



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 26 474 T2 2006.10.12

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 113 288 B1

(51) Int Cl.⁸: G01R 33/567 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 600 26 474.2

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 311 149.9

(96) Europäischer Anmeldetag: 12.12.2000

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 04.07.2001

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 08.03.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 12.10.2006

(30) Unionspriorität:
460686 14.12.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, NL

(73) Patentinhaber:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:
**Du, Yiping P., Baltimore, MD 21287, US; McVeigh,
Elliot R., Potomac, Maryland 20854, US**

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Messung von atmungsbedingter Bewegung und Geschwindigkeit unter Verwendung von Navigator-Echosignalen der bildgebenden magnetischen Resonanz**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingereicht, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft das Gebiet der Kernspin-Magnetresonanzbildgebungsverfahren und -systeme. Insbesondere betrifft die Erfindung die Korrektur von während einer Bewegung des Patienten akquirierten MRI-Daten.

[0002] Wenn eine Substanz wie menschliches Gewebe einem homogenen Magnetfeld (Polarisationsfeld B_0) ausgesetzt wird, versuchen die einzelnen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe sich mit diesem Polarisationsfeld auszurichten, präzidieren jedoch um dieses in zufälliger Anordnung bei ihrer charakteristischen Larmorfrequenz. Falls die Substanz oder das Gewebe einem zeitlich veränderlichen Magnetfeld ausgesetzt wird (Anregungsfeld B_1), das sich in der xy-Ebene befindet und nahe der Larmorfrequenz ist, kann das netto ausgerichtete Moment M_z in der xy-Ebene gedreht oder "gekippt" werden, um ein Nettoquermagnetisierungsmoment M_t zu erzeugen. Durch die angeregten Spins wird ein Signal emittiert, das empfangen und verarbeitet werden kann, um ein Bild aufzubauen.

[0003] Wenn diese Signale zur Erzeugung von Bildern genutzt werden, werden Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) verwendet. Typischerweise wird die abzubildende Region mittels einer Folge von Messzyklen gescannt, in denen diese Gradienten in Abhängigkeit von dem verwendeten speziellen Ortungsverfahren variieren. Der sich ergebende Satz von empfangenen NMR-Signalen wird digitalisiert und verarbeitet, um das Bild mittels eines oder mehrerer hinlänglich bekannter Rekonstruktionstechniken zu rekonstruieren.

[0004] Die vorliegende Erfindung wird im Folgenden im Einzelnen anhand einer Abwandlung der hinlänglich bekannten Fouriertransformations-(FT)-Bildgebungstechnik erläutert, die häufig als "Spin-Warp" bezeichnet wird. Die Spin-Warp-Technik wird in einem Artikel mit dem Titel "Spin-Warp NMR Imaging and Applications to Human Whole-Body Imaging" von W. A. Edelstein et al., in Physics in Medicine and Biology, Bd. 25, S. 751–756 (1980) erörtert. Diese Technik setzt vor der Erfassung von NMR-Signalen einen phasencodierenden Magnetfeldgradientenimpuls mit variabler Amplitude ein, um räumliche Daten in Richtung dieses Gradienten phasenzukodieren. Beispielsweise in einer zweidimensionalen Verwirklichung (2DFT) werden räumliche Daten in einer Richtung kodiert, indem längs der betreffenden Richtung ein Phasencodierungsgradient (G_y) angewandt wird, und anschließend in Anwesenheit eines senkrecht zu der Phasencodierungsrichtung verlaufenden Auslesemagnetfeldgradienten (G_x) ein Signal akquiriert wird. Der während der Erfassung vorhandene Auslesegradient kodiert räumliche Daten in senkrechter Richtung. In einer typischen 2DFT-Impulsfolge wird

der Betrag des phasencodierenden Gradientenimpulses G_y in der Folge von "Ansichten" inkrementiert (ΔG_y), die während des Scannens akquiriert werden, um einen Satz von NMR-Daten zu erzeugen, anhand dessen sich ein gesamtes Bild rekonstruieren lässt.

[0005] Die meisten NMR-Scans, die gegenwärtig zur Erzeugung medizinischer 3D-Bilder hoher Auflösung, z.B. Bilder von Koronararterien, verwendet werden, benötigen gegebenenfalls einige Minuten, um die erforderlichen Daten zu akquirieren. Aufgrund der langen Scandauer kann eine Bewegung des Patienten während des Scannens von Bedeutung sein und möglicherweise das rekonstruierte Bild mit Bewegungsartefakten belasten. Es existieren außerdem mehrere Arten von Patientenbewegungen, beispielsweise die Bewegung der Atmung, des Herzschlags, des Blutstroms und der Peristaltik. Es existieren mehrere Verfahren zum Reduzieren oder Eliminieren derartiger Bewegungsartefakte, beispielsweise Verfahren, zum Reduzieren der Bewegung (z.B. Anhalten des Atems), Verfahren zum Verringern der Wirkungen einer Bewegung (beispielsweise das US-Patent 4 663 591), und Verfahren zum Korrigieren der akquirierten Daten im Falle einer bekannten Bewegung (beispielsweise das US-Patent 5 200 700). Im Falle einer respiratorischen Bewegung basiert eines der besten bekannten Verfahren zur Reduzierung von Bewegungsartefakten darauf, die Akquisition von Daten so zu takten, dass die Ansichten lediglich während eines vorgewählten Abschnitts oder "Akquisitionsfenster" des Atmungszyklus akquiriert werden.

[0006] Respiratorisch gesteuerte Verfahren nach dem Stand der Technik verwenden ein Mittel zum Erfassen der Atmung des Patienten (siehe z.B. das US-Patent 4 994 473) und erzeugen während eines vorgewählten Abschnitts des Atmungszyklus ein Zeitfiltersignal für das MRI-System. Solange das Zeitfiltersignal erzeugt wird, akquiriert das MRI-System NMR-Daten in der vorgeschriebene Reihenfolge der Ansichten. Während der übrigen Abschnitte des Atmungszyklus wird das Zeitfiltersignal ausgeschaltet, und es werden keine Daten akquiriert. Der Einsatz respiratorischer Zeittaktung zieht daher eine erhebliche Steigerung der Scandauer nach sich, da lediglich während eines verhältnismäßig kurzen Abschnitts jedes Atmungszyklus Daten akquiriert werden können.

[0007] Anstelle einer Akquisition von NMR-Daten während einer verhältnismäßig kurzen Erfassungszeit, sind Verfahren bekannt, die NMR-Daten während einer Bewegung des Patienten akquirieren und die Daten korrigieren. Solche Verfahren verwenden häufig eine Navigator-Impulsfolge, die mit der Erfassung von NMR-Bilddaten verschachtelt ist und dazu eingerichtet ist, die Position eines Objekts zu erfassen. Beispielsweise ist in der US-Patentschrift 5 363

844 eine Navigator-Impulsfolge offenbart, die dazu dient, die Position der Herzscheidewand eines Patienten während der gesamten Bilddatenakquisition zu erfassen. Diese Positionsdaten können, wie von T.S. Sachs, et al., in "Real-Time Motion Detection in Spiral MRI Using Navigators", Magn. Reson. in Med., 32:639–645 (1994) beschrieben, genutzt werden, um Bilddaten abzuweisen, die in Abschnitten des respiratorischen oder Herzzyklus akquiriert wurden, die unerwünschte Bildartefakte hervorbringen. Die anhand eines Navigator-Echosignals gewonnenen Positionsdaten können außerdem, wie von M. V. McConnell in "Prospectively Adaptive Navigator Correction for Breath-hold MR Coronary Angiography", Magn. Reson. in Med., 37:148–152 (1997) beschrieben, prospektiv verwendet werden, um die Referenzphase des Empfängers des MRI-Systems anzupassen, um die anschließend akquirierten NMR-Bilddaten zu korrigieren. Die Positionsdaten des Navigator-signals können auch genutzt werden, um die Phase akquirierter k-Raum-Bilddaten, wie von M. E. Brummer et al. in "Reduction Of Respiratory Motion Artifacts in Coronary MRA Using Navigator Echoes", Proc. International Society of Magnetic Resonance in Medicine, 748 (1995) beschrieben, rückwirkend zu korrigieren.

[0008] Wirestam R. et al. offenbaren in Magn. Res. in Med., Bd. 16, Nr. 1, S. 1–11, (1977) ein MR-Verfahren mit den Schritten: Ausführen einer Serie von bildgebenden Impulsfolgen, um entsprechende NMR-Signale zu akquirieren, und Ausführen einer Serie von mit den bildgebenden Impulsfolgen verschachtelten Navigator-Impulsfolgen, wobei Navigatorsignale erzeugt werden, die die Position eines Objekts kennzeichnen. Zuletzt werden die Bildrohdaten mittels der Navigatorsignale phasenkorrigiert, um durch eine Bewegung des Objekts hervorgerufene Artefakte zu reduzieren.

[0009] Eine Erkenntnis neueren Datums ist, dass neben der Komponente der Position oder der Lageänderung des Objekts auch die Geschwindigkeitskomponente der Bewegung des Objekts Bildartefakte erzeugen kann. Wie von Y. Wang, et al. in "Respiratory Blur in 3D Coronary MR Imaging", Magn. Reson. In Med., 33:541–548 (1995) beschrieben, können sowohl eine Verlagerung des Herzens als auch die Geschwindigkeit der Verlagerung zum Zeitpunkt einer Bilddatenakquisition Artefakte in dem rekonstruierten Bild hervorrufen.

[0010] Die Messung der Spingeschwindigkeit mittels einer NMR-Impulsfolge ist aus dem Stand der Technik hinlänglich bekannt. Die Durchführung derartiger Messungen und die Rekonstruktion von Geschwindigkeitsbildern anhand akquirierter NMR-Daten ist in dem US-Patent Re 32 701, ausgegeben am 21. Juni 1988 mit dem Titel "NMR Scanner With Motion Zeugmatography", offenbart. Die Geschwindig-

keitsmessung beinhaltet die Addition eines bipolaren Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradienten zu der NMR-Impulsfolge, und einen Nachweis, dass die Geschwindigkeitsdaten in der Phase der akquirierten NMR-Signale enthalten sind.

[0011] Gemäß der Erfindung ist ein Verfahren zum Erzeugen eines MR-Bildes eines Objektes mittels eines MRI-Systems geschaffen, mit den Schritten: (a) Ausführen einer Serie von bildgebenden Impulsfolgen mit dem MRI-System, um eine entsprechende Serie von NMR-Signalen zu erfassen; (b) Ausführen einer Serie von Navigator-Impulsfolgen mit dem MRI-System, die mit den bildgebenden Impulsfolgen verschachtelt sind, und die Objektposition und Objektgeschwindigkeit anzeigen NMR-Navigatorsignale erzeugen; (c) Ändern der Serie von NMR-Signalen unter Verwendung der Objektpositions- und Objektgeschwindigkeits-Information in den Navigatorsignalen so, dass durch Objektbewegung während der Ausführung des Schrittes (a) erzeugte Bildartefakte reduziert werden; und (d) Rekonstruieren eines MR-Bildes anhand der geänderten Serie von NMR-Signalen.

[0012] Die Navigator-Impulsfolge kann durch das MRI-System ausgeführt werden und kann die Schritte umfassen: (i) Erzeugen eines HF-Anregungsimpulses, der eine Quermagnetisierung in dem Objekt angeordneten Spins erzeugt; (ii) Erzeugen eines Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradienten, der eine Phasenverschiebung in der Quermagnetisierung sich bewegender Spins einprägt; (iii) Erzeugen eines Auslesemagnetfeldgradienten; und (iv) Erfassen des Navigatorsignals, sobald der Auslesemagnetfeldgradient erzeugt wird.

[0013] Der Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradient kann ein bipolarer Gradient sein, der ein erstes Moment M aufweist, und die Navigator-Impulsfolgen werden in Paaren ausgeführt, wobei einer von den Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradienten in einem von jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen ein positives erstes Moment $+M$ aufweist, und der Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradient in dem anderen von jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen ein negatives erstes Moment $-M$ besitzt.

[0014] Das Verfahren kann den Schritt umfassen: Erzeugen eines Netto-NMR-Navigatorsignals anhand der NMR-Navigatorsignalen, die von jedem der Paare der Navigatorimpulsfolgen erzeugt werden.

[0015] Zu dem Verfahren kann der Schritt gehören: Fourier-Transformieren der NMR-Navigatorsignale; und Berechnen der Phasendifferenz zwischen zwei transformierten NMR-Navigatorsignalen, um die Anzeige der Objektgeschwindigkeit zu erzeugen.

[0016] Das Verfahren kann den Schritt umfassen: Berechnen des Betrags der transformierten NMR-Navigatorsignale; und Detektieren der Lage eines ausgewählten Objektes in den berechneten Betrags-NMR-Navigatorsignalen, um die Anzeige der Objektposition zu erzeugen.

[0017] Das Objekt kann ein Mensch sein, und die ausgewählte Struktur ist eine Scheidewand oder das Herz des Menschen.

[0018] Die in Schritt (a) akquirierten NMR-Signale können von einem menschlichen Herzen stammen, und das in Schritt (d) rekonstruierte MR-Bild kann das Herz bildlich wiedergeben.

[0019] Die in Schritt (c) erfolgte Abänderung der Serie von NMR-Signalen kann Bildartefakte reduzieren, die durch respiratorische Bewegung hervorgerufen werden.

[0020] Die Navigator-Impulsfolgen können paarweise ausgeführt werden, und das Zeitintervall zwischen den Navigator-Impulsfolgen in jedem Paar kann auf einen vorbestimmten Wert Δt eingestellt sein.

[0021] Die Objektgeschwindigkeit lässt sich angeben durch die Änderung der Objektposition in jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen dividiert durch den vorbestimmten Wert Δt .

[0022] Zu dem Verfahren können die Schritte gehören: Fourier-Transformieren jedes NMR-Navigatorsignals; Berechnen des Betrag jedes transformierten NMR-Navigatorsignals; und Erfassen der Lage einer ausgewählten Struktur in dem berechneten Betrags-NMR-Navigatorsignal, um die Anzeige einer Objektposition zu erzeugen.

[0023] Das Objekt kann ein Mensch sein, und die ausgewählte Struktur kann eine Scheidewand oder ein menschliches Herz sein.

[0024] Die in Schritt (a) akquirierten NMR-Signale können von dem Herzen eines Menschen stammen, und das in Schritt (d) rekonstruierte MR-Bild kann das Herz bildlich wiedergeben.

[0025] Die Abänderung der Serie von NMR-Signalen in Schritt c) kann Bildartefakte reduzieren, die aufgrund einer respiratorischen Bewegung hervorgerufen werden.

[0026] Die in Schritt (c) erfolgte Abänderung der Serie von NMR-Signalen kann Bildartefakte reduzieren, die durch respiratorische Bewegung hervorgerufen werden.

[0027] Schritt (c) kann ferner ein Abweisen von NMR-Signalen beinhalten, die akquiriert wurden,

während sich die Objektposition außerhalb des vorgewählten Bereichs von Positionen befindet.

[0028] Das Objekt kann ein Mensch sein, und die Position und Geschwindigkeit kann die Bewegung einer Scheidewand oder eines Herzens kennzeichnen.

[0029] Das MR-Bild kann ein Herz bildlich darstellen.

[0030] Zu dem Verfahren können die Schritte gehören: Berechnen von Phasenkorrekturen anhand der NMR-Navigatorsignale; und Ändern der Serie der NMR-Signale in Schritt (c) durch Verändern der Phasen von NMR-Signalen mittels der entsprechenden berechneten Phasenkorrekturen.

[0031] Die Phasen von NMR-Signalen können durch Ändern der Phase eines NMR-Signalempfängers vor der Erfassung der NMR-Signale verändert werden.

[0032] Die Phasen von NMR-Signalen können verändert werden, indem die Phase jedes NMR-Signals nach dessen Akquisition verschoben wird.

[0033] Dementsprechend betrifft die vorliegende Erfindung die Akquisition und/oder Korrektur von NMR-Bilddaten in Anwesenheit einer Bewegung des Patienten, und insbesondere der Erfassung eines Navigator-Echosignals während eines Scandurchlaufs, das ein Messen sowohl der Verschiebungs- als auch Geschwindigkeitskomponenten einer Bewegung des Patienten ermöglicht. Die Navigator-Echosignale werden über den gesamten Scan hinweg periodisch akquiriert, und die gemessenen Verschiebungs- und Geschwindigkeitskomponenten können genutzt werden, um zu entscheiden, ob akquirierte NMR-Bilddaten zu akzeptieren oder abzuweisen sind. Die gemessenen Verschiebungs- und Geschwindigkeitskomponenten können ferner genutzt werden, um Bewegungsartefakte in den akquirierten NMR-Bilddaten prospektiv oder retrospektiv zu korrigieren.

[0034] In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung werden die Navigator-Echosignale mittels einer Navigator-Impulsfolge akquiriert, die einen Geschwindigkeit kodierenden Gradienten enthält. Die Phasendifferenz der eindimensionalen Abbildung, die anhand dieses geschwindigkeitscodierten Navigatorsignals rekonstruiert wurde, ist ein Maß für die Objektgeschwindigkeit, und der Betrag des rekonstruierten Bildes kennzeichnet die Objektverschiebung.

[0035] In noch einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung werden Navigator-Echosignale während des Scannens in bekannten Zeitintervallen (Δt) akquiriert. Die anhand jedes akquirierten Naviga-

tor-Echosignals rekonstruierten eindimensionalen Betragsbilder kennzeichnen eine Objektverschiebung, und die Objektgeschwindigkeit während des Intervalls (Δt) zwischen aufeinanderfolgenden Navigatorechos kann aus der Änderung der Verschiebung dividiert durch das Zeitintervall (Δt) berechnet werden.

[0036] Die Erfindung wird nun anhand von Beispielen mit Bezug auf die Zeichnungen eingehender beschrieben:

[0037] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockschaltbild eines MRI-Systems, das die vorliegende Erfindung verwendet;

[0038] [Fig. 2](#) zeigt eine exemplarische dreidimensionale NIVIR-Bildgebungs-Impulsfolge, die für eine Verwirklichung der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann;

[0039] [Fig. 3](#) veranschaulicht in einer graphischen Darstellung eine bevorzugte Navigator-Echoimpulsfolge, die zur Verwirklichung der vorliegenden Erfindung verwendet wird;

[0040] [Fig. 4](#) veranschaulicht in einer graphischen Darstellung ein Verfahren der Verwendung der Navigator-Impulsfolge nach [Fig. 3](#) in Kombination mit der bildgebenden Impulsfolge nach [Fig. 2](#) zur Verwirklichung der vorliegenden Erfindung; und

[0041] [Fig. 5](#) veranschaulicht in einer graphischen Darstellung ein weiteres Verfahren zur praktischen Verwirklichung der Erfindung im Falle kardialer Bildgebung.

[0042] Indem zunächst auf [Fig. 1](#) eingegangen wird, sind die Hauptkomponenten eines bevorzugten MRI-Systems gezeigt, das die vorliegende Erfindung verwendet. Der Betrieb des Systems wird von einer Bedienungskonsole **100** aus gesteuert, die ein Tastatur- und Bedienfeld **102** und ein Display **104** aufweist. Die Konsole **100** tauscht über eine Verbindungsstelle **116**, die einer Bedienperson die Steuerung der Erzeugung von Bildern und deren Wiedergabe auf dem Bildschirm **104** ermöglicht, mit einem gesonderten Computersystem **107** Daten aus. Das Computersystem **107** enthält mehrere über eine Backplane untereinander Daten austauschende Module. Zu diesen gehören ein Bildprozessormodul **106**, ein CPU-Modul **108** und ein Arbeitsspeichermodul **113**, der aus dem Stand der Technik als ein Framepuffer zum Speichern von Bilddatenfeldern bekannt ist. Das Computersystem **107** ist an einen Plattspeicher **111** und ein Bandlaufwerk **112** angeschlossen, die zum Speichern von Bilddaten und Programmen dienen, und es tauscht über eine serielle Hochgeschwindigkeitsverbindung **115** Daten mit einer gesonderten Systemsteuerung **122** aus.

[0043] Die Systemsteuerung **122** enthält einen Satz von über eine Backplane **118** miteinander verbundenen Modulen. Zu diesen gehören ein CPU-Modul **119** und ein Pulsgeneratormodul **121**, das über eine serielle Verbindung **125** mit der Bedienungskonsole **100** verbunden ist. Über dieses Verbindungselement **125** nimmt die Systemsteuerung **122** von der Bedienperson Steuerbefehle entgegen, die die auszuführende Scansequenz kennzeichnen.

[0044] Das Pulsgeneratormodul **121** betätigt die Systemkomponenten, um die gewünschte Scansequenz auszuführen. Es bringt Daten hervor, die die Zeitsteuerung, die Intensität und Form der zu erzeugenden HF-Impulse sowie die Zeitsteuerung und Länge des Datenakquisitionsfensters kennzeichnen. Das Pulsgeneratormodul **121** ist mit einem Satz von Gradientenverstärkern **127** verbunden, um die Zeitsteuerung und Gestalt der während des Scannens zu erzeugenden Gradientenimpulse zu kennzeichnen. Das Pulsgeneratormodul **121** nimmt außerdem Patientendaten von einem physiologischen Akquisitionscontroller **129** entgegen, der Signale von an dem Patienten angeschlossenen Sensoren aufnimmt. Eines dieser Signale ist ein ECG-Signal, das durch den Controller **129** verarbeitet wird, um ein kardiales Triggersignal für das Pulsgeneratormodul **121** zu erzeugen. Das Pulsgeneratormodul **121** ist außerdem mit einem Scanraum-Interfaceschaltkreis **133** verbunden, der Signale von vielfältigen Sensoren empfängt, die dem Zustand des Patienten und des Magnetsystems zugeordnet sind. Der Scanraum-Interface-Schaltkreis **133** dient außerdem dazu, Steuerbefehle an ein Patientenpositionierungssystem **134** auszugeben, um den Patienten zu der gewünschten Position für den Scavorgang zu bewegen.

[0045] Die durch das Pulsgeneratormodul **121** erzeugten Gradientenkurvenverläufe werden auf ein Gradientenverstärkersystem **127** angewandt, das G_x -, G_y - und G_z -Verstärker enthält. Jeder Gradientenverstärker regt eine entsprechende Gradientenspule in einer allgemein mit **139** bezeichneten Anordnung dazu an, die Magnetfeldgradienten zu erzeugen, die für positionscodierende akquirierte Signale verwendet werden. Die Gradientenspulenanordnung **139** bildet einen Teil einer Magnetenordnung **141**, zu der ein polarisierender Magnet **140** und eine Ganzkörper-HF-Spule **152** gehören. Ein in der Systemsteuerung **122** vorhandenes Transceivermodul **150** erzeugt Impulse, die durch einen HF-Verstärker **151** verstärkt und durch einen Sende/Empfangsschalter **154** an die HF-Spule **152** gekoppelt werden. Die durch die in dem Patienten angeregten Kerne abgestrahlten sich ergebenden Signale können mittels derselben HF-Spule **152** erfasst und durch den Sende/Empfangsschalter **154** an einen Vorverstärker **153** gekoppelt werden. Die verstärkten NMR-Signale werden in dem Empfängerabschnitt des Transceivers **150** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sen-

de/Empfangsschalter **154** wird durch ein von dem Pulsgeneratormodul **121** ausgegebenes Signal gesteuert, um den HF-Verstärker **151** während des Sendemodus an die Spule **152** und während des Empfangsmodus an den Vorverstärker **153** anzulegen. Der Sende/Empfangsschalter **154** erlaubt auch, eine gesonderte HF-Spule (beispielsweise eine Kopfspule oder Oberflächenspule) entweder im Sende- oder im Empfangsmodus zu verwenden.

[0046] Die durch die HF-Spule **152** aufgenommenen NMR-Signale werden durch ein HF-Referenzsignal abwärts umgesetzt und anschließend durch das Transceivermodul **150** digitalisiert. Das digitalisierte NMR-Signal wird an ein Arbeitsspeichermodul **160** in der Systemsteuerung **122** übermittelt. Nach Vollerfüllung des Scandurchlaufs und der Erfassung eines gesamten Arrays von k-Raum-NMR-Daten in dem Arbeitsspeichermodul **160** tritt ein Arrayprozessor **161** in Betrieb, um die Daten mittels einer Fouriertransformation in ein Feld von Bilddaten zu überführen. Diese Bilddaten werden über die serielle Verbindung **115** an das Computersystem **107** übertragen, wo sie auf dem Plattspeicher **111** gespeichert werden. In Antwort auf von der Bedienungskonsole her empfangene Steuerbefehle **100** können diese Bilddaten auf dem Bandlaufwerk **112** archiviert werden, oder durch den Bildprozessor **106** weiter verarbeitet und an die Bedienungskonsole **100** übermittelt und auf dem Display **104** wiedergegeben werden. Eine detailliertere Beschreibung des Transceivers **150** ist den US-Patenten 4 952 877 und 4 992 736 zu entnehmen.

[0047] Das MRI-System nach [Fig. 1](#) führt eine Serie von Impulsfolgen durch, um eine ausreichende Menge von NMR-Daten zu sammeln, um das gewünschte Bild zu rekonstruieren. Indem insbesondere auf [Fig. 2](#) eingegangen wird, verwendet eine exemplarische dreidimensionale von einem Gradienten abgerufene Echopulssequenz einen HF-Anregungsimpuls **300**, der in Anwesenheit eines G_z -Scheibenauswahl-Gradientenimpulses **301** auf das Objekt angewandt wird, um in einer ausgewählten Scheibe Quermagnetisierung zu erzeugen. Um das sich ergebende NMR-Signal **303** hinsichtlich der Phasenverschiebungen zu kompensieren, die durch den Scheibenauswahl-Gradientenimpuls **301** hervorgerufen werden, und um das NMR-Signal **303** unempfindlich gegenüber einer Geschwindigkeit längs der z-Achse zu machen, werden durch die G_z -Gradientenspulen, wie in dem US-Patent 4 731 583 gelehrt, ein negativer G_z -Gradientenimpuls **304** gefolgt von einem positiven G_z -Gradientenimpuls **305** erzeugt. Der Gradientenimpuls **304** weist mehrere Amplituden auf und ermöglicht ferner eine Phasencodierung längs der z-Achsenrichtung. Während die Pulse **304** und **305** die Geschwindigkeit längs der z-Achse kompensieren, sind dem Fachmann auch komplexere Gradientenkurvenverläufe wohl bekannt, um eine Beschleunigung und

sogar höhere Ordnungen einer Bewegung zu kompensieren.

[0048] Um eine Positions codierung an dem NMR-Signal **303** auszuführen, wird kurz nach der Anwendung des HF-Anregungsimpulses **300** ein phasencodierender G_y -Gradientenimpuls **306** auf das Objekt angewandt. Wie aus dem Stand der Technik hinlänglich bekannt, basiert ein vollständiger Scandurchlauf auf einer Serie dieser Impulsfolgen, bei denen der Wert des G_y -Phasencodierungspulses schrittweise durch eine Serie von beispielsweise **256** diskreten Phasencodierungswerten bewegt wird, um die Position der Spins zu lokalisieren, die das NMR-Signal längs der y-Achse erzeugen. Die Position längs der x-Achse wird mittels eines G_x -Gradientenimpulses **307** lokalisiert, der erzeugt wird, während das NMR-Gradienten-Echosignal **303** akquiriert wird, und dessen Frequenz das NMR-Signal **303** kodiert. Anders als im Falle des G_y -Phasencodierungs-Gradientenimpulses **306** bleibt der Wert des G_x -Auslesegradientenimpulses **307** während der Erfassung des NMR-Signals konstant. Um das Gradienten-Echo **303** zu erzeugen und dieses gegenüber einer Geschwindigkeit längs der x-Richtung unempfindlich zu machen, schreiten die Gradientenimpulse **308** und **309** dem Gradientenimpuls **307** voraus, wie in dem US-Patent 4 731 583 gelehrt.

[0049] Das NMR-Signal **303** wird durch den Systemtransceiver **122** akquiriert und in einer Zeile von N_x (beispielsweise **256**) komplexen Zahlen digitalisiert, die im Arbeitsspeicher gespeichert werden. Für jede Kombination der (G_y , G_z)-Phasencodierungsgradienten wird ein NMR-Signal **303** erzeugt, akquiriert, digitalisiert und in einer gesonderten Zeile von N_x (beispielsweise **256**) komplexen Zahlen gespeichert. Bei Vollerfüllung des Scans wird somit ein dreidimensionales ($N_x \times N_y \times N_z$) Array von k-Raum-Daten gespeichert, wobei N_y die Anzahl von Phasencodierungsschritten längs der y-Richtung und N_z die Anzahl von Phasencodierungsschritten längs der z-Richtung ist. Dieses Array von k-Raum-Daten kann dafür eingesetzt werden, um, wie oben beschrieben, ein Bild zu rekonstruieren.

[0050] Dem Fachmann sollte klar sein das viele andere NMR-Bildgebungs-Impulsfolgen verwendet werden können, und dass die Erfindung sowohl auf 2DFT- als auch 3DFT-Erfassungen anwendbar ist. Die bildgebende Impulsfolge nach [Fig. 2](#) ist bevorzugt für dreidimensionale Koronarerterienbildung, die die bevorzugte Anwendung der vorliegenden Erfindung ist. Wie im Folgenden beschrieben wird, werden Navigator-Echosignale während der Bilddatenakquisition ebenfalls akquiriert, um sowohl die Verschiebung als auch die Geschwindigkeit einer Patientenbewegung während des Scannens zu messen. Diese Verschiebung und Geschwindigkeitsdaten können auf mehreren unterschiedlichen Wegen

genutzt werden, um die Bewegungsartefakte in dem anhand des akquirierten k-Raum-Bilddatensatzes rekonstruierten Bildes zu reduzieren.

[0051] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird eine herkömmliche Navigator-Impulsfolge verwendet, um in jedem Herzzyklus die Position der Scheidewand des Patienten zu erfassen. Diese Navigator-Impulsfolge regt unter Verwendung eines zweidimensionalen HF-Anregungsimpulses eine an der rechten Seite des Abdomens angeordnete Spalte von Spins an, die die Scheidewand in der Nähe der Kuppe der Leber schneidet. In Anwesenheit eines längs der Ausdehnung in Längsrichtung der angeregten Spalte gerichteten Auslesegradienten (in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist dies G_z) wird ein NMR-Signal akquiriert, und der Arrayprozessor 161 führt an N_{echo} (beispielsweise 256) Abtastwerten des NMR-Navigatorsignals eine Fouriertransformation durch. Der zweidimensionale HF-Anregungsimpuls ist beispielsweise eine Anregung mit einem Durchmesser von 30 mm, was einen Flipwinkel von 90° erzeugt, obwohl auch andere Durchmesser oder Flipwinkel angeregt werden können. Wie beispielsweise in der US-Patentschrift 4 812 760 beschrieben, werden derartige zweidimensionale HF-Pulse in Anwesenheit von zwei Gradientenfeldern (in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel G_x und G_y) erzeugt, und der Empfängertiefpassfilter wird für ein Sichtfeld (beispielsweise 260 mm) längs der angeregten Spalte (z -Achse) eingestellt. Das NMR-Signal wird während einer Abtastperiode von beispielsweise 4 Millisekunden an N_{echo} Punkten abgetastet. Vor der Erfassung von Bilddaten wird ein Referenz-Navigatorecho akquiriert. Das Referenz-Navigatorecho wird gewöhnlich am Ende des Ausatmens akquiriert, da die respiratorische Bewegung an dieser Position stabiler und reproduzierbarer ist. Die Verschiebung zwischen der aktuellen Scheidewandposition und der Scheidewandreferenzposition lässt sich, wie von Y. Wang et al. in "Algorithms for Extracting Motion Information From Navigator Echoes", Magn. Reson. Med., 36:117–123, 1996 beschrieben, mittels Algorithmen messen, die Autokorrelation und kleinste quadratische Mittelwerte verwenden. Die Scheidewandposition kann ferner mittels des linearen Phasenverschiebung verwendenden Algorithmus gemessen werden, der in dem am 26. November 1997 durch Thomas Kwok-Fah Foo und Kevin F. King eingereichten US-Pat. mit der Anmeldungseingangsnr. 08/980 192 offenbart ist.

[0052] Diese herkömmliche Navigator-Impulsfolge wird bei einem durch das Herz getakteten Scan, wie in [Fig. 3](#) gezeigt, verwendet. Der QRS-Komplex 320 des EKG-Signals kennzeichnet den Beginn jedes R-R-Intervalls (i bis $i + n$), in dem Segmente 322 von NMR-Bilddaten mittels der bildgebenden Impulsfolge nach [Fig. 2](#) akquiriert werden. Wie hinlänglich aus dem Stand der Technik bekannt, tastet jedes Seg-

ment 322 anhand einer oder mehrerer durch das Herz des Patienten verlaufender Scheiben eine Anzahl Zeilen im k-Raum ab, und die Erfassungen werden fortgesetzt, bis ausreichend Bilddaten akquiriert sind, um eine oder mehrere Bilder zu rekonstruieren.

[0053] Die Navigator-Impulsfolge wird in jedem Herzzyklus zweimal durchgeführt, um die Position der Herzscheidewand des Patienten, wie bei 324 gezeigt, unmittelbar vor jeder Erfassung eines Segments 322 und, wie bei 326 gezeigt, unmittelbar nach jeder Segmenterfassung zu messen. Die akquirierten Navigatorsignale 324 und 326 werden, wie oben beschrieben, verarbeitet, um entsprechende Scheidewandpositionen $D(i,1)$ und $D(i,2)$ während jedes R-R-Intervalls i zu erzeugen. Das Zeitintervall Δt zwischen den Navigatorsignalerfassungen 324 und 326 ist bekannt, und daraus lässt sich zusammen mit den Daten über die Position $D(ij)$ und $D(i,2)$ die Scheidewandgeschwindigkeit während der Erfassung jedes Bildsegments 322 berechnen:

$$V(i) = [D(i,2) - D(i,1)]/\Delta t,$$

mit $D(ij)$ gleich der in Schritt 324 akquirierten Scheidewandposition, und $D(1,2)$ gleich der in Schritt 326 akquirierten Scheidewandposition, jeweils während des R-R-Intervalls i . Als Abwandlungen können beide Navigatorsignale 324 und 326 vor jeder Erfassung eines Segments 322, oder beide nach jeder Erfassung eines Segments 322 akquiriert werden.

[0054] In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung wird eine einzigartige Navigator-Impulsfolge verwendet, die sowohl die Position als auch die Geschwindigkeit der Scheidewand unmittelbar misst. Diese bevorzugte Navigator-Impulsfolge ist in [Fig. 4](#) dargestellt und unterscheidet sich von der oben beschriebenen herkömmlichen Navigator-Impulsfolge durch das Hinzufügen eines bipolaren, Geschwindigkeit kodierenden Gradienten 340, der längs der Auslesegradientenachse (beispielsweise G_z) angewandt wird. Dieser Geschwindigkeit kodierende Gradient 340 wird nach der durch den zweidimensionalen HF-Anregungsimpuls 342 in Anwesenheit von zwei orthogonalen Gradienten 344 und 346 erzeugten Quermagnetisierung der Spalte von Spins angewandt. Eine ähnliche Impulsfolge wurde, wie von C. J. Hardy, et al. in "A One-Dimensional Velocity Technique for NMR Measurement of Aortic Distensibility", Magn. Reson. Med., 31:5 13–520 (1994) beschrieben, für Strömungsgeschwindigkeitsmessungen im M-Modus verwendet. Der Geschwindigkeit kodierende Gradient 340 prägt dieser Quermagnetisierung eine Phasenverschiebung ein, die zu der Geschwindigkeit der Spinbewegung längs der Ausleserichtung proportional ist. Diese Phasendaten werden aufgenommen, wenn ein Navigator-NMR-Echosignal 348 anschließend in Anwesenheit eines Auslesegradienten 350 akquiriert wird, der das akquirierte Signal in

Abhängigkeit der Spinposition längs der Auslesegradientenachse (beispielsweise G_z) frequenzcodiert. Eine Paar von Auslesegradientenimpulsen **352** und **354** werden unmittelbar vor dem Auslesegradientenimpuls **350** angewandt, um das akquirierte Signal, wie in der US-Patentschrift 4 731 583 beschrieben, strömungszukompensieren.

[0055] Um Phasenverschiebungen in dem akquirierten Navigatorsignal **348** zu löschen, die auf andere Ursachen als die Spinbewegung längs der Auslesegradientenachse zurückzuführen sind, wird die Navigator-Impulsfolge in [Fig. 4](#) wiederholt, wobei die Polarität des Geschwindigkeit kodierenden Gradienten **340**, wie durch gestrichelte Linien **356** angedeutet, umgekehrt wird. Nach der inversen Fouriertransformation dieser zwei Navigatorsignale, die mit Geschwindigkeit kodierenden entgegengesetzten Polaritäten akquirierten wurden, ergeben sich zwei komplexe Navigatorprofile: NAV+ und NAV-. Die Positionsdaten werden durch Erzeugen eines Betragsprofils anhand eines oder beider komplexer Navigatorprofile gewonnen. Die Geschwindigkeitsdaten werden durch Berechnen der Phasendifferenz dieser zwei komplexen Navigatorprofile bestimmt.

[0056] Die Geschwindigkeit der Scheidewand wird aus der Signalphase berechnet durch:

$$\text{Geschwindigkeit} = \phi/\gamma M,$$

mit M gleich dem ersten Moment des Geschwindigkeit kodierenden Gradienten **340** und γ gleich der gyromagnetischen Konstante.

[0057] Das geschwindigkeitscodierte Navigator-Impulsfolgenpaar NAV+ und NAV- wird in jedem Herzzyklus durchgeführt, um nach Akquisition jedes Segments **322** die Position und Geschwindigkeit der Scheidewand anzuzeigen. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel werden sowohl NAV+ als auch NAV-, wie in [Fig. 5](#) durch die gestrichelte Linie **362** angezeigt, unmittelbar vor jedem Bildsegment **322** akquiriert. Diese Navigator erfassungen könnten, wie bei **360** gezeigt, auch unmittelbar nach der Erfassung jedes Segments **322** durchgeführt werden.

[0058] Unabhängig von der verwendeten Navigator-Impulsfolge werden die sich ergebenden Positions- und Geschwindigkeitsdaten der Scheidewand in einem beliebigen aus einer Anzahl von Verfahren eingesetzt, um Artefakte in den Bildern zu reduzieren, die anhand der akquirierten Bilddaten rekonstruiert wurden. Drei Verfahren werden nun beschrieben, und die Wahl des verwendeten Verfahrens hängt von der speziellen klinischen Anwendung ab.

[0059] Das erste Verfahren zur Reduzierung von Bildartefakten, die auf die gemessenen Positions- und Geschwindigkeitsdaten zurückzuführen sind, ba-

siert darauf, Bilddaten abzuweisen, die während gewisser Bedingungen akquiriert wurden. Insbesondere wird ein Positionsakzeptanzfenster eingerichtet, und falls die gemessene Scheidewandposition außerhalb dieses Akzeptanzfensters liegt, wird das akquirierte Bilddatensegment **322** verworfen. In ähnlicher Weise wird ein Geschwindigkeitsakzeptanzschwellwert eingerichtet, und falls der Absolutbetrag der gemessenen Scheidewandgeschwindigkeit diesen Schwellwert überschreitet, wird das akquirierte Bilddatensegment **322** verworfen. Dieses Verfahren stellt zwar sicher, dass verfälschte Bilddaten nicht zur Bildrekonstruktion herangezogen werden, allerdings verlängert sich die Gesamtdauer des Scandurchlaufs, da es erforderlich ist, die verworfenen Bildsegmente **322** unter brauchbaren Bedingungen der Scheidewandbewegung erneut zu akquirieren.

[0060] Das zweite Verfahren verwendet die gemessenen Positions- und Geschwindigkeitsdaten, um die akquirierten Bilddaten retrospektiv zu korrigieren.

[0061] Eine Positionsverschiebung des Herzens erzeugt einen linearen Phasenfehler in den aufeinanderfolgenden Bildechos, die in dem R-R-Intervall akquiriert wurden. Der von Echo zu Echo auftretende Phasenfehler Δ^\square ist gegeben durch:

$$\Delta^\square = 2\pi \cdot d / \text{Scheibendicke},$$

mit d gleich der Positionsänderung des Herzens bezüglich der Referenzposition. Dieser Phasenfehler kann vor einer Bildrekonstruktion mittels des Navigatormesswerts der Positionsverschiebung von den Bilddaten subtrahiert werden.

[0062] Die Geschwindigkeit des Herzens erzeugt einen quadratischen Phasenfehler in den in dem R-R-Intervall akquirierten aufeinanderfolgenden Echos. Dieser quadratische Phasenfehler wird in "Respiratory Blur in 3D Coronary MR Imaging", Magn. Reson. Med., 33:541–548 (1995), verfasst von Yi Wang, et al., beschrieben. Dieser quadratische Phasenfehler kann vor einer Bildrekonstruktion unter Verwendung des Navigatormesswerts der Geschwindigkeit von den Bilddaten subtrahiert werden.

[0063] Das dritte Verfahren verwendet die gemessenen Scheidewandpositions- und geschwindigkeitsdaten, um die akquirierten Bilddaten prospektiv zu korrigieren. Unter Bezugnahme auf [Fig. 5](#) werden in diesem Ausführungsbeispiel die Navigatorsignale, wie bei **362** gezeigt, vor den Bilddatensegmenten **322** akquiriert. Die Phasenkorrekturen, die erforderlich sind, um die Positionsverschiebung und der Geschwindigkeitsbewegung zu kompensieren, werden, wie oben für das zweite Korrekturverfahren beschrieben, berechnet. Diese Phasenkorrektur wird durchgeführt, indem unmittelbar vor der Erfassung der Bilddatensegmente **322** ein negierter Phasenfehler

auf den NIVIR-Signalempfänger in dem Transceivermodul **150** angewandt wird. Die durch respiratorische Bewegung hervorgerufenen Phasenfehler werden auf diese Weise in dem empfangenen NIVIR-Signal vor einer Bildrekonstruktion korrigiert. Dieses Verfahren ist lediglich anwendbar, wenn sowohl die Positions- als auch die Geschwindigkeitsmessung vor der Erfassung von Bilddatensegmenten **322** ausgeführt wurden.

[0064] Es sollte klar sein, dass ausgehend von den oben beschriebenen Ausführungsbeispiele viele Abwandlungen möglich sind, ohne von dem Schutzmang von der Erfindung abzuweichen. Beispielsweise können während eines Scandurchlaufs mehr als ein Korrekturverfahren verwendet werden. Das erste Verfahren kann genutzt werden, um einige Bilddaten zu verwerfen, die für eine Korrektur zu stark verfälscht sind, und das Verfahren Zwei oder das Verfahren Drei kann anschließend eingesetzt werden, um die Phase der akquirierten Daten zu korrigieren.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen eines MR-Bildes eines Objektes mit einem MRI-System, mit den Schritten:

- (a) Ausführen einer Serie von bildgebenden Impulsfolgen (**320**) mit dem MRI-System, um eine entsprechende Serie von NMR-Signalen (**303**) zu erfassen;
- (b) Ausführen einer Serie von Navigator-Impulsfolgen (**360, 362**) mit dem MRI-System, welche mit den bildgebenden Impulsfolgen (**322**) verschachtelt sind, und welche Objektposition und Objektgeschwindigkeit anzeigenende NMR-Navigatorsignale (**348**) erzeugen;
- (c) Ändern der Serie von NMR-Signalen (**303**) unter Verwendung der Objektpositions- und Objektgeschwindigkeits-Information in den Navigatorsignalen (**348**) so, dass durch Objektbewegung während der Ausführung des Schrittes (a) erzeugte Bildartefakte reduziert werden; und
- (d) Rekonstruieren eines MR-Bildes aus der geänderten Serie von NMR-Signalen.

2. Verfahren nach Anspruch 1, in welchem die Navigator-Impulsfolge durch das MRI-System ausgeführt wird und die Schritte umfasst:

- (i) Erzeugen eines HF-Anregungsimpulses (**342**), welcher eine Quermagnetisierung in dem Objekt angeordneten Spins erzeugt;
- (ii) Erzeugen eines Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradienten (**340, 356**), welcher eine Phasenverschiebung in der Quermagnetisierung sich bewegender Spins einprägt;
- (iii) Erzeugen eines Auslesemagnetfeldgradienten (**350**); und
- (iv) Erfassen des Navigatorsignals (**348**), sobald der Auslesemagnetfeldgradient (**350**) erzeugt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 2, in welchem der Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradient (**340, 356**) ein bipolarer Gradient mit einem ersten Moment (M) ist und die Navigator-Impulsfolgen in Paaren ausgeführt werden, wobei einer von den Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradienten (**340, 356**) in einem von jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen mit einem positiven ersten Moment +M ist und der Geschwindigkeitscodierungs-Magnetfeldgradient (**340, 356**) in dem anderen von jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen ein negatives erstes Moment -M besitzt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, welches den Schritt umfasst:

Erzeugen eines Netto-NMR-Navigatorsignals aus den NMR-Navigatorsignalen (**348**), die von jedem der Paare der Navigatorimpulsfolgen erzeugt werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4, welches den Schritt umfasst:

Fourier-Transformieren der NMR-Navigatorsignale (**348**); und

Berechnen der Phasendifferenz zwischen zwei transformierten NMR-Navigatorsignalen (**348**), um die Anzeige der Objektgeschwindigkeit zu erzeugen.

6. Verfahren nach Anspruch 1, in welchem die Navigator-Impulsfolgen (**324, 326**) in Paaren ausgeführt werden, und das Zeitintervall zwischen den Navigator-Impulsfolgen (**324, 326**) in jedem Paar auf einen vorbestimmten Wert Δt eingestellt ist.

7. Verfahren nach Anspruch 6, in welchem die Objektgeschwindigkeit durch die Änderung in der Objektposition in jedem Paar von Navigator-Impulsfolgen (**324, 326**) dividiert durch den vorgewählten Wert Δt angezeigt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, welches die Schritte umfasst:

Fourier-Transformieren jedes NMR-Navigatorsignals (**348**);

Berechnen des Betrags jedes transformierten NMR-Navigatorsignals (**348**); und

Detektieren der Lage eines ausgewählten Objektes in dem berechneten Betrags-NMR-Navigatorsignal (**348**), um die Anzeige der Objektposition zu erzeugen.

9. Verfahren nach Anspruch 8, welches die Schritte umfasst:

Berechnen von Phasenkorrekturen aus dem NMR-Navigatorsignalen (**348**); und

Ändern der Serie der NMR-Signale (**303**) im Schritt (c) durch Verändern der Phasen der NMR-Signale (**303**) mit den entsprechenden berechneten Phasenkorrekturen.

10. Verfahren nach Anspruch 9, in welchem die Phasen der NMR-Signale (**303**) durch Ändern der Phase eines NMR-Signalempfängers (**150**) vor der Erfassung der NMR-Signale verändert werden.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

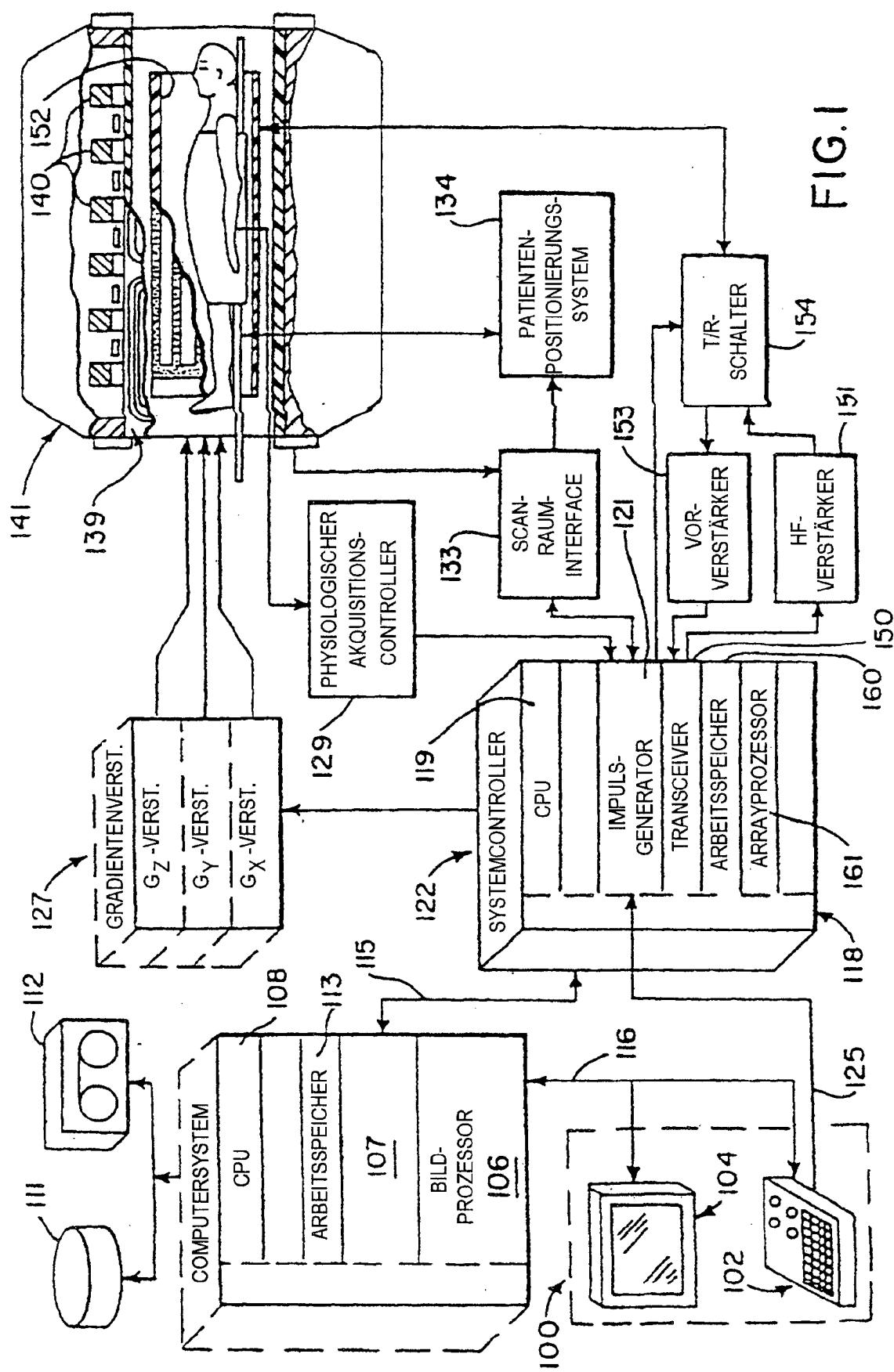
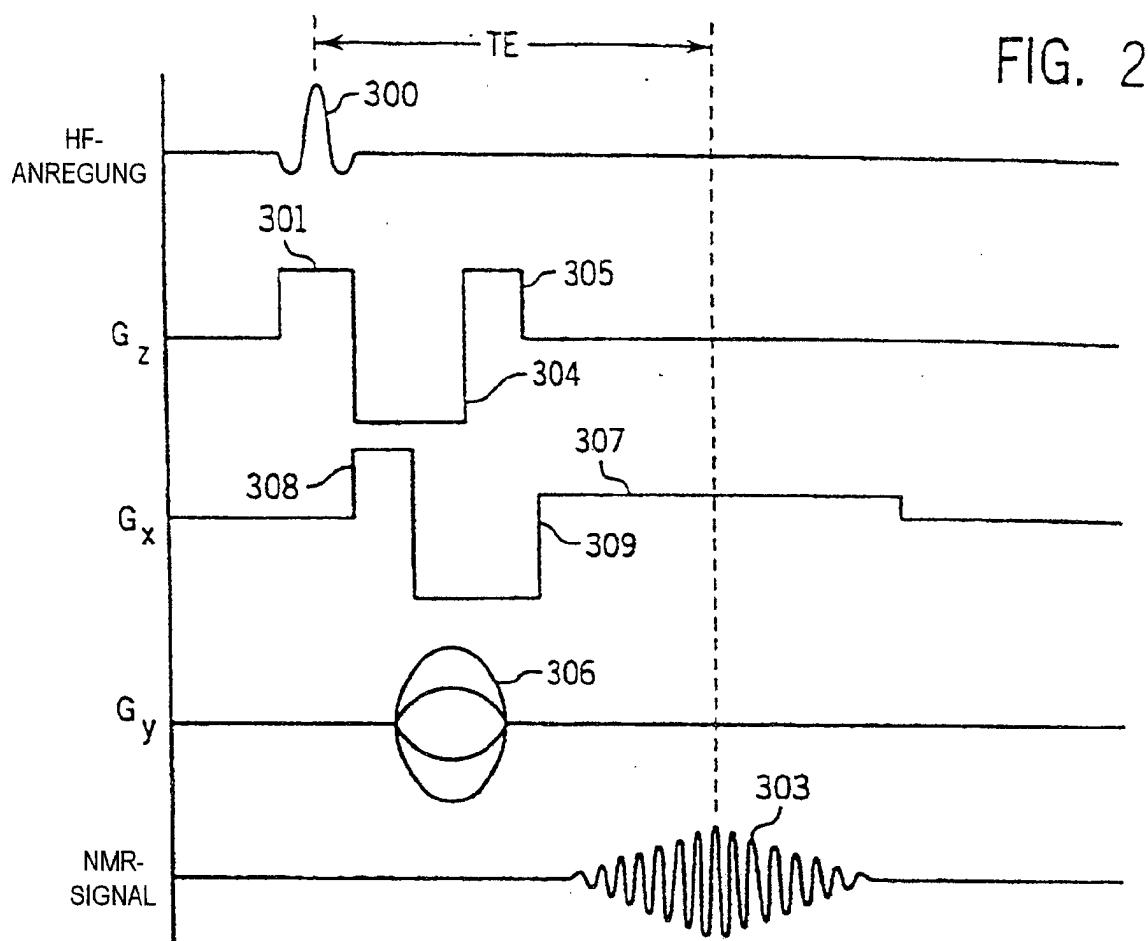


FIG. I

**FIG. 3**