



(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2004 015 796 A1 2004.12.16

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2004 015 796.0

(22) Anmeldetag: 29.03.2004

(43) Offenlegungstag: 16.12.2004

(51) Int Cl.7: **G01R 33/561**
G01R 33/54, G01R 33/3415

(30) Unionspriorität:
10/452095 30.05.2003 US

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

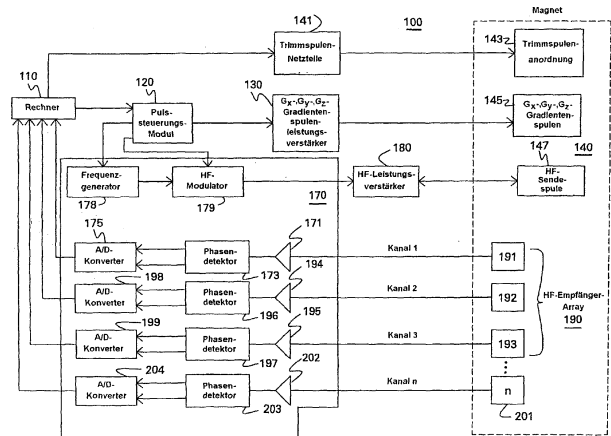
(71) Anmelder:
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US

(72) Erfinder:
Hardy, Christopher Judson, Schenectady, N.Y.,
US; Dumoulin, Charles Lucian, Ballston Lake,
N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und System zur beschleunigten Bildgebung mittels paralleler MRT**

(57) Zusammenfassung: Geschaffen sind ein Verfahren und System zur parallelen Bildgebung mittels eines Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)- Systems (100). Das Verfahren umfasst die Schritte: Akquirieren einer Vielzahl von Magnetresonanz-(MR)-Signalen von einem Empfängerspulenarray (190), das in dem MRT-System um ein Objekt angeordnet ist, wobei das Empfängerspulenarray mehrere in Zeilen angeordnete Empfängerelemente (191, 192, 193, 201) aufweist, und Verschieben von Empfängerfrequenzen um einen wählbaren Betrag für jede Zeile des Arrays während der Anwendung eines Auslesegradienten in einer Frequenzcodierichtung, um ein beschränktes Sichtfeld (FoV) in die Frequenzcodierichtung zu verschieben.



Beschreibung

HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung betrifft ganz allgemein Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)-Systeme und insbesondere ein Verfahren und eine Vorrichtung zur parallelen Bildgebung in der frequenzcodierenden Richtung unter Verwendung von MRT-Systemen.

[0002] MRT ist eine hinlänglich bekannte Bildgebungstechnik. Eine herkömmliche MRT-Vorrichtung baut ein homogenes Magnetfeld beispielsweise entlang einer Achse des Körpers einer Person auf, an der eine MRT durchgeführt wird. Dieses homogene Magnetfeld konditioniert das Innere des Körpers der Person für eine Bildgebung, indem die Kernspins (der Atome und Moleküle, aus denen das Körpergewebe besteht) parallel zu der Achse des Magnetfelds fluchtend ausgerichtet werden. Falls die mit dem Magnetfeld fluchtende Ausrichtung der Kernspins gestört wird, versuchen die Kerne, ihre Achse wieder mit der Achse des Magnetfelds auszurichten. Eine Störung der Ausrichtung von Kernspins lässt sich durch Anwendung von auf die Larmorsche Frequenz abgestimmten Hochfrequenz-(HF)-Pulsen erreichen. Während des Vorgangs eines Wiederausrichtens, präzedieren die Kerne um die Achse des Magnetfelds und strahlen elektromagnetische Signale aus, die sich durch ein oder mehrere an der Person oder um diese herum angeordnete HF-Detektorspulen erfassen lassen.

[0003] Die Frequenz des Magnetresonanz-(MR)-Signals, das durch einen bestimmten präzedierenden Kern ausgestrahlt wird, hängt von der Stärke des Magnetfelds an dem Ort des Kerns ab. wie aus dem Stand der Technik hinlänglich bekannt ist, ist es möglich, Signale, die von unterschiedlichen Orten innerhalb des Körpers einer Person stammen, zu unterscheiden, indem quer über den Körper der Person ein Magnetfeldgradient erzeugt wird. Zur Vereinfachung sei eine Richtung dieses Feldgradienten als die Links/Rechts-Richtung bezeichnet. Von während einer Anwendung des Feldgradienten erfassten Signalen, die ein und dieselbe Frequenz aufweisen, kann angenommen werden, dass sie von einer gegebenen Position innerhalb des Feldgradienten, und folglich von einer vorgegebenen Links-Rechts-Position innerhalb des Körpers einer Person ausgehen. Die Anwendung eines derartigen Feldgradienten wird auch als Frequenzcodierung bezeichnet.

[0004] Allerdings ermöglicht die Anwendung eines Feldgradienten kein zweidimensionales räumliches Codieren, da sämtliche Kerne an einer vorgegebene Links-Rechts-Position derselben Feldstärke ausgesetzt sind und folglich Signale derselben Frequenz ausstrahlen. Dementsprechend reicht die Anwendung eines frequenzcodierende Gradienten für sich

genommen nicht aus, um von der Oberseite stammende Signale gegenüber Signalen unterscheiden zu können, die an einer gegebenen Links-Rechts-Position von der Unterseite der Person ausgehen. Es stellte sich heraus, dass ein räumliches Codieren in dieser zweiten Richtung möglich ist, indem vor Akquirieren des Signals Gradienten einer veränderten Stärke in einer senkrechten Richtung angewendet werden, um dadurch die Phase der Kernspins um variierte Beträge zu drehen. Die Anwendung solcher zusätzlicher Gradienten wird als Phasencodierung bezeichnet.

[0005] Frequenzcodierte Daten, die nach einem Phasencodierschritt durch die HF-Detektorspulen erfasst werden, werden als eine Datenzeile in einer Datenmatrix gespeichert, die als die k-Raum-Matrix bekannt ist. Mehrere Phasencodierschritte werden durchgeführt, um die vielen Zeilen der k-Raum-Matrix auszufüllen. Indem die Matrix einer zweidimensionalen Fourier-Transformation unterworfen wird, um diese Frequenzdaten in räumliche Daten umzuwandeln, die die Verteilung der Kernspins oder Dichte der Kerne des Bildgebungsmaterials repräsentieren, lässt sich anhand dieser Matrix ein Bild erzeugen.

[0006] Alternativ kann ein räumliches Kodieren in drei Dimensionen ausgeführt werden, indem in zwei zueinander senkrechten Richtungen phasencodierende Gradienten, und darauf folgend in der dritten senkrechten Richtung ein frequenzcodierender Gradient angewendet werden, wobei während des frequenzcodierenden Gradienten Signale akquiriert werden, um eine dreidimensionale Matrix von k-Raum-Daten zu erzeugen. Eine dreidimensionale Fourier-Transformation wandelt diese Frequenzdaten der Matrix anschließend in räumliche Daten um, die die Verteilung von Kernspins oder deren Dichte innerhalb eines Volumens des Bildgebungsmaterials repräsentieren.

[0007] Die für eine Bildgebung benötigte Zeit hängt weitgehend von dem angestrebten Signal/Rausch-Verhältnis (SNR) und von der Geschwindigkeit ab, mit der die MRT-Vorrichtung die k-Raum-Matrix ausfüllen kann. In herkömmlicher MRT wird jeweils eine Zeile der k-Raum-Matrix auf einmal gefüllt. Obwohl auf diesem allgemeinen Gebiet viele Verbesserungen erreicht wurden, ist die Geschwindigkeit, mit der sich die k-Raum-Matrix ausfüllen lässt, immer noch beschränkt. Um diese innewohnenden Beschränkungen zu beseitigen, wurden einige Techniken entwickelt, um für jede Anwendung eines Magnetfeldgradienten in effizienter Weise gleich mehrerer Datenzeilen gleichzeitig zu akquirieren. Diese Techniken, die zusammenfassend mit dem Begriff "parallele Bildgebungstechniken" bezeichnet werden können, benutzen räumliche Daten, die von Feldern von HF-Detektorspulen stammen, um das Codieren zu ersetzen, das sonst mittels Feld-

gradienten und HF-Pulsen in einer sequentiellen Weise erreicht wird. Die Verwendung mehrfacher effektiver Detektoren erwies sich als geeignet, die Bildgebungsgeschwindigkeit zu vervielfachen, ohne die Gradientenschaltraten oder HF-Energiebelastung zu erhöhen.

[0008] Parallele Bildgebungstechniken lassen sich in zwei Kategorien einteilen. Entweder füllen sie die ausgelassenen Zeilen des k-Raums vor einer Fourier-Transformation aus, indem sie eine gewichtete Kombination von durch die diversen HF-Detektorspulen akquirierten benachbarten Zeilen konstruieren. Oder sie führen zunächst eine Fouriertransformation an dem beschränkten k-Raum-Daten aus, um ein auf eine jeweilige Spule zurückzuführendes Alias-Bild zu erzeugen und anschließend die Alias-Signale durch eine lineare Transformation der überlagerten Pixelwerte zu entfalten. In beiden Fällen weisen die rekonstruierten Bilder, insbesondere im Falle großer Beschleunigungsfaktoren, häufig aufgrund einer unzureichenden Beseitigung von Aliasing-Artefakten Mängel auf. In durch Aliasing verfälschten Bildern sind die Ränder des Bildes in Richtung der Bildmitte eingefaltet.

[0009] Zwei derartige parallele Bildgebungstechniken, die in letzter Zeit für in vivo Bildgebung entwickelt und verwendet wurden, sind SENSE (SENSitivity Encoding = Codieren von Empfindlichkeit) und SMASH (Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics = Simultane Akquisition räumlicher Oberschwingungen). Beide Techniken umfassen die parallele Verwendung mehrerer gesonderter Empfangselemente, wobei jedes Element jeweils ein unterschiedliches Empfindlichkeitsprofil aufweist, und eine Kombination der entsprechenden erfassten Spinresonanzsignale (im Vergleich zu herkömmlicher Fourier-Bildgebungstechnik) eine Reduzierung der für ein Bild benötigten Akquisitionszeit um einen Faktor ermöglicht, der im günstigsten Fall gleich der Anzahl der verwendeten Empfangselemente ist (siehe Pruessmann et al., *Magnetic Resonance in Medicine*, Bd. 42, 5.952-962, 1999).

[0010] Für Pulssequenzen, die eine geradlinige Bahn im k-Raum ausführen, reduzieren parallele Bildgebungstechniken in jedem Fall die Reihe von Phasencodierschritten, um die Akquisitionszeit der Bildgebung zu reduzieren, und verwenden anschließend Empfindlichkeitsdaten des Arrays, um den Verlust an räumlichen Daten auszugleichen. Für manche Pulssequenzen, z.B. im Falle von Single-Shot-Fast-Spin-Echo, könnte eine wesentliche Verringerung der Akquisitionszeit der Bildgebung auch erreicht werden, wenn die Anzahl der Punkte in der frequenzcodierenden Richtung reduziert werden könnte, ohne Einbußen bei der räumlichen Auflösung oder dem Sichtfeld (FoV) hinnehmen zu müssen. Ein Filtern auf der Empfängerseite kappt die außerhalb

des Auslesebands liegenden Signale, anders als in der phasencodierenden Richtung, wo derartige Signale zurück in das FoV aliasiert werden, wo sie durch parallele Bildrekonstruktion wieder entfaltet werden können.

[0011] MR-Bildgebung mit Mehrfachspulen setzt eine größere Anzahl von Empfangskanälen ein. Ein Erhöhen der Anzahl der Kanäle bei einer Mehrfachspulenbildgebung über die typische Anzahl von 4 bis 8 hinaus kann möglicherweise vielfältige Vorteile mit sich bringen, darunter ein verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis (SNR), größere Sichtfelder (FoV) und/oder schnellere Bildgebung. Diese Vorteile können bei der Bewältigung von Problemen der kardialen, respiratorischen und peristaltischen Bewegung während einer Rumpftomographie, und für die Leistung und Beobachtung einer MRT-gestützten Therapie eine bedeutende Rolle spielen. Es besteht also ein Bedarf nach einem Verfahren und System, um parallele Bildgebung mittels MRT beschleunigt durchführen zu können.

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0012] Zusammengefasst gehören gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung zu einem Verfahren zur parallelen Bildgebung mittels eines Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)-Systems die Schritte: Akquirieren einer Vielzahl von Magnetresonanz(MR)-Signalen von einem Empfängerspulenarray, das in dem MRT-System um ein Objekt angeordnet ist, wobei das Empfängerspulenarray mehrere in Zeilen angeordnete Empfängerelemente aufweist, und während der Anwendung eines Auslesegradienten in einer Frequenzcodierichtung Verschieben von Empfängerfrequenzen um einen wählbaren Betrag für jede Zeile des Arrays, um ein Sichtfeld (FoV) in der Frequenzcodierichtung zu verschieben.

[0013] Gemäß noch einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gehört zu einem System zur parallelen Bildgebung mittels Magnetresonanz-Tomographie (MRT) wenigstens eine Empfängerspulenarrayanordnung, die um einen interessierenden abzubildenden Bereich herum positioniert ist, um damit Magnetresonanz-(MR)-Signale zu akquirieren, wobei das Array mehrere Empfängerelemente aufweist, die in Zeilen angeordnet sind, um ein Array zu bilden, und ein Bildprozessor, der dazu dient von sämtlichen Empfängerelementen eine Vielzahl der MR-Signale zu akquirieren, wobei der Bildprozessor ferner konfiguriert ist, entsprechende Empfängerfrequenzen für jede Zeile des Arrays um einen wählbaren Betrag in eine ausgewählte Frequenzcodierichtung zu verschieben, um ein Sichtfeld (FoV) in die Frequenzcodierichtung zu verschieben.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0014] Diese und andere Ausstattungsmerkmale, Aspekte und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden verständlicher nach dem Lesen der nachfolgenden detaillierten Beschreibung in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen, in denen durchgängig übereinstimmende Bezugszeichen übereinstimmende Teile repräsentieren:

[0015] Fig. 1 zeigt ein Blockschaltbild eines exemplarischen MR-Bildgebungssystems, das für den Einsatz in den Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung geeignet ist;

[0016] Fig. 2 zeigt eine ebene Ansicht eines Ausführungsbeispiels eines Arrays für parallele Bildgebung, auf das Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung anwendbar sind; und

[0017] Fig. 3 veranschaulicht ein Array für parallele Bildgebung, das um eine Person positioniert ist, um in ein MRT-System eingebracht zu werden.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0018] Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines Magnetresonanz-(MR)-Bildgebungssystems **100**. Das MRT-System **100** enthält einen Rechner **110**, der über ein Pulssteuermodul **120** Gradientenspulenleistungsverstärker **130** steuert. Das Pulssteuermodul **120** und der Gradientenleistungsverstärker **130** wirken zusammen, um die geeigneten Gradientenwellenformen G_x , G_y und G_z für ein Spin-Echo, eine vom Gradienten abgerufene Echopulssequenz, ein Fast-Spin-Echo oder eine sonstige Art einer allgemein bekannten Pulssequenz hervorbringen. Die Gradientenwellenformen liegen an Gradientenspulen **145** an, die um die Bohrung einer MR-Magnetanordnung **140** so positioniert sind, dass die Gradienten G_x , G_y und G_z parallel zu ihren entsprechenden Achsen auf das polarisierende Magnetfeld B_0 der Magnetanordnung **140** wirken.

[0019] Das Pulssteuermodul **120** regelt ferner einen Hochfrequenz-(HF)-Synthesizer **178**, der Teil eines HF-Transceiversystems **170** ist, von dem Bereiche durch einen in durchgezogener Linie gezeichneten Block eingegrenzt sind. Das Pulssteuermodul **120** regelt ferner einen HF-Modulator **179**, der den Ausgang des Hochfrequenzgenerators **178** moduliert. Die resultierenden, durch einen HF-Leistungsverstärker **180** verstärkten und an eine HF-Sendespule **147** angelegten HF-Signale, dienen dazu, die Kernspins des (nicht gezeigten) Objekts anzuregen, an dem eine Bildgebung durchzuführen ist.

[0020] Als Teil des Bilddatenakquisitionsvorgangs werden die MR-Signale, die von den angeregten Ker-

nen des abzubildenden Objekts stammen, von einer HF-Empfangsspule **191** entgegengenommen und an einen Vorverstärker **171** ausgegeben, um verstärkt und anschließend durch einen Quadraturphasendetektor **173** verarbeitet zu werden. Die erfassten Signale werden durch einen Hochgeschwindigkeits-A/D-Wandler **175** digitalisiert und an einen Rechner **110** ausgegeben, der die Daten verarbeitet, um MR-Bilder des Objekts zu erzeugen. Der Rechner **110** steuert auch die Trimmspulennetzteile **141**, um die Trimmspulenanordnung **143** mit Strom zu versorgen. Die Art und Weise wie der Rechner **110** das erfasste Signal verarbeitet, um ein Bild zu rekonstruieren, ist weiter unten eingehender beschrieben.

[0021] In Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung gehört zu dem MRT-System **100** ferner ein HF-Empfängerarray **190**, das ein HF-Detektorarray ist, das aus mehrfachen Detektorelementen **191**, **192**, **193**, z.B. in Form von Schleifen oder elektrisch leitfähigen Streifen, aufgebaut ist (beispielsweise jedoch auch mehr Elemente n enthalten könnte, wie sie mit 201 bezeichnet sind), und auch als eine Gruppe mehrerer Spulen oder elektrisch leitfähiger Streifen konfiguriert sein kann. Als Detektorelemente können auch sonstige leitende Materialien und Strukturen, beispielsweise Kupferstäbe, Rohre, Leitungen oder andere ähnliche Leiterstrukturen verwendet werden. Ein Ausführungsbeispiel eines HF-Empfängerarrays **190** wird eingehender anhand von Fig. 2 und 3 beschrieben.

[0022] In einem weiteren Ausführungsbeispiel gehört zu einem Verfahren zur parallelen Bildgebung mittels eines Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)-Systems ein Schritt des Akquirierens von Magnetresonanz-(MR)-Signalen von einem parallelen Empfängerarray mit für entsprechende Empfängererelemente des Empfängerarrays veränderlichen Frequenzverschiebungen, wobei das parallele Empfängerarray eine relativ hohe Anzahl n von Empfängererelementen im Bereich von etwa 8 bis etwa 32 aufweist. Das Verfahren beinhaltet ferner ein Rekonstruieren der MR-Signale zu einem Bild.

[0023] Nun bezugnehmend auf Fig. 2, ist eine ebene Ansicht eines Ausführungsbeispiels des HF-Empfängerarrays **190** gezeigt. In diesem Ausführungsbeispiel ist das HF-Empfängerarray **190** mit 4 Zeilen zu je 4 Spulen- oder Empfängererelementen **210** konstruiert, die, wie in Fig. 2 gezeigt, in den Richtungen Links/Rechts (LR) und Oben/Unten (SI) fluchtend angeordnet sind. In diesem Ausführungsbeispiel ist ein 4×4 -Array unterhalb des Objekts zu positionieren (posterior angeordnete Unteranordnung) und eine weitere identisch Anordnung oberhalb desselben (anterior angeordnete Unteranordnung, wobei lediglich eine davon gezeigt ist), woraus sich eine Gesamtanzahl von 32 Elementen ergibt. Die 32 Spulen oder Elemente ermöglichen eine parallele Bildge-

bung mit 32 zur Verfügung stehenden Empfängerkanälen. In dem hier verwendeten Sinne bedeutet ein Element eine Detektorspule in dem HF-Empfängerarray **190** – d.h. jede kleine Schleife **210** in **Fig. 2**. Wieder bezugnehmend auf **Fig. 1**, bezeichnet ein Kanal in dem hier verwendeten Sinne die gesamte Kette, die ausgehend von dem Arrayelement (**191**, **192**, **193**, ...**201**) durch den Vorverstärker (**171**, **194**, **195**, ...**202**), phasensensitiven Detektor (**173**, **196**, **197**, ...**203**) und A/D-Konverter (**175**, **198**, **199**, ...**204**) verläuft. Eine Verwendung von Mehrfachspulen für die Bildgebung ist besonders von Vorteil, um Probleme mit Bewegungen, beispielsweise kardialer, respiratorischer oder peristaltischer Natur, während einer Rumpftomographie zu bewältigen. Darüber hinaus kann mehrfache Spulen verwendende Bildgebung eingesetzt werden, um eine Therapie während einer MRT zu leisten und zu überwachen. In dem in **Fig. 2** gezeigten Ausführungsbeispiel, ist ein für eine Rumpftomographie geeignetes 32-Kanalarray für parallele Bildgebung veranschaulicht, das 4 Zeilen á 4 Spulen (von je 79 mm × 105 mm) aufweist, die auf identischen Muschelschalenspulenkörpern aufgebaut sind (von denen in **Fig. 2** einer gezeigt ist). Die Spulen wurden in der Rechts/Links-Richtung 16 mm voneinander beabstandet und in der Oben/Unten-Richtung um 18 mm überlappt angeordnet, um ein optimales Signal-zu-Rauschen-Verhältnis (SNR) für parallele Bildgebung zu erreichen. Für eine Rumpfbildgebung werden die Muschelschalenspulenkörper um den Rumpf einer Person positioniert, die auf einer Patientenliege des MRT-Systems liegt. Gemäß **Fig. 3** ist eine Person **200** gezeigt, bei der das HF-Empfängerarray **190** um den Rumpf positioniert ist (anterior angeordnete Unteranordnung **220**, posterior angeordnete Unteranordnung **230**).

[0024] Mittels dieses Ausführungsbeispiels des HF-Empfängerarrays **190** ist es möglich, eine parallele Bildgebung in Echtzeit mit einem großen Sichtfeld (FoV) durchzuführen. In einem Ausführungsbeispiel gehören zu einem Verfahren zur parallelen Bildgebung mittels eines Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)-Systems die Schritte: Akquirieren einer Vielzahl von Magnetresonanz-(MR)-Signalen von einem Empfängerspulenarray, das in dem MRT-System um ein Objekt angeordnet ist, wobei das Empfängerspulenarray mehrere in Zeilen angeordnete Empfängerelemente aufweist, und während der Anwendung eines Auslesegradienten in einer Frequenzcodierichtung Verschieben von Empfängerfrequenzen um einen wählbaren Betrag für jede Zeile des Arrays, um ein Sichtfeld (FoV) in der Frequenzcodierichtung zu verschieben.

[0025] Die Bildakquisition verwendet eine Pulssequenz, die konfiguriert ist, um ein Volumen abzubilden und ein Verkürzen der Bildakquisitionszeit zu ermöglichen. In dem hier verwendeten Sinne beziehen sich die Begriffe "angepasst", "konfiguriert" und der-

gleichen auf mechanische oder strukturelle Verbindungen zwischen Elementen, um diesen ein Zusammenwirken zu ermöglichen, so dass diese eine beschriebene Wirkung vorsehen; diese Begriffe beziehen sich auch auf geeignete Betriebseigenschaften elektronischer Elemente, wie analoger oder digitaler Rechner oder anwendungsspezifischer Vorrichtungen (beispielsweise eines anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreises (ASIC)), die programmiert sind, um eine Programmfolge durchzuführen, um in Antwort auf vorgegebene Eingangssignale Ausgangssignale vorzusehen. In einem Ausführungsbeispiel wurde eine Bildgebung beispielsweise in Echtzeit mittels einer verschachtelten echoplanaren Pulssequenz ausgeführt. Zusätzlich wurde ein Modus für einen Rumpfüberblick mit großem FoV entwickelt, der eine wiederholte Single-Shot-Fast-Spin-Echo-(SSFSE)-Folge verwendet, um in 0,5-1 Sekunden akquirierte Bilder mit einer Rate von 1–2 pro Sekunde zu erzeugen. Um das FoV für koronare Bildgebung und andere Anwendungen unter Beibehaltung der Bildauflösung und hoher Frameraten zu erweitern, wurden der Auslesegradient in der O/U-Richtung ausgerichtet und Bilder mit beschränktem FoV akquiriert. Während einer Bildakquisition wurden auf jedes Paar von L/R-Zeilen von Spulen unterschiedliche Verschiebungen des FoV angewandt (und zwar auf die eine Zeile auf der anterior angeordneten Muschelschale und auf die andere unmittelbar gegenüberliegend auf der posterior angeordneten Muschelschale), so dass das FoV unmittelbar unter jener Zeile von Spulen zentriert war. Mit einem Beschleunigungsfaktor von gewöhnlich 2–3 wurde paralleles Codieren in der L/R-Richtung angewandt. Die hierin vorgesehene Pulssequenz eignete sich besonders gut für kardiale Bildgebung und für andere interessierende Bereiche im Rumpfbereich. Es ist offensichtlich, dass es einem Fachmann möglich ist, aus vielfältigen bekannten Pulssequenzen auszuwählen, um das FoV zu erweitern und die Ausleseraten abhängig von dem abzubildenden Bereich und der erforderlichen Framerate zu erreichen. Der Rechner **110** (**Fig. 1**) ist für vielfältige Bildverarbeitungsalgorithmen konfiguriert. Beispielsweise ist der Rechner **110** in der Regel konfiguriert, um eine Aliasing in einer phasencodierenden Richtung phasenzuentfalten, das auf ein beliebiges eingeschränktes Gesichtsfeld in der Phasencodierichtung zurückzuführen ist. Ferner ist der Rechner **110** konfiguriert, um ein Bild zu rekonstruieren, indem er für jede Zeile des Arrays aus den akquirierten MR-Signalen Sub-Bilder erzeugt und die Sub-Bilder kombiniert. In einem Ausführungsbeispiel wird der Schritt des Kombinierens durchgeführt, indem jedes Sub-Bild um einen Betrag verschoben wird, der mit der FoV-Verschiebung übereinstimmt, die während einer Bildakquisition verwendet wurde, und aus der Summe des Quadrates von Bildintensitäten in überlappten Bereichen der Bilder die Quadratwurzel gebildet wird.

[0026] Zu beachten ist der Fall koronarer Bildgebung, bei der die frequenzcodierende Richtung Oben/Unten (S/I) und die phasencodierende Richtung Links/Rechts (L/R) ist. In dieser Technik veranlassen die durch jede L/R-Zeile von Spulen gesammelten Signale, dass deren Empfängerfrequenzen um einen geeigneten Betrag verschoben werden, um das FoV in der Oben/Unten-Richtung zu verschieben, so dass es unmittelbar unter (oder über) der Zeile von Spulen zentriert ist. Bei den meisten kommerziell erhältlichen Scannern ist ein unabhängiges Variieren von Empfängerfrequenzen für unterschiedliche Spulen im Gegensatz zu einem gebräuchlichen Signa™ mit 32 Kanälen von General Electric nicht möglich. In dem in **Fig. 1** gezeigten exemplarischen Ausführungsbeispiel verkörpert jeder phasensensitive Detektor (beispielsweise **173, 196, 197, ...204**) eine unterschiedliche Frequenzquelle (beispielsweise f_1, f_2, f_3 , etc.), um das von dem entsprechenden Vorverstärker (beispielsweise **171, 194, 195, ...203**) stammende NMR-Signal zu demodulieren. Gemäß diesem Ausführungsbeispiel wurden Fast-Spin-Echo-Bilder des Rumpfes mit den Spulen nach **Fig. 2** akquiriert, wobei, wie oben beschrieben, veränderliche Verschiebungen des FoV verwendet wurden. Bilder wurden aus einem aus jeder L/R-Zeile des Arrays stammenden Verbund erzeugt. Durch Schrumpfen des FoV in der frequenzcodierenden Richtung wurde die Akquisitionszeit der Bildgebung bedeutend reduziert, ohne räumliche Auflösung einzubüßen zu müssen. Zu beachten ist, dass wenn das FoV auch in der phasencodierenden Richtung verkleinert wird, ein Aliasing in jener Richtung hervorgerufen wird. Dieses Aliasing wird mittels standardisierter parallelen MRT-Techniken, z.B. SENSE und SMASH, entfaltet. Die zusammengesetzten Bilder wurden aus jeder L/R-Zeile kombiniert, indem jedes zusammengesetzte Bild um den passenden Betrag verschoben wurde, und die Quadratwurzel der Summe der Quadrate in den überlappten Bereichen der Bilder gebildet wurde, um ein endgültiges Bild zu erzeugen. Es ist daher als Vorteil anzusehen, dass es möglich ist, mittels eines Parallelbildgebungsarrays gemäß Ausführungsbeispielen der Erfindung Beschleunigungen sowohl in der phasencodierenden als auch der frequenzcodierenden Richtung zu erreichen, ohne Auflösung oder FoV einzubüßen. Eine Beschleunigung einer dreidimensionalen Bildakquisition ist mittels der hier beschriebenen Techniken ebenfalls möglich, wenn diese in Verbindung mit einer 3D-Bildgebungssequenz eingesetzt werden. In diesem dreidimensionalen Ausführungsbeispiel kann die Anzahl der Phasencodierschritte in beiden Phasencodierrichtungen reduziert werden, um in diesen beiden Dimensionen eine Beschleunigung zu erzielen, und es wird ein reduziertes FoV mit variablen Verschiebungen in der frequenzcodierenden Richtung verwendet. In diesem Falle wird für die beiden Phasencodierdimensionen eine 2D-SENSE- oder SMASH-Rekonstruktionstechnik verwendet, und die

sich ergebenden Sub-Bilder in der frequenzcodierenden Richtung verschoben und anschließend kombiniert.

[0027] Geschaffen sind ein Verfahren und System zur parallelen Bildgebung mittels eines Magnetresonanztomographie-(MRT)-Systems (**100**). Das Verfahren umfasst die Schritte: Akquirieren einer Vielzahl von Magnetresonanztomographie-(MR)-Signalen von einem Empfängerspulenarray (**190**), das in dem MRT-System um ein Objekt angeordnet ist, wobei das Empfängerspulenarray mehrere in Zeilen angeordnete Empfängerelemente (**191, 192, 193, 201**) aufweist, und Verschieben von Empfängerfrequenzen um einen wählbaren Betrag für jede Zeile des Arrays während der Anwendung eines Auslesegradienten in einer Frequenzcodierrichtung, um ein beschränktes Sichtfeld (FoV) in die Frequenzcodierrichtung zu verschieben.

[0028] Während hier lediglich spezielle Merkmale der Erfindung veranschaulicht und beschrieben wurden, erschließen sich dem Fachmann viele Abwandlungen und Veränderungen. Es sollte daher klar sein, dass die beigefügten Patentansprüche sämtliche in den wahren Schutzbereich der Erfindung fallenden Abwandlungen und Veränderungen abdecken sollen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur parallelen Bildgebung unter Verwendung eines Magnetresonanztomographie-(MRT)-Bildgebungssystems (**100**), mit den Schritten:

Akquirieren einer Vielzahl von Magnetresonanztomographie-(MR)-Signalen, die von einem Empfängerspulenarray (**190**) stammen, das in dem MRT-System um ein Objekt (**200**) angeordnet ist, wobei das Empfängerspulenarray mehrere in Zeilen angeordnete Empfängerelemente (**191, 192, 193, 201**) aufweist; und Verschieben von Empfängerfrequenzen um einen wählbaren Betrag für jede Zeile des Arrays in eine Frequenzcodierrichtung, um ein Sichtfeld (FoV) in der Frequenzcodierrichtung zu verschieben.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der wählbare Betrag für jede Zeile variabel ist und eingestellt wird, um jedes FoV unmittelbar unter der entsprechenden Zeile von Empfängerelementen zu positionieren.

3. Verfahren nach Anspruch 2, ferner mit dem Schritt eines Phasenfaltens, um ein Aliasing in einer phasencodierenden Richtung phasenzuentfalten, das von einem beliebigen eingeschränkten Gesichtsfeld in einer Phasencodierrichtung herrührt.

4. Verfahren nach Anspruch 1, ferner mit den Schritten: Erzeugen von Sub-Bildern aus den für jede

Zeile des Arrays erlangten MR-Signalen und Kombinieren der Sub-Bilder, wobei der Schritt des Kombinierens die folgenden Schritte umfasst:

Verschieben jedes Sub-Bildes um einen Betrag, der mit der Verschiebung des FoV während einer Bildakquisition übereinstimmt; und

Berechnen der Quadratwurzel der Summe des Quadrates in überlappten Bereichen der Bilder.

5. System zur parallelen Bildgebung mittels Magnetresonanz-Tomographie (MRT), zu dem gehören: wenigstens eine Empfängerspulenarrayanordnung (**190**), die um einen interessierenden abzubildenden Bereich herum positioniert wird, um Magnetresonanz-(MR)-Signale zu akquirieren, wobei das Array eine Vielzahl von Empfängerelementen (**191, 192, 193, 201**) aufweist, die in Zeilen angeordnet sind, um ein Array zu bilden; ein Pulssteuermodul (**120**), das dazu dient, eine ausgewählte Pulssequenz anzuwenden; und ein Bildprozessor (**110**), der dazu dient, eine Vielzahl der von jedem der Empfängerelemente ausgehenden MR-Signale zu akquirieren, wobei der Bildprozessor ferner konfiguriert ist, entsprechende Empfängerfrequenzen für jede Zeile des Arrays um einen wählbaren Betrag in eine ausgewählte Frequenzcodierichtung zu verschieben, um ein Sichtfeld (FoV) in die Frequenzcodierichtung zu verschieben.

6. System nach Anspruch 5, bei dem der Bildprozessor (**110**) konfiguriert ist, um ein Aliasing in einer phasencodierenden Richtung phasenzuentfallen, das auf ein eingeschränktes Gesichtsfeld in der Frequenzcodierichtung zurückzuführen ist.

7. System nach Anspruch 5, bei dem der Bildprozessor (**110**) ferner konfiguriert ist, um aus den für jede Zeile des Arrays akquirierten MR-Signalen Sub-Bilder zu erzeugen und die Sub-Bilder zu kombinieren, wobei zu dem Schritt des Kombinierens gehört:

Verschieben jedes Sub-Bildes um einen Betrag, der mit der Verschiebung des FoV während einer Bildakquisition übereinstimmt; und

Bilden der Quadratwurzel der Summe des Quadrates in überlappten Bereichen der Bilder.

8. System nach Anspruch 5, bei dem das Empfängerspulenarray (**190**) eine anterior angeordnete Untereinheit und eine posterior angeordnete Untereinheit aufweist, wobei die anterior und posterior angeordneten Untereinheiten jeweils mehrfache in Zeilen angeordnete Empfängerelemente aufweist, um MR-Signale zu akquirieren, und die anterior und posterior angeordneten Untereinheiten geeignet ausgebildet sind, um sich für eine Bildgebung benachbart zu dem interessierenden Bereich anordnen zu lassen.

9. Verfahren zur parallelen Bildgebung unter Ver-

wendung eines Magnetresonanz-Tomographie-(MRT)-Systems (**100**), mit dem Schritt:

Akquirieren von Magnetresonanz-(MR)-Signalen von einem parallelen Empfängerarray (**190**) mit für entsprechende Empfängerelemente (**191, 192, 193, 201**) des Empfängerarrays veränderlichen Frequenzverschiebungen, wobei das parallele Empfängerarray eine im Bereich von ca. 8 bis ca. 32 liegende erhebliche Anzahl von Empfängerelementen aufweist.

10. Verfahren nach Anspruch 9, zu dem ferner der Schritt des Rekonstruierens eines Bildes gehört.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

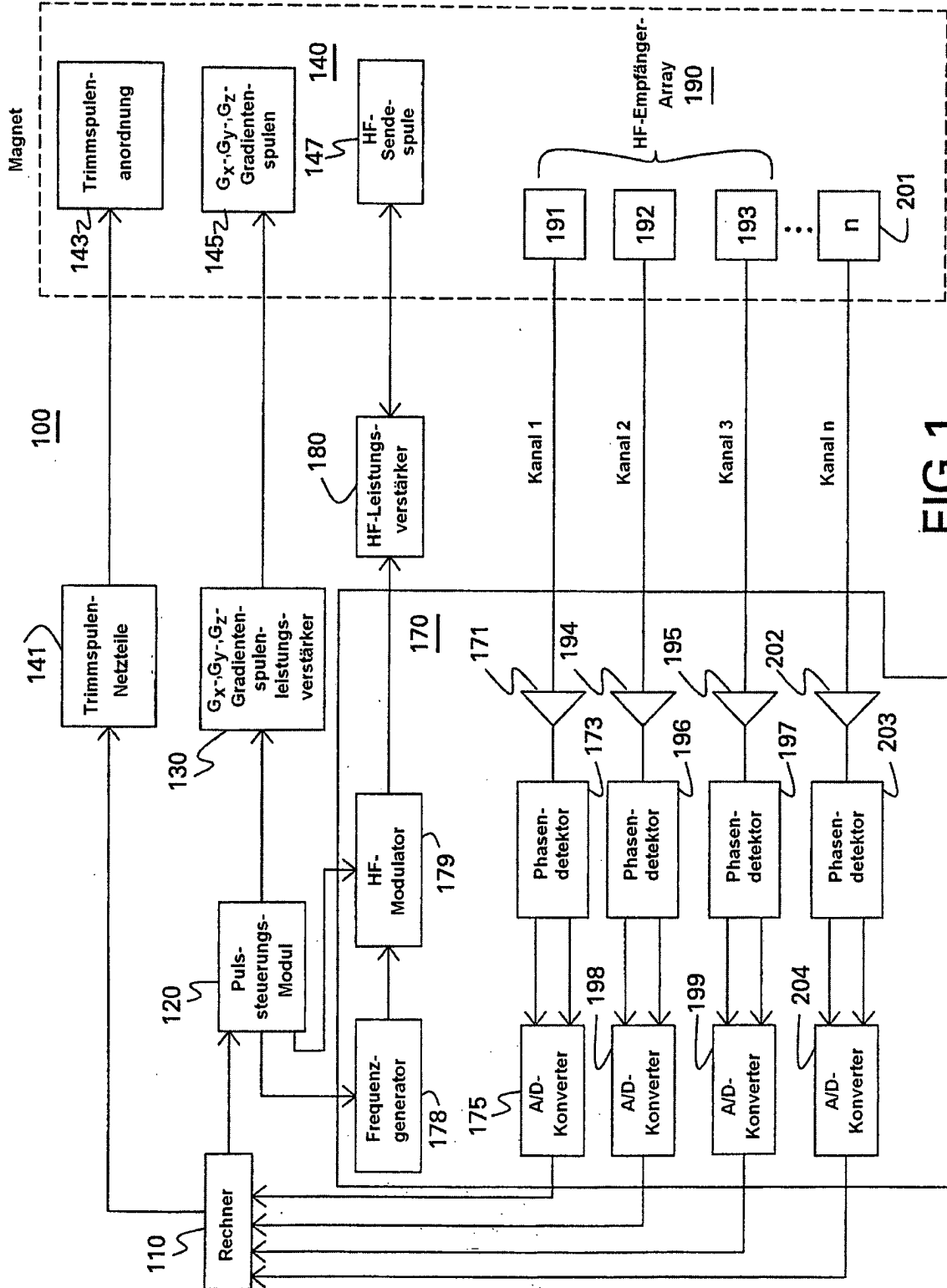


FIG. 1

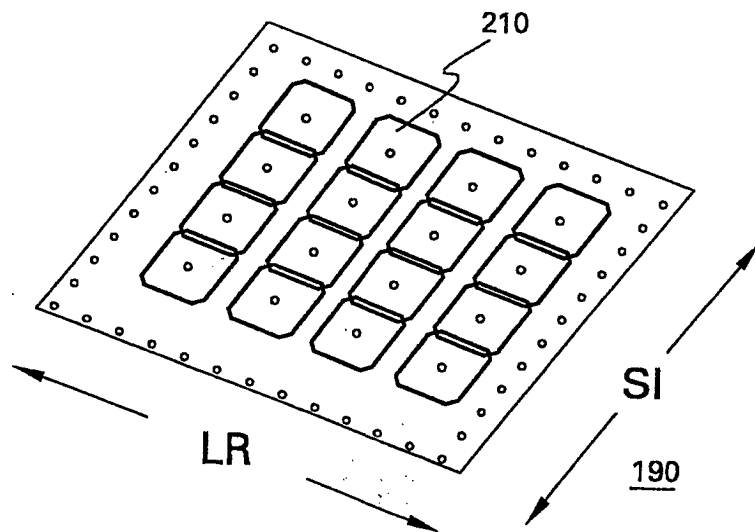


FIG. 2

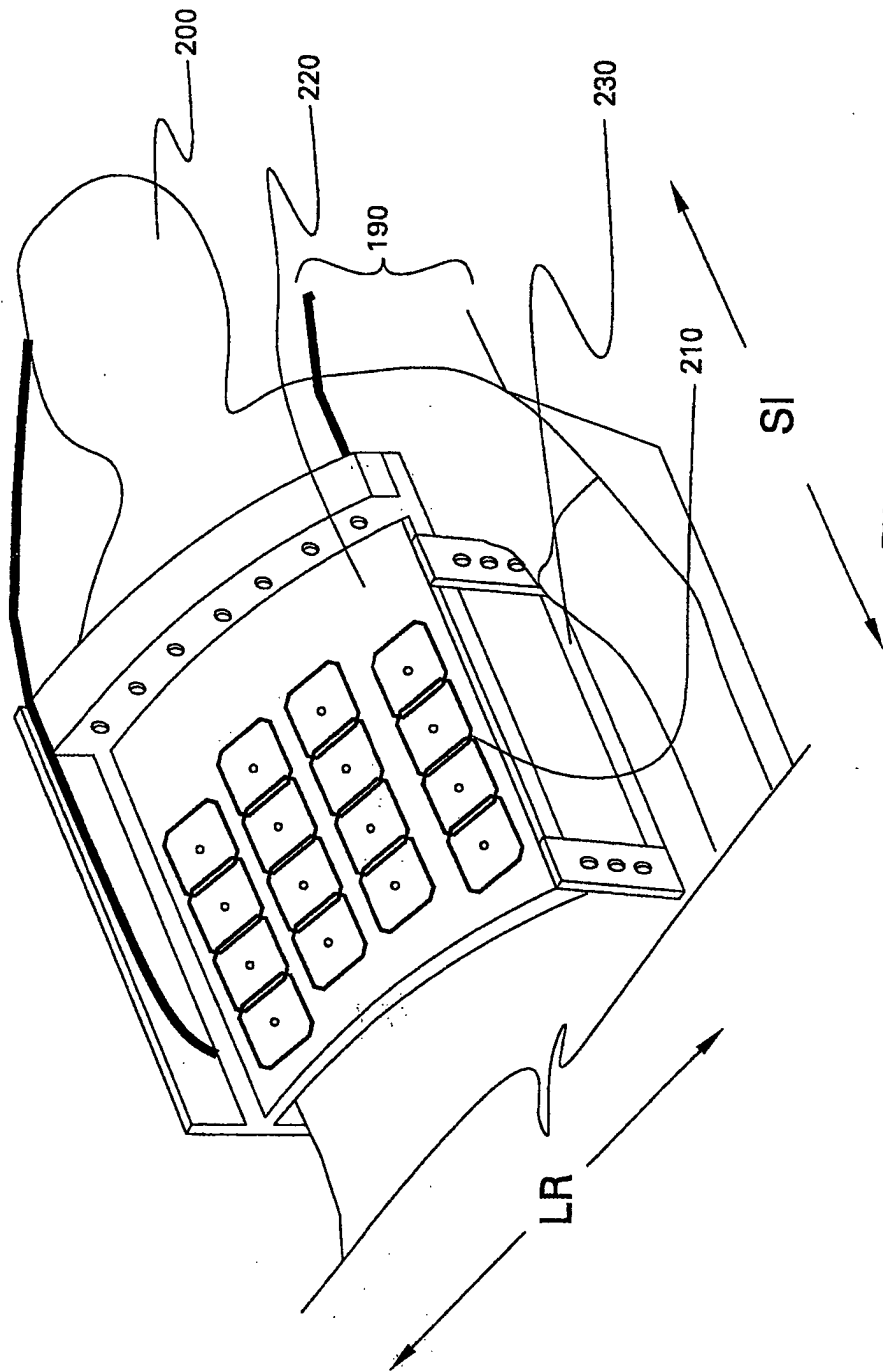


FIG. 3