



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 601 23 375 T2 2007.08.23

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 227 332 B1

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/567** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 23 375.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 310 476.5**

(96) Europäischer Anmeldetag: **14.12.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **31.07.2002**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **27.09.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **23.08.2007**

(30) Unionspriorität:
681068 19.12.2000 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, NL

(73) Patentinhaber:
**GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(72) Erfinder:
**Saranathan, Manojkumar, Rockville, Maryland
20851, US; Foo, Thomad Kwok-Fah, Rockville,
Maryland 20850, US; Derbyshire, John Andrew,
Baltimore, Maryland 21244, US**

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Aufnahme von MR-Bildern mit hoher zeitlicher Auflösung und ohne Behinderung
der Atmung**

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 eingelebt, 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 ganz allgemein ein verbessertes Verfahren zum Erfassen von Magnetresonanzbildern (MRI = Magnetic Resonance Images), und insbesondere ein Verfahren und Vorrichtungen zum Akquirieren von MR-Bildern hoher zeitlicher Auflösung, die besonders nützlich im Zusammenhang mit kardiovaskulären MR-Untersuchungen sind.

[0002] Wenn eine Substanz, beispielsweise 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 unterschiedlich stark bei ihrer charakteristischen Larmorfrequenz. Falls die Substanz oder das Gewebe einem Magnetfeld (Anregungsfeld B_1) ausgesetzt wird, das sich in der xy-Ebene befindet und in der Nähe der Larmorfrequenz schwingt, kann das netto ausgerichtete Moment, oder die "Längsmagnetisierung" M_z in die xy-Ebene gedreht oder "gekippt" werden, um ein Netto-Quermagnetmoment M_t zu erzeugen. Nach Beendigung des Anregungssignals B_1 , wird durch die angeregten Spins ein Signal emittiert, und dieses Signal kann empfangen und verarbeitet werden, um ein Bild aufzubauen.

[0003] Wenn diese Signale eingesetzt werden, um Bilder zu produzieren, werden Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) verwendet. Typischerweise wird die abzubildende Region mittels einer Folge von Messzyklen abgetastet, in denen diese Gradienten abhängig von dem speziell verwendeten Ortungsverfahren variieren. Der sich ergebende Satz von empfangen NMR-Signalen wird digitalisiert und verarbeitet, um das Bild mittels eines oder mehrerer hinlänglich bekannter Rekonstruktionstechniken zu rekonstruieren.

[0004] Die Abbildung sich bewegender Objekte ist besonders schwierig, insbesondere wenn eine Bildgebungsebene im Raum eingestellt ist, bei der sich das Objekt in die Bildgebungsebene hinein und heraus bewegt. Eine solche Bildgebung ist insbesondere schwierig, wenn darüber eine zweite periodische Bewegung überlagert ist. Beispielsweise kommt es im Falle von Bildgebung von Objekten in einem atmenden Patienten zu einer periodischen Bewegung innerer Strukturen, die, falls sich die Struktur nahe dem Herzen befindet, durch die Bewegung des schlagenden Herzens noch komplizierter wird.

[0005] Kardiovaskuläre Erkrankung ist gegenwärtig die häufigste Erkrankungs- und Todesursache in den meisten industrialisierten Nationen. Bis vor kurzem war der klinische Nutzen kardialer MR-Bildgebungsverfahren aus unterschiedlichen Gründen beschränkt. Erstens hatten derartige Verfahren im Ver-

hältnis zum Herzzyklus eine verhältnismäßig lange Erfassungszeit, was aufgrund kardialer Bewegung Unschärfen hervorrief. Zweitens setzt die lange Dauer des Bildgebungscavorgangs voraus, dass Patienten ihren Atem unangemessen lange anhalten müssen, um aufgrund respiratorischer Bewegung auftretende Bewegungsartefakte zu vermeiden. Mit dem Auftauchen von auf schnellem Gradienten-Echo (FGRE = Fast Gradient Recalled Echo) basierenden segmentierten k-Raum-Sequenzen findet in neuerer Zeit kardiale MR-Bildgebung in Verbindung mit auf echoplanarer Bildgebung basierenden Sequenzen breitere Anwendung.

[0006] Segmentierte-k-Raum-Verfahren akquirieren unter Anhalten des Atems in einer einzigen Erfassung Daten über mehrere Herzzyklen hinweg. Die Daten sind auf mehrere Segmente verteilt, wobei jedes Segment in aufeinanderfolgenden R-R-Intervallen akquiriert wird. Innerhalb jedes vorgegebenen R-R-Intervalls wird dasselbe Segment zu verschiedenen Zeitpunkten in dem R-R-Intervall wiederholt akquiriert, wodurch sich eine bewegte Bildfolge ergibt, die das gesamte R-R-Intervall abdeckt und dennoch eine hohe zeitliche Auflösung aufweist. Die Entwicklung von überlagerter echoplanarer Bildgebung (auch als Echo-Zug oder schneller Gradienten-Echo-Zug (FGRET = Fast Gradient Recalled Echo-Train) bekannt) verkürzte die in dem Bildgebungsverfahren benötigten Bildgebungsscanzeiten (ETL = Echo Train Length) beträchtlich, indem ermöglicht wurde, anhand jeder HF-Anregung mehrerer k-Raum-Zeilen zu sammeln. Vereinfacht ausgedrückt kann entweder die Erfassungszeit um einen Faktor der ETLs reduziert werden, wodurch die zeitliche Auflösung aufrecht erhalten bleibt, oder die zeitliche Auflösung kann um einen Faktor der ETL gesteigert werden, wobei die Scandauer beibehalten wird. Typische Atemanhaltezeiten sind im Falle auf FGRE basierender Erfassungen 12 bis 16 Sekunden und 6-8 Sekunden bei auf FGRET basierenden Erfassungen. Die Verwendung von Echo-Zug-Techniken in Kombination mit der segmentierten k-Raum-Erfassung ermöglichte es, unter Einsatz von Atemanhaltetechniken kardiovaskuläre Untersuchungen durchzuführen.

[0007] Eine Beispiel eines solchen Tests ist die auf MR basierende Untersuchung von durch körperliche Betätigung oder Pharmazeutika induzierten Belastungsfunktionen, wobei diese Untersuchung eine MR-Version eines auf Elektrokardiogramm (EKG) begründeten Belastungstests ist. In bildgebenden Belastungsfunktionsuntersuchungen wird der Patient sukzessiv ansteigenden Pegeln kardialer Belastung unterworfen, und es werden, nachdem sich die Herzfrequenz auf dem benötigten Belastungsniveau stabilisiert hat, gewöhnlich mittels segmentierter k-Raum-Techniken unter Anhalten des Atems MR-Bilder gewonnen.

[0008] Allerdings ist es erforderlich, den Patienten während der Übergangszeit zwischen den aufeinanderfolgenden unterschiedlichen Belastungen mit Blick auf jede Abnormalität der Herzfunktion, beispielsweise Änderungen der Bewegung der kardialen Wand oder in Zusammenhang mit Ischaemia auftretenden kardialen Ereignissen, fortlaufend zu überwachen. Zwar ist die Durchführung der Überwachung mittels der oben erwähnten Technik des Anhaltens möglich, allerdings kann das wiederholte Anhalten des Atems diese Patienten sehr erschöpfen. Folglich besteht ein Bedarf nach einem raschen MR-Akquisitionsverfahren, das sich zur Überwachung während der Übergangsperioden zwischen den aufeinanderfolgenden unterschiedlichen Belastungen eignet. Eine derartiges Verfahren muss in der Lage sein, bei uneingeschränkter Atmung Bilder mit einer ausreichenden räumlichen und zeitlichen Auflösung zu akquirieren, um Anomalien der kardialen Wandbewegung, die im Zusammenhang mit ischaemischen Ereignissen auftreten, nahezu in Echtzeit zu erfassen. Die Anforderungen hoher zeitlicher Auflösung sind von besonderer Bedeutung in einem Belastungstest, bei dem der Herzzyklus (die R-R-Intervallzeit) aufgrund der bei höheren Belastungen auftretenden hohen Herzfrequenzen erheblich verkürzt ist. Gewöhnlich ist eine Folge von etwa 10 Bildern pro R-R-Intervall zur Visualisierung der systolischen Phase angemessen. Für die räumliche Auflösung zur Erfassen von Wandbewegungsanomalien wird ein Wert von etwa 3 mm oder besser vorausgesetzt.

[0009] Die EKG-Taktung bildet ein weiteres Hindernis. Eine solche Taktung ist mit einer Reihe von Problemen verbunden, beispielsweise Abhängigkeit von dem Bediener, Variabilität zwischen Patienten, gelockerte EKG-Anschlussleitungen und Verfälschung von EKG-Signalen aufgrund von durch die Bildgebungsgradienten verursachtem Rauschen. In Situationen, in denen die EKG-Taktung problematisch ist, basiert eine Alternative darauf, eine periphere Taktung zu verwenden, die weniger kompliziert und häufig zuverlässiger ist als die EKG-Taktung. Allerdings weist die periphere Taktung gegenüber der EKG-Taktung den Nachteil der Einführung einer Verzögerung auf, so dass es nicht möglich ist, den genauen Zeitpunkt der kardialen R-Welle zu identifizieren. Allgemeiner ausgedrückt wäre es erwünscht, über eine Technik zu verfügen, die die Echtzeiterfassung von Taktungstriggersignalen völlig überflüssig macht.

[0010] Ein mögliche Lösung dieses Problem ist die MR-Fluoroskopie, die eine nicht getaktete rasche Bildgebungssequenz verwendet, z.B. eine überlagerter EPI-FGRET (Echo Planar Imaging FGRET), um Daten in Echtzeit zu akquirieren, zu rekonstruieren und auf einem Bildschirm wiederzugeben. Die MR-Fluoroskopie scheint zwar eine erfolgversprechende Lösung zu sein, jedoch beschränken die Anforderungen an den Rechner hinsichtlich einer ra-

schen Rekonstruktion und Wiedergabe der Bilder in Verbindung mit den Anforderungen an die räumliche Auflösung die maximale erreichbaren Frameraten auf 12-15 Bilder pro Sekunde, aus denen sich eine zeitliche Auflösung von 66-85 ms ergibt. Solche Auflösungen sind im Falle von Herzfrequenzen in der Größenordnung von 150-180 Schlägen pro Minute (bpm = Beats Per Minute) für eine effektive Visualisierung der systolischen Phase unbrauchbar. Eine weitere mögliche Lösung basiert darauf, eine segmentierte k-Raum-CINE-Sequenz in Verbindung mit einem niedrigen Wert der Ansichten pro Segment (VSP = Views-Per-Segment) zu verwenden. Allerdings wirft dies immer noch ein Problem auf insofern, als eine große Anzahl von Herzschlägen zur vollständigen Durchführung einer Erfassung benötigt wird, während der erhebliche, auf Atmung zurückzuführende Artefakte auftreten können. Folglich stellt dies ebenfalls keine befriedigende Lösung des Problems dar.

[0011] LENZ GW; HAACKE EM; WHITE RD: "Retrospective Cardiac Gating: A Review of Technical Aspects and Future Directions" Magn. Reson. Imag., Bd. 7, Nr. 5, 1989, Seiten 445-455, offenbart ein Verfahren gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1. In dem Verfahren deckt eine feste Anzahl von Zeitframes für jeden Phasencodierungsschritt ein mittleres R-R-Intervall plus etwa 20 Prozent ab.

[0012] US 5 377 680 offenbart ein in Verbindung mit sowohl retrospektiver als auch prospektiver kardialer Taktung einsetzbares System und Verfahren. Prospektive Taktung wird mittels einer kontinuierlichen HF-Anregung durchgeführt.

[0013] Hundley WG et al., Circulation, Bd. 100, Seiten 1697-1702, 1999, offenbart ein Verfahren, bei dem acht bis zwölf Sekunden dauernde Scans unter Anhalten des Atems mit einer letzten Gradienten-Echosequenz unter Verwendung von k-Raum-Segmentierung (Anzahl von Ansichten pro Segment) und gemeinsamer Nutzung von Ansichten durchgeführt werden. Die Anzahl von Ansichten pro Segment und die gemeinsame Nutzung von Ansichten werden über das Verfahren hinweg angepasst.

[0014] Haacke EM et al. offenbaren in Magn. Reson. Med., Bd. 4, Seiten 152-174, 1987, ein Pseudotaktungsverfahren, bei dem während der Datenakquisition keine Überwachung der Herzfrequenz durchgeführt wird.

[0015] Die Erfindung betrifft ein die oben erwähnten Probleme lösendes System und Verfahren zur Akquisition kardialer MR-Bilder hoher zeitlicher Auflösung, bei uneingeschränkter Atmung.

[0016] Die Erfindung verwendet eine Maßzahl der Herzfrequenz, die entweder durch den Benutzer ein-

gegeben werden kann, oder als ein voraussichtlicher Schätzwert für zukünftige R-R-Intervalle direkt aus dem EKG- oder Peripherieanschlussleitungen entnommen werden kann. Die Daten werden nicht von dem Beginn einer R-Welle ausgehend, sondern mit einem willkürlichen Punkt in dem R-R-Intervall beginnend akquiriert.

[0017] Die Erfindung schafft eine auf MR begründete Belastungsfunktionen verwendende Untersuchung, die eine MR-Version der weitverbreitet eingesetzten, auf EKG basierenden Belastungstests ist. Der Patient wird zunächst sukzessiv ansteigenden Pegeln kardialer Belastung unterworfen, die zu einer Steigerung der Herzfrequenz führen. Die Belastung kann durch körperliche Bewegung oder durch die Verabreichung eines Pharmazeutikums, z.B. Dobutamin, induziert werden. Sobald sich die Herzfrequenz für ein vorgegebenes Belastungsniveau stabilisiert hat, wird das R-R-Intervall unter Verwendung einer Standard-EKG-Ausrüstung oder einer peripheren Pulstaktungseinrichtung gemessen und aufgezeichnet. Nachdem die Aufzeichnung erfolgt ist, wird der EKG-Ablesewert durch den MR-Scanner nicht mehr berücksichtigt, und es wird ein MR-Scan gemäß dem Verfahren nach Anspruch 1 begonnen, wobei MR-Daten unter Verwendung des aufgezeichneten R-R-Intervalls als eine Akquisitionszeitperiode akquiriert werden, die unabhängig von dem Beginn oder Ende des tatsächlichen R-R-Intervalls ist. Die Datenakquisition für das aktuelle Segment dauert wie im Falle einer segmentierten CINE-Erfassung bis zum Ende der erwarteten R-R-Intervallzeit an. Die k-Raum-Ansichten werden für das nächste Segment aktualisiert, und das Verfahren wird fortgesetzt bis sämtliche Daten akquiriert sind.

[0018] Dieses Verfahren verwendet ein virtuelles kardiales Triggern, indem ein Ereignis des Endes eines Herzzyklus durch die Messung der Herzzykluszeit unmittelbar vor dem Start des Scans in Näherung berechnet wird. Auf diese Weise ist es nicht erforderlich, tatsächlich auf ein EKG- oder Peripherietaktungstriggersignal zu warten, um einen raschen segmentierten k-Raum-CINE-Scan mit hoher zeitlicher Auflösung zu vervollständigen. Falls ein geeignetes EKG-Triggersignal während des Scannens vorhanden ist, oder falls peripherie Pulstaktung verwendet wird, kann der MR-Scanner die kardiale Intervallzeit während der kontinuierlichen Erfassung periodisch aktualisieren, wobei vorausgesetzt ist, dass das Verfahren noch unter den Schutzmfang des Anspruchs 1 fällt. Diese Aktualisierung des Herzzyklus oder der Intervallzeit kann automatisiert sein oder der manuellen Kontrolle des Bedieners überlassen sein.

[0019] Ein erster Aspekt der Erfindung beinhaltet ein Verfahren nach Anspruch 1.

[0020] Ein weiterer Aspekt der Erfindung beinhaltet

eine MRI-Vorrichtung nach Anspruch 4.

[0021] Noch ein weiterer Aspekt der Erfindung beinhaltet ein Computerprogramm nach Anspruch 3.

[0022] Da mit diesem Ansatz auf ein physiologisches Auslösen verzichtet werden kann, ist eine Synchronisierung der Pulssequenz mit der Startphase des kardialen Kontraktionszyklus nicht unbedingt erforderlich. Dies eliminiert die Notwendigkeit einer Akquisition eines EKG-Kurvenverlaufs sowie eine Taktung der Bildakquisition hinsichtlich des R-R-Intervalls dieses EKG-Kurvenverlaufs versuchen zu müssen. Da die EKG-Kurvenverläufe oder die anhand des EKGs akquirierten Signale möglicherweise durch die Anwendung magnetischer Gradienten verfälscht sein können, ist die Wahrscheinlichkeit einer ungenauen Taktung und der sich daraus möglicherweise ergebenden unscharfen Bilder beseitigt.

[0023] Vielfältige sonstige Merkmale, Aufgaben und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden nach dem Lesen der nachfolgenden Beschreibung in Verbindung mit den Zeichnungen offensichtlich:

[0024] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockschaltbild eines NMR-Bildgebungssystems für einen Einsatz in der vorliegenden Erfindung.

[0025] [Fig. 2](#) zeigt ein Zeitsteuerdiagramm einer Datenakquisitionssequenz aus dem Stand der Technik.

[0026] [Fig. 3](#) zeigt ein Zeitsteuerdiagramm einer Datenakquisitionssequenz gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0027] [Fig. 4](#) zeigt ein Flussdiagramm der Technik der vorliegenden Erfindung.

[0028] Unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) sind die Hauptkomponenten eines bevorzugten MRI-Systems **10** gezeigt, das die vorliegende Erfindung verwendet. Der Betrieb des Systems wird über eine Bedienungskonsole **12** gesteuert, die eine Tastatur oder ein sonstiges Eingabegerät **13**, ein Bedienfeld **14** und einen Anzeigeschirm **16** enthält. Die Konsole **12** tauscht Daten über eine Verbindungsstelle **18** mit einem separaten Computersystem **20** aus, das es einer Bedienperson ermöglicht, die Erzeugung und Wiedergabe von Bildern auf dem Bildschirm **16** zu steuern. Das Rechnersystem **20** weist eine Anzahl von miteinander über eine Verdrahtungsplatine **20a** kommunizierenden Modulen auf. Zu diesen gehören ein Bildprozessormodul **22**, ein CPU-Modul **24** und ein Speichermodul **26**, das aus dem Stand der Technik als ein Frame-Puffer bekannt ist, der dazu dient, Bilddatenfelder zu speichern. Das Rechnersystem **20** ist zum Speichern von Bilddaten und Programmen an ein Plattenspeichermedium **28** und ein Bandlaufwerk **30**

angeschlossen und tauscht über ein Hochgeschwindigkeitsverbindungsglied 34 mit einer separaten Systemsteuerung 32 Daten aus. Das Eingabegerät 13 kann eine Maus, ein Joystick, eine Tastatur, ein Trackball, ein Touch-Screen, ein Lichtstift, eine Sprachsteuerung oder ein ähnliches Eingabegerät sein und kann für ein interaktives Vorgeben der Geometrie verwendet werden.

[0029] Die Systemsteuerung 32 umfasst einen Satz von Modulen, die über eine Verdrahtungsplatine 32a miteinander verbunden sind. Zu diesen gehören ein CPU-Modul 36 und ein Pulsgeneratormodul 38, das über eine serielle Schnittstelle 40 mit der Bedienungskonsole 12 in Verbindung steht. Es ist die Schnittstelle 40, über die die Systemsteuerung 32 von dem Bediener Steuerbefehle empfängt, die die auszuführende Abtastsequenz kennzeichnen. Das Pulsgeneratormodul 38 veranlasst die Systemkomponenten, die gewünschte Abtastsequenz auszuführen, und erzeugt Daten, die die Zeitsteuerung, Intensität und Gestalt des erzeugten HF-Pulses sowie die Zeitsteuerung und Länge des Datenakquisitionsfenters angeben. Das Pulsgeneratormodul 38 ist mit einem Satz von Gradientenverstärkern 42 verbunden, um die Zeitsteuerung und die Form der während des Scannens erzeugten Gradientenpulse anzuzeigen. Das Pulsgeneratormodul 38 empfängt ferner Patientendaten von einem physiologischen Akquisitionscontroller 44, der von einer Anzahl von unterschiedlichen mit dem Patienten verbundenen Sensoren Signale entgegennimmt, beispielsweise EKG-Signale von an dem Patienten angelegten Elektroden. Schließlich ist das Pulsgeneratormodul 38 mit einem Scanraum-Interfaceschaltkreis 46 verbunden, der von vielfältigen Sensoren Signale entgegennimmt, die den Zustand des Patienten und des Magnetsystems kennzeichnen. Es ist ebenfalls der Scanraum-Interfaceschaltkreis 46, über den ein Patientenpositionierungssystem 48 Steuerbefehle empfängt, um den Patienten zu der gewünschten Position für den Scancvorgang zu bewegen.

[0030] Die durch das Pulsgeneratormodul 38 erzeugten Gradientenwellenformen werden an das Gradientenverstärkersystem 42 angewandt, das Verstärker G_x , G_y und G_z enthält. Jeder Gradientenverstärker regt in einer allgemein mit 50 bezeichneten Anordnung eine entsprechende physikalische Gradientenspule an, um die Magnetfeldgradienten zu erzeugen, die für ein räumliches Kodieren von erfassten Signalen verwendet werden. Die Gradientenspulenanordnung 50 bildet einen Teil einer Magnetanordnung 52, die einen polarisierenden Magneten 54 und eine Ganzkörper-HF-Spule 56 umfasst. Ein Wandlermodul 58 in der Systemsteuerung 32 erzeugt Pulse, die durch einen HF-Verstärker 60 verstärkt und mittels eines Sende/Empfangsschalters 62 an die HF-Spule 56 gekoppelt werden. Die sich ergebenden Signale, die in dem Patienten von den ange-

regten Kernen emittiert werden, können durch dieselbe HF-Spule 56 erfasst und durch den Sende/Empfangsschalter 62 an einen Vorverstärker 64 gekoppelt werden. Die amplifizierten MR-Signale werden in dem Empfängerabschnitt des Wandlers 58 demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende/Empfangsschalter 62 wird durch ein Signal des Pulsgeneratormoduls 38 gesteuert, um den HF-Verstärker 60 während des Sendemodus mit der Spule 56 elektrisch zu verbinden, und um den Vorverstärker 64 während des Empfangsmodus zu verbinden. Der Sende/Empfangsschalter 62 macht es außerdem möglich, eine gesonderte HF-Spule (beispielsweise eine Oberflächenspule) entweder im Sende- oder Empfangsmodus zu nutzen.

[0031] Die durch die HF-Spule 56 aufgegriffenen MR-Signale werden durch das Wandlermodul 58 digitalisiert und an ein Speichermodul 66 in der Systemsteuerung 32 übertragen. Nach Vollendung eines Scancvorgangs ist ein Array unverarbeiteter k-Raum-Daten in dem Speichermodul 66 akquiriert. Wie weiter unten näher erläutert, werden diese unverarbeiteten k-Raum-Daten für jedes zu rekonstruierende Bild in gesonderte k-Raum-Datenfelder umgruppiert, und jedes dieser Felder wird in einen Feldprozessor 68 eingegeben, der dazu dient, die Daten mittels einer Fourier-Transformation in ein Feld von Bilddaten zu überführen. Diese Bilddaten werden über das serielle Verbindungselement 34 an das Rechnersystem 20 übergeben, wo sie auf dem Platten Speichermedium 28 gespeichert werden. Abhängig von Steuerbefehlen, die über die Bedienungskonsole 12 empfangen werden, können diese Bilddaten auf dem Bandlaufwerk 30 archiviert werden, oder können durch den Bildprozessor 22 weiterverarbeitet und an die Bedienungskonsole 12 übermittelt und auf dem Display 16 ausgegeben werden.

[0032] Die vorliegende Erfindung beinhaltet ein für den Einsatz in dem oben erwähnten MR-System geeignetes Verfahren und ein System oder ein beliebiges ähnliches oder äquivalentes System zum Gewinnen von MR-Bildern, um MR-Bilder hoher zeitlicher Auflösung zu akquirieren, ohne auf ein Anhalten des Atem durch den Patienten angewiesen zu sein. Die Erfindung eignet sich besonders gut für kardiovaskuläre MR-Untersuchungen.

[0033] Die bei uneingeschränkter Atmung gewonnenen MR-Bilder hoher zeitlicher Auflösung der vorliegenden Erfindung werden akquiriert, indem ein EKG periodisch überwacht wird, um die Herzfrequenz zu messen, während sich der MR-Scanner im Leerlauf befindet, so dass keine Beeinflussung zwischen den magnetischen Gradienten des MR-Scanners und der EKG-Erfassung stattfindet. Während einer auf MR begründeten Belastungsfunktionsuntersuchung wird ein Patient zunächst sukzessiv ansteigenden Pegeln kardialer Belastung ausgesetzt, was

eine Steigerung der Herzfrequenz hervorruft. Die Belastung kann durch körperliche Betätigung oder durch Verabreichung eines Pharmazeutikums, z.B. Dobutamin, induziert werden. Die Herzfrequenz wird anschließend mit einem EKG überwacht, und wenn sich die Herzfrequenz bei einem gewünschten Belastungsniveau stabilisiert hat, bezieht dieses Untersuchungsverfahren ein Aufzeichnen einer Zeitperiode eines R-R-Intervalls ein, um zukünftige R-R-Intervalle für die Akquisition von MR-Daten abzuschätzen. D.h., um eine während des Scannens aufgrund der magnetischen Gradienten möglicherweise hervorgerufene Störung der Akquisition von EKG-Signalen für die EKG-Taktung zu vermeiden, wird nach Erreichen des gewünschten Belastungsniveaus und Aufzeichnung der Zeitperiode eines R-R-Intervalls keine weitere Überwachung der Herzfrequenz angefordert, und die MR-Daten können unmittelbar akquiriert werden. Diese nicht zeitgefilterte Akquisition von MR-Daten wird gemäß dem Verfahren nach Anspruch 1 unter Verwendung der Zeitperiode durchgeführt, die aufgezeichnet ist, um das R-R-Intervall abzuschätzen und Daten über jedes derartige Intervall unabhängig von dem tatsächlichen Anfang und Ende eines R-R-Intervalls zu akquirieren. Mit anderen Worten, diese Akquisition von MR-Daten wird nicht hinsichtlich eines EKG-Triggers zeitgefiltert und neigt daher nicht dazu, mit Ungenauigkeiten behaftet zu sein, die sich möglicherweise aus der erheblichen Verfälschung des EKG-Kurvenverlaufs bei Anwendung der magnetischen Gradienten ergeben.

[0034] Die Erfindung verwendet ein Segmentieren der k-Raum-Datenakquisition über mehrere R-R-Intervalle hinweg. Vorzugsweise wird die Datenakquisition über eine geringe Anzahl von R-R-Intervallen hinweg durchgeführt, für die angenommen werden kann, dass die Herzfrequenz konstant ist und auf Atmung begründete Artefakte minimal sind. Falls n Sätze von akquirierten MR-Daten akquiriert sind, wird jeder Frame von akquirierten MR-Daten unterteilt oder segmentiert, und die Pulssequenz teilt die unverarbeitete Datenmatrix (den k-Raum) in n Segmente auf und akquiriert jeden Abschnitt in aufeinanderfolgenden R-R-Intervallen. Beispielsweise können in einem Ausführungsbeispiel, in dem n=2 ist, die obere und untere Hälfte der k-Raum-Daten in zwei aufeinanderfolgenden Herzschlägen akquiriert werden. In einer Abwandlung, die eine modifizierte Echo-Zug-Bahnkurve verwendet, können die geradzahligen und ungeradzahligen Zeilen der k-Raum-Matrix in aufeinanderfolgenden Herzschlägen akquiriert werden. Allerdings ist zu beachten, dass eine beliebige geeignete k-Raum-Segmentierung verwendet werden kann, die Differenzen von Phase und Amplitude an den Übergangsgrenzen minimiert.

[0035] Unter Bezugnahme auf [Fig. 2](#) ist ein herkömmlicher Echtzeit-Datenakquisitionsansatz 100 gezeigt. In diesem Beispiel werden 11 Frames von

Daten 102 in einem einzelnen RR-Intervall 104 akquiriert. Als ein Referenzpunkt wird jeder Frame in einer Zeit T akquiriert. Wie durch die Position eines Frames 106 angezeigt, der die Datenakquisition 102 startet, wird diese Erfassung mit dem Beginn des R-R-Intervalls 108 zeitgefiltert. Allerdings können die magnetischen Gradienten aus der vorhergehenden Datenakquisition 110 den zum Kennzeichnen des Starts des R-R-Intervalls 108 verwendeten Ablesewert von EKG-Signalen erheblich verfälschen, so dass es häufig schwierig ist, die Datenakquisition hinsichtlich des tatsächlichen, exakten R-R-Intervalls 104 einwandfrei zu takten. In vielen Fällen findet die tatsächliche Erfassung zu irgendeinem späteren Zeitpunkt statt, der jedoch aufgrund der Verfälschung, nicht bekannt ist. Da die Verfälschung des EKG-Signals, falls die k-Raum-Daten segmentiert und anschließend zusammengeführt sind, nicht notwendig im Falle jeder der Datenakquisition identisch ist, weist das sich ergebende rekonstruierte Bild eine erhebliche Unschärfe auf.

[0036] Unter Bezugnahme auf [Fig. 3](#) ist ein Echtzeitdaten-Akquisitionsansatz 120 gemäß der vorliegenden Erfindung gezeigt, in dem ein geschätztes R-R-Intervall 122 verwendet wird, um einen Satz von Daten 124 zu akquirieren.

[0037] Unter Bezugnahme auf [Fig. 4](#) ist ein Flussdiagramm gezeigt, das dazu dient, Bilder hoher zeitlicher Auflösung nahezu in Echtzeit zu akquirieren. Nachdem die Herzfrequenz eines Patienten unmittelbar vor einer Bildakquisition überwacht ist, wird eine R-R-Intervallzeit gemessen, um anhand der aktuellen Herzfrequenz eine Zeitperiode zu erfassen, um, wie zuvor beschrieben, eine verfügbare R-R-Intervallzeit abzuschätzen 150. Diese Zeitperiode wird anschließend im Arbeitsspeicher aufgezeichnet oder gespeichert, um die zukünftigen R-R-Intervalle prospektiv abzuschätzen. Die EKG-Überwachung kann anschließend anhalten, und das MR-Scannen kann zu einem willkürlichen Zeitpunkt in dem R-R-Intervall beginnen 152. In Schritt 154 kann dann die Erfassung des ersten Datensatzes initiiert werden, indem jeder einzelne Datenframe akquiriert wird 156. Ein interner Zeitgeber überwacht anschließend die für die Erfassung der Datenframes verwendete Zeitperiode und setzt die Erfassung von Datenframes fort, bis das Ende des geschätzten R-R-Intervalls erreicht ist 158, 160. Wenn das Ende des geschätzten R-R-Intervalls erreicht ist 158, 162, überprüft das System, ob sämtliche Datensätze akquiriert sind 164, und initiiert, falls noch ein Datensatz zu akquirieren ist 166, in Schritt 168 die Erfassung eines nachfolgenden Datensatzes, und fährt damit fort, bis das Ende des nächsten geschätzten R-R-Intervalls 158, 162 erreicht ist. Nachdem sämtliche Daten akquiriert sind 164, 170, ist der Scan vollendet, und die Bilder können in Schritt 172 rekonstruiert werden. Falls weitere Scans gewünscht sind 174, wird der oben erwähnte Algo-

rithmus wiederholt. Falls nicht, werden die Bilder in Schritt 176 wiedergegeben, um eine Untersuchung zu vervollständigen.

[0038] Die Erfindung beinhaltet ein Computerprogramm zur Verwendung in Verbindung mit einem MRI-Scanner, der einen Computer enthält, beispielsweise eine Konfiguration, wie sie anhand [Fig. 1](#) beschrieben ist, wobei das Computerprogramm einen Satz von Anweisungen enthält, die bei Ausführung den Computer veranlassen, den MRI-Scanner gemäß dem Verfahren nach Anspruch 1 zu betreiben.

[0039] Wie für einen Fachmann ohne weiteres einsichtig, ist dieser Aspekt der Erfindung nicht auf das Akquirieren von zwei Sätzen von partiellen MR-Bilddaten beschränkt, und kann auf dritte, vierte, fünfte, usw., partielle MR-Bilddatensätze erweitert werden. Im Allgemeinen ist das Computerprogramm dazu eingerichtet, n Sätze partieller MR-Bilddaten zu akquirieren, wobei jeder Datenframe während eines R-R-Intervalls in einem partiellen MR-Datensatz zu einem ähnlichen Zeitpunkt eines entsprechenden Datenframes in jedem der partiellen MR-Datensätze akquiriert wird.

[0040] Die Erfassung von MR-Daten mit einem derartigen System ist insofern vorteilhaft, als diese nicht hinsichtlich eines EKG-Triggersignals getaktet ist, und jeder Satz von partiellen MR-Daten zu einem von dem Beginn oder Ende eines R-R-Intervalls unabhängigen Zeitpunkt akquiriert wird. Die k-Raum-Daten können auf beliebigen Wegen segmentiert werden, wobei zwei Beispiele hierfür sind, entweder für ein vorgegebenes Segment eine Hälfte der k-Raum-Daten zu akquirieren, wobei $n=2$ ist, oder geradzahlig und ungeradzahlig nummerierte Zeilen von k-Raum-Daten in aufeinanderfolgenden R-R-Intervallen zu akquirieren. Die Erfindung kann erweitert werden, so dass das Computerprogramm in der Lage ist, den Computer zu veranlassen, die Herzfrequenz zu überwachen und eine aktuelle R-R-Intervall im Körper eines Patienten kennzeichnende R-R-Zeitperiode zu erzeugen, während sich der MR-Scanner im Leerlauf befindet. Das Programm überwacht nachdem Vollendung der Erfassung von MR-Daten periodisch die Herzfrequenz und erzeugt eine R-R-Zeitperiode. Es ist daher nicht erforderlich, EKG-Signale zu akquirieren, während der MR-Scanner die magnetischen Gradienten erzeugt, die möglicherweise den EKG-Kurvenverlauf verfälschen.

[0041] Eine MRI-Vorrichtung zum Akquirieren von Bildern hoher zeitlicher Auflösung ist offenbart, wobei die Vorrichtung ein MRI-System mit einem Computer, wie er beispielsweise gemäß [Fig. 1](#) offenbart ist, enthält. Der Computer ist dafür programmiert, die Vorrichtung gemäß dem Verfahren nach Anspruch 1 zu betreiben. Im Allgemeinen ist der Computer dafür programmiert, n Sätze von MR-Daten zu akquirieren,

wovon jeder Satz m Frames enthält, wobei jeder Frame in n Segmente segmentiert ist, und die m Frames in ein R-R-Intervall passen.

[0042] In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist der Computer dafür programmiert, eine schnelle Gradienten-Echopulssequenz oder eine Pulssequenz mit freier Präzession im stabilen Zustand anzuwenden, womit zwei Beispiele von Pulssequenzen unterbreitet sind, die erheblich reduzierte Bildgebungsscanzeiten erlauben, indem das Sammeln von mehreren k-Raum-Zeilen anhand jeder HF-Anregung ermöglicht ist. Der Fachmann wird ohne weiteres erkennen, dass andere Pulssequenzen, die das Sammeln von segmentierenden k-Raum-Daten ermöglichen, gleichermaßen anwendbar sind.

[0043] Da mit der vorliegenden Erfindung kein physiologisches Triggern erforderlich ist, kann auf eine Synchronisierung der Pulssequenz mit der Startphase des kardialen Kontraktionszyklus verzichtet werden. Wie zuvor beschrieben, verwendet die eingesetzte Pulssequenz den Datenakquisitionsansatz eines Echo-Zugs mit segmentiertem k-Raum. Da die Daten in n Segmente unterteilt sind, ist die zeitliche Auflösung n-mal so groß wie diejenige, die mittels einer MR-Fluoroskopie hinsichtlich derselben räumlichen Auflösung erlangt wird. Falls beispielsweise die Anzahl von Herzschlägen für eine Erfassung n, die Sequenzwiederholungszeit TR, die Echozuglänge ETL und die Gesamtzahl von Zeilen in der Datenmatrix YRES ist, lässt sich die zeitliche Auflösung der Sequenz wie folgt ermitteln, indem die Zahl der Ansichten pro Segment (VSP) durch die Echozuglänge (ETL) dividiert und das Ergebnis mit der Sequenzwiederholungszeit (TR) multipliziert wird:

$$(VPS/ETL) \times TR \quad GI.1$$

mit VPS gleich der Gesamtzahl von Zeilen in der Datenmatrix dividiert durch n. Somit lässt sich die zeitliche Auflösung der Sequenz ausdrücken durch:

$$(YRES \times TR)/(ETL \times n) \quad GI.2$$

[0044] Bei Verwendung typischer Parameter, beispielsweise einer Echozuglänge (ETL) von acht, einer Bildmatrix von 128×96 , wobei die Phase FOV gleich 0,5 ist, so dass die Gesamtzahl von Zeilen in der Datenmatrix (YRES) 48 ist, und einer Sequenzwiederholungszeit (TR) von 11 ms beträgt die für $n=2$ erreichbare zeitliche Auflösung 33 ms. Für $n=4$ ist die zeitliche Auflösung 16,5 ms. Solche Werte für die zeitliche Auflösung sind für Herzfrequenzen bis zu 180 bpm für $n=2$ geeignet, und sind für größere Werte von n sogar noch höher. Die MR-Fluoroskopie kann als ein spezieller Fall, mit $n=1$, behandelt werden, bei dem sich eine zeitliche Auflösung von 66 ms ergibt.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erfassen von MR-Kine-Bildern des Herzens eines Patienten bei freier Atmung, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

Überwachen der Herzfrequenz (**150**) des Patienten unmittelbar vor der Erfassung der MR-Bilddaten, um die Zeitperiode eines R-R-Intervalls (**122**) zu ermitteln;

Aufzeichnen der Zeitperiode eines R-R-Intervalls, wobei die aufgezeichnete Zeitperiode als ein voraussichtlicher Schätzwert für zukünftige R-R-Intervalle (**122**) verwendet wird;

Erfassen von $n \geq 2$ Sätzen von MR-Bilddaten in n zusammenhängenden Zeitperioden; wobei jede die Länge der aufgezeichneten Zeitperiode hat, jeder von den n Sätzen der MR-Bilddaten ein k -Raum-Segment von jedem von m Rahmen enthält, jeder Rahmen in n k -Raum-Segmente unterteilt ist, und der Start der Erfassung der n Sätze von MR-Bilddaten nicht mit dem Herzschlag des Patienten synchronisiert ist;

Kombinieren der n Sätze von MR-Bilddaten für die Rekonstruktion von den aufgezeichneten Zeitperioden überdeckenden m Kine-Bildern, wobei das Verfahren **dadurch gekennzeichnet** ist, dass:

während der gesamten Dauer der Erfassung der n Sätze von MR-Bilddaten keine Überwachung der Herzfrequenz durchgeführt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt der Erfassung von MR-Daten unter Anwendung einer schnellen Gradienten-Echopulssequenz (fast gradient-recalled echo pulse sequence) und einer Pulssequenz mit freier Präzession im stabilen Zustand (steady state free precession puls sequence) durchgeführt wird.

3. Computerprogramm zur Verwendung mit einem Computer (**20**) aufweisenden MRI-Scanner (**52**), wobei das Computerprogramm einen Satz von Instruktionen aufweist, der, wenn er ausgeführt wird, den Computer (**20**) veranlasst, den Scanner gemäß dem Verfahren von Anspruch 1 zu betreiben.

4. MRI-Vorrichtung zum Erfassen von Bildern mit hoher zeitlicher Auflösung, aufweisend:
ein Magnetresonanz-Bildgebungs-(MRI)-System (**10**) mit einem Magneten (**54**), einer HF-Spulenanordnung (**50**), mehreren über einer Bohrung des Magneten (**54**) positionierten Gradientenspulen (**42**) und einem HF-Sender/Empfänger-System (**58**) und einen durch ein Pulsmodul gesteuerten einem HF-Schalter (**62**), um HF-Signale an die HF-Spulenanordnung (**50**) zum Erfassen von MR-Bildern (**154**) zu übertragen; und

einen Computer, der zum Betreiben der Vorrichtung gemäß dem Verfahren von Anspruch 1 programmiert ist.

5. MRI-Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei der Computer ferner dafür programmiert ist, nur eine von einer schnellen Gradienten-Echopulssequenz und einer Pulssequenz mit freier Präzession im stabilen Zustand anzuwenden.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

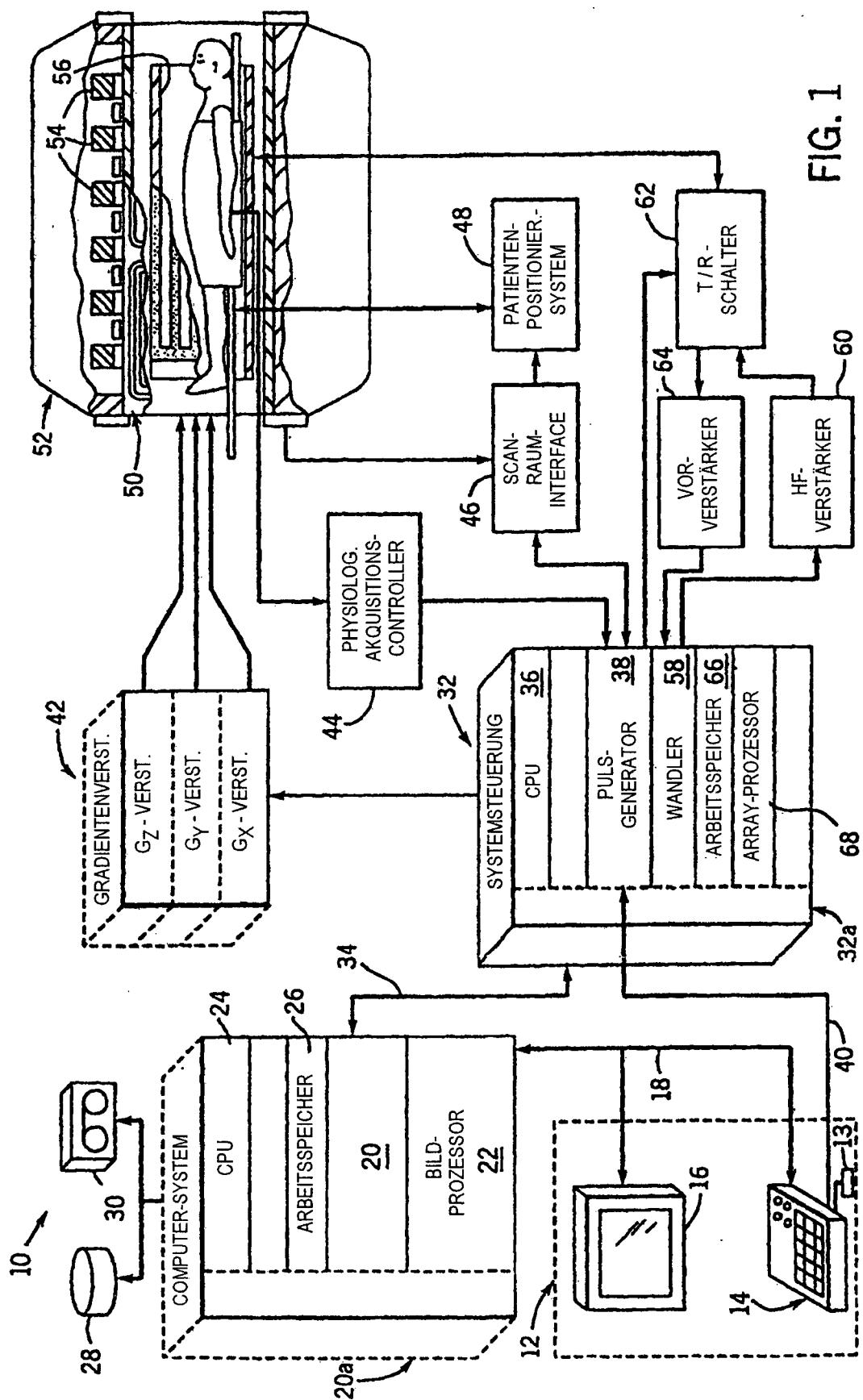


FIG. 1

FIG. 2
STAND DER TECHNIK

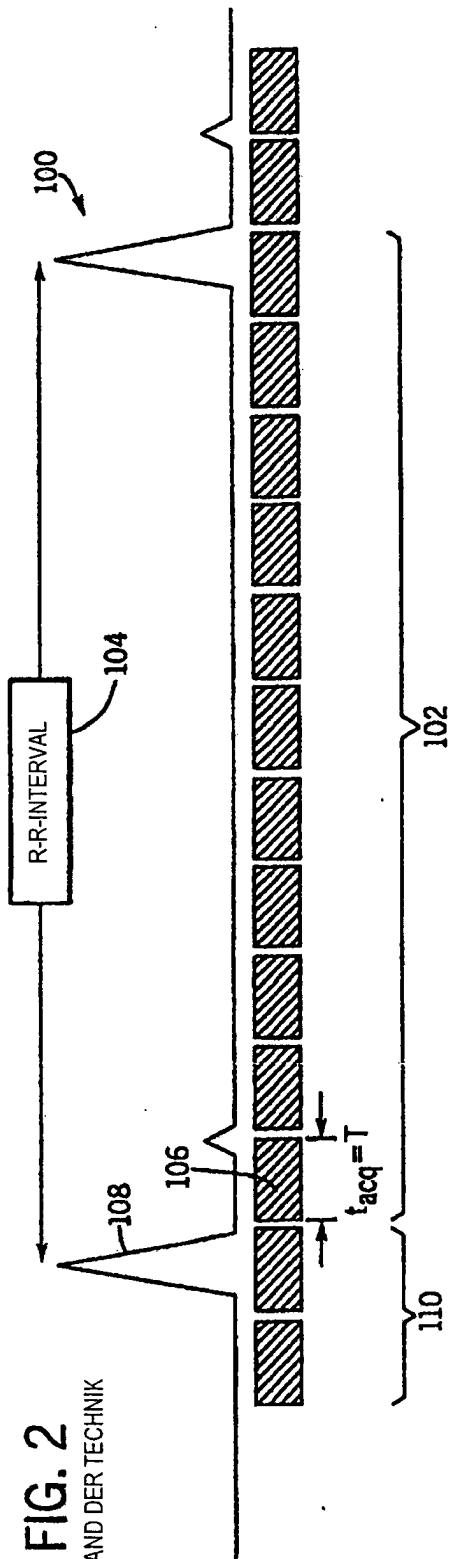
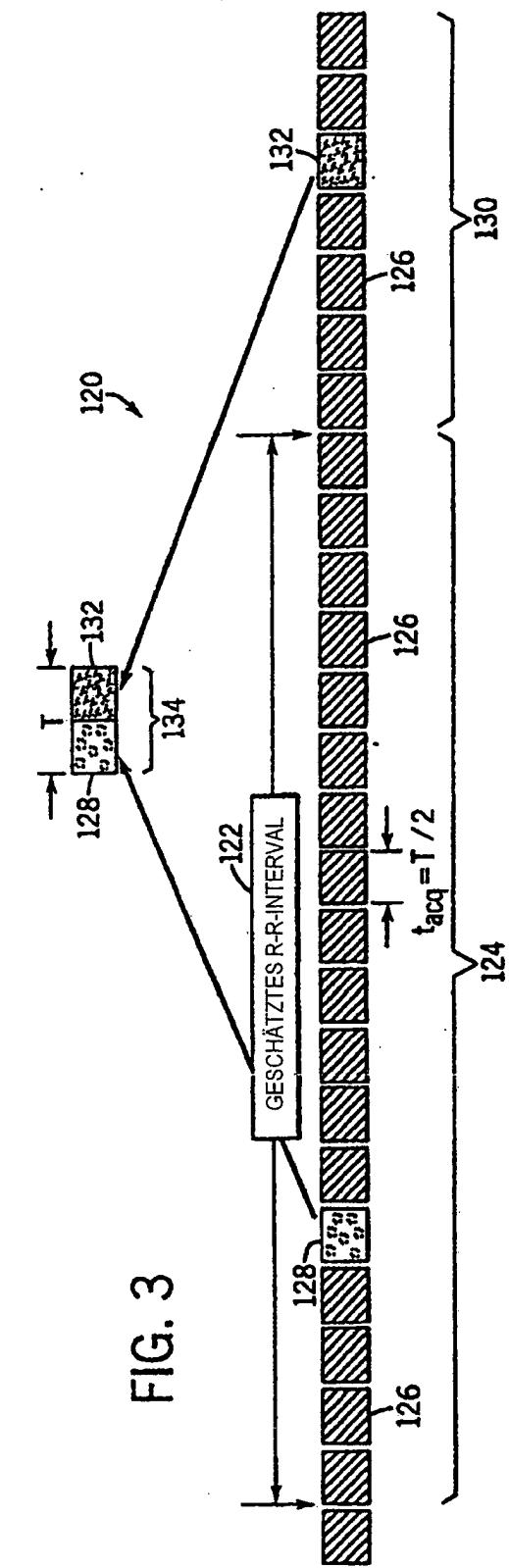


FIG. 3



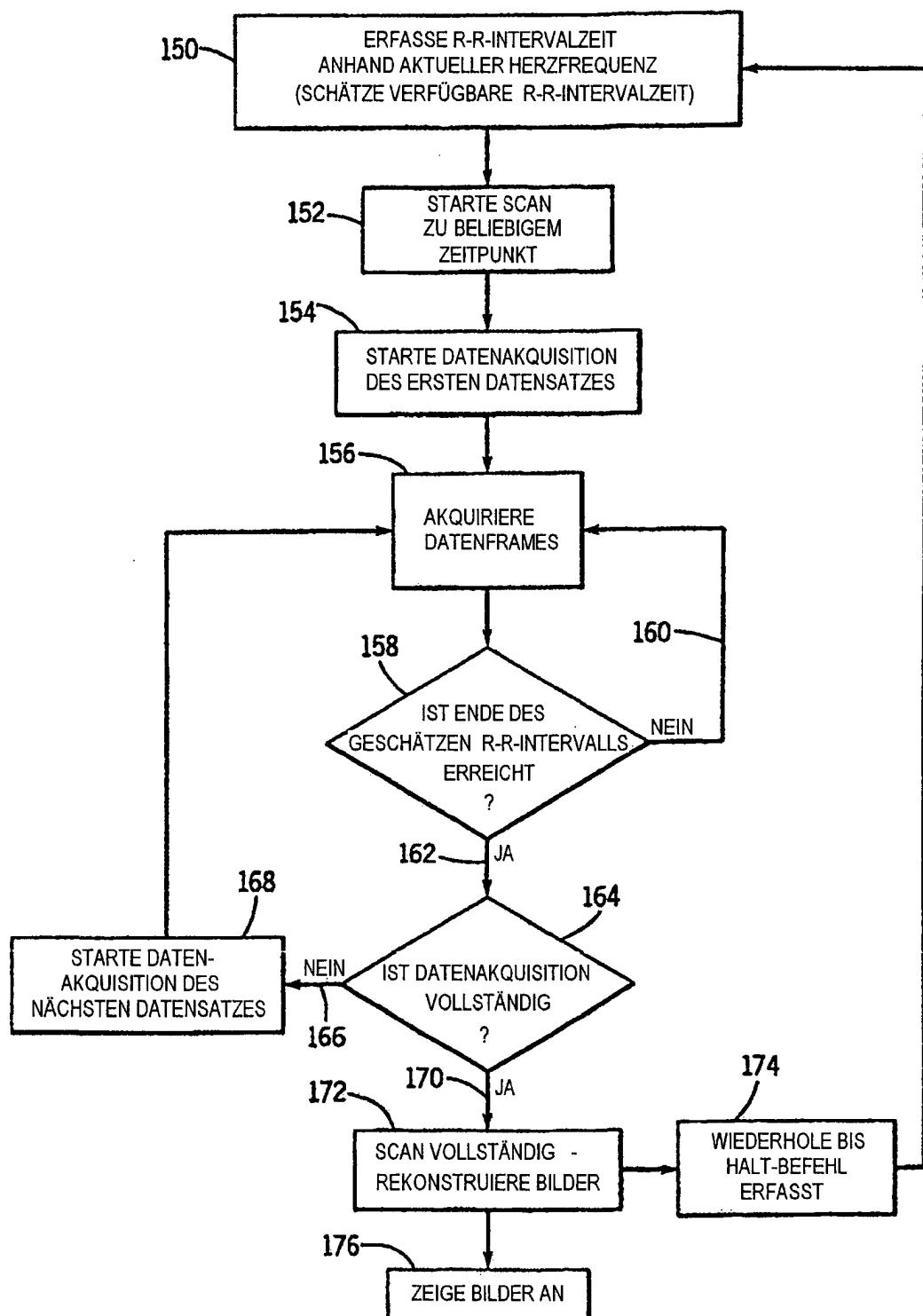


FIG. 4