



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 31 244 T2** 2008.08.28

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 219 970 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 31 244.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 310 500.2**

(96) Europäischer Anmeldetag: **17.12.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **03.07.2002**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **07.11.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **28.08.2008**

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/28** (2006.01)
G01R 33/563 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

681081 29.12.2000 US

(73) Patentinhaber:

**GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(72) Erfinder:

**Foo, Thomas Kwok-Fah, Rockville, Maryland
20850, US**

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Gerät der bildgebenden magnetischen Resonanz zur verbesserten Erkennung eines Herzinfarkts mit Unterdrückung von Blutsignalen**

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 eingelegt, 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 vorliegende Erfindung betrifft allgemein Magnetresonanzbildgebung (MR-Bildgebung) und insbesondere eine Vorrichtung zur Erzielung einer größeren Empfindlichkeit bei der Detektion eines infarktierten Myokardgewebes.

[0002] MR-Bildgebung verwendet Hochfrequenzimpulse und Magnetfeldgradienten, die in einem starken Magnetfeld auf ein Objekt angewandt werden, um sichtbare Bilder zu erzeugen. Wenn eine Substanz, die Kerne mit einem effektiven kernmagnetischen Moment, wie beispielsweise die Protonen in einem menschlichen Gewebe, enthält einem gleichförmigen magnetischen Feld (Polarisationsfeld B_0) ausgesetzt wird, versuchen die einzelnen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe, sich nach diesem polarisierenden Feld (das annahmegemäß in die z-Richtung weist) auszurichten, wobei sie jedoch um die Richtung dieses Magnetfeldes mit einer charakteristischen Frequenz, die als die Larmor-Frequenz bezeichnet wird, präzedieren. Wenn die Substanz oder das Gewebe einem zeitveränderlichen magnetischen Feld (Anregungsfeld B_1) ausgesetzt wird, das mit einer Frequenz, die der Larmor-Frequenz gleich ist, aufgebracht wird, kann das resultierende ausgerichtete Moment oder die „Longitudinalmagnetisierung“ M_z in die x-y-Ebene gedreht oder „gekippt“ werden, um so ein resultierendes transversales Magnetmoment M_t zu erzeugen. Durch die angeregten Spins wird, nachdem das Anregungssignal B_1 beendet ist (wenn die angeregten Spins in den Grundzustand zurückkehren), ein Signal ausgesandt, und dieses Signal kann empfangen und verarbeitet werden, um ein Bild zu erzeugen.

[0003] Wenn diese Signale verwendet werden, um Bilder zu erzeugen, werden Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) angelegt. Gewöhnlich wird der Bereich, der abgebildet werden soll, durch eine Folge von Messzyklen gescannt, in denen diese Gradienten entsprechend dem zur Anwendung kommenden speziellen Lokalisierungsverfahren verändert werden. Die resultierenden MR-Signale werden digitalisiert und verarbeitet, um das Bild unter Verwendung einer von vielen allgemein bekannten Rekonstruktionstechniken zu rekonstruieren.

[0004] Ein Myokardinfarkt (Herzinfarkt) ist eine Art eines Herzsyndroms, bei dem Sauerstoff einem Teil des Herzens vorenthalten wird. Es ist gezeigt worden, dass die Größe des Myokardinfarktes eine starke Korrelation mit dem resultierenden Patientenzustand/der Patientenerholung aufweist. Myokard-Perfusions-Bildgebung ist eine Technik, bei der Regionen mit abnormalem oder beeinträchtigtem Blutstrom zu dem Herzen durch Verfolgung des Durchgangs eines Tracers oder Kontrastmittels durch Myokardgewebe erfasst werden. Regionen mit beein-

trächtigtem Blutstrom oder schlechter Durchblutung zeigen keine Gegenwart des Kontrastmittels oder Tracers, während in Geweben mit normaler Durchblutung das vorhandene Kontrastmittel oder der vorhandene Tracer angezeigt wird.

[0005] Die bildgebende Darstellung einer Gewebe(Blut)Perfusion ist mit der bildgebenden Darstellung einer Blutströmung in Gefäßstrukturen, wie beispielsweise in der MR-Angiographie (MRA), eng verwandt. Wie bei der MRA wird eine MR-Perfusionsbildgebung durchgeführt, indem eine Menge eines Kontrastmittels, beispielsweise Gadolinium-Chelat in den Blutstrom, üblicherweise über eine intravenöse Injektion, injiziert wird. Das Volumen oder die Masse des verabreichten Kontrastmittels wird gewöhnlich als ein Bolus bezeichnet, da es in einem engen Volumen mit einer relativ hohen Volumenzuführrate (von gewöhnlich 1–5 ml/sec) zugeführt wird. Unterschiedliche Mittel können entweder den T_1 -Wert von Blut verringern, um das detektierte MR-Signal zu verstärken, oder den T_2 -Wert von Blut verringern, um das detektierte MR-Signal abzuschwächen. Während der Bolus durch den Körper wandert, erhöht oder vermindert das verstärkte oder abgeschwächte Signal die Signalintensität, die im durchbluteten Gewebe beobachtet wird, aber nicht die, die im nicht durchbluteten Gewebe beobachtet wird. Der Grad der Signalveränderung in dem beobachteten Gewebe im Vergleich zu Bezugsbildern, die vor der Ankunft des Kontrastmittels akquiriert werden, kann verwendet werden, um den Grad der Gewebedurchblutung zu bestimmen. Da Durchblutungsmessungen auf der Veränderung der Gewebesignalintensität zwischen dem Bezugsbild und während des ersten Durchgangs des Kontrastmittels basieren, ist es wichtig, dass die MR-Signalstärke unempfindlich gegenüber Veränderungen gemacht wird, die von anderen Faktoren herühren, die mit dem primären Mechanismus für Signalintensitätsveränderungen aufgrund der Durchblutung in keiner Beziehung stehen. Eine derartige Variable ist die Stärke der Longitudinal- bzw. Längsmagnetisierung M_z , die durch den HF-Anregungsimpuls in der MR-Impulssequenz in die Transversal- bzw. Querebene gekippt wird. Nach jeder Anregung ist die Längsmagnetisierung reduziert und erholt sich in ihrer Stärke mit einer Geschwindigkeit, die von der T_1 -Konstante der speziellen Spins, die abgebildet werden, abhängt. Falls eine weitere Impulssequenz ausgeführt wird, bevor sich die Längsmagnetisierung vollständig wieder erholt hat, wird die Amplitude des akquirierten MR-Signals geringer als bei dem Signal, das durch eine Impulssequenz erzeugt wird, die lange genug verzögert wird, um eine vollständige Erholung der Längsmagnetisierung zu ermöglichen. Wenn die Verzögerungszeit infolge von Schwankungen der Herzfrequenz eines Patienten variiert, variiert außerdem die Stärke der erhältlichen Längsmagnetisierung zwischen einem Herzschlag und dem nächsten Herzschlag. Dies verursacht Schwankun-

gen oder Veränderungen der Signalintensität in dem Myokardgewebe, die von der Durchblutung unabhängig sind. Es ist bekannt, dass die Verwendung eines HF-Sättigungsimpulses mit einem Flip-Winkel von 90° die Längsmagnetisierung zu null setzt. Indem vor der Bildgebung eine vorbestimmte und feste Zeitdauer nach dem HF-Sättigungsimpuls gewartet wird, hängt somit das Wiedererwachen der Längsmagnetisierung von der Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 des Gewebes ab. Da das Kontrastmittel den T_1 -Wert beeinflusst, ergibt die Anwendung eines HF-Sättigungsimpulses eine Signalintensität, die von der Konzentration des Kontrastmittels, das in einer Region des Myokardgewebes vorliegt, und nicht von Schwankungen der Herzfrequenz des Patienten abhängt. Dieselbe Technik ist auch auf T_2 oder T_2^* verkürzende Kontrastmittel anwendbar.

[0006] Gewöhnlich ist eine Perfusionsbildgebung eine Technik, die verwendet wird, um Bilder während des ersten Durchgangs des Kontrastmittels/Bolus durch den Blutstrom unter Verwendung sorgfältig optimierter Impulssequenzparameter schnell zu akquirieren. Das Ziel einer Myokardperfusionsbildgebung besteht darin, jede abnormale Verteilung einer myokardialen Blutströmung zu erfassen und zu charakterisieren. Durchblutungsdefizite sind für Bereiche mit beeinträchtigtem Blutfluss kennzeichnend. Diese Durchblutungsdefizite können vorübergehende Defizite, bei denen die Region des Myokardgewebes noch vital oder funktionsfähig ist und weiterhin eine Blutversorgung empfängt, oder akute Defizite sein, bei denen der Blutzustrom zu dieser Region hinreichend beeinträchtigt worden ist, um an dem Myokardgewebe einen Zellschaden (d. h. Myokardinfarkt) herbeizuführen. Nicht funktionsfähiges (nekrotisches) infarktiertes Gewebe erfährt Zellveränderungen, die der Fähigkeit des Myokardgewebes oder Muskels sich zu kontrahieren schaden. Folglich sind Myokardinfarktregionen häufig dadurch gekennzeichnet, dass sie im Ruhezustand eine abnormale Herzwandbewegung aufweisen. Unter bestimmten Bedingungen, wenn das Gewebe noch vital ist, beginnt das Myokardgewebe bei erhöhtem Blutzustrom zu dieser Region, sich normal kontrahierend zu bewegen. Diese charakteristische Eigenschaft wird dem „betäubten“ oder erschlafften Herzmuskel (Myokard) zugemessen, bei dem das Gewebe noch vital, jedoch stark unterdurchblutet ist.

[0007] Der Bereich der Zellbeschädigung oder des Myokardinfarktes wird häufig bewertet, um den Gang einer Patientenbehandlung besser zu bestimmen. In einigen Fällen kann in dem Randbereich des infarktierten Gewebes eine Art Funktionserholung möglich sein. Jedoch ist in Regionen, in denen die Beschädigung zum Mikrogefäßverschluss führt, keine Erholung möglich. Die Verwendung der bildgebenden Darstellung von myokardial infarktierten Regionen ermöglicht die Beurteilung des Ausmaßes des Herz-

schadens und ermöglicht die Überwachung der Patientenreaktion auf einen speziellen Behandlungsplan.

[0008] Um das Vorliegen eines Myokardinfarktes aufzudecken, wird routinemäßig eine Inversion-Recovery-Pulssequenz ausgeführt, um nach der Verabreichung des Kontrastbolus, gewöhnlich zwischen 0,1 und 0,2 mmol/kg eines Gadolinium-Kontrastmittels, normales Myokardgewebe zu unterdrücken. In dieser Anwendung hat der Bolus den Effekt, dass er die T_1 -Zeitdauer des Blutes verkürzt.

[0009] Während des ersten Durchgangs des Kontrastmittels kann die infarktierte Region im Ruhezustand anhand von Regionen mit abnormaler Durchblutung identifiziert werden. Dies bedeutet, dass die infarktierten Bereiche, die eine sehr geringe Durchblutung haben, im Vergleich zu einem normalen, gesunden Herzmuskel hypointens sind. Mit dem Umlauf des Kontrastmittels kommt es zu einem Transport des Kontrastmittels zu der Stelle des Myokardinfarktes durch den begrenzten Blutzustrom zu dem betroffenen Bereich oder durch Diffusion in den extrazellulären Raum. Demgemäß erfolgt die Aufnahme des Kontrastmittels durch ein infarktiertes Gewebe mit einer viel kleineren Geschwindigkeit als bei einem normalen, gesunden Myokardgewebe. Da die Aufnahme des Kontrastmittels langsam verläuft, findet auch die Auswaschung bzw. der Ausstoß des Kontrastmittels aus den infarktierten Bereichen langsam von statten. Dies ergibt ein Phänomen, bei dem die infarktierte Region während des ersten Durchgangs des Kontrastmittels hypointens ist, in einem Zeitpunkt Isointensität erreicht und zu einer viel späteren oder verzögerten Zeit nach der anfänglichen Verabreichung des Kontrastmittels im Vergleich zu dem normalen, gesunden Myokard hyperintens ist.

[0010] Da sich ein Gadolinium-Kontrastmittel in einem infarktierten Gewebe konzentriert, ist eine Inversion-Recovery-Vorbereitungsimpulssequenz mit einer Inversionszeit TI entworfen, um ein Signal von normalem, gesunden Myokardgewebe zu unterdrücken, um Regionen mit hoher Signalintensität in den infarktierten Bereichen zu ergeben. Da jedoch die Konzentration des Kontrastmittels in dem Blut weiterhin relativ hoch, jedoch kleiner als in dem infarktierten Gewebe ist, zeigt der ventrikuläre Blutpool weiterhin eine hohe Signalintensität in Bezug auf das infarktierte Gewebe, so dass sich eine Abgrenzung der Myokardgrenzen mit der ventrikulären Blutpoolkavität schwierig gestaltet. Dies bedeutet, dass ein MR-Bild von Blut, das unter Verwendung einer schnellen Gradienten-Echo-Impulssequenz oder einer ähnlichen Technik akquiriert wird, Blut mit einer hohen Signalintensität im Vergleich zu benachbartem stationären Gewebe der Gefäßstruktur anzeigt. Jedoch ist es bei der Diagnose des Ausmaßes des Myokardinfarktes wichtig, in der Lage zu sein, zwischen den Randbereichen des infarktierten Gewebes, insbesondere su-

bendokardial, und der Ventrikelblutkavität zu unterscheiden.

[0011] Ein Verfahren zur Myokard-Perfusions-Bildgebung mit kontrastverstärktem ersten Durchgang ist aus Wilke N. et al., Magn. Reson. Med., 29: 485–497, 1993, bekannt. Das Verfahren wendet einen Inversionsimpuls an, dem eine Verzögerung und eine nachfolgende Akquisition eines FLASH-Bildes folgen. Der Inversionsvorbereitungsimpuls ermöglicht einen T1-gewichteten Kontrast, während die ausgewählte Verzögerung ein Löschen („Nullen“) des Signals vom Herzmuskel und Blut ermöglicht, wodurch eine maximale Empfindlichkeit auf die Gd-DTPA induzierte T1-Reduktion erzielt wird.

[0012] In Arai, A. E., „Magnetic Resonance First-Pass Myocardial Perfusion Imaging“, Topics in Magnetic Resonance Imaging, 11(6), 2000, Seiten 383–398, ist ein Verfahren zur Myokard-Perfusions-Bildgebung unter Verwendung von Sättigungs- oder Inversion-Recovery-Sequenzen in Verbindung mit einer Verabreichung eines Gadolinium-Kontrastmittels beschrieben. Die angewandten Sättigungspulse sind ausgetastete Impulse, um alles außer der abzubildenden Schicht in die Sättigung zu treiben.

[0013] Es wäre folglich wünschenswert, ein Verfahren und eine Vorrichtung zu haben, die zur Myokardinfarkterfassung mit Unterdrückung eines Blutpoolsignals in der Lage sind, damit die Myokardgrenzen gegenüber einem niedrigen Signalintensität aufweisenden Hintergrund eines normalen Myokardgewebes oder von Blut in dem linken Ventrikel genauer abgegrenzt werden können.

[0014] Die vorliegende Erfindung betrifft eine MR-Bildgebungsvorrichtung zur Akquisition von MR-Bildern, um infarktiertes Myokardgewebe zu detektieren, die die vorerwähnten Probleme löst. Die Merkmale der Vorrichtung sind im Patentanspruch 1 angegeben.

[0015] Die Erfindung umfasst die Verwendung eines Blutunterdrückungsimpulses, das in Verbindung mit einem Inversion-Recovery-Impuls in einer getriggerten Gradienten-Echo-Akquisition mit segmentierter k-Raum-Erfassung eingesetzt wird, um die Abgrenzung eines infarktierten Myokards gegenüber dem ventrikulären Blutpool zu verbessern. Die Technik verwendet einen ausgetasteten HF-Inversionsimpuls mit einem über der abgebildeten Schicht positionierten Stoppband. Auf diese Weise wird der Kontrast in der abgebildeten Schicht durch den Blutunterdrückungsimpuls nicht beeinflusst. Die Inversionszeit ist derart gewählt, dass in dem Durchlassband des ausgetasteten HF-Impulses invertiertes Blut zu der Zeit des Gradienten-Echo-Auslesesegementes in oder nahe an dem Nullpunkt liegt. Es wird erwartet, dass die Konzentration des Kontrastmittels in den infark-

tierten Bereichen ungefähr 5–15 Minuten nach der Verabreichung des Kontrastmittels höher ist als in dem normalen, gesunden Herzmuskel. Da die Konzentration des Kontrastmittels im Blut höher ist als diejenige des normalen, gesunden Herzmuskels, ist die Signalintensität des ventrikulären Blutes höher als diejenige des normalen Herzmuskels. Die relative Konzentration des Kontrastmittels zwischen dem infarktierten Gewebe und Blut ist nicht klar definiert, weil sie durch verschiedene physiologische Vektoren beeinflusst ist. Es ist sicher anzunehmen, dass die Konzentration des Kontrastmittels in dem ventrikulären Blut wenigstens so hoch wie diejenige in dem infarktierten Gewebe ist, was dazu führt, dass beide Gewebe ähnliche T_1 -Relaxationszeiten und ähnliche Signalintensitäten aufweisen.

[0016] Es ist somit wünschenswert, eine Technik anzuwenden, die Signale von dem ventrikulären Blut und nicht von der infarktierten Region unterdrückt. Ein herkömmlicher schichtselektiver Inversionsimpuls würde ein Signal sowohl von Blut als auch von dem infarktierten Gewebe aufheben. Eine Lösung zu diesem Problem erfordert eine neue Methode zur Blutunterdrückung, die das Signal von dem infarktierten Bereich verhältnismäßig unbeeinflusst lässt.

[0017] Der ausgetastete Inversionsimpuls invertiert die Spins von Blut außerhalb der abgebildeten Schicht, während er die Spins in der abgebildeten Schicht nicht beeinflusst. Zu einem Zeitpunkt nach der Anwendung des ausgetasteten Inversionsimpulses, der hinsichtlich der Zeit ausgewählt ist, die erforderlich ist, um ein Signal von einem kontrastverstärkten Blut aufzuheben, wird Blut aus dem Inneren der abgebildeten Schicht durch Spins aus der Außenseite der Schicht ersetzt, wodurch eine Blutunterdrückung ohne Beeinflussung des Signals von den infarktierten Bereichen erzielt wird.

[0018] Vorzugsweise wird die Längsmagnetisierung von dem Blut in Bereichen außerhalb der abgebildeten Schicht durch den ausgetasteten HF-Inversionsimpuls in einer Weise beeinflusst, so dass zu einer Zeit, wenn MR-Daten akquiriert werden, ein Signal von Blut außerhalb der abgebildeten Schicht, das in den speziellen interessierenden Bereich einfließt, unterdrückt wird.

[0019] Die Erfindung macht Gebrauch von einer MR-Impulssequenz, die wenigstens einen primären HF-Inversionsimpuls zur Schichtselektion, einen ausgetasteten HF-Inversionsimpuls und wenigstens einen HF-Bildgebungsimpuls aufweist. Der primäre Schichtselektions-HF-Inversionsimpuls weist ein Durchlassband auf, dessen Weite größer ist als diejenige des Bildschichtimpulses. Der ausgetastete HF-Inversionsimpuls wird nach dem primären Schichtselektions-HF-Inversionsimpuls ausgesandt und weist ein Stoppband auf, das mit dem primären

schichtselektiven HF-Inversionsimpulses zusammenfällt. Es kann eine Gradienten-Echo-Bildgebungsakquisition mit segmentierter k-Raum-Erfassung eingesetzt werden, bei der die HF-Bildgebungsimpulse durch eine Inversionszeit $T_{I_{BSP}}$ von dem ausgetasteten HF-Inversionsimpuls getrennt sind, um angeregtem Blut aus dem Durchlassband zu ermöglichen, in die abgebildete Schichtregion zu dem Zeitpunkt einzuströmen, wenn die Längsmagnetisierung des Blutes nahe an dem Nullpunkt liegt, um das Signal von Blut in der abgebildeten Schicht deutlich zu reduzieren.

[0020] Verschiedene weitere Merkmale, Aufgaben und Vorteile der vorliegenden Erfindung erschließen sich aus der folgenden detaillierten Beschreibung mit Bezug auf die Zeichnungen:

[0021] [Fig. 1](#) zeigt ein schematisiertes Blockschaltbild eines NMR-Bildgebungssystems zur Verwendung mit der vorliegenden Erfindung.

[0022] [Fig. 2](#) zeigt ein Pulssequenzdiagramm unter Veranschaulichung relativer zeitlicher Positionen verschiedener HF-Impulse in Bezug auf ein R-R-Intervall gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0023] [Fig. 3](#) zeigt ein Diagramm unter Veranschaulichung der relativen räumlichen und frequenzbezogenen Bezüge und Positionen der in [Fig. 2](#) veranschaulichten HF-Impulse.

[0024] Bezugnehmend auf [Fig. 1](#) sind dort die Hauptkomponenten eines bevorzugten MR-Bildgebungssystems **10**, das die vorliegende Erfindung beinhaltet, veranschaulicht. Der Betrieb des Systems wird von einer Bedienkonsole **12** aus gesteuert, die eine Tastatur oder eine sonstige Eingabevorrichtung **13**, ein Bedienfeld **14** und eine Anzeige **16** enthält. Die Konsole **12** kommuniziert über einen Link bzw. eine Verbindung **18** mit einem gesonderten Computersystem **20**, das einem Bediener ermöglicht, die Erzeugung und Anzeige von Bildern auf dem Bildschirm **16** zu steuern. Das Computersystem **20** enthält eine Anzahl von Modulen, die miteinander über eine Backplane (Busleiterplatte) **20a** kommunikationsmäßig in Verbindung stehen. Diese umfassen ein Bildprozessormodul **22**, ein CPU-Modul **24** und ein Speichermodul **26**, das in der Technik als ein Framebuffer bzw. Bildspeicher zur Speicherung von Bilddatenarrays bekannt ist. Das Computersystem **20** ist mit einem Plattenspeicher **28** und einem Bandlaufwerk **30** zur Speicherung von Bilddaten und Programmen verbunden, und es kommuniziert mit einer gesonderten Systemsteuerung **32** über eine serielle Hochgeschwindigkeitsverbindung **34**. Die Eingabevorrichtung **13** kann eine Maus, ein Joystick, eine Tastatur, einen Trackball, einen Berührungsbildschirm, einen Lichtstift, eine Sprachsteuerung oder eine ähnliche Vorrichtung enthalten und kann zur interaktiven Geo-

metrie-Vorgabe verwendet werden.

[0025] Die Systemsteuerungseinrichtung **32** enthält einen Satz von Modulen, die über eine Backplane **32a** miteinander verbunden sind. Zu diesen gehören ein CPU-Modul **36** und ein Pulsgeneratormodul **38**, das mit der Bedienerkonsole **12** über eine serielle Verbindung **40** verbunden ist. Genau über diese Verbindung **40** empfängt die Systemsteuerung **32** Befehle von dem Bediener, die die Scannsequenz anzeigen, die ausgeführt werden soll. Das Pulsgeneratormodul **38** steuert die Systemkomponenten an, um die gewünschte Scannsequenz auszuführen, und erzeugt Daten, die die zeitliche Abfolge, Stärke und Form der erzeugten HF-Impulse und den Zeitpunkt sowie die Länge des Datenakquisitionsfensters angeben. Das Pulsgeneratormodul **38** ist mit einem Satz von Gradientenverstärkern **42** verbunden, um die Zeitvorgabe und Form der Gradientenimpulse anzugeben, die während eines Scans erzeugt werden. Das Pulsgeneratormodul **38** empfängt ferner Patientendaten von einem physiologischen Akquisitioncontroller **44**, der Signale von einer Anzahl verschiedener Sensoren, die an dem Patienten angeschlossen sind, wie beispielsweise EKG-Signale von an dem Patienten angebrachten Elektroden, empfängt. Und schließlich ist das Pulsgeneratormodul **38** mit einer Scannraum-Schnittstellenschaltung (Scannraum-Interfaceschaltung) **46** verbunden, die Signale von verschiedenen Sensoren empfängt, die den Zustand des Patienten und des Magnetsystems betreffen. Durch diese Scannraum-Schnittstellenschaltung **46** empfängt auch ein Patientenpositionierungssystem **48** Befehle, um den Patienten in die gewünschte Lage für den Scann zu überführen.

[0026] Die Gradientensignalformen, die von dem Pulsgeneratormodul **38** erzeugt werden, werden an das Gradientenverstärkersystem **42** angelegt, das G_x -, G_y - und G_z -Verstärker aufweist. Jeder Gradientenverstärker erregt eine zugehörige physikalische Gradientenspule in einer Anordnung, die allgemein mit **50** bezeichnet ist, um die Magnetfeldgradienten zur Verwendung für ortskodiert akquirierte Signale zu erzeugen. Die Gradientenspulenordnung **50** bildet einen Teil der Magnetanordnung **52**, die einen Polarisierungsmagneten **54** und eine Ganzkörper-HF-Spule **56** beinhaltet. Ein Transceivermodul **58** in der Systemsteuerung **32** erzeugt Impulse, die durch einen HF-Verstärker **60** verstärkt und in die HF-Spule **56** über einen Sende/Empfangs-Schalter **62** eingekoppelt werden. Die resultierenden Signale, die von den angeregten Kernen in dem Patienten ausgesandt werden, können durch dieselbe HF-Spule **56** erfasst und über den Sende/Empfangs-Schalter **62** zu einem Vorverstärker **64** gekoppelt werden. Die verstärkten MR-Signale werden in der Empfangsgruppe des Transceivers **58** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende/Empfangs-Schalter **62** wird durch ein Signal von dem Pulsgeneratormodul **38** gesteu-

ert, um den HF-Verstärker **60** während des Sendemodus mit der Spule **56** und während des Empfangsmodus mit dem Vorverstärker **64** elektrisch zu verbinden. Der Sende/Empfangs-Schalter **62** ermöglicht ferner, dass eine gesonderte HF-Spule (beispielsweise eine Oberflächenspule) entweder in dem Sende- oder in dem Empfangsmodus betrieben werden kann.

[0027] Die durch die HF-Spule **56** aufgenommenen MR-Signale werden durch das Transceivermodul **58** digitalisiert und zu einem Speichermodul **66** in der Systemsteuerung **32** übertragen. Wenn ein Scann vollständig durchgeführt ist, ist ein Array bzw. Feld von k-Raum-Rohdaten in dem Speichermodul **66** aufgenommen worden. Wie in größeren Einzelheiten nachstehend beschrieben, werden diese k-Raum-Rohdaten in gesonderte k-Raum-Datenarrays für jedes zu rekonstruierende Bild umgeordnet, und jedes von diesen wird einem Feld- bzw. Arrayprozessor **68** zugeführt, der arbeitet, um die Daten über eine Fourieranalyse in ein Array von Bilddaten zu wandeln. Diese Bilddaten werden über die serielle Verbindung **34** zu dem Computersystem **20** geleitet, wo sie in dem Plattenspeicher **28** gespeichert werden. Als Reaktion auf Befehle, die von der Bedienkonsole **12** empfangen werden, können diese Bilddaten in dem Bandlaufwerk **30** archiviert werden, oder sie können durch den Bildprozessor **22** weiter verarbeitet und zu der Bedienkonsole **12** weitergeleitet sowie auf der Anzeige **16** dargestellt werden.

[0028] Die vorliegende Erfindung enthält ein Verfahren und ein System, die zur Verwendung mit dem oben beschriebenen NMR-System oder einem beliebigen ähnlichen oder äquivalenten System zur Gewinnung von MR-Bildern eingerichtet sind.

[0029] Bezugnehmend auf [Fig. 2](#) ist dort der Hochfrequenz(HF)-Teil einer Impulssequenz **100** dargestellt, der die relativen zeitlichen Positionen zwischen den verschiedenen HF-Impulsen sowie in Bezug auf ein R-R-Intervall eines EKG-Zyklus **102** veranschaulicht. Der erste ausgegebene HF-Impuls ist ein schichtselektiver Inversionsimpuls **104**, der eine Inversionszeit TI aufweist, wie sie von der Spitze des schichtselektiven Inversionsimpulses **104** aus bis zu einer Spitze eines ersten HF-Anregungsimpulses **106** zur Bildakquisition **108** gemessen wird. Der schichtselektive Inversionsimpuls **104** ist mit einer Abschnittsdicke gestaltet, die zwischen 1,0 und 3 Mal so groß ist wie die Abschnittsdicke einer abgebildeten Schicht, wie dies in Zusammenhang mit [Fig. 3](#) nachstehend beschrieben ist. Der schichtselektive Inversionsimpuls wird in einer Ausführungsform vorzugsweise mit einer Inversionszeit von etwa 100–450 ms ausgeführt. Die Inversionszeit ist ausgewählt, um ein Signal von einem normalen Herzmuskel auszulösen bzw. aufzuheben, und wird in Abhängigkeit von der Konzentration des eingesetzten Kontrastmit-

tels (die die Restkonzentration des Kontrastmittels in einem normalen, gesunden Herzmuskel bedingt) und der Verzögerungszeit gegenüber der anfänglichen Kontrastmittelverabreichung verändert.

[0030] Nachdem der schichtselektive Inversionsimpuls **104** ausgesandt worden ist, wird ein ausgetasteter HF-Inversionsimpuls **110** ausgesandt, um die Längsmagnetisierung von Blut außerhalb der abgebildeten interessierenden Schicht umzukehren. Der ausgetastete HF-Inversionsimpuls, der auch als ein Blutunterdrückungsimpuls bezeichnet wird, weist vorzugsweise eine Inversionszeit TI_{BSP} von etwa 120–150 ms (in einer Ausführungsform) auf. Auf diese Weise erholt sich die Längsmagnetisierung von Blut außerhalb der abgebildeten Schicht von Interesse von einem invertierten Zustand aus über null oder Nullzustand hinweg. Es wird angenommen, dass der Blutfluss während dieser TI_{BSP} -Zeit ausreichend ist, dass das Blut außerhalb der abgebildeten Schicht von Interesse in die Region einströmt, wenn die Bildschicht akquiriert wird, so dass die Längsmagnetisierung des Blutes nahe an ihrem Nullpunkt liegt. Diese erweiterte Region reduziert wesentlich das Signal von Blut innerhalb der Bildschicht.

[0031] Wie vorstehend erwähnt, enthält die Impulssequenz **100** ferner wenigstens einen, jedoch vorzugsweise eine Anzahl von HF-Anregungsimpulsen **112** zur Akquisition von Daten **108**. Die Akquisition von Daten findet vorzugsweise in dem mittleren diastolischen Bereich statt. Es wird ferner bevorzugt, die Daten während eines einzelnen Atemanhaltevorgangs des Patienten zu akquirieren. Die HF-Anregungsimpulse **112** der Impulssequenz **100** stammen aus einer bekannten Gradienten-Echo-Bildgebungstechnik mit segmentierter k-Raum-Erfassung. Obwohl die vorerwähnte Technik im Zusammenhang mit einer zweidimensionalen Akquisitionsstrategie beschrieben ist, ist sie auch für eine dreidimensionale Bildakquisitionssequenz mit segmentierter Erfassung über mehrere Herzzyklen hinweg anwendbar.

[0032] Bezugnehmend nun auf [Fig. 3](#) sind dort die relativen räumlichen Positionen und Abschnittsdicken des primären schichtselektiven Inversionsimpulses **104**, des ausgetasteten Blutunterdrückungsimpulses **110** und der abgebildeten Schicht **106** veranschaulicht. Zu Anfang sei erwähnt, dass die Weite **114** des Durchlassbandes **116** des schichtselektiven HF-Inversionsimpulses **104** ausgewählt ist, um eine herzbedingte und atembedingte Bewegung der abgebildeten Schicht während der Inversionszeit TI zu berücksichtigen. Dieses Durchlassband **116** ist folglich ungefähr 1–3 oder mehrere Male so groß wie die abgebildete Schichtdicke **118** ausgewählt. Der ausgetastete HF-Unterdrückungsimpuls **110** weist ein Stoppband **120** auf, das mit dem Durchlassband **116** des primären schichtselektiven HF-Inversionsimpulses **104** zusammenfällt. Die Weite **122** des Stopp-

bandes **120** des ausgetasteten HF-Impulses **110** ist ungefähr gleich derjenigen des Durchlassbandes **116** des schichtselektiven Inversionsimpulses **104** bemessen. Die Durchlassbänder **124** des ausgetasteten HF-Impulses **110** sind ausreichend groß bemessen, um Regionen außerhalb der abgebildeten Schicht **106** zu invertieren, um Blut einzuschließen, das während einer Datenakquisition in den interessierenden Bereich der abgebildeten Schicht einströmen kann. Da die Inversionszeit zur Blutunterdrückung kleiner ist als diejenige, die zur Unterdrückung eines normalen Myokardgewebes verwendet wird, ist die Inversionszeit des Blutunterdrückungsimpulses **110** kleiner als die Inversionszeit für den schichtselektiven HF-Inversionsimpuls **104**. Die Inversionszeit des Blutunterdrückungsimpulses **110** muss ferner die Zeitdauer seit der anfänglichen Verabreichung des Kontrastmittels und die Größe der verabreichten Dosis mit berücksichtigen. Es ist ferner zu beachten, dass der ausgetastete HF-Blutunterdrückungsimpuls **110** in einer Ausführungsform einen Flip-Winkel von 180° aufweist, jedoch einen Flip-Winkel von 90° bis zu 180° aufweisen kann.

[0033] Die Anwendung des ausgetasteten HF-Impulses **110** zur Blutunterdrückung beeinflusst nicht den primären schichtselektiven Inversionsimpuls **104** zur Unterdrückung eines normalen Myokardgewebes. Folglich sind die Gleichungen, die zur Bestimmung der erforderlichen Inversionszeiten sowohl für Kontrastmittel angereichertes Blut als auch für normalen Herzmuskel verwendet werden, voneinander entkoppelt und unabhängig. Die Gleichungen, die benötigt werden, um ein Abgrenzen („Nulling“) eines normalen, gesunden Herzmuskels zu erreichen, sind allgemein bekannt und werden wie folgt angegeben:

$$M_z(t) = M_{z,eq} \cos \alpha \exp(-t/T_1) + M_0(1 - \exp(-t/T_1))(G1.1),$$

wobei $M_z(t)$ die Längsmagnetisierung zur Zeit der Bildakquisition, $M_{z,eq}$ die Längsmagnetisierung im Gleichgewicht nach der Bildakquisition und gerade vor der Anwendung des HF-Inversion-Recovery-Impulses, α der Flip-Winkel des HF-Inversion-Recovery-Impulses, M_0 die Längsmagnetisierung im thermischen Gleichgewicht, T_1 die Spin-Gitter-Relaxationszeit und t die Zeitdauer nach dem Inversionsimpuls ist. Es ist zu beachten, dass die Gleichung (1) allgemein und sowohl auf eine Myokardunterdrückung als auch auf eine Blutunterdrückung anwendbar ist, da die vorstehend beschriebene Technik eine Entkopplung der Myokard- und Blutunterdrückungsgleichungen ermöglicht.

[0034] Die vorliegende Erfindung hat sich als eine effektive Blutunterdrückungstechnik erwiesen, um die Gegenwart eines infarktierten Myokardgewebes zu detektieren. Ohne einen HF-Blutunterdrückungsimpuls besteht eine Schwierigkeit bei der Unterscheidung

zwischen verstärktem infarktiertem Myokardgewebe und der ventrikulären Blutkavität. Mit dieser Blutunterdrückungstechnik können die endokardialen Grenzen des infarktierten Gewebes deutlich abgegrenzt werden, wodurch eine bessere Erfassung des Ausmaßes eines Myokardinfarktes ermöglicht wird.

[0035] Demgemäß kann die Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung dazu verwendet werden, ein Verfahren zur MR-Bildgebung mit Blutpoolunterdrückung durchzuführen, das eine Verabreichung eines Kontrastmittels in den Blutstrom eines Patienten und eine anschließende Anwendung einer Impulssequenz enthält, die einen schichtselektiven HF-Inversionsimpuls und einen ausgetasteten HF-Inversionsimpuls aufweist. Mit einem Kontrastbolus eines Gadolinium-Kontrastmittels und einer Dosis von etwa $0,1\text{--}0,2\text{ mmol/kg}$ ist es vorzuziehen, für eine normale Myokardunterdrückung 5–15 Minuten nach der Verabreichung des Kontrastmittels zu warten. Der schichtselektive HF-Impuls ist entworfen, um Myokardgewebe zu unterdrücken, wobei diesem der ausgetastete HF-Inversionsimpuls folgt, der entworfen ist, um den Blutpool zu unterdrücken. Die Unterdrückung des Blutpoolsignals wird vorzugsweise in einer Region vorgenommen, die größer ist als diejenige, in der Daten akquiriert werden, so dass bei der Akquisition von MR-Daten das Blut, das in die Region eingeflossen ist, abgegrenzt wird. Anschließend kann aus den akquirierten MR-Daten ein MR-Bild rekonstruiert werden, um das Vorliegen eines Myokardinfarktes zu entdecken. Diese Technik erhöht nicht nur die Empfindlichkeit auf eine Erfassung eines infarktierten Myokardgewebes sondern ermöglicht auch eine viel bessere Unterscheidung zwischen den endokardialen Grenzen des infarktierten Gewebes und der ventrikulären Kavität.

[0036] Die erfindungsgemäße Vorrichtung macht von einem Computer Gebrauch, der zur Steuerung des MR-Bildgebungssystems, wie beispielsweise des im Zusammenhang mit [Fig. 1](#) beschriebenen Systems, programmiert ist und der auch programmiert ist, um eine Impulssequenz, wie diejenige, die in Zusammenhang mit [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) beschrieben ist, anzuwenden. Dies bedeutet, dass der Computer programmiert ist, um einen Schichtselektions-Inversionsimpuls auszusenden, um Signale von normalem Myokardgewebe zu unterdrücken, und anschließend einen ausgetasteten HF-Inversionsimpuls mit einer Inversionszeit auszusenden, die ausgewählt ist, um Regionen innerhalb und außerhalb einer gewünschten Bildgebungsschicht zu invertieren, so dass Signale von Blut, das in die gewünschte Bildgebungsschicht einströmt, ebenfalls unterdrückt werden. Der Computer ist ferner programmiert, um HF-Anregungsimpulse auszusenden und anschließend die Akquisition von Daten aus der gewünschten Bildgebungsschicht zu veranlassen, wobei die Daten unter-

drückte Signale sowohl von normalem Myokardgewebe als auch von Blut aufweisen. Es ist zu beachten, dass zur Reduktion der Inversionsverzögerungszeiten (TI und TI_{BSP}) ohne Effektverlust Teilinversions-HF-Impulse mit Flipwinkeln von 90° bis 180° eingesetzt werden können.

[0037] Experimentelle Daten unter Verwendung der vorliegenden Technik haben Ergebnisse mit deutlichen Verbesserungen gegenüber Bildern ohne Blutunterdrückung hervorgebracht. Die Bildsätze wurden ungefähr 4 Minuten voneinander getrennt von demselben Objekt akquiriert. Der erste Satz von Bildern hatte keine Blutunterdrückung, während der zweite Satz die Blutunterdrückungstechnik gemäß der vorliegenden Erfindung angewandt hatte. Die resultierenden Bilder zeigen eine deutliche Reduktion des Blutsignals und die endokardialen Grenzen des infarktierten Gewebes, die in den blutunterdrückten Bildern deutlich unterschieden werden können, während die ohne Blutpoolunterdrückung akquirierten Bilder weder die Grenzen noch die infarktierten Bereiche nur annähernd deutlich aufzeigen. Die Akquisitionparameter waren wie folgt: FOV 32 cm, Schichtdicke 9 mm, Matrix 256 mal 192, 2 NEX, TR/TE/Flipwinkel = 6,6/1,7/20, $TI = 200$ ms, $TI_{BSP} = 150$ ms.

Patentansprüche

1. MR-Bildgebungssystem zur Verbesserung einer kontrastverstärkten Myokardinfarktdetektion, die aufweist:

eine Magnetresonanz(MR)-Bildgebungsvorrichtung (10) mit mehreren Gradientenspulen (50), die rund um eine Bohrung eines Magneten (54) zur Aufbringung eines polarisierenden Magnetfeldes positioniert sind, einer HF-Spulenordnung (56), einem HF-Transceiversystem (58), das mit der HF-Spule (56) gekoppelt ist; und

einem Computer, der nach Empfang eines Eingangssignals, das die Verabreichung eines Kontrastmittels kennzeichnet, die Vorrichtung steuert, um:

einen schichtselektiven Inversionsimpuls (104) auszusenden;

nach dem schichtselektiven Inversionsimpuls einen ausgetasteten Inversionsimpuls (110) auszusenden, wobei der ausgetastete Inversionsimpuls ein Stoppband aufweist, der mit dem Durchlassband des schichtselektiven Inversionsimpulses zusammenfällt, um Blutspins außerhalb der ausgewählten Schicht umzukehren, während die Spins in der ausgewählten Schicht nicht beeinflusst werden;

über die HF-Spule (56) HF-Anregungsimpulse (112) auszusenden;

von einer abgebildeten Schicht innerhalb der ausgewählten Schicht (106) MR-Daten (108) zu akquirieren;

wobei die zeitlichen Positionen und die Inversionszeiten des schichtselektiven Inversionsimpulses und

des ausgetasteten Inversionsimpulses auf der Basis des Eingangssignals derart ausgewählt sind, dass eine Unterdrückung von Signalen sowohl von normalem Myokardgewebe als auch von Blut nach einer Verabreichung eines Kontrastmittels im Vergleich zu Signalen von infarktiertem Myokardgewebe ermöglicht wird.

2. MR-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der schichtselektive HF-Inversionsimpuls (104) eine Abschnittsdicke aufweist, die ungefähr ein- bis dreimal so groß ist wie eine Abschnittsdicke der abgebildeten Schicht (106), und eine Inversionszeit, die ausgewählt ist, um ein Signal von einem normalen Myokardgewebe aufzuheben, von ungefähr 100–450 ms aufweist.

3. MR-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, die dazu eingerichtet ist, Daten in der mittleren Diastole für jedes Bild während eines einzelnen Atemanhaltevorgangs des Patienten zu akquirieren.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

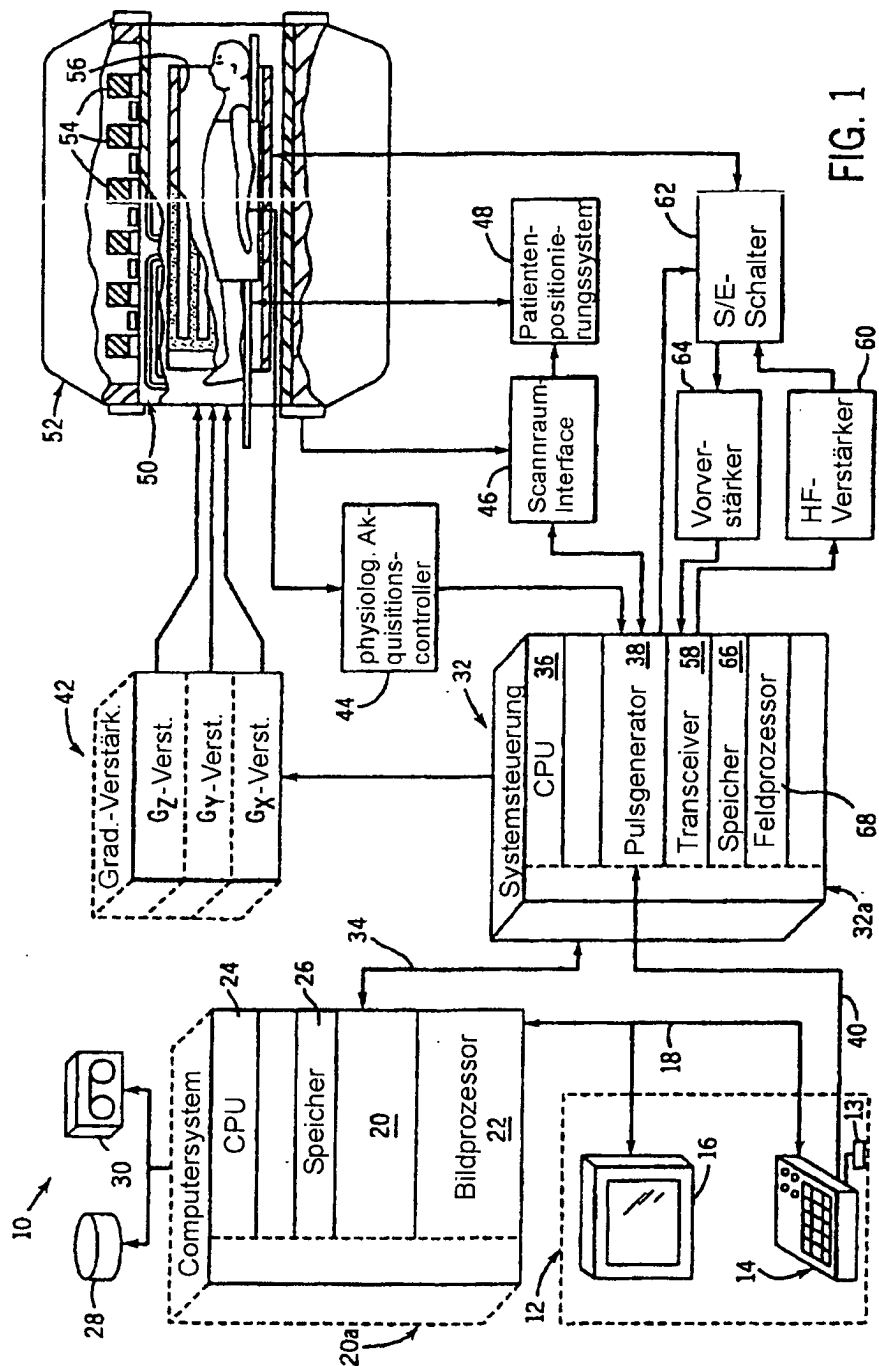


FIG. 1

