



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 061 509 B4 2007.02.08**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 061 509.8**

(22) Anmeldetag: **21.12.2004**

(43) Offenlegungstag: **29.06.2006**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **08.02.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/561 (2006.01)**

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

(73) Patentinhaber:

Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Krüger, Gunnar, Dr., 91052 Erlangen, DE; Mohr, Cecile, Dr., 91054 Erlangen, DE; Thesen, Stefan, Dr., 91052 Erlangen, DE

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

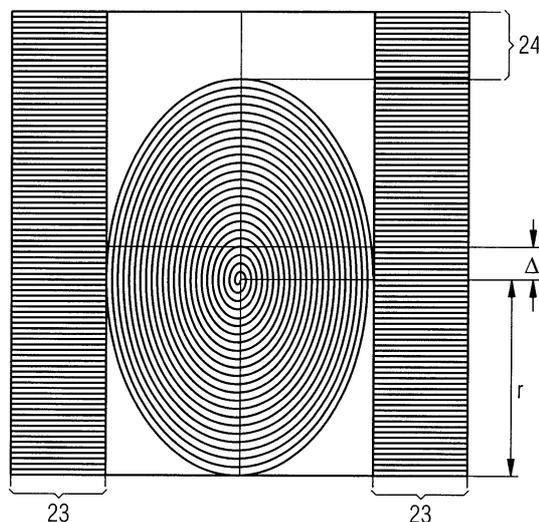
US 62 15 306 B1

C.A. Flask et al. "Keyhole Dixon method for faster, perceptually equivalent fat suppression", J. Magn. Reson. Imaging 18 (2003), S. 103-112;

M. Busch et al. "Fast "real time" imaging with different k-space update strategies for interventional procedures", J. Magn. Reson. imaging 8 (1998), S. 944-954;

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zur beschleunigten Spiral-kodierten Bildgebung in der Magnetresonanztomographie**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur spiralförmigen k-Raum-Abtastung in der Magnetresonanztomographie, dadurch gekennzeichnet, dass die einer spiralförmigen Abtastung zugrundeliegende benutzerdefinierte Sequenz derart modifiziert wird, dass die der Sequenz zugrundeliegende k-Matrix nur in einem Teilbereich gemessen wird, wobei der Teilbereich durch eine symmetrische Verkürzung zu beiden Seiten der k-Raum-Matrix in einer ersten Richtung sowie durch eine einseitige Verkürzung der k-Raum-Matrix in einer zur ersten Richtung orthogonalen zweiten Richtung definiert ist.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein spiralkodiertes Verfahren zur beschleunigten MRT-Bildgebung sowie ein Kernspintomographiegerät welches zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet ist.

[0002] Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstanten Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese "geordneten" Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden. Das Verfahren erlaubt eine freie Wahl der abzubildenden Schicht, wodurch Schnittbilder des menschlichen Körpers in alle Richtungen aufgenommen werden können. Die MRT als Schnittbildverfahren in der medizinischen Diagnostik, zeichnet sich in erster Linie als "nicht-invasive" Untersuchungsmethode durch ein vielseitiges Kontrastvermögen aus. Aufgrund der hervorragenden Darstellbarkeit des Weichgewebes hat sich die MRT zu einem der Röntgencomputertomografie (CT) vielfach überlegenen Verfahren entwickelt. Die MRT basiert heute auf der Anwendung von Spinecho- und Gradientenecho-Frequenzen, die bei Messzeiten in der Größenordnung von Minuten eine exzellente Bildqualität ermöglichen.

[0003] Die ständige technische Weiterentwicklung der Komponenten von MRT-Geräten und die Einführung schneller Bildgebungssequenzen eröffnete der MRT immer mehr Einsatzgebiete in der Medizin. Echtzeitbildgebung zur Unterstützung der minimal-invasiven Chirurgie, funktionelle Bildgebung in der Neurologie und Perfusionsmessung in der Kardiologie sind nur einige wenige Beispiele. Trotz der technischen Fortschritte beim Bau von MRT-Geräten bleibt die Aufnahmezeit eines MRT-Bildes der limitierende Faktor für viele Anwendungen der MRT in der medizinischen Diagnostik. Einer weiteren Steigerung der Leistung von MRT-Geräten bezüglich der Aufnahmezeit ist aus technischer Sicht (Machbarkeit) und aus Gründen des Patientenschutzes (Stimulation und Gewebeerwärmung) eine Grenze gesetzt. In den letzten Jahren wurden deshalb vielfältige Bemü-

hungen unternommen, die Bildmesszeit durch neuartige Ansätze weiter zu verringern.

[0004] Ein Ansatz, die Akquisitionszeit zu verkürzen besteht darin, die Menge der aufzunehmenden Bild-daten zu verringern. Um ein vollständiges Bild aus solch einem reduzierten Datensatz zu erhalten, müssen indessen entweder die fehlenden Daten mit geeigneten Algorithmen rekonstruiert werden oder es muss das fehlerhafte Bild aus den reduzierten Daten korrigiert werden.

[0005] Die Aufnahme der Daten in der MRT geschieht im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, geschieht mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicherweise die z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse).

[0006] Je nach Kombination bzw. Verschaltung der drei Gradienten in einer sogenannten Bildgebungssequenz kann die Abtastung des k-Raumes kartesisch (also zeilenweise) oder aber radial bzw. spiralförmig erfolgen.

Stand der Technik

[0007] Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird ausschließlich eine spiralförmige Abtastung des k-Raumes betrachtet. Spiralförmige k-Raum-Trajektorien wurden erstmals von Likes als mögliche Alternative zur kartesischen Abtastung propagiert (R.S. Likes US 4,307,343; 1981). Dabei zeigte sich, dass ein spiralförmiges Auslesen der k-Matrix im Hinblick auf eine T_2 -gewichtete MRT-Bildgebung zu einem isotroperen HF-Impulsantwortsignal führt im Gegensatz zu beispielsweise einer kartesischen Abtastung. Insbesondere der Einsatz der schnellen Spiral-Abtastung (Fast Spiral Imaging) – als Pendant zur Echo-planar-Bildgebung (Echo Planar Imaging EPI) – gewann daher zunehmend an Popularität, und zwar insbesondere auf den Gebieten der funktionellen MRT, der Perfusions-MRT, der MR-Spektroskopie, der Diffusions-MRT und der Phasen-Kontrast-basierten MRT-Flussmessungen.

[0008] Ein bisher noch nicht gelöstes Problem bei der schnellen MRT-Bildgebung generell (fast single shot spiral scanning bzw. fast multi shot spiral scanning und EPI) sind Bildqualitätsminderungen aufgrund von Frequenz- und Phasenfehlern während der Auslesezeiten des HF-Antwortsignals. Diese

Minderungen manifestieren sich bei EPI in Form von Bildverzerrungen im rekonstruierten Bild.

[0009] Bei der schnellen Spiral-MRT-Bildgebung wird das rekonstruierte Bild lokal verschwommen und unscharf bedingt durch regional begrenzte Frequenzverschiebungen im k-Raum. In der Spiral-Bildgebung wird dieser Fehler allgemein als "blurring" bezeichnet. Ursache dafür sind hauptsächlich Suszeptibilitäts-Grenzen und Inhomogenitäten im Gewebe des zu untersuchenden Objektes, wobei diese im Allgemeinen bei höheren Gradientenfeldstärken stärker ausgeprägt sind.

[0010] Das sogenannte blurring kann durch eine Verkürzung der Auslesezeit reduziert werden. Im Stand der Technik wird dies dadurch erreicht, dass die Anzahl der Umläufe reduziert wird, bei gleichbleibender Größe des abgetasteten Bereiches. Allerdings hat dies den schwerwiegenden Nachteil, dass sich fehlende Umläufe in niedrigerer Auflösung des rekonstruierten Bildes auswirken. Es gibt Ansätze, die parallele Bildgebungstechnik (PPA-Technik) bei der Spiral-Kodierung zur Verkürzung der Auslesedauer zu verwenden. Jedoch ist ein solches Verfahren extrem rechenzeitaufwändig und daher zum jetzigen Zeitpunkt nicht praktisch anwendbar.

Aufgabenstellung

[0011] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, die Auslesedauer eines spiralförmigen Akquisitionsverfahrens signifikant zu verkürzen, ohne anderweitige Nachteile in Kauf nehmen zu müssen.

[0012] Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale des unabhängigen Anspruches 1 gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

[0013] Erfindungsgemäß wird also ein Verfahren zur spiralförmigen k-Raum-Abtastung in der Magnetresonanztomographie vorgeschlagen, dadurch gekennzeichnet, dass die einer spiralförmigen Abtastung zugrundeliegende benutzerdefinierte Sequenz derart modifiziert wird, dass die der Sequenz zugrundeliegende k-Matrix nur in einem Teilbereich gemessen wird, wobei der Teilbereich durch eine symmetrische Verkürzung zu beiden Seiten der k-Raum-Matrix in einer ersten Richtung sowie durch eine einseitige Verkürzung der k-Raum-Matrix in einer zur ersten Richtung orthogonalen zweiten Richtung definiert ist.

[0014] Erfindungsgemäß erfolgt die Modifizierung dabei Benutzerdefiniert oder automatisch.

[0015] Ferner erfolgt die Abtastung in zumindest einer der beiden Richtungen vorteilhafterweise längs

einer anisotropen Spiral-Kodierung, wobei gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung die Anisotropie der Abtasttrajektorie in der jeweiligen Richtung einstellbar ist.

[0016] Ebenso soll die jeweilige Verkürzung der k-Raum-Matrix erfindungsgemäß einstellbar sein.

[0017] Weiterhin wird erfindungsgemäß ein Kernspintomographiergerät beansprucht welches zur Durchführung des Verfahrens gemäß der Ansprüche 1 bis 5 geeignet ist.

[0018] Zuletzt wird ein Computersoftwareprodukt beansprucht, dadurch gekennzeichnet, dass es ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5 implementiert, wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiergerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

Ausführungsbeispiel

[0019] Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen bezugnehmend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

[0020] [Fig. 1](#) zeigt schematisch ein Kernspintomographiergerät,

[0021] [Fig. 2](#) zeigt eine k-Raum-Trajektorie bei konventioneller Spiral-Kodierung nach dem Stand der Technik,

[0022] [Fig. 3](#) zeigt eine isotrope k-Raum-Trajektorie bei erfindungsgemäßer Spiral-Kodierung, und

[0023] [Fig. 4](#) zeigt eine anisotrope k-Raum-Trajektorie bei erfindungsgemäßer Spiral-Kodierung.

[0024] [Fig. 1](#) zeigt eine schematische Darstellung eines Magnetresonanz-Bildgebungs- bzw. Kernspintomographiergerätes zur Erzeugung eines Kernspindbildes eines Objektes gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiergerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Magnetomographiergerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Messvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch

Shim-Spulen **2** eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung **15** angesteuert werden.

[0025] In den Grundfeldmagneten **1** ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem **3** eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker **14** mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems **3** erzeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Jeder Verstärker **14** umfasst einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung **18** zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

[0026] Innerhalb des Gradientenfeldsystems **3** befindet sich eine Hochfrequenzantenne **4**, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Die Hochfrequenzantenne **4** besteht aus einer oder mehreren HF-Sendespulen und mehreren HF-Empfangsspulen in Form einer vorzugsweise linearen Anordnung von Komponentenspulen. Von den HF-Empfangsspulen der Hochfrequenzantenne **4** wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker **7** einem Hochfrequenz-Empfangskanal **8** eines Hochfrequenzsystems **22** zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem **22** umfasst weiterhin einen Sendekanal **9**, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner **20** vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung **18** digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil über jeweils einen Eingang **12** einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem **22** und von diesem einem Sendekanal **9** zugeführt. Im Sendekanal **9** werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

[0027] Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche **6**. Die HF-Sendespule der Hochfrequenzantenne **4** strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale über die HF-Empfangsspulen ab. Die entsprechend gewonnenen Kernreso-

nanzsignale werden im Empfangskanal **8** des Hochfrequenzsystems **22** phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Messsignals umgesetzt. Durch einen Bildrechner **17** wird aus den dergestalt gewonnenen Messdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner **20**. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung **18** die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung **18** dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem **22** und die Sequenzsteuerung **18** wird von einem Synthesizer **19** zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal **21**, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfasst.

[0028] Wie im Stand der Technik erfolgt auch im Rahmen des vorliegenden erfindungsgemäßen Verfahrens zunächst eine Eingabe der Meßparameter durch den Anwender (im Allgemeinen der Arzt) und zwar über eine Benutzerschnittstelle, die üblicherweise in Form eines Eingabefensters (Pop-Up-Window) am Bildschirm des Terminals **21** präsentiert wird. Auf Basis der eingegebenen Parameter wird das Meßsystem des Kernspintomographiegerätes derart konfiguriert, daß dieses in der Lage ist, im Sendekanal **9** über den Anlagenrechner **20** und die Sequenzsteuerung **19** eine Fast-Spiral-Scanning-Sequenz zu generieren. Eine derartige konventionelle Sequenz würde im k-Raum gemäß [Fig. 2](#) eine Matrix spiralförmig abtasten welche durch Rekonstruktion mittels Fouriertransformation im Ortsraum zwar ein anatomisches Bild ergeben würde, dieses würde aber das eingangs erwähnte bei Spiralkodierung übliche "blurring" aufweisen. Um dieses "blurring" zu unterdrücken soll es erfindungsgemäß möglich sein, eine Fast-Spiral-Scanning-Sequenz – entweder über eine weitere Benutzer-Eingabe oder automatisch – derart zu modifizieren, dass nur ein reduzierter Teil der der Ausgangssequenz zugrundeliegenden k-Matrix spiralförmig abgetastet bzw. durchlaufen wird. Die Reduktion erfolgt erfindungsgemäß in zweifacher Hinsicht indem das sogenannte rFOV-Verfahren (rectangular Field of View-Verfahren) mit einer Teil-Fourier-Abtastung (partial Fourier-Abtastung) kombiniert wird.

[0029] Die konventionelle kartesische rFOV-Abtastung besteht darin, äußere k-Raum-Zeilen vorzugsweise in Phasen-Kodierrichtung nicht zu messen, um dadurch die Messzeit zu reduzieren. Dies ist insbe-

sondere dann sinnvoll, wenn das zu untersuchende Objekt in Phasenkodierrichtung ohnehin eine geringere Ausdehnung als in Frequenz-Kodierrichtung besitzt (beispielsweise ein ovaler Kopf) und somit bei gleichbleibender Auflösung und unverändertem Kontrastverhalten zeitaufwändige Phasenkodierschritte eingespart werden können.

[0030] Die konventionelle kartesische Teil-Fourier-Abtastung hingegen nutzt die Tatsache, dass die Datenpunkte der k-Matrix spiegel-(bzw. Punkt-)symmetrisch zum Matrix-Mittelpunkt sind. Aus diesem Grund ist es ausreichend maximal nur die Werte einer Hälfte der k-Matrix zu messen und die nicht gemessenen Werte der anderen Hälfte durch Spiegelung am Mittelpunkt (und komplexe Konjugation) zu vervollständigen. Auf diese Weise kann die Anzahl der für die Phasenkodierung erforderlichen Sequenzdurchgänge bei identischer Ortsauflösung maximal auf die Hälfte reduziert werden, was einer maximalen Halbierung der Messzeit entspricht. Die Abtastung der halben k-Matrix wird allgemein auch als "Half-Fourier-Technik" bezeichnet.

[0031] Analog zur kartesischen rFOV-Abtastung werden gemäß [Fig. 3](#) in einer ersten Kodierrichtung die äußeren (in der Regel gleich großen und daher symmetrischen) streifenförmigen Randbereiche **23** nicht gemessen bzw. abgetastet und im Anlagenrechner mit Nullen belegt. Dies geschieht dadurch, dass die spiralförmige Trajektorie insgesamt verkleinert wird und demnach einen kleineren Außenradius r aufweist.

[0032] Ist die Spiral-Trajektorie isotrop, so führt eine Verkleinerung des Außenradius auch gleichermaßen zu einer beiderseitigen Messdatenreduktion in der zweiten (zur ersten Kodierrichtung orthogonalen) Kodierrichtung. Um diesen (zweiten) Messdatenverlust zu kompensieren, wird die Spiral-Trajektorie entlang der zweiten Kodierrichtung um Δl soweit verschoben, bis sie den Rand der k-Matrix tangiert. Analog zur kartesischen Teil-Fourier-Abtastung kann der nicht gemessene Bereich **24** entlang der zweiten Kodierrichtung aufgrund der bereits beschriebenen Punktsymmetrie der k-Matrix zur Matrix-Mitte durch geeignete Algorithmen ergänzt werden.

[0033] Zusammengefaßt besteht die vorliegende Erfindung also darin im Rahmen einer spiralförmigen k-Raum-Abtastung die bekannten und zuvor beschriebenen Akquisitionstechniken rFOV und Partial-Fourier-Technik in der ebenso zuvor beschriebenen Weise zu kombinieren. Dies führt insgesamt zu einer signifikanten Verkürzung der Auslesezeit (20% oder mehr) was letztendlich zu einer verbesserten Bildqualität (weniger blurring) führt. Ein weiteres Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens, den allein die Partial-Fourier-Technik mit sich bringt, besteht darin, dass bereits eine geringe Verschiebung der

Spiral-Trajektorie relativ zum k-Matrix-Mittelpunkt auch eine geringere Sensitivität gegenüber stets vorhandenen Gradientenimperfektionen zur Folge hat.

[0034] Die Applikation einer der beiden Methoden allein (rFOV oder Partial-Fourier) leistet jedoch keine Abhilfe bei nicht kartesischen, insbesondere spiralförmigen, Aufnahmetechniken. Aus diesem Grund müssen beide Methoden auch insofern aufeinander abgestimmt werden, als dass die Verringerung des Außenradius der Spiraltrajektorie bei isotroper Abtastung mit der Verschiebung der Trajektorie verknüpft ist.

[0035] Diese Verknüpfung kann erfindungsgemäß durch eine anisotrope Spiral-Kodierung beeinflusst und somit die Datenakquisition insgesamt optimiert werden. In [Fig. 4](#) beispielsweise ist gezeigt, dass eine Anisotropie in Partial-Fourier-Richtung bei gleichbleibendem rFOV eine geringere Verschiebung der Spiraltrajektorie erfordert. Dies führt wiederum zu insgesamt weniger Gradiententätigkeit wodurch auch gradientenbedingte Stimulationen vermindert werden. Der dadurch geringfügig erhöhte Rekonstruktionsaufwand kann in Kauf genommen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur spiralförmigen k-Raum-Abtastung in der Magnetresonanztomographie, **dadurch gekennzeichnet**, dass die einer spiralförmigen Abtastung zugrundeliegende benutzerdefinierte Sequenz derart modifiziert wird, dass die der Sequenz zugrundeliegende k-Matrix nur in einem Teilbereich gemessen wird, wobei der Teilbereich durch eine symmetrische Verkürzung zu beiden Seiten der k-Raum-Matrix in einer ersten Richtung sowie durch eine einseitige Verkürzung der k-Raum-Matrix in einer zur ersten Richtung orthogonalen zweiten Richtung definiert ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Modifizierung benutzerdefiniert oder automatisch erfolgt.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Abtastung in zumindest einer der beiden Richtungen längs einer anisotropen Spiral-Kodierung erfolgt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Anisotropie der Abtasttrajektorie einstellbar ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die jeweilige Verkürzung der k-Raum-Matrix einstellbar ist.

6. Kernspintomographiergerät, welches zur Durchführung des Verfahrens gemäß einem der Ansprüche

1 bis 5 geeignet ist.

7. Computersoftwareprodukt, dadurch gekennzeichnet, dass es ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5 implementiert, wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

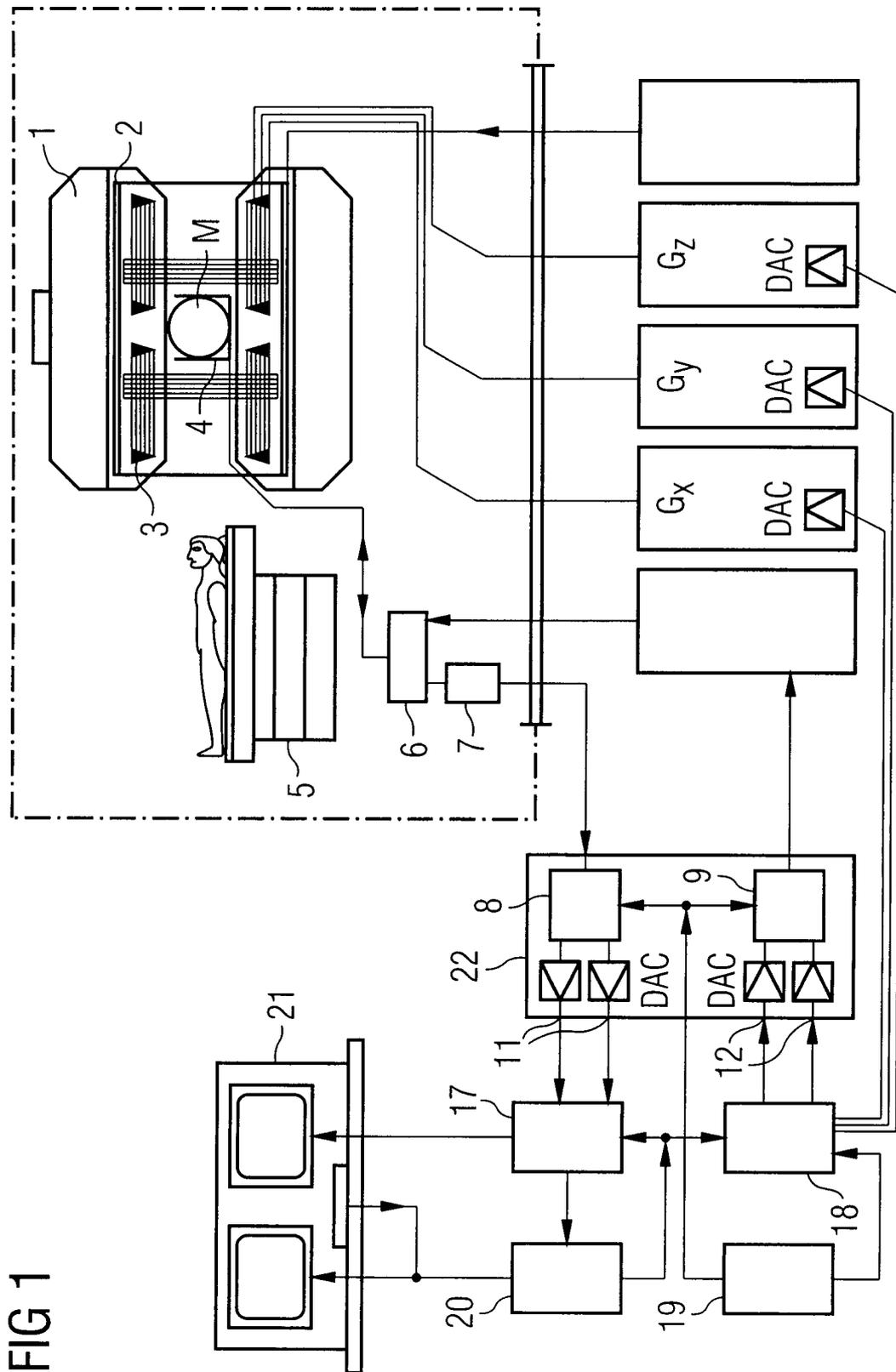


FIG 1

FIG 2

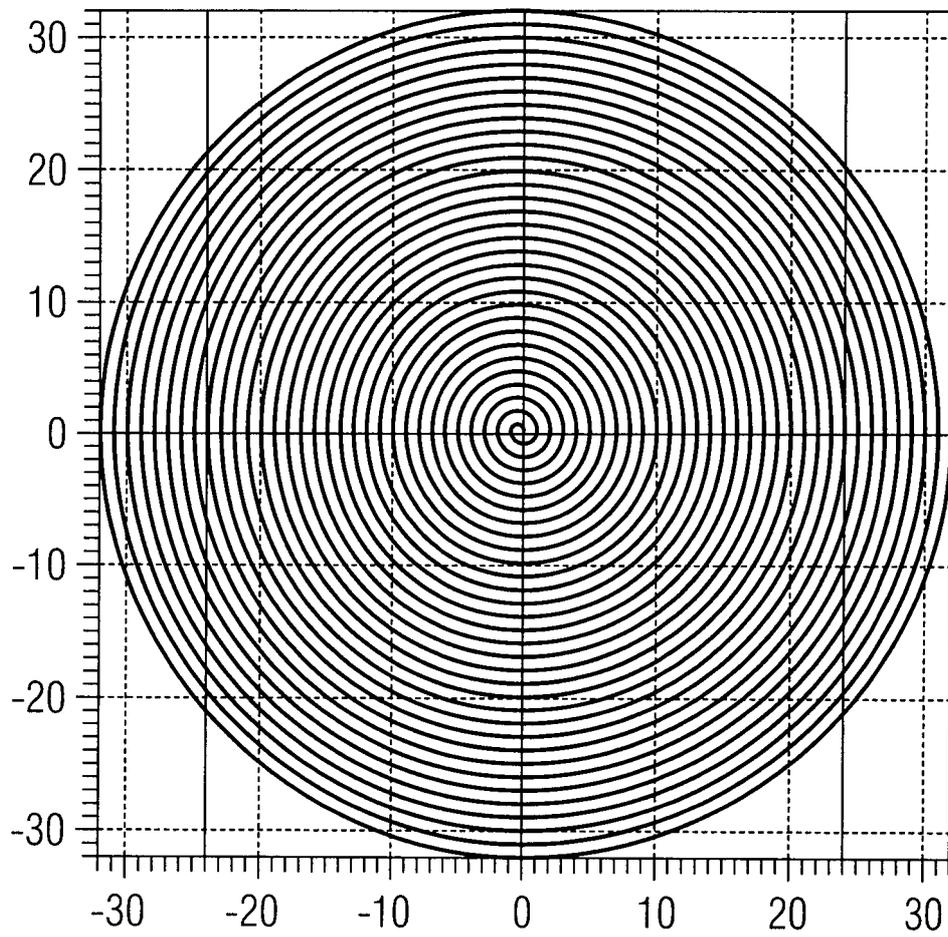


FIG 3

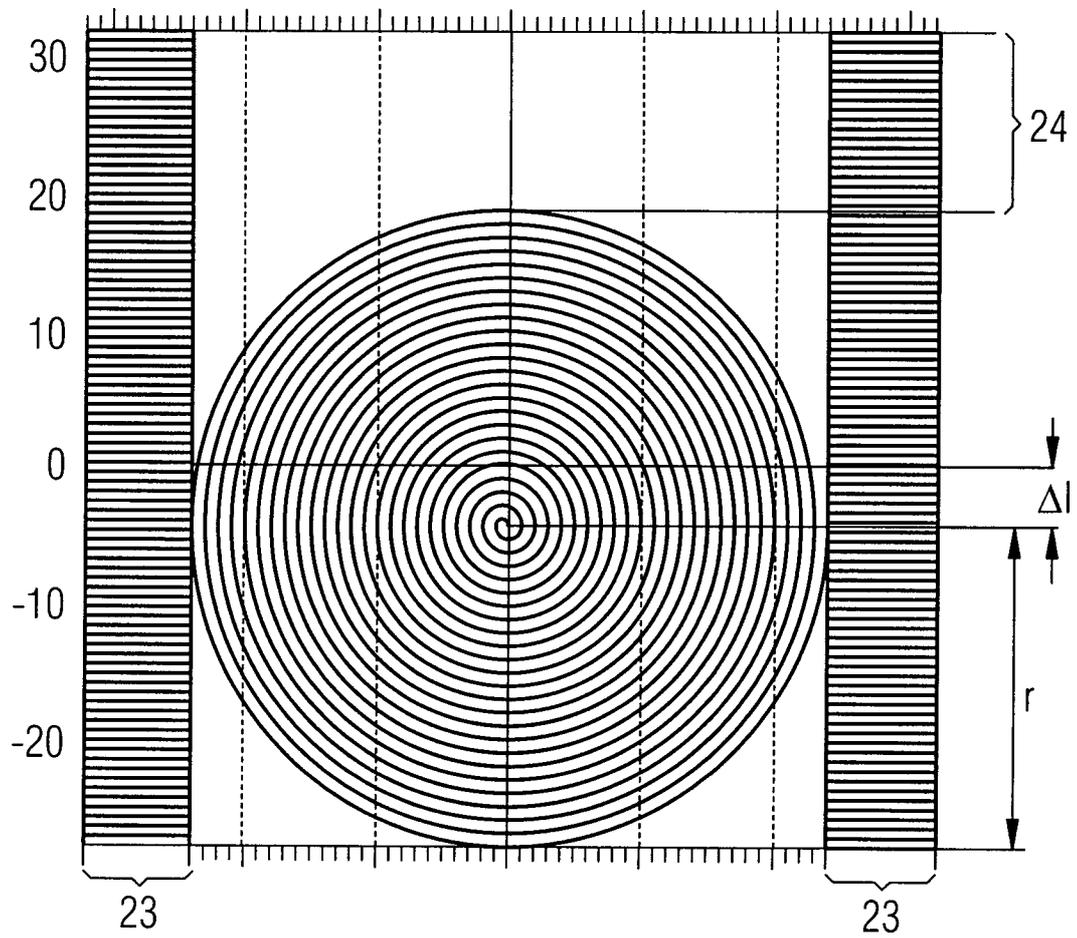


FIG 4

