinanderfolgenden Messungen um vorgegebene Winkel und/oder Flipwinkeländerungsgeschwindigkeiten sein können.

80. Verfahren nach Anspruch 79, wobei zu vermeidende Flipwinkeländerungsgeschwindigkeiten, die zwischen einer vorhergehenden Signalmessung und der darauffolgenden Signalmessung
5 gelten, in Abhängigkeit von dem in der vorhergehenden Signalmessung bei der Erfassung der Bildpunkt-Zeit-Serie verwendeten Flipwinkel bestimmt werden.

81. Verfahren nach einem der Ansprüche 79 oder 80, wobei eine
10 Schranke für ein geltende Flipwinkeländerungsgeschwindigkeit kleiner ist, je kleiner der Flipwinkel ist, der mit der Flipwinkeländerungsgeschwindigkeit mit der Schranke geändert werden soll.

82. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei
15 ein durchgeführter Signalvergleich eine Auslesetechnik umfasst, welche die Anzahl der mit den mindestens einen Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien mit einem entsprechenden Abschnitt der zu
20 vergleichenden Vergleichssignalverläufe gegenüber der Gesamtzahl der geladenen Vergleichssignalverläufe reduziert.

83. Verfahren nach Anspruch 82, wobei die Auslesetechnik eine
25 „Fast-Group-Matching“-Technik ist.

84. Verfahren nach einem der Ansprüche 82 oder 83, wobei die
Vergleichssignalverläufe in Gruppen mit ähnlichen Eigenschaften eingeteilt werden, und ein Signalvergleich eines Signalverlaufs einer erfassten Bildpunkt-Zeit-Serie (BZS) zunächst
30 mit jeweils einem Repräsentanten jeder Gruppe durchgeführt wird.

85. Verfahren nach Anspruch 84, wobei wenn bei einem Signalvergleich des zu vergleichenden Signalverlaufs der erfassten
35 Bildpunkt-Zeit-Serie (BZS) mit einem Repräsentanten einer Gruppe ein Ähnlichkeitswert ermittelt wird, der unterhalb einer vorbestimmten Ähnlichkeitsschwelle liegt, alle Ver-

gleichssignalverläufe dieser Gruppe für weitere Signalvergleiche verworfen werden.

86. Verfahren nach Anspruch 85, wobei die Ähnlichkeitsschwelle eine relative oder eine absolute Ähnlichkeitsschwelle ist.

87. Verfahren nach einem der Ansprüche 84 bis 86, wobei die Vergleichssignalverläufe derart in Gruppen eingeteilt werden, dass die Vergleichssignalverläufe in einer Gruppe untereinander einen höheren Korrelationswert und/oder Abhängigkeitswert aufweisen als mit Vergleichssignalverläufen, die einer anderen Gruppe zugeordnet sind.

88. Verfahren nach einem der Ansprüche 84 bis 87, wobei ein Repräsentant einer Gruppe einen mittleren Signalverlauf der Vergleichssignalverläufe der Gruppe wiedergibt.

89. Verfahren nach einem der Ansprüche 84 bis 88, wobei ein Vergleichssignalverlauf nur genau einer Gruppe zugeordnet ist.

90. Verfahren nach einem der Ansprüche 84 bis 89, wobei die Anzahl der Gruppen deutlich kleiner ist, als die Anzahl der verschiedenen geladenen Vergleichssignalverläufe.

91. Verfahren nach einem der Ansprüche 84 bis 90, wobei die Anzahl der Gruppen um einen Faktor kleiner ist als die Anzahl der verschiedenen geladenen Vergleichssignalverläufe, und der Faktor in einem Bereich zwischen einem Sechzehntel und einem Hundertfünfzigstel, bevorzugt zwischen einem Dreißigstel und einem Hundertstel, besonders bevorzugt zwischen einem Vierzigstel und einem Sechzigstel, liegt.

92. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Bestimmung eines Ähnlichkeitswertes (V) im Rahmen eines Signalvergleich mindestens eines Abschnitts des jeweiligen Signalverlaufs der erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien (BZS, bzs) mit einem entsprechenden Abschnitt von (ggf. aussortierten)

geladenen Vergleichssignalverläufen (D, d) eine Skalarproduktbildung der zu vergleichenden Signalverläufe umfasst.

5 93. Verfahren nach Anspruch 92, wobei das im Rahmen der Skalarproduktbildung ermittelte Skalarprodukt als Ähnlichkeitswert verwendet wird.

10 94. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe messungsspezifische Parameter als zu bestimmende Parameter berücksichtigt sind.

15 95. Verfahren nach Anspruch 94, wobei bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe (D) als messungsspezifischer zu bestimmender Parameter ein RF-Transmitfeld ($B1; B1^*; B1'$) der MR-Anlage beschreibender Parameter berücksichtigt wird.

20 96. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei vor dem Signalvergleich eine Karte eines messungsspezifischen Parameters geladen wird.

97. Verfahren nach Anspruch 96, wobei eine $B1$ -Karte des Untersuchungsvolumens geladen wird.

25 98. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für das zu untersuchende Untersuchungsvolumen eine Karte eines bei der Ermittlung der Vergleichssignalverläufe berücksichtigten messungsspezifischen Parameters gemessen und gespeichert wird.

30 99. Verfahren nach einem der Ansprüche 96 bis 98, wobei eine gespeicherte Karte eines messungsspezifischen Parameters bei der Durchführung von Signalvergleichen von zumindest zwei verschiedenen erfassten Bildpunkt-Zeit-Serien berücksichtigt wird.
35

100. Verfahren nach einem der Ansprüche 96 bis 99, wobei die geladene Karte berücksichtigt wird, indem die bei dem Signal-

vergleich verwendeten Vergleichssignalverläufe auf Basis der Karte eingeschränkt werden.

101. Verfahren nach Anspruch 98, wobei die Karte einmalig (,
5 ggf. einmal pro Position des Untersuchungsobjektes in der MR-Anlage,) gemessen wird.

102. Verfahren nach Anspruch 98 oder 101, wobei die Aufnahme einer Karte eines messungsspezifischen Parameters des Unter-
10 suchungsobjekts manuell von einem Anwender veranlasst wird.

103. Verfahren nach einem der Ansprüche 98 oder 101 oder 102, wobei zumindest ein Aufnahmeparameter der Aufnahme der Karte des messungsspezifischen Parameters an die an dem Untersu-
15 chungsobjekt durchzuführende Messung angepasst ist.

104. Verfahren nach Anspruch 103, wobei der zumindest eine angepasste Aufnahmeparameter der Aufnahme der Karte zumindest ein Aufnahmeparameter aus der Gruppe umfassend die Auflösung
20 und die Messzeit ist.

105. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für im Rahmen des MRF-Verfahrens für eine Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie zu messende Positionen des Untersu-
25 chungsobjekts eine Überprüfung durchgeführt wird, die bestimmt, ob für das Untersuchungsobjekt an zu messenden Positionen eine gültige Karte des messungsspezifischen Parameters vorliegt, und das Ergebnis der Überprüfung angezeigt wird.

30 106. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für im Rahmen des MRF-Verfahrens für eine Erfassung einer Bildpunkt-Zeit-Serie zu messende Positionen des Untersuchungsobjekts eine Überprüfung durchgeführt wird, die bestimmt, ob für das Untersuchungsobjekt an zu messenden Posi-
35 tionen eine gültige Karte des messungsspezifischen Parameters vorliegt, und bei Fehlen einer gültigen Karte des messungsspezifischen Parameters eine Erstellung einer Karte des mes-

sungsspezifischen Parameters zumindest für betroffene Positionen des Untersuchungsobjektes automatisch durchgeführt wird.

107. Verfahren nach einem der Ansprüche 96 bis 106, wobei die
5 Karte des messungsspezifischen Parameters eine geringere Auflösung hat als die Bildpunkte, für die die Bildpunkt-Zeit-Serien erfasst werden.

108. Verfahren nach einem der Ansprüche 96 bis 107, wobei auf
10 Basis der geladenen Karte des messungsspezifischen Parameters Bildpunkten, für die Bildpunkt-Zeit-Serien erfasst werden, zuzuordnende Werte des messungsspezifischen Parameters interpoliert werden.

109. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei
15 eine Karte eines messungsspezifischen Parameters auf Basis von aus MR-Messungen des Untersuchungsvolumens erstellten Bilddaten bestimmt wird.

110. Verfahren nach einem der Ansprüche 94 bis 109, wobei der
20 messungsspezifische Parameter ein das RF-Transmitfeld der verwendeten Magnetresonanzanlage beschreibender Parameter ist.

111. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei
25 das Bestimmen der Werte (P) der zu bestimmenden Parameter für einen Bildpunkt eine Schwellwertprüfung umfasst.

112. Verfahren nach Anspruch 111, wobei für einen Bildpunkt,
30 für den zumindest einer der ermittelten n besten Ähnlichkeitswerte einen vorgegebenen Schwellwert unterschreiten, ein Ungültigkeitswert als Wert des zu bestimmenden Parameters (P) bestimmt wird.

113. Verfahren nach Anspruch 112, wobei der Ungültigkeitswert
35 der Wert null ist.

114. Verfahren nach einem der Ansprüche 112 oder 113, wobei der Schwellwert in einer Konfigurationsdatei abrufbar hinterlegt ist.

5 115. Verfahren nach einem der Ansprüche 112 bis 114, wobei der Schwellwert für verschiedene Anwendungen unterschiedlich sein kann.

10 116. Verfahren nach einem der Ansprüche 112 bis 115, wobei der Schwellwert (von einem Anwender) angepasst werden kann.

117. Magnetresonanztanlage (1) umfassend, eine Magneteinheit (3), eine Gradienteneinheit (5), eine Hochfrequenzeinheit (7) und eine Steuereinrichtung (9) mit einer Hochfrequenz-Sende-
15 /Empfangs-Steuerung (7') und einer Parameterwertbestimmungseinheit (15), wobei die Steuereinrichtung (9) dazu ausgebildet ist, ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 116 auf der Magnetresonanztanlage (1) auszuführen.

20 118. Computerprogramm, welches direkt in einen Speicher einer Steuereinrichtung (9) einer Magnetresonanztanlage (1) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um die Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 116 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (9) der Magnetresonanztanlage
25 (1) ausgeführt wird.

119. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche zumindest ein Computerprogramm nach Anspruch 118 umfassen und der-
30 art ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung (9) einer Magnetresonanztanlage (1) ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 116 durchführen.

FIG 2

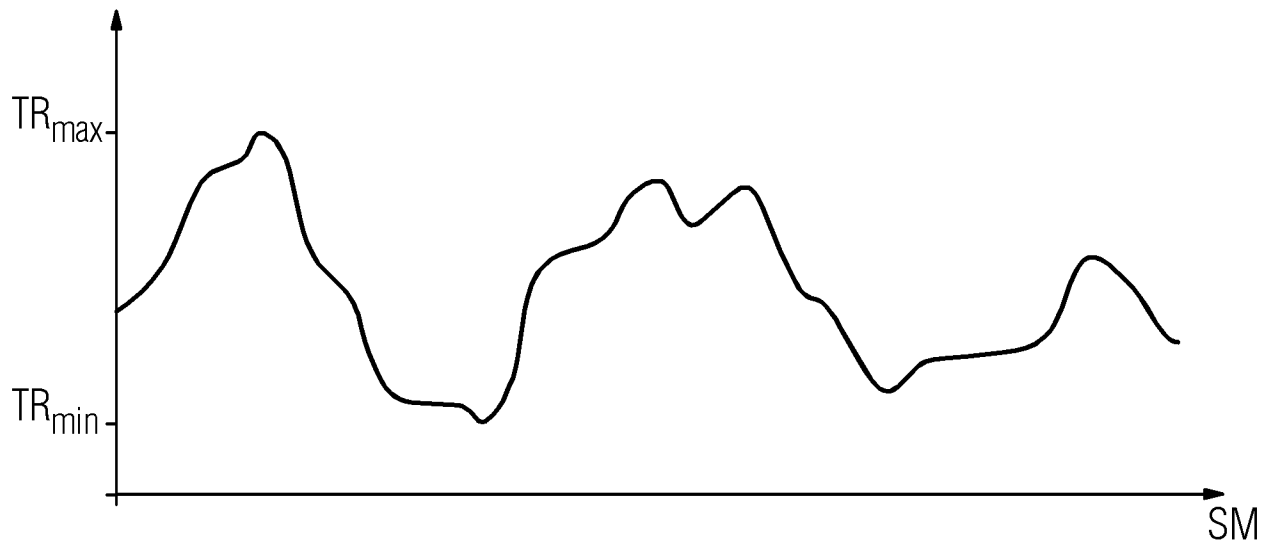


FIG 3

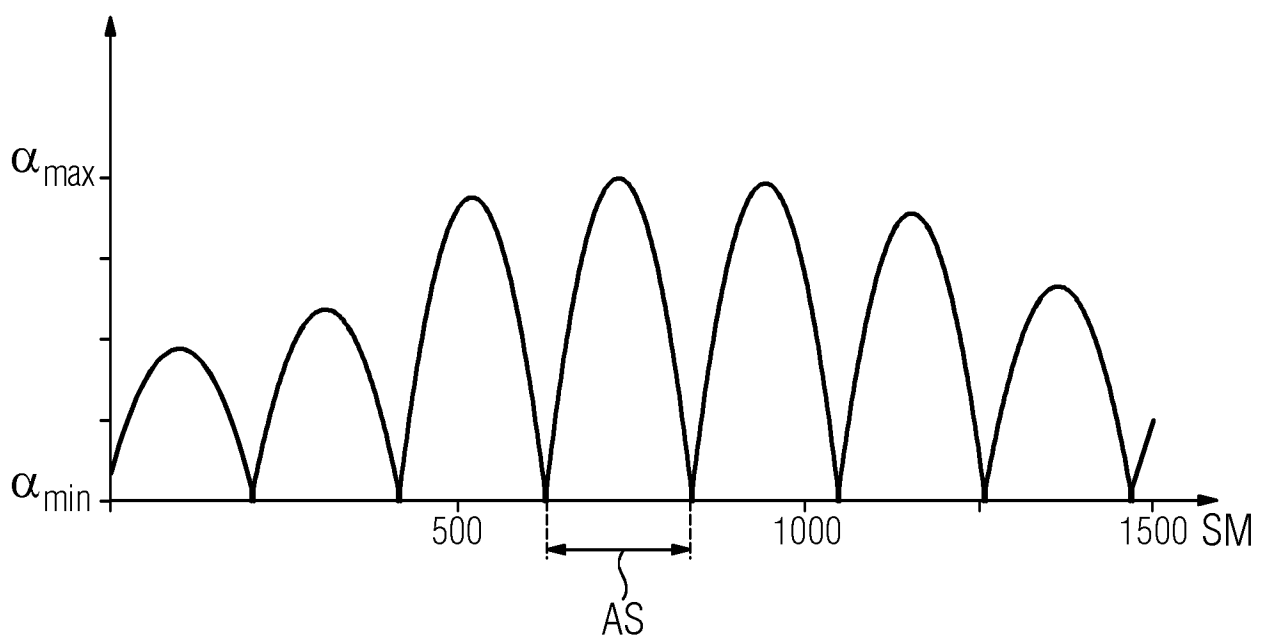


FIG 4

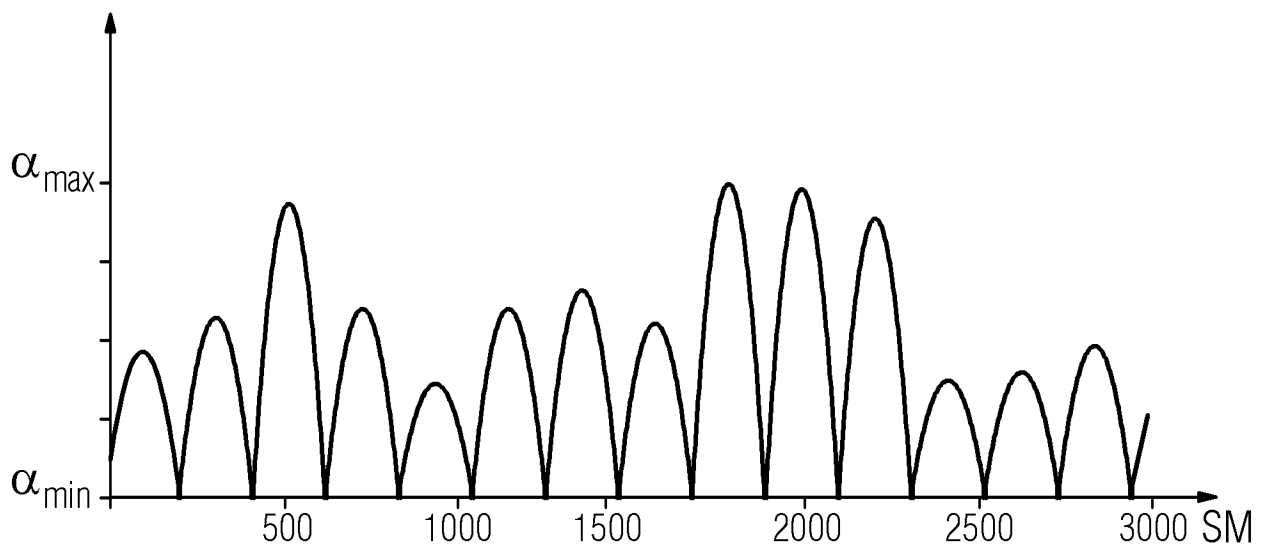


FIG 5

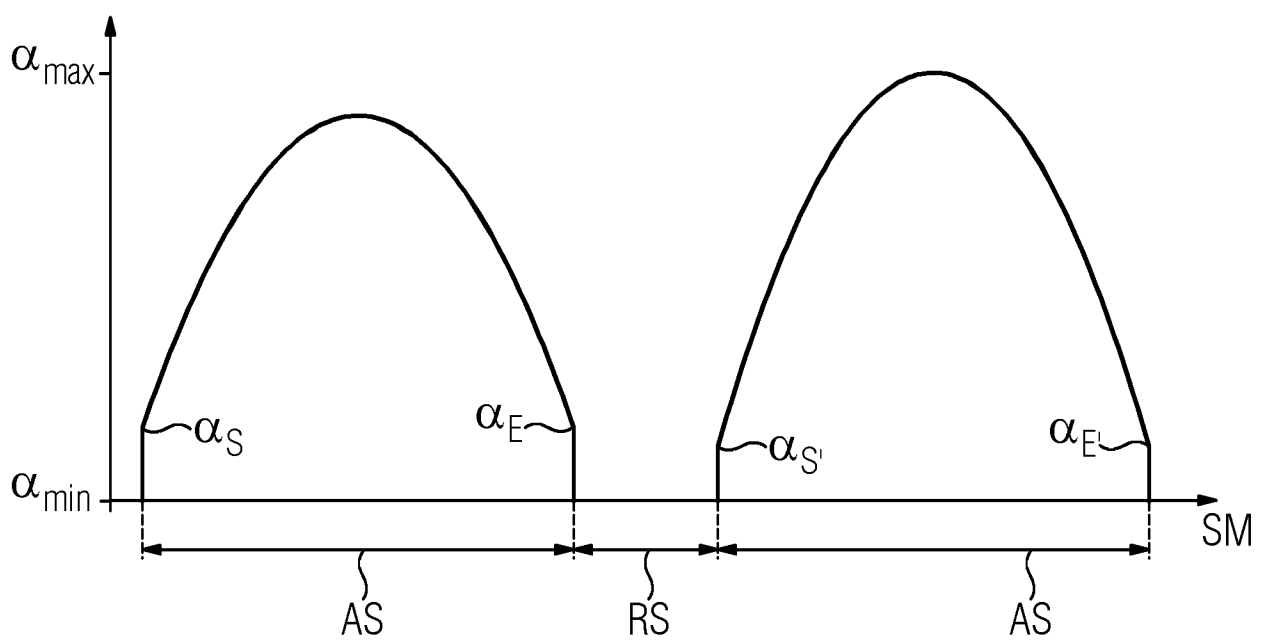


FIG 6

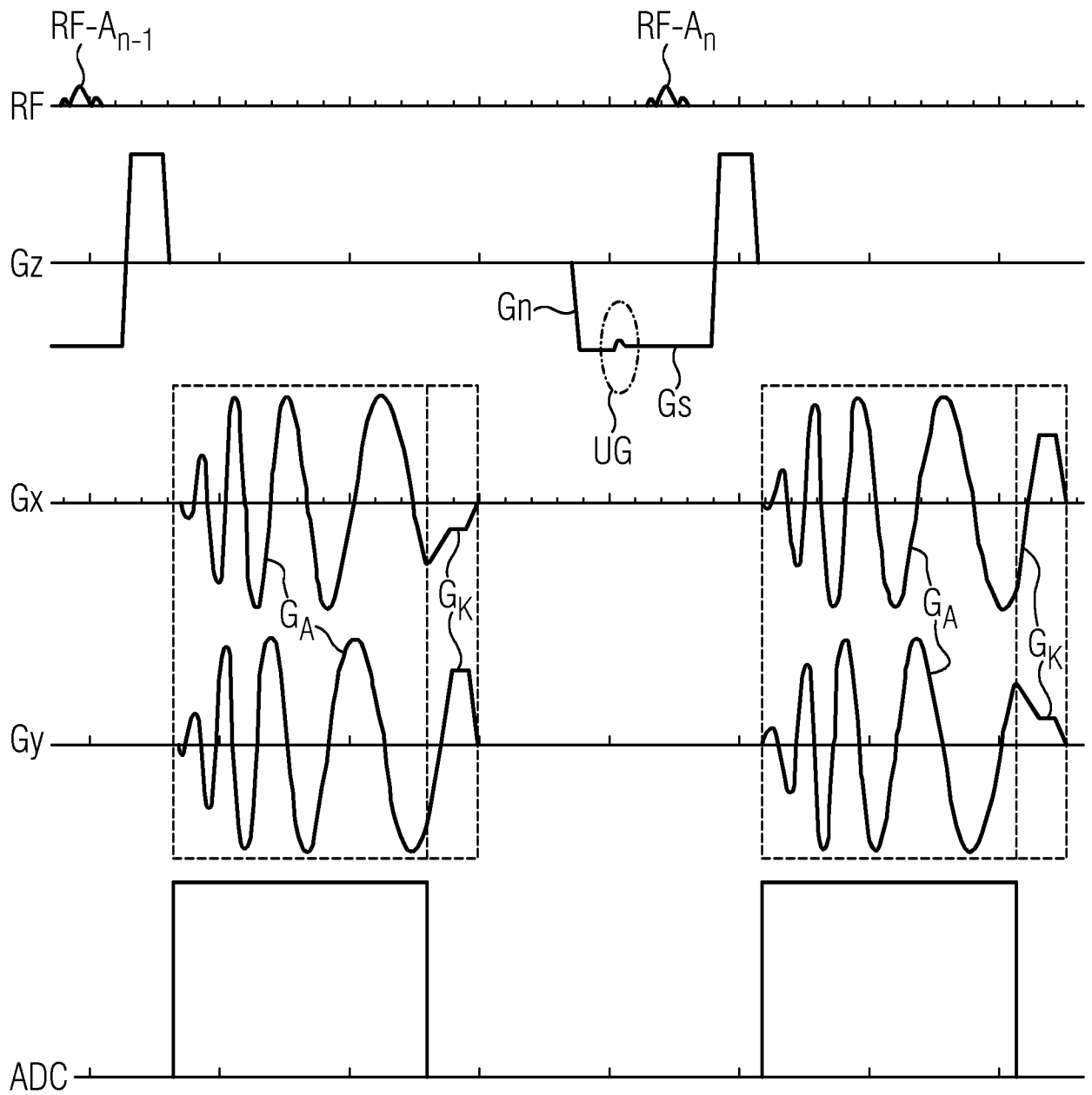
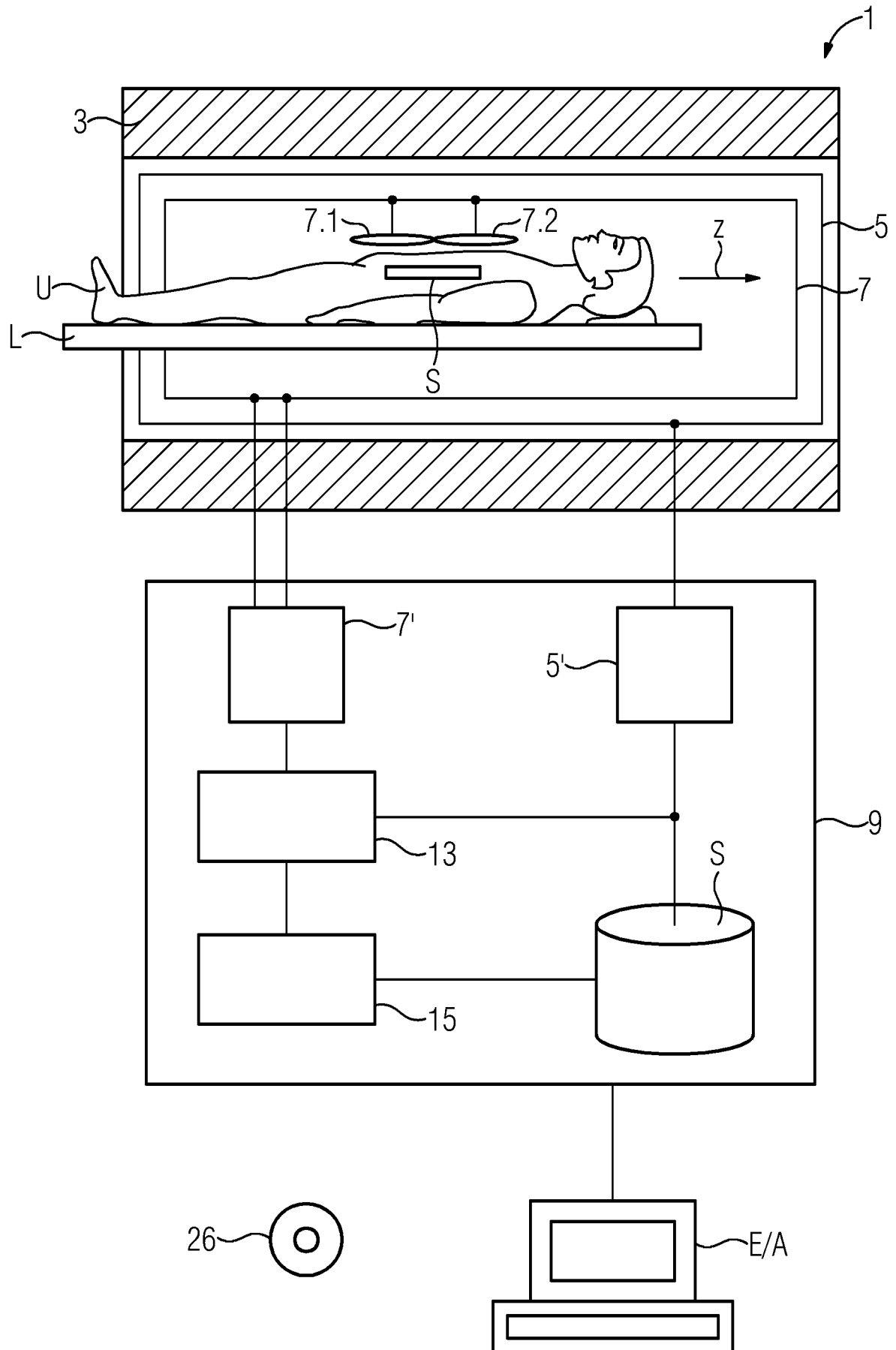


FIG 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2020/062506

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R 33/48(2006.01)i; **G01R 33/50**(2006.01)i; **G01R 33/56**(2006.01)i; **G01R 33/561**(2006.01)i; **G01R 33/565**(2006.01)i;
G01R 33/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	BHAIRAV BIPIN MEHTA ET AL. "Magnetic resonance fingerprinting: a technical review" <i>MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE</i> , US, Vol. 81, No. 1, 14 September 2018 (2018-09-14), pages 25-46 DOI: 10.1002/mrm.27403 ISSN: 0740-3194, XP055562942	1-19,28-41,43-70,76,82-119
Y	the whole document	20-27,42,77-79
X	GREGOR KÖRZDÖRFER ET AL. "Magnetic resonance field fingerprinting" <i>MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE</i> , US, 15 October 2018 (2018-10-15), DOI: 10.1002/mrm.27558 ISSN: 0740-3194, XP055516998	1-13,16-19,28-54,67-70,82-119
Y	figures 1, 2, 6 section "2 METHODS"	20-27,42,77-79
X	JOSHUA KAGGIE ET AL. "Magnetic Resonance Fingerprinting of the Normal Pancreas" <i>PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 27TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, MONTRÉAL, QUÉBEC, CANADA, 11 MAY - 16 MAY 2019</i> , No. 644, 26 April 2019 (2019-04-26), XP040708031	1-11,14-19,28,37-41,43-54,67-70,76,82-119
Y	the whole document	20-27,77-79



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

07 August 2020

Date of mailing of the international search report

19 August 2020

Name and mailing address of the ISA/EP

European Patent Office
p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk
Netherlands

Telephone No. (+31-70)340-2040

Facsimile No. (+31-70)340-3016

Authorized officer

Durst, Markus

Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GREGOR KÖRZDÖRFER ET AL. "Description of the off-resonance dependency in slice-selective FISP MRF" <i>PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 24TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, SINGAPORE, 07 MAY - 13 MAY 2016</i> , No. 4232, 01 June 2018 (2018-06-01), XP040703440	1-11,14-28,37-54, 67-70,76,82-119
Y	the whole document	20-27,42,77-79
X	KÖRZDÖRFER GREGOR ET AL. "Effect of spiral undersampling patterns on FISP MRF parameter maps" <i>MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US</i> , Vol. 62, 15 January 2019 (2019-01-15), pages 174-180, [retrieved on 2019-01-15] DOI: 10.1016/J.MRI.2019.01.011 ISSN: 0730-725X, XP085758389	1-11,14-19,28,37-54,67-70,76,82-119
Y	figures 1,2,3,4 section "2. Materials and methods"	20-27,42,77-79
X	RICCARDO LATTANZI ET AL. "Phase unwinding for dictionary compression with multiple channel transmission in magnetic resonance fingerprinting" <i>MAGNETIC RESONANCE IMAGING, TARRYTOWN, NY, US</i> , Vol. 49, 24 December 2017 (2017-12-24), pages 32-38 DOI: 10.1016/j.mri.2017.12.015 ISSN: 0730-725X, XP055518025	1-11,14-19,28,37-41, 43-54,67-76,82-99, 101,103,104,109-119
Y	figures 1,2 section "2. Materials and methods"	20-27,42,77-79
X	BO ZHAO ET AL. "Optimal Experiment Design for Magnetic Resonance Fingerprinting: Cramer-Rao Bound Meets Spin Dynamics" <i>ARXIV.ORG, CORNELL UNIVERSITY LIBRARY, 201 OLIN LIBRARY CORNELL UNIVERSITY ITHACA, NY 14853</i> , 23 October 2017 (2017-10-23), DOI: 10.1109/TMI.2018.2873704 XP081419661	1-11,14-19,28,37-41, 43-54,67-70,76-119
Y	section "II. PROPOSED FRAMEWORK" section "III. RESULTS"	20-27,42,77-79
X	STEPHEN F. CAULEY ET AL. "Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction : Fast Group Matching for MRF Reconstruction" <i>MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE</i> , US, Vol. 74, No. 2, 01 August 2015 (2015-08-01), pages 523-528 DOI: 10.1002/mrm.25439 ISSN: 0740-3194, XP055417887	1-12,14-19,28-41,43-70,82-119
Y	figures 1,2,3 section "THEORY" section "METHODS"	42,77-79
X	HAO TAN ET AL. "Estimation of k-space trajectories in spiral MRI" <i>MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE</i> , US, Vol. 61, No. 6, 07 April 2009 (2009-04-07), pages 1396-1404 DOI: 10.1002/mrm.21813 ISSN: 0740-3194, XP055720086 figures 1,2,3,4 section "THEORY" section "MATERIALS AND METHODS"	45-52

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV.	G01R33/48	G01R33/50
	G01R33/24	G01R33/56
		G01R33/561
		G01R33/565
ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
G01R		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	BHAIRAV BIPIN MEHTA ET AL: "Magnetic resonance fingerprinting: a technical review", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE., Bd. 81, Nr. 1, 14. September 2018 (2018-09-14), Seiten 25-46, XP055562942, US	1-19, 28-41, 43-70, 76, 82-119
Y	ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.27403 das ganze Dokument ----- -/--	20-27, 42,77-79
☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☐ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
7. August 2020		19/08/2020
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Durst, Markus

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	GREGOR KÖRZDÖRFER ET AL.: "Magnetic resonance field fingerprinting", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE., 15. Oktober 2018 (2018-10-15), XP055516998, US ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.27558	1-13, 16-19, 28-54, 67-70, 82-119
Y	Abbildungen 1, 2, 6 Abschnitt "2 METHODS"	20-27, 42,77-79

X	JOSHUA KAGGIE ET AL.: "Magnetic Resonance Fingerprinting of the Normal Pancreas", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 27TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, MONTRÉAL, QUÉBEC, CANADA, 11 MAY - 16 MAY 2019, Nr. 644, 26. April 2019 (2019-04-26), XP040708031,	1-11, 14-19, 28, 37-41, 43-54, 67-70, 76, 82-119
Y	das ganze Dokument	20-27, 77-79

X	GREGOR KÖRZDÖRFER ET AL.: "Description of the off-resonance dependency in slice-selective FISP MRF", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 24TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, SINGAPORE, 07 MAY - 13 MAY 2016, Nr. 4232, 1. Juni 2018 (2018-06-01), XP040703440,	1-11, 14-28, 37-54, 67-70, 76, 82-119
Y	das ganze Dokument	20-27, 42,77-79

X	KÖRZDÖRFER GREGOR ET AL: "Effect of spiral undersampling patterns on FISP MRF parameter maps", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, Bd. 62, 15. Januar 2019 (2019-01-15), Seiten 174-180, XP085758389, ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/J.MRI.2019.01.011 [gefunden am 2019-01-15]	1-11, 14-19, 28, 37-54, 67-70, 76, 82-119
Y	Abbildungen 1,2,3,4 Abschnitt "2. Materials and methods"	20-27, 42,77-79

-/--		

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	RICCARDO LATTANZI ET AL: "Phase unwinding for dictionary compression with multiple channel transmission in magnetic resonance fingerprinting", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, Bd. 49, 24. Dezember 2017 (2017-12-24), Seiten 32-38, XP055518025, TARRYTOWN, NY, US ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/j.mri.2017.12.015	1-11, 14-19, 28, 37-41, 43-54, 67-76, 82-99, 101,103, 104, 109-119
Y	Abbildungen 1,2 Abschnitt "2. Materials and methods"	20-27, 42,77-79
X	BO ZHAO ET AL: "Optimal Experiment Design for Magnetic Resonance Fingerprinting: Cramer-Rao Bound Meets Spin Dynamics", ARXIV.ORG, CORNELL UNIVERSITY LIBRARY, 201 OLIN LIBRARY CORNELL UNIVERSITY ITHACA, NY 14853, 23. Oktober 2017 (2017-10-23), XP081419661, DOI: 10.1109/TMI.2018.2873704	1-11, 14-19, 28, 37-41, 43-54, 67-70, 76-119
Y	Abschnitt "II. PROPOSED FRAMEWORK" Abschnitt "III. RESULTS"	20-27, 42,77-79
X	STEPHEN F. CAULEY ET AL: "Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction : Fast Group Matching for MRF Reconstruction", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE., Bd. 74, Nr. 2, 1. August 2015 (2015-08-01) , Seiten 523-528, XP055417887, US ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.25439	1-12, 14-19, 28-41, 43-70, 82-119
Y	Abbildungen 1,2,3 Abschnitt "THEORY" Abschnitt "METHODS"	42,77-79
X	HAO TAN ET AL: "Estimation of k -space trajectories in spiral MRI", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE., Bd. 61, Nr. 6, 7. April 2009 (2009-04-07), Seiten 1396-1404, XP055720086, US ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.21813 Abbildungen 1,2,3,4 Abschnitt "THEORY" Abschnitt "MATERIALS AND METHODS"	45-52