



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 35 758 T2** 2008.04.30

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 102 081 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 35 758.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 310 012.0**

(96) Europäischer Anmeldetag: **10.11.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **23.05.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **01.08.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.04.2008**

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/38** (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

468960 **22.12.1999** **US**

469864 **22.12.1999** **US**

165523 P **15.11.1999** **US**

(73) Patentinhaber:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(72) Erfinder:

Zhou, Xiaohong, Houston, Texas, US

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zur Kompensation von Bildartefakten, die durch Vibration des Magneten in einem System der bildgebenden magnetischen Resonanz verursacht werden**

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 ein Verfahren zur Reduzierung von Bildartefakten, die durch Magnetvibrationen in einer Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung hervorgerufen sind. Darüber hinaus betrifft diese eine Magnetresonanz-(MR)-Bildgebungsvorrichtung, die eingerichtet ist, um das Verfahren zu implementieren.

[0002] Wenn ein interessierendes Objekt, wie beispielsweise menschliches Gewebe, einem gleichförmigen magnetischen Feld (polarisierendes Feld B_0 entlang der z-Richtung in einem karthesischen Koordinatensystem, das als x, y und z bezeichnet wird) ausgesetzt ist, versuchen die individuellen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe sich nach dem polarisierenden Magnetfeld auszurichten, präzedieren mit ihrer charakteristischen Larmorfrequenz um dieses. Wenn die Substanz oder das Gewebe einem magnetischen Feld (Anregungsfeld B_1) ausgesetzt ist, das in der x-y-Ebene liegt und das nahe der Larmorfrequenz liegt, kann das resultierende oder Nettomoment M_z in die x-y-Ebene gedreht oder „gekippt“ werden, um ein resultierendes transversales magnetisches Moment M_t zu erzeugen. Nachdem das Anregungssignal B_1 beendet ist wird durch die angeregten Spins ein Signal emittiert, das empfangen und bearbeitet werden kann, um ein MR-Bild zu erzeugen.

[0003] Bei Verwendung dieser Signale zur Erzeugung von Bildern, werden außerdem lineare Magnetfeldgradienten (G_x , G_y , G_z) angewandt. Typischerweise wird der Bereich, der bildgebend dargestellt werden soll, durch eine Sequenz von Messzyklen gescannt, in denen diese Gradienten-Kurvenformen entsprechend des jeweiligen verwendeten Lokalisierungsverfahren variieren. Der resultierende Satz der erhaltenen Kernmagnetresonanz-(NMR)-Signale, die auch als MR-Signale bezeichnet werden, wird digitalisiert und bearbeitet, um das Bild unter Verwendung eines von vielen wohl bekannten Rekonstruktions-Algorithmen zu rekonstruieren.

[0004] Idealerweise würden ein gleichförmiges Magnetfeld (B_0) und perfekte lineare Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) verwendet, um das interessierende Objekt bildgebend darzustellen. In Wirklichkeit können jedoch Störungen des Magnetfeldes vorliegen, wie beispielsweise Wirbelströme, eine Gradientenverstärkerdrift, eine Gradienten-Nichtlinearität, eine Magnetfeldinhomogenität und Maxwellausdrücke existieren, die zu Bildartefakten, wie beispielsweise Unschärfe, Verzerrung, Geister und Verschiebungen in den rekonstruierten Bildern führen. Die JP A 01 141 656 und die US-Patentschrift 5,450,010 offenbaren jeweils die Korrektur eines Hauptmagnetfelds einer MR-Vorrichtung hinsichtlich Drifts und Wirbelströmen. Das Verfahren der JP A 01 141 656 basiert auf der Bestimmung der Phasendifferenz zwischen aufeinander folgenden Ansichten, um die Variation des Hauptmagnetfeldes zu berechnen. Das Verfahren der US 5,450,010 basiert auf der Evaluation der Spinecho-Signale, die in einer vorherigen Sequenz akquiriert sind. Da die Magnete, die in einer MR-Bildgebungsvorrichtung enthalten sind, um die Kosten zu reduzieren in der Vergangenheit in ihrer Größe und ihrem Gewicht kleiner geworden sind, ist ein anderer Störfaktor als eine wichtige Quelle für die Bildartefakte aufgetreten.

[0005] Da die Größe und das Gewicht der Magnete verringert wurden, sind Magnetvibrationen zunehmend ein ernsthaftes Problem. Magnetvibrationen verursachen Störmagnetfelder, beispielsweise Magnetfelder mit Vibrationskomponenten, die auf das interessierende Objekt angelegt werden. Folglich erzeugen diese Vibrationskomponenten unerwünschte Bildartefakte in dem rekonstruierten MR-Bild. Beschränkt durch die Kosten, ist es oftmals schwierig, die Magnete vorausschauend auszulegen, um alle kritischen Vibrationskomponenten komplett zu eliminieren.

[0006] Folglich gibt es einen Bedarf an MR-Bildgebungsvorrichtungen, die in der Lage sind, Bildartefakte, die durch Magnetvibrationen verursacht sind, vor der Rekonstruktion eines MR-Bildes zu korrigieren oder zu kompensieren. Um dies zu tun, gibt es einen Bedarf für eine MR-Bildgebungsvorrichtung, die in der Lage ist, die Vibrationskomponenten des Magnetfeldes zu quantifizieren.

[0007] Eine Ausführungsform der Erfindung betrifft ein Verfahren zur Reduktion eines Vibrationsfehlers, der durch Magnetvibration in einer in dem Anspruch 1 definierte Magnetresonanz-(MR)-Bildgebungsvorrichtung verursacht ist. Das Verfahren enthält die Korrektur des Vibrationsfehlers, die in den k-Raum-Daten induziert sind, die zu einem MR-Bild gehören. Der Vibrationsfehler kann einen räumlich unabhängigen Phasenfehler, einen k_x -Raum-Versetzungsfehler, einen k_y -Raum-Versetzungsfehler und einen Schichtselektionsfehler hervorrufen.

[0008] Eine andere Ausführungsform der Erfindung betrifft eine MR-Bildgebungsvorrichtung zur Reduktion eines Vibrationsfehlers, der durch eine in dem Anspruch 2 definierte Magnetvibration hervorgerufen ist. Die Vor-

richtung enthält eine Vorrichtungssteuerung, die eingerichtet ist, den Vibrationsfehler zu korrigieren, der in den k-Raum-Daten induziert ist, die zu einem MR-Bild gehören.

[0009] Die bevorzugte Ausführungsform wird aus der nachfolgenden Beschreibung besser verstanden werden, die in Zusammenhang mit der begleitenden Zeichnung zu verstehen ist, in der gleiche Bezugsziffern gleiche Gegenstände bezeichnen. Es zeigen:

[0010] [Fig. 1](#) ein Blockdiagramm einer Magnetresonanz-(MR)-Bildgebungsvorrichtung, das eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet;

[0011] [Fig. 2](#) ein elektrisches Blockdiagramm eines Sender-/Empfänger-Blocks, der einen Teil der MR-Bildgebungsvorrichtung von [Fig. 1](#) bildet;

[0012] [Fig. 3](#) ein Ablaufdiagramm eines Schemas einer Vibrationsquantifizierung- und Kompensations-Schemas des Magnetfeldes, das in die MR-Bildgebungsvorrichtung von [Fig. 1](#) implementiert ist;

[0013] [Fig. 4](#) ein vereinfachtes Diagramm einer Spinecho (sein echo: SE)-Impulssequenz, die in einer Ausführungsform des Schemas von [Fig. 3](#) verwendet wird;

[0014] [Fig. 5](#) ein Kurvenformdiagramm, das einen Teil der Korrekturtechnik des Schemas von [Fig. 3](#) enthält;

[0015] [Fig. 6](#) ein vereinfachtes Diagramm einer schnellen Gradientenecho-(fast gradient echo: FGRE)-Impuls-Sequenz, die in einer anderen Ausführungsform des Schemas von [Fig. 3](#) verwendet wird;

[0016] [Fig. 7](#) ein vereinfachtes Diagramm einer schnellen Spinecho-(fast sein echo: FSE)-Impulssequenz, die in einer weiteren Ausführungsform des Schemas von [Fig. 3](#) verwendet wird; und

[0017] [Fig. 8](#) ein Kurvenform-Diagramm, das eine Teil der Korrekturtechnik des Schemas von [Fig. 3](#) enthält.

[0018] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#), ist eine Hauptkomponente der Magnetresonanz-(MR)-Bildgebungsvorrichtung gezeigt. Die Bedienung der Vorrichtung wird von einer Bedien-Konsole **100** gesteuert, die eine Eingabeeinrichtung **101**, ein Kontroll-Panel **102** und eine Darstellungseinrichtung oder Display **104** enthält. Die Konsole **100** kommuniziert durch eine Verbindung **116** mit einer separaten Rechneinheit **107**, die es einem Bediener ermöglicht die Erzeugung und die Darstellung von Bildern auf dem Bildschirm **104** zu kontrollieren. Die Rechneinheit **107** enthält eine Anzahl von Modulen, die miteinander durch eine Backplane kommunizieren. Diese enthält einen Bildprozessormodul **106**, ein CPU-Modul **108** und ein Speichermodul **113**, das im Stand der Technik als Frame-Puffer zum Speichern von Bild-Daten-Arrays bekannt ist. Die Rechneinheit **107** ist mit einem Plattenspeicher **111** und einem Bandgerät **112** zum Speichern von Bilddaten und Programmen verbunden und kommuniziert mit einer separaten Systemsteuerung **122** über eine serielle Hochgeschwindigkeitsverbindung **115**.

[0019] Die Systemsteuerung **122** enthält einen Satz von Modulen, die zusammen durch eine Backplane verbunden sind. Diese enthält ein CPU-Modul **119** und ein Pulsgenerator-Modul **121**, das mit der Bedienkonsole **100** durch eine serielle Verbindung **125** verbunden ist. Durch die serielle Verbindung **125** empfängt die Systemsteuerung **122** Befehle von dem Bediener, um die Scan-Sequenz anzuzeigen, die durchgeführt wird. Das Pulsgenerator-Modul **121** bedient die Systemkomponenten, um die gewünschte Scan-Sequenz durchzuführen. Diese erzeugt Daten, die das Timing oder die Zeitabfolge, die Stärke und die Gestalt der erzeugten HF-Impulse und das Timing und die Länge des Datenakquisitionsfensters anzuzeigen. Das Pulsgenerator-Modul **121** ist mit einem Satz von Gradientenverstärkern **127** verbunden, um das Timing und die Gestalt der Gradientenimpulse anzuzeigen, die während des Scans erzeugt werden. Das Pulsgenerator-Modul **121** kann ebenfalls Patientendaten von einem physiologischen Akquisitionskontroller **129** empfangen, der Signale von einer Anzahl von unterschiedlichen Sensoren empfängt, die mit dem Patienten verbunden sind, wie beispielsweise EKG-Signale von an dem Patienten befestigten Elektroden oder Atmungssignale von einem Beatmungsbalg. Und letztendlich ist das Pulsgeneratormodul **121** mit einer Scan-Raum-Schnittstellen-Schaltung **133** verbunden, die Signale von verschiedenen Sensoren empfängt, die den Zustand des Patienten und des Magnetsystems betreffen. Durch die Scan-Raum-Schnittstellen-Schaltung **133** empfängt ebenfalls ein Patientenpositionierungssystem **134** Befehle, um den Patienten in eine gewünschte Position zum Scannen zu bewegen.

[0020] Die Gradientenkurvenformen, die von dem Pulsgenerator-Modul **121** erzeugt werden, werden in ein Gradientenverstärkersystem **127** mit G_x , G_y , G_z -Verstärkern eingegeben. Jeder Gradientenverstärker regt eine

zugehörige Gradientenspule in einer Anordnung an, die allgemein mit der Bezugsziffer **139** bezeichnet ist, um die Magnetfeldgradienten für die räumliche Kodierung des akquirierten Signals zu verwenden.

[0021] Die Gradientenspulenordnung **139** bildet einen Teil einer Magnetanordnung **140**, die einen polarisierenden Magneten **140** und eine Ganzkörper-HF-Spule **152** enthält.

[0022] Ein Sender-/Empfänger-Modul **150** in der Vorrichtungssteuerung **122** erzeugt Impulse, die durch einen HF-Verstärker **151** verstärkt werden und mit der HF-Spule **152** durch einen Sender-/Empfänger-Schalter **154** verbunden sind. Die resultierenden Signale, die durch die angeregten Kerne in dem Patienten emittiert werden, können durch dieselbe HF-Spule **152** erfasst und durch den Sender-/Empfänger-Schalter **154** mit einem Vorverstärker **153** verbunden werden. Die verstärkten MR-Signale werden in dem Empfängerbereich des Sender-/Empfängers **150** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sender-/Empfänger-Schalter **154** wird durch ein Signal von dem Pulsgenerator-Modul **121** angesteuert, um den HF-Verstärker **151** während des Sendemodus elektrisch mit der Spule **152** zu verbinden und um den Vorverstärker **153** mit der Spule **152** während des Empfangsmodus zu verbinden. Der Sender-/Empfänger-Schalter **154** kann ebenfalls eine separate HF-Spule aktivieren (beispielsweise eine Kopf-Spule oder eine Oberflächenspule), die entweder im Sende- oder im Empfangsmodus verwendet wird.

[0023] Die MR-Signale, die durch die HF-Spule empfangen werden, werden durch das Sender-/Empfänger-Modul **152** digitalisiert und in ein Speicher-Modul **160** in der Vorrichtungssteuerung **122** übertragen. Wenn ein Scan vollständig ist und für jedes Bild ein vollständiges Array von Daten im k-Raum in das Speicher-Modul **160** akquiriert wurde, arbeitet ein Array-Prozessor **161**, um die Daten durch Fourier-Transformation in ein Array von Bilddaten zu transformieren. Die Bilddaten werden durch die serielle Verbindung **115** in die Rechner-Einrichtung **107** übertragen, wo diese in einem Plattenspeicher **111** gespeichert werden. Als Antwort auf die empfangenen Anweisungen, die von der Bedienkonsole **100** empfangen werden, können diese Bilddaten in einem Bandlaufwerk **112** gespeichert werden, oder sie können weiter in dem Bildprozessor **106** bearbeitet werden und zu der Bedienkonsole **100** weitergeleitet und auf dem Display **104** dargestellt werden.

[0024] Bezug nehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) erzeugt das Sender-/Empfänger-Modul **150** das HF-Anregungsfeld B_1 durch den Leistungsverstärker **151** an einer Spule **152A** und empfängt die resultierenden Signale, die in der Spule **152B** erzeugt werden. Wie vorstehend angezeigt, können die Spulen **152A** und **152B** einzeln, wie dies in [Fig. 2](#) gezeigt ist, ausgeführt sein oder diese können als eine einzige Ganzkörperspule ausgeführt sein, wie dies in [Fig. 1](#) gezeigt ist. Die Basis- oder Träger-Frequenz des HF-Anregungsfeld wird unter der Kontrolle eines Frequenz-Synthesizers **200** erzeugt, der einen Satz von digitalen Signalen aus dem CPU-Modul **119** und dem Pulsgenerator-Modul **121** empfängt. Diese digitalen Signale zeigen die Frequenz und die Phase des HF-Trägersignals an, das am Ausgang **201** erzeugt ist. Der zur Verfügung gestellte HF-Träger wird auf einen Modulator und einen Konverter **202** angewendet, in dem seine Amplitude als Antwort auf ein Signal $R(t)$ moduliert wird, das ebenfalls von dem Pulsgenerator-Modul **121** empfangen wurde. Das Signal $R(t)$ definiert die Einhüllende des HF-Anregungsimpulses, der erzeugt werden soll, und wird in dem Modul **121** durch sequentielles Auslesen einer Reihe von gespeicherten digitalen Werten erzeugt. Diese gespeicherten digitalen Werte wiederum können von der Bedienkonsole **100** aus geändert werden, um die Erzeugung jeder gewünschten HF-Impuls-Einhüllenden zu erlauben.

[0025] Die Höhe des HF-Anregungsimpulses, der am Ausgang **205** erzeugt wird, wird durch einen Anregungs-Abschwächerschaltkreis **206** abgeschwächt, der einen digitalen Befehl von der Backplane **118** empfängt. Die abgeschwächten HF-Anregungsimpulse werden auf einen Leistungsverstärker **151** angewendet, der die HF-Spule **152A** ansteuert. Für eine genauere Beschreibung dieses Bereichs des Sender/Empfängers **122** wird auf das US-Patent 4,952,877 verwiesen, das hiermit durch Nennung einbezogen ist.

[0026] Immer noch Bezug nehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#), wird das MR-Signal, das durch das Objekt erzeugt ist, von der Empfänger-Spule **152B** aufgenommen und durch den Vorverstärker **153** in den Eingang eines Empfangs-Abschwächers **207** gegeben. Der Empfangs-Abschwächer **207** verstärkt das Signal weiter um den Betrag, der durch ein digitales Abschwächungssignal bestimmt ist, das von der Backplane **118** empfangen wird.

[0027] Das empfangene Signal liegt bei oder nahe der Larmorfrequenz und dieses Hochfrequenzsignal wird in einem Prozess mit zwei Schritten durch einen Down-Konverter **208** herunterkonvertiert, der zuerst das MR-Signal mit dem Trägersignal auf der Leitung **201** mischt und dann die sich ergebenden Differenzsignale mit der 2,5 MHz Referenzsignal auf der Leitung **204** mischt. Das herunterkonvertierte MR-Signal wird an den Eingang des Analog-Digital-(A/D)-Konverters **209** angelegt, der das analoge Signal aufnimmt und an einen di-

gitalen Detektor und Signalprozessor **210** anlegt, der 16 Bit-in-Phase-(I)-Werte und 16 Bit-Quadratur-(Q)-Werte entsprechend oder zugehörig zu dem empfangenen Signal erzeugt. Der sich ergebende Strom von digitalisierten I- und Q-Werten des empfangenen Signals wird durch die Backplane **118** an das Speicher-Modul **160** weitergegeben, wo diese entsprechend der vorliegenden Erfindung normiert werden und dann auf das rekonstruierte Bild angewendet werden.

[0028] Eine mechanische Vibration, die durch die Magnetanordnung **141** im Laufe einer MR-Bild-Akquisition erzeugt wird, verursacht ein nicht ideales Magnetfeld, was in einem Bild-Datensatz Störungen hervorruft, der einem interessierenden Objekt zugehörig ist. Dieses nicht ideale Magnetfeld oder ein vibrierendes Magnetfeld $b(t)$ führt dazu, dass der Bild-Datensatz auf eine Art und Weise nicht ideal ist, dass das rekonstruierte MR-Bild verschiedene Bildqualitätsprobleme haben kann, wie beispielsweise Störungen, Geister, Bildverschiebung, Schatten, Verzerrungen, und Intensitätsvariationen. Folglich können durch die Identifizierung und Quantifizierung einer oder mehr Magnetfeldvibrationsfehlerkomponenten und der Kompensation diese Fehlerkomponenten, Bildartefakte minimiert oder eliminiert werden, die andernfalls in dem rekonstruierten MR-Bild auftreten würden.

[0029] Vibrierende Magnetfelder $b(t)$, unabhängig von ihren Vibrationsmoden, müssen die Laplace-Gleichung $\nabla^2 b(t) = 0$ erfüllen. Folglich kann das Vibrationsmagnetfeld $b(t)$ beschrieben werden als die Summe der verschiedenen räumlichen Komponenten (oder sphärischen Harmonischen):

$$b(t) = b_0(t) + g_x(t)x + g_y(t)y + g_z(t)z + \quad (1)$$

wobei $b_0(t)$ ein sphärisch invariantes Magnetfeld ist; $g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$ räumlich lineare Gradientenmagnetfelder jeweils in der x-, y- und z-Richtung sind und die weggelassenen Ausdrücke räumlich Magnetfelder höherer Ordnung sind. Es sollte bemerkt werden, dass die Ausdrücke in Gleichung (1) von der Zeitvariablen t abhängig sind. Typischerweise wird $b_0(t)$ ebenfalls als die Störung des Hauptmagnetfeldes bezeichnet, $g_x(t)$ als eine Frequenzkodierung oder Auslese-Gradientenstörung, $g_y(t)$ als eine Störung des Phasenkodierungs-Gradienten und $g_z(t)$ als eine Störung des Schichtselektions-Gradienten.

[0030] Es soll angenommen werden, dass Ausdrücke der höheren Ordnung vernachlässigbare Vibrationsfehlerkomponenten enthalten, so dass Vibrationsmagnetfelder $b(t)$ durch die vier Ausdrücke, die explizit in der Gleichung (1) gezeigt sind, angenähert werden kann. Es sollte jedoch so verstanden werden, dass ein Quantifizierungs- und Kompensationsschema, das nachfolgend genauer beschrieben wird, für das Vibrationsmagnetfeld $b(t)$ einschließlich räumliche Magnetfeldausdrücke höherer Ordnung implementiert werden kann.

[0031] Jeder der vier Ausdrücke in Gleichung (1) kann vielfache Vibrationskomponenten enthalten, wobei jede Komponente durch vier Parameter definiert ist – eine Amplitude, eine Frequenz, eine Phase und eine Dämpfungszeitkonstante. Demzufolge kann $b_0(t)$ ausgedrückt werden als:

$$b_0(t) = \sum_{m=1}^{M_0} a_m e^{-t/\lambda_m} \sin(2\pi f_m t + \zeta_m) \quad (2a)$$

wobei M_0 die totale Anzahl der Vibrationsmoden, a_m eine Amplitude, f_m eine Frequenz, ζ_m eine Phase, λ_m eine Dämpfungszeitkonstante und m ein Index der Vibrationsmode ist. Auf gleiche Art und Weise können die drei Ausdrücke ($g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$) ausgedrückt werden als:

$$g_x(t) = \sum_{m=1}^{M_x} g_{x,m} e^{-t/\lambda_{x,m}} \sin(2\pi f_{x,m} t + \zeta_{x,m}) \quad (2b)$$

$$g_y(t) = \sum_{m=1}^{M_y} g_{y,m} e^{-t/\lambda_{y,m}} \sin(2\pi f_{y,m} t + \zeta_{y,m}) \quad (2c)$$

$$g_z(t) = \sum_{m=1}^{M_z} g_{z,m} e^{-t/\lambda_{z,m}} \sin(2\pi f_{z,m} t + \zeta_{z,m}) \quad (2d)$$

wobei M_x , M_y und M_z die totale Anzahl der Vibrationsmoden ist; $g_{x,m}$, $g_{y,m}$ und $g_{z,m}$ die Amplituden sind; $f_{x,m}$, $f_{y,m}$, und $f_{z,m}$ die Frequenzen sind; $\zeta_{x,m}$, $\zeta_{y,m}$ und $\zeta_{z,m}$ die Phasen sind; $\lambda_{x,m}$, $\lambda_{y,m}$ und $\lambda_{z,m}$ die Dämpfungszeitkonstanten jeweils für $g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$ sind.

[0032] Wenn wir annehmen, dass der Dämpfungseffekt während der Datenakquisition vernachlässigbar ist, können die Gleichungen (2a)–(2c) vereinfacht werden zu:

$$b_0(t) = \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin(2\pi f_m t + \zeta_m) \quad (3a)$$

$$g_x(t) = \sum_{m=1}^{M_x} g_{x,m} \sin(2\pi f_{x,m} t + \zeta_{x,m}) \quad (3b)$$

$$g_y(t) = \sum_{m=1}^{M_y} g_{y,m} \sin(2\pi f_{y,m} t + \zeta_{y,m}) \quad (3c)$$

$$g_z(t) = \sum_{m=1}^{M_z} g_{z,m} \sin(2\pi f_{z,m} t + \zeta_{z,m}) \quad (3d)$$

[0033] Die vorstehende Vereinfachung wird eingeführt, um die Beschreibung der vorliegenden Erfindung zu erleichtern. Es sollte klar sein, dass die vorliegende Erfindung implementiert werden kann unter Verwendung der Gleichungen (2a)–(2c), das heißt mit nicht vernachlässigbarem Dämpfungseffekt, anstelle von Gleichungen (3a)–(3d).

[0034] Um das interessierende Objekt oder Teile davon bildgebend darzustellen, werden eine oder mehrere Impuls-Sequenzen (beispielsweise HF-Impulse und Gradientenimpulse) konfiguriert, um ein $p \times q$ -Array von Rohdatenpunkten des k -Raumes zu akquirieren, das p Spalten von k_x -Raum-Daten und q Zeilen von k_y -Raum-Daten aufweist. Die Impulssequenz ruft ein MR-Signal oder mehrere MR-Signale hervor, die von dem angeregten Objekt emittiert werden, und akquiriert das MR-Signal. Jedes MR-Signal erzeugt eine Zeile k_y -Raum-Daten mit p Datenpunkten. Auf diese Art und Weise wird die Aufnahme der gesamten q MR-Signale dazu führen, dass ein $p \times q$ -Array von Rohdaten des k -Raums akquiriert werden, ausreichend um eine Bildrekonstruktion des interessierenden Objektes durchzuführen.

[0035] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) ist ein Ablaufdiagramm des Quantifizierungs- und Kompensations-Schemas der Magnetfeldvibration gezeigt. Das Schema enthält eine Startschleife in Schritt **600**, in Schritt **602** die Vorbereitung des Magnetfeldes $b(t)$, in Schritt **604** das Berechnen der Vibrationskomponente $b_{0,n}(t)$, in Schritt **606** die Berechnung einer Vibrationskomponente $g_{x,n}(t)$, in Schritt **608** die Berechnung einer Vibrationskomponente $g_{y,n}(t)$, in Schritt **610** die Berechnung einer Vibrationskomponente $g_{z,n}(t)$, in Schritt **612** die Initiierung der Bilddaten-Akquisition, in Schritt **614** die Kompensation des Fehlers, der durch die Vibrationskomponente $g_{z,n}(t)$ eingeführt ist, in Schritt **616** die Kompensation des Fehlers, der durch die Vibrationskomponente $b_{0,n}(t)$ eingeführt ist, in Schritt **620** eine Kompensation des Fehlers, der durch die Vibrationskomponente $g_{y,n}(t)$ eingeführt ist, in Schritt **622** eine Rekonstruktion des Bildes, einen Entscheidungs-Schritt **624**, einen Beendigungs-Schritt **626** und einen Schritt **628** des Inkrementierens. Dieses Schema wird $n = 1, 2, \dots, q$ Mal so durchgeführt, dass alle Vibrationsfehlerkomponenten, die zu den Vibrations-Magnetfeldern $b(t)$ für jedes MR-Echosignal gehören, oder in anderen Worten jede Zeile von k -Raum-Daten identifiziert, quantifiziert und verwendet werden kann, um die Fehlerkompensation auf die dazugehörigen k -Raum-Daten anzuwenden. Die in den Schritten **604**–**610** berechneten Fehlerkompensationskomponenten werden durch die Vorrichtungssteuerung **122** und/oder die Rechneinrichtung **107** verwendet, um die Kompensation in den Schritten **614**–**620** durchzuführen. Da die aktuellen Gleichungen, die in dem Quantifizierungs- und Kompensations-Schema enthalten sind, leicht in Abhängigkeit von dem Typ der Impulssequenz, die implementiert ist, variieren werden, um das MR-Bild zu akquirieren, wird das Schema unter Verwendung von drei verschiedenen Impulssequenzen: einer Spin-Echo-(SE)-Impulssequenz, einer schnellen Gradientenecho-(FGRE)-Impulssequenz und einer schnellen Spin-Echo-(FSE)-Impulssequenz dargestellt werden.

[0036] In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung initiiert ein Bediener die MR-Bildgebungsvorrichtung, beispielsweise in der Start-Schleife in Schritt **600**, das Akquirieren des MR-Bildes des interessierenden Objektes unter Verwendung der SE-Impulssequenz. Abhängig von den Fähigkeiten der MR-Bildgebungsvorrichtung kann der Bediener direkt die SE-Impulssequenz spezifizieren aus einer Liste von Impulssequenzen, die Vorrichtung kann auf eine SE-Impulssequenz voreingestellt sein oder die Vorrichtung kann auf der Basis der Scan-Zeit, der Bild-Auflösung, der Art des bildgebend darzustellenden Gewebes und anderer Anforderungen die SE-Impulssequenz auswählen. Sobald die SE-Impulssequenz ausgewählt ist, wird diese SE-Impulssequenz konfiguriert, einschließlich der Ausführung des Vorbereitungs-Vibrations-Magnetfeldes $b(t)$ in Schritt **602**. Der Vorbereitungs-Schritt **602** enthält die Konfiguration der Frequenzen, der Amplituden und der Anfangsphasen von $b_0(t)$, $g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$, die $b(t)$ enthalten.

[0037] Bezug nehmend auf [Fig. 4](#) ist ein vereinfachtes Kurvenformdiagramm der SE-Impulssequenz gezeigt. Wie dies im Stand der Technik wohlbekannt ist, enthalten die SE-Impuls-Sequenzen einen 90° HF-Impuls **300**, einen 180° HF-Impuls **302** und ein Daten-Akquisitionsfenster **304** (während dem der Auslesegradient eingeschaltet ist). Ein Referenzzeitpunkt $t = 0$ wird im Zentrum des 90° HF-Impulses **300** des ersten Wiederholungszyklus (oder TR) gesetzt. Die Zeit von dem 90° HF-Impuls **300** zu dem 180° HF-Impuls **302** wird als halbe Echo-Zeit τ bezeichnet. Das Daten-Akquisitionsfenster **304** wird nach dem 180° HF-Impuls **302** eingeschaltet, von $t_1 \leq t \leq t_1 + T$, wobei die Zeit $t_1 < 2 \cdot \tau$ und T eine Dauer des Daten-Akquisitionsfensters ist. Das Daten-Akquisitionsfenster **304** wird auch als eine Analog-zu-Digital-Konverter-(ADC)-Fenster bezeichnet.

[0038] Wie dies in [Fig. 4](#) gezeigt ist, zeigt das Daten-Akquisitionsfenster **304** ein partielles Echo-Zentrum **306** an, das bei einer Zeit $t = t_1 + d$ lokalisiert ist, und ein volles Echo-Zentrum **308**, das bei einer Zeit $t = t_1 + d + \Delta$ lokalisiert ist. Das Schema wird für die SE-Impulssequenz angewendet, einschließlich einer partiellen Echo-Akquisition oder einer vollen Echo-Akquisition. Der Fall der vollen Echo-Akquisition kann als ein Spezialfall der partiellen Echo-Akquisition betrachtet werden, in dem $\Delta = 0$ ist. Aus [Fig. 4](#) kann ein partieller Echo-Parameter definiert werden als:

$$frac_echo = 1 - \frac{2\Delta}{T} \quad , \quad (4a)$$

und die folgende Timing-Beziehung kann abgeleitet werden:

$$t_1 = 2\tau - \frac{T}{2}(frac_echo) \quad , \quad \text{and} \quad (4b)$$

$$T = \frac{k_{xres}}{2 \cdot rbw} \quad (4c)$$

wobei rbw eine Empfänger-Bandbreite ist (beispielsweise die Signal-Frequenz-Bereich von $-rbw$ bis $+rbw$) und k_{xres} die totale Anzahl der akquirierten k -Raum-Datenpunkte entlang der Auslese-Richtung (beispielsweise $k_{xres} = p$) ist. Die SE-Impuls-Sequenz wird konfiguriert, um eine Zeitperiode TR aufzuweisen und um insgesamt q Mal wiederholt zu werden (mit leichten Änderungen, bezogen auf den nominalen Phasenkodierungs-Gradienten G_y in jeder n -ten TR , wobei $n = 1, 2, \dots, q$), um alle q Zeilen der Daten des k -Raumes zu akquirieren.

[0039] Sobald die SE-Impulssequenz konfiguriert ist, wird die Berechnung der Vibrationskomponenten in den Schritten **604–610** ausgeführt werden. Bevorzugt werden die Schritte **604–610** für das n -te Echo oder TR vervollständigt bevor die dazugehörige Impuls-Sequenz für das n -te-Echo oder TR auf das interessierende Objekt angewendet wird, um die n -te Zeile der k -Raum-Daten zu akquirieren. Obwohl die Schritte **604–610** in aufeinander folgender Reihenfolge gezeigt sind, können die Schritte **604–610** in jeder Reihenfolge oder auch gleichzeitig durchgeführt werden, solange die Schritte **604–610** vollständig sind, vor der Initiierung der n -ten-Impulssequenz. Auf diese Art und Weise können die Vibrationskomponenten kompensiert werden bevor, während oder nach der Daten-Akquisition.

[0040] Zurückkehrend zu der in Schritt **604** berechneten Vibrationskomponente von $b_{0,n}(t)$, erzeugt die Vibrationsfehlerkomponente für $b_0(t)$ einen Phasenfehler $\Phi_0(t)$. Für jede TR -Zeitperiode kann der Phasenfehler $\Phi_0(t)$ durch drei Ausdrücke ausgedrückt werden: (1) der erste Ausdruck überdeckt die Zeitperiode von dem 90° HF-Impuls **300** bis zu dem 180° HF-Impuls **302** ($0 \leq t \leq \tau$); (2) der zweite Ausdruck überdeckt die Zeitperiode

von dem 180° HF-Impuls **302** bis zu dem Anfang des Datenakquisitionsfensters **306** ($\tau \leq t \leq t_1$); und (3) der dritte Ausdruck überdeckt die Zeitperiode während des Datenakquisitionsfensters **306** ($t_1 \leq t' \leq t$) (siehe [Fig. 4](#)).

[0041] Folglich beträgt der Phasenfehler $\Phi_0(t)$ für die erste TR (beispielsweise $n = 1$):

$$\phi_0(t) = -2\pi\gamma \int_{\tau}^t b_0(t)dt + 2\pi\gamma \int_{\tau}^{t_1} b_0(t)dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t b_0(t')dt' \quad (5)$$

[0042] Wobei γ die gyromagnetische Konstante ist, der erste Ausdruck ein negatives Vorzeichen enthält, um den Phasenumkehrereffekt des 180° HF-Impulses zu berücksichtigen, und $b_0(t)$ durch Gleichung (3a) gegeben ist. Der Phasenfehler $\Phi_0(t)$ repräsentiert den totalen Phasenfehler (oder die Vibrationsfehlerkomponente) aus der Vibration $b_0(t)$, der bei der ersten TR-Periode während der Datenakquisition auftritt.

[0043] Da die SE-Impulssequenz nach der ersten TR wiederholt wird, kann der Phasenfehler für alle der aufeinander folgenden TR-Perioden unter Verwendung von Gleichung (5) berechnet werden, die durch ein neues für jedes bestimmte TR-Intervall geeignete $b_0(t)$ modifiziert wird. Es ist deutlich, dass für jede Zeit t' innerhalb der TR-Periode (bei $t = t'$) $b_0(t)$ in der ersten TR-Zeitperiode beträgt:

$$b_{0,1}(t') = \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin(2\pi f_m t' + \zeta_m) \quad (6a)$$

[0044] Und $b_0(t)$ zu jeder Zeit innerhalb der zweiten TR-Periode (bei $t = t' + TR$) ist

$$\begin{aligned} b_{0,2}(t') &= \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin[2\pi f_m (t' + TR) + \zeta_m] \\ &= \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin[2\pi f_m t' + 2\pi f_m TR + \zeta_m] \\ &= \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin[2\pi f_m t' + \zeta_{m,1}] \end{aligned} \quad (6b)$$

[0045] Wobei die Zeitvariable t in $b_0(t)$ von Gleichung (3a) durch t' und $t' + TR$ jeweils in Gleichung (6a) und (6b) ersetzt wurde. Durch diese Ersetzung ist deutlich geworden, dass $b_0(t)$ in der zweiten TR (beispielsweise $b_{0,2}(t)$) im Wesentlichen gleich $b_0(t)$ in der ersten TR (beispielsweise $b_{0,1}(t)$) ist, außer dass die Phase ζ_m in Gleichung (6a) geändert wurde zu:

$$\zeta_{m,1} = 2\pi f_m TR + \zeta_m. \quad (6c)$$

[0046] Entsprechend kann $b_0(t)$ in Gleichung (3a) bei jeder TR-Periode für eine gegebene MR-Bild-Akquisition allgemeiner ausgedrückt werden als:

$$b_{0,n}(t) = \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin(2\pi f_m t + \zeta_{m,n-1}) \quad (7a)$$

[0047] Wobei $n = 1, 2, \dots, q$, mit q = totale Anzahl der TR-Perioden oder Reihen der Daten des k -Raums; $0 \leq t \leq TR$ für die n -te TR; und $\zeta_{m,n-1} = 2\pi(n-1)f_m TR + \zeta_m$.

[0048] Dann kann Gleichung (5) verallgemeinert werden, um einen Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ von $b_{0,n}(t)$ für jede n -te TR-Periode innerhalb einer gegebenen MR-Bild-Akquisition zu berechnen:

$$\phi_{0,n}(t) = -2\pi\gamma \int_{\tau}^t b_{0,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{\tau}^{t_1} b_{0,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t b_{0,n}(t')dt' \quad (7b)$$

[0049] Folglich wird in Schritt **604** der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ von $b_{0,n}(t)$ für die n -te Reihe der zu akquirierenden Daten des k -Raums unter Verwendung der Gleichungen (7a) und (7b) berechnet. Abhängig von der Form von $b_{0,n}(t)$, kann $\Phi_{0,n}(t)$ für das n -te Echo oder TR gelöst werden, entweder numerisch oder analytisch.

[0050] Für die Berechnung der Vibrationskomponenten von $g_{x,n}(t)$ in Schritt **606**, erzeugen die Vibrationsfehlerkomponenten von $g_x(t)$ einen k_x -Raum-Versatz-Fehler $\Delta k_x(t)$. Der k_x -Raum-Versatz-Fehler $\Delta k_x(t)$ führt zu ei-

nem Versatz der k-Raum-Daten in der k_x -Richtung.

[0051] Auf ähnliche Art und Weise bezüglich der Charakterisierung oder Ableitung von $b_0(t)$ zu $b_{0,n}(t)$ in Gleichung (7a), kann $g_x(t)$ in Gleichung (3b) charakterisiert werden, bezogen auf die n-te TR-Periode zu:

$$g_{x,n}(t) = \sum_{m=1}^{M_x} g_{x,m} \sin(2\pi f_{x,m} t + \zeta_{x,m,n-1}) \quad (8a)$$

[0052] Wobei $\zeta_{x,m,n-1} = 2\pi(n-1)f_{x,m}TR + \zeta_{x,m}$ ist. Dann kann $\Delta k_{x,n}(t)$ für die n-te TR unter Verwendung der Gleichung (7b) durch die Ersetzung von $b_{0,n}(t)$ mit $g_{x,n}(t)$ in Gleichung (8a) berechnet werden:

$$\Delta k_{x,n}(t) = -2\pi\gamma \int_0^r g_{x,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_r^{t_1} g_{x,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t g_{x,n}(t')dt' \quad (8b)$$

[0053] Folglich wird in Schritt **606** der Versatzfehler im k_x -Raum $\Delta k_{x,n}(t)$ von $g_{x,n}(t)$ für die n-te Reihe der zu akquirierenden k-Raum-Daten unter Verwendung der Gleichungen (8a) und (8b) berechnet. Abhängig von der Form von $g_{x,n}(t)$, $\Delta k_{x,n}(t)$ können diese entweder numerisch oder analytisch gelöst werden.

[0054] Zum Berechnen der Vibrationskomponente $g_{y,n}(t)$ in Schritt **608**, erzeugt die Vibrationsfehlerkomponente von $g_y(t)$ einen des k_y -Raum- Versatzfehler $\Delta k_{y,n}(t)$. Der k_y -Raum-Versatz-Fehler führt dazu, dass die k-Raum-Datenpunkte in der k_y -Richtung gestört sind. Der Phasenkodierungs-Gradientenfehler von $g_y(t)$ ist der Gegenpart des Auslese-Gradientenfehler $g_x(t)$ und die Gleichungen (8a) und (8b) müssen lediglich modifiziert werden, um zu $g_{y,n}(t)$ und $\Delta k_{y,n}(t)$ zu führen:

$$g_{y,n}(t) = \sum_{m=1}^{M_y} g_{y,m} \sin(2\pi f_{y,m} t + \zeta_{y,m,n-1}) \quad (9a)$$

$$\Delta k_{y,n}(t) = -2\pi\gamma \int_0^r g_{y,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_r^{t_1} g_{y,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t g_{y,n}(t')dt' \quad (9b)$$

wobei $g_{y,n}(t)$ in Gleichung (3c) durch $g_y(t)$ bezogen auf die n-te TR-Periode ausgedrückt ist und $\zeta_{y,m,n-1} = 2\pi(n-1)f_{y,m}(t)TR + \zeta_{y,m}$ gilt. Folglich ist in Schritt **608** der k-Raum-Versatz-Fehler $\Delta k_{y,n}(t)$ von $g_{y,n}(t)$ für die n-te Reihe der zu akquirierenden k-Raum-Daten unter Verwendung von Gleichung (9a) und (9b) berechnet. Der k_y -Raum-Versatz-Fehler $\Delta k_{y,n}(t)$ kann mathematisch durch numerische oder analytische Verfahren gelöst werden.

[0055] Zum Berechnen der Vibrationskomponente $g_z(t)$ in Schritt **610**, erzeugt die Vibrationsfehlerkomponente von $g_z(t)$ einen Schichtauswahl-Gradientenfehler Δk_z . Im Unterschied zu $\Phi_{0,n}(t)$, $\Delta k_{x,n}(t)$ und $\Delta k_{y,n}(t)$ kann Δk_z mit einer zeitunabhängigen Funktion, $\Delta k_{z,n}$, angenähert werden, die unter Verwendung eines Zeitintervalls aus dem n-ten 90° HF-Impuls am Zentrum des n-ten Echos angenähert ist. Wenn man den Phasenumkehrereffekt des n-ten 180° HF-Impuls in Betracht zieht, ist Δk_z für den n-ten TR:

$$\Delta k_{z,n} = 2\pi\gamma \left[- \int_{(n-1)TR}^{(n-1)TR+r} g_z(t)dt + \int_{(n-1)TR+r}^{(n-1)TR+2r} g_z(t)dt \right] \quad (10)$$

wobei $g_z(t)$ durch die Gleichung (3d) gegeben ist. Ähnlich zu den Gleichungen (7b), (8b) und (9b) kann Gleichung (10) ausgedrückt werden als:

$$(10a) \quad \Delta k_{z,n} = -2\pi\gamma \int_0^r g_{z,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_r^{2r} g_{z,n}(t)dt ,$$

[0056] Wobei gilt

$$(10b) \quad g_{z,n}(t) = \sum_{m=1}^{n-1} g_{z,n} \sin(2\pi f_{z,m} t + \zeta_{z,m,n-1}),$$

$$\zeta_{z,m,n-1} = 2\pi(n-1)f_{z,m}TR + \zeta_{z,m}. \quad (10c)$$

[0057] Nachdem die Schritte **604–610** ausgeführt sind, ist der nächste Schritt das Beginnen der Bild-Akquisition in Schritt **612**. In Schritt **612** wird die SE-Impulssequenz, die eingerichtet ist, um die n-te Reihe des k-Raumes zu akquirieren, auf das interessierende Objekt angewendet.

[0058] Der Kompensations-Schritt **614** tritt auf vor der Bild-Daten-Akquisition der n-ten Reihe der k-Raum-Daten. Bevorzugt wird der Schichtauswahl-Gradient $G_z(t)$ für die n-te TR modifiziert durch die Einfügung eines Korrekturimpulses oder einer Kurvenform, die aus der berechneten $\Delta k_{z,n}$ für die n-te TR konfiguriert ist. Wie dies in [Fig. 5](#) gezeigt ist, kann der Korrektur-Impuls oder die Kurvenform entweder (a) ein Markierungs-Gradienten-Impuls **310** g_{zcomp1} (siehe [Fig. 5\(a\)](#)) sein, der eine Fläche unter dem Impuls von $\Delta k_{z,n}/2\pi\gamma$ aufweist, oder (b) ein zusätzlicher Crusher- oder Schicht-Refokussierungs-Gradienten-Impuls **312** g_{zcomp2} (siehe [Fig. 5\(b\)](#)) sein, der ebenfalls eine Fläche unter dem Impuls $-\Delta k_{z,n}/2\pi\gamma$ aufweist. In jedem Fall, fungiert der Korrektur-Impuls oder die Kurvenform, um die $\Delta k_{z,n}$ -Fehler auszulöschen, die durch die ursprüngliche Vibration $g_z(t)$ der n-ten TR eingeführt sind.

[0059] Obwohl der Markierungs- oder Blip-Gradient **310** in [Fig. 5\(a\)](#) als nach dem 180° HF-Impuls auftretend gezeigt ist, kann dieser alternativ die Kompensation aus jeder Zeit nach den n-ten 90° HF-Impuls durchführen vor dem Beginn des n-ten Echos. Die Gestalt des Markierungs-Gradienten-Impuls **310** ist flexibel und nicht auf die gezeigte dreieckige Gestalt beschränkt. Wenn jedoch ein positiver Impuls verwendet wird in der Zeitperiode zwischen dem 180° HF-Impuls und dem Beginn des Echos, dann würde ein negativer Impuls implementiert werden müssen, wenn dieser in der Zeitperiode zwischen dem 90° und dem 180° HF-Impuls verwendet wird (um den Phasenumkehreffekt des 180° HF-Impuls zu versetzen). Ähnlich kann der zusätzliche Gradienten-Impuls **312** ebenfalls zu jeder Zeit nach dem 90° HF-Impuls und bis zu dem Beginn des Echos auftreten und von jeder Impuls-Gestalt sein und eine Umkehr der Polarität zwischen den 90° und 180° HF-Impulsen haben.

[0060] Obwohl die Schritte **614–620** in [Fig. 3](#) in aufeinander folgender Reihenfolge gezeigt sind, folgen die Schritte **614–620** nicht notwendigerweise dieser Reihenfolge, und können gleichzeitig durchgeführt werden. In dem Kompensations-Schritt **616** kann der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$, der durch $b_{0,n}(t)$ induziert ist, für die n-te Reihe der k-Raum-Daten nach der Daten-Akquisition aber vor der Bildrekonstruktion kompensiert werden. Die Kompensation oder Korrektur weist die Verwendung des Phasenfehlers $\Phi_{0,n}(t)$ für die n-te TR (berechnet unter Verwendung der Gleichung (7b)) auf, um eine Phasensubtraktion mit jedem k-Raum-Datenpunkt in der n-ten Reihe durchzuführen. Auf diese Art und Weise sind Bildartefakte, die aus der Störung (beispielsweise Vibration) $b_{0,n}(t)$ resultieren, minimiert oder eliminiert. Bezüglich einer genaueren Beschreibung des Phasensubtraktions-Verfahrens wird auf das US-Patent Nr. 5,624,047 von der Firma General Electric verwiesen.

[0061] Alternativ kann der Kompensations-Schritt **616** anstelle der Korrektur der k-Raum-Daten, die Vibrationskontaminiert sind (beispielsweise Korrektur nach der Datenakquisition), die Durchführung der Korrektur von $\Phi_{0,n}(t)$ für die n-te TR aufweisen, während die n-te Reihe der Datenakquisition fortschreitet. Der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ für die n-te TR kann kompensiert werden durch die dynamische Anpassung der Phase des Empfängerbereichs des Sender/Empfängers **150** erfolgen. Unter Verwendung dieses Ansatzes, obwohl das MR-Echo-Signal, das von den interessierenden Objekt emittiert wird, vibrationskontaminiert ist, sind die akquirierten Daten frei von Vibrationsfehlern, da die Datenakquisition oder die Empfangseinrichtung selbst verwendet wird, um den Fehler zu versetzen und die Korrekturdaten zu akquirieren. In einer weiteren Ausführungsform kann der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ für die n-te TR Frequenz korrigiert werden für die n-te TR vor der Akquisition der k-Raum-Daten. Dieser Ansatz der vorherige Ausführung der Kompensation ist insbesondere effektiv, wenn $b_{0,n}(t)$ einen konstanten wert für die gesamte n-te Reihe des k-Raumes aufweist. Für eine genauere Beschreibung der Korrekturverfahren, die bei der Anpassung der Empfängerphase und Frequenz verwendet werden, wird auf die US-Patente 5,864,233 und 5,923,168 verwiesen, beide von der Firma General Electric.

[0062] In den Kompensationsschritten **618**, **620** wird jeweils der k_x -Raum-Versatzfehler $\Delta k_{x,n}(t)$, der durch $g_{x,n}(t)$ induziert ist, und der k_y -Raum-Versatzfehler, der durch $g_{y,n}(t)$ induziert ist, für die n-te Reihe der akquirierten k-Raum-Daten vor der Bild-Rekonstruktion kompensiert. Die Versatzfehler $\Delta k_{x,n}(t)$ und $\Delta k_{y,n}(t)$ für die n-te TR (berechnet unter Verwendung der Gleichungen (8b) und (9b)) werden verwendet, um die gestörten k-Raum nochmals in ein geradliniges Netz oder Gitter unter Verwendung eines der bekannten Regridding-Algorithmen

zu speichern. Für weitere Einzelheiten, bezüglich der Regridding-Algorithmen wird auf die folgende Druckschrift: „Selection of a Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding“ durch J-I.Jackson et al, IEEE Transaction Medical Imaging, 10, 473–478 (1991) verwiesen.

[0063] Alternativ kann der Gradientenfehler, der durch die Magnetvibration verursacht ist, $g_{x,n}(t)$ und $g_{y,n}(t)$ für die n-te TR kompensiert werden durch die Impulssequenzmodifikation. Bei diesem Ansatz wird jeder der Fehlerausdrücke $g_{x,n}(t)$ und $g_{y,n}(t)$ jeweils weiter in einen Pre-Akquisitions-Fehler und einen Akquisitions-Fehler aufgeteilt.

[0064] Die Pre-Akquisitions-Fehler, die zu $g_{x,n}(t)$ und $g_{y,n}(t)$ gehören, werden durch die zwei k-Raum-Versätze beschrieben für die n-te Reihe der k-Raum-Daten, die jeweils in den Gleichungen (11a) und (11b) gezeigt sind:

$$(11a) \quad \Delta k_{x,n,pre} = -2\pi\gamma \int_0^{\tau} g_{x,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{\tau}^{11} g_{x,n}(t)dt, \text{ and}$$

$$(11b) \quad \Delta k_{y,n,pre} = -2\pi\gamma \int_0^{\tau} g_{y,n}(t)dt + 2\pi\gamma \int_{\tau}^{11} g_{y,n}(t)dt.$$

[0065] Die Pre-Akquisitions-Fehler können kompensiert werden unter Verwendung eines Auslese- und eines Phasen-Kodierungs-Gradienten-Impulses, deren Fläche jeweils gleich $-\Delta k_{x,n,pre}((2\pi\gamma))$ und $-\Delta k_{y,n,pre}((2\pi\gamma))$ ist. Die Kompensations-Gradienten-Impulse können unabhängige Impulse sein oder können kompensiert werden mit den existierenden Gradienten-Impulsen, wie beispielsweise dem Dephasierungs-Auslese-Gradienten-Impuls und den nominalen Phasenkodierungs-Impulsen.

[0066] Die Akquisitionsfehler werden jeweils als zwei Störungsgradienten auf den Auslese- und Phasenkodierungs-Achsen beschrieben:

$$g_{x,n,acq}(t) = g_{x,n}(t) \text{ with } t_1 \leq t < t_1 + T, \quad (11c)$$

$$g_{y,n,acq}(t) = g_{y,n}(t) \text{ with } t_1 \leq t < t_1 + T. \quad (11d)$$

[0067] Der Auslese-Gradientenfehler $g_{x,n,akqu}(t)$ kann kompensiert werden durch Ändern des nominalen Auslese-Gradienten von $G_x(t)$ bis $G_x(t) - g_{x,n,akqu}(t)$. Der Phasenkodierungs-Gradientenfehler $g_{y,n,akqu}(t)$ kann kompensiert werden, indem ein Auslöschungs-Gradient gleich $-g_{y,n,akqu}(t)$ zu der Phasenkodierungs-Gradientenachse addiert wird, der kongruent mit dem Auslese-Gradient ist. Im Unterschied zu dem vorherigen k-Raum-Korrektur-Verfahren, das Regridding verwendet, beruht der Kompensationsansatz auf der Basis einer Impulssequenz-Modifikation, die k-Raum-Daten frei von Vibrationseffekten erzeugt. Deshalb können die akquirierten k-Raum-Daten direkt für die Bildrekonstruktion verwendet werden.

[0068] Im Entscheidungs-Schritt **624**, wenn alle Reihen der k-Raum-Daten für ein gegebenes MR-Bild nicht korrigiert wurden (beispielsweise für $n < q$), dann veranlasst der Entscheidungs-Schritt **624**, dass die Berechnungen und Korrekturen, die auf die nächsten Vibrationsfehlerkomponenten bezogen sind (beispielsweise $n = n + 1$ in Schritt **628**), durchgeführt werden. Andernfalls, wenn alle Reihen der k-Raumdaten für ein gegebenes MR-Bild korrigiert ist (beispielsweise $n = q$), dann veranlasst der Entscheidungs-Schritt **624** die Quantifizierung der Magnetfeldvibration und den Kompensationsprozess dazu, das MR-Bild zu beenden. Als nächstes wird die Bild-Rekonstruktion in Schritt **622** durchgeführt. Die Bild-Rekonstruktion ist ermöglicht unter Verwendung jeder der bekannten Rekonstruktionstechniken, wie beispielsweise die Fouriertransformation mit Fermi-Filter oder ein Homodyne-Rekonstruktions-Algorithmus für die Teil-Echos oder Teilzahlen der Anregungs-(number of excitation: NEX)-Datensätze. Der rekonstruierte Bild-Datensatz, der jetzt minimale oder keine Bildartefakte aufweist, die durch Magnetvibrationen verursacht sind, ist geeignet für die Darstellung des Bildes, die Speicherung, die Übertragung auf die entfernte Seite, den Film oder Papierausdruck oder andere Verwendung oder Manipulationen, die beispielsweise in der medizinischen Diagnostik oder anderen Bearbeitung verwendet werden.

FGRE IMPUSSEQUENZ

[0069] In einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird das Quantifikations- und das Kompensations-Schema der Magnetfeldvibration angewendet auf eine MR-Bild, das unter Verwendung des FG-

RE-Impuls-Schemas akquiriert ist. Viel der vorstehenden Beschreibung des Schemas bezogen auf die SE-Impulssequenz wird ebenso bezogen auf die FGRE-Impulssequenz angewendet. Gleichungen, interessierende Zeitintervalle und/oder andere Parameter, die einmalig für die Implementierung der FGRE-Impulssequenz sind, werden nachfolgend diskutiert.

[0070] Sobald die FGRE-Impulssequenz ausgewählt ist, wird die Anfangsschleife in Schritt **600** begonnen, um das Quantifikations- und Kompensations-Schema zu initialisieren. Als nächstes wird der Schritt **602** „Vorbereiten von $b(t)$ “ als Teil der Konfiguration der FGRE-Impulssequenz ausgeführt. Der Schritt Vorbereiten enthält die Konfiguration oder Spezifizierung der Frequenzen, Amplituden und Anfangsphasen von $b_0(t)$, $g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$, die $b(t)$ aufweisen.

[0071] Bezug nehmend auf [Fig. 6](#) ist ein vereinfachtes Diagramm der FGRE-Impulssequenz gezeigt. Wie im Stand der Technik bekannt ist, enthält die FGRE-Impulssequenz einen α° HF-Impuls **400** und ein Datenakquisitionsfenster **402** (während dem der Auslese-Gradient $G_x(t)$ aktiv ist). Der α° HF-Impuls **400** ist ein HF-Impuls bei dem α typischerweise von 5° bis 90° reicht und bevorzugt zwischen 30° und 60° liegt. Ein Bezugszeitpunkt $t=0$ wird am Zentrum des α° HF-Impuls **400** der ersten TR gesetzt. Das Daten-Akquisitionsfenster **402**, das auch als ein Analog zu Digital-Konverter-(ADC)-Fenster bezeichnet wird, ist bei der Zeit $t = t_1$ nachdem α° HF-Impuls **400** eingeschaltet und bleibt für eine Zeitperiode T eingeschaltet. Ein partielles Echozentrum **404**, das bei der Zeit $t = t_1 + d$ lokalisiert ist, und ein komplettes Echo-Zentrum, das bei der Zeit $t = t_1 + d + \Delta$ lokalisiert ist, sind ebenfalls bezogen auf das Fenster **402** gezeigt, wobei Δ die Trennung zwischen dem Peak des MR-Echo-Signals und dem Zentrum des Fensters **402** zeigt. Die FGRE-Impulssequenz soll sowohl den Fall einer Akquisition eines partiellen Echo als auch den Fall einer Akquisition eines kompletten Echos abdecken. Die Akquisition des kompletten Echos kann als ein Spezialfall der Akquisition des partiellen Echos betrachtet werden, wobei $\Delta = 0$ gilt. Die Beziehung der Zeiten, die in den Gleichungen (4a) bis (4c) angegeben ist, sind für die FGRE-Impulssequenzen, die in [Fig. 6](#) gezeigt sind, anwendbar. Die FGRE-Impulssequenz ist eingerichtet, um eine Wiederholzeit oder Periode TR aufzuweisen und um eine Gesamtheit von q Zeiten zu wiederholen (mit unterschiedlichen Phasenkodierungs-Gradienten $G_y(t)$ für jede n -te TR, wobei gilt $n = 1, 2, \dots, q$), um insgesamt q Reihen der Daten des k -Raumes für ein gewünschtes MR-Bild zu akquirieren.

[0072] Nach dem Vorbereitungs-Schritt **602**, werden die Schritte **604–610** der Berechnung der Vibrationskomponenten durchgeführt. In der berechneten Vibrationskomponente von $b_{0,n}(t)$ in Schritt **604** wird der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ für den n -ten TR durch zwei Ausdrücke berechnet: (1) der erste Ausdruck überdeckt die Zeitperiode vom n -ten α° HF-Impuls bis zu dem Beginn des n -ten Daten-Akquisitionsfensters ($0 \leq t' \leq t$) (siehe [Fig. 6](#)). Folglich ist der Phasenfehler $\Phi_{0,n}(t)$ für den n -ten TR unter Verwendung der FGRE-Impulssequenz durch eine Modifizierung der Gleichung (7b) gegeben zu:

$$\phi_{0,n}(t) = 2\pi\gamma \int_0^{t_1} b_{0,n}(t) dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t b_{0,n}(t') dt' \quad (12)$$

wobei γ die gyromagnetische Konstante ist und $b_{0,n}(t)$ durch die Gleichung (7a) gegeben ist. Es sollte beachtet werden, dass es keinen Bedarf gibt, den Phasenumkehrereffekt in Betracht zu ziehen, da keine Refokussierungs-HF-Impulse in der FGRE-Impulssequenz verwendet werden.

[0073] In der Berechnung der Vibrationskomponente von $g_{x,n}(t)$ in Schritt **606** wird der Versetzungsfehler des k_x -Raumes $\Delta k_{x,n}(t)$ für die n -te TR unter Verwendung der FGRE-Impulssequenz berechnet, wobei die Gleichung (12) ohne Ersetzen von $b_{0,n}(t)$ durch $g_{x,n}(t)$ in Gleichung (8a) verwendet wird:

$$\Delta k_{x,n}(t) = 2\pi\gamma \int_0^{t_1} g_{x,n}(t) dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t g_{x,n}(t') dt' \quad (13)$$

[0074] In der Berechnung der Vibrationskomponente von $g_{y,n}(t)$ in Schritt **608** wird der Versetzungsfehler des k_y -Raumes $\Delta k_{y,n}(t)$ für die n -te TR unter Verwendung der FGRE-Impulssequenz berechnet zu, wobei die Gleichung (12) ohne Ersetzen von $b_{0,n}(t)$ durch $g_{y,n}(t)$ in Gleichung (9a) verwendet wird:

$$\Delta k_{y,n}(t) = 2\pi\gamma \int_0^{t_1} g_{y,n}(t) dt + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t g_{y,n}(t') dt' \quad (14)$$

[0075] In der Berechnung der Vibrationskomponente $g_z(t)$ in Schritt **610** ist der Fehler des Schicht-Gradienten $\Delta k_{z,n}(t)$ für die n -te TR unter Verwendung der FGRE-Impulssequenz durch die Gleichung (10) gegeben, um das

Zeitintervall von dem n-ten α° HF-Impuls bis zum Zentrum des n-ten MR-Echo-Signals abzudecken:

$$\Delta k_{z,n} = 2\pi\gamma \int_{(n-1)TR}^{(n-1)TR+\tau} g_z(t) dt \quad (15)$$

[0076] Alternativ kann Gleichung (15) ebenfalls ausgedrückt werden als:

$$\int_0^{\Delta k_{z,n}} \left(\frac{1}{2\pi\gamma} \right) = \int_0^{\tau} g_{z,n}(t) dt,$$

wobei $g_{z,n}(t)$ durch die Gleichung (10b) gegeben ist.

[0077] Unter Verwendung der Gleichungen (12)–(15a) um die Vibrationsfehlerkomponenten numerisch oder analytisch zu berechnen, können die geeigneten Kompensationsschritte **614–620** ausgeführt werden, um die n-te Reihe der Daten des k-Raumes wie vorstehend diskutiert zu korrigieren. Beispielsweise würde im Kompensationsschritt **614** der Korrekturimpuls oder die Korrekturkurvenform eine Fläche unter dem Impuls von $-\Delta k_{z,n}/2\pi\gamma$ haben. Darüber hinaus kann der Korrekturimpuls oder die Kurvenform ein Blip-Gradienten-Impuls oder ein zusätzlicher Crusher- oder Schicht-Refokussierungs-Impuls sein, wie dies jeweils in **Fig. 5(a)–5(b)** gezeigt ist. Der Korrektur-Impuls könnte irgendwo von nach dem n-ten HF-Impuls bis vor dem Beginn des n-ten Echos addiert werden. Aber solange keine Refokussierungs-Impulse verwendet werden, gibt es keinen Bedarf die Polarität des Korrekturimpulses negativ zu setzen, um den Phasenumkehreffekt zu versetzen.

[0078] Der Prozess würde wiederholt werden für die nächste TR-periode bis alle q Reihen der Daten des k-Raums von der unerwünschten Anwesenheit der Magnetvibrationen korrigiert sind. Mit den korrigierten Daten des k-Raumes wird dann ein MR-Bild in dem Rekonstruktions-Schritt **622** rekonstruiert und aufgebaut.

FSE IMPULSSEQUENZ

[0079] In einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung sind das Quantifizierungsschema der Magnetfeldvibration und das Kompensationsschema gezeigt, die auf ein MR-Bild angewendet werden, unter Verwendung der FSE-Impulssequenz. Die frühere Beschreibung, die mit Bezug auf die SE-Impulssequenz auf diese Impulssequenz gegeben ist, ist ebenfalls auf diese Impulssequenz anwendbar, wobei Vibrationen und andere Parameter nachfolgend diskutiert werden.

[0080] Bezug nehmend auf **Fig. 7** ist ein vereinfachtes Diagramm der FSE-Impulssequenz gezeigt. Die FSE-Impulssequenz enthält einen 90° HF-Impuls **500**, einen ersten 180° HF-Impuls **502**, ein erstes Daten-Akquisitionsfenster **504**, einen zweiten 180° HF-Impuls **506**, ein zweites Daten-Akquisitionsfenster **508**, einen dritten 180° HF-Impuls **510** und ein drittes Daten-Akquisitionsfenster **512**. Ein Referenzzeitpunkt $t = 0$ wird am Zentrum des 90° HF-Impulses **500** einer ersten TR- (oder Schuss) der Daten-Akquisition gesetzt. Der erste 180° HF-Impuls **502** folgt dem 90° HF-Impulses **500** nach einem Zeitintervall τ . Das erste Daten-Akquisitionsfenster **504** folgt dem ersten 180° HF-Impuls **502** und wird zu der Zeit $t = t_1$ eingeschaltet. Nachdem das erste Daten-Akquisitionsfenster **504** abgeschaltet wurde und bei einem Echo-Abstand (esp) von dem ersten 180° HF-Impuls **502**, wird der zweite 180° HF-Impuls **506** ausgeführt. Ähnlich wird der dritte 180° HF-Impuls **510** nach einem Zeitintervall esp von dem zweiten 180° HF-Impuls **506** ausgeführt und nachfolgend an die zweiten und dritten 180° HF-Impulsen **506**, **510**, werden die zweiten und dritten Daten-Akquisitionsfenster **508**, **512** jeweils zu Zeiten $t = t_2$ und $t = t_3$ ausgeführt. Jedes Fenster **504**, **508**, **512** wird für eine Zeitperiode T eingeschaltet.

[0081] Auf diese Art und Weise, wie dies im Stand der Technik gut bekannt ist, wird jede FSE-Impulssequenz einen 90° HF-Impuls gefolgt von insgesamt j 180° -HF-Impulsen aufweisen, wobei jeder 180° HF-Impuls von einem dazugehörigen Daten-Akquisitionsfenster gefolgt wird. In jedem Daten-Akquisitionsfenster wird ein Echo oder eine Reihe von Daten des k-Raumes erhalten. Eine Gesamtzahl von i solcher FSE-Impulssequenzen (die auch als i Schüsse bezeichnet werden) wird ausgeführt, um insgesamt q Reihen der k-Raum-Daten zu erhalten. In anderen Worten muss für ein zu akquirierendes MR-Bild die FSE-Impulssequenz i Mal ausgeführt werden oder es müssen i Schüsse angewendet werden, wobei jeder a-te Schuss j Echos enthält und demzufolge j Reihen der Daten-Akquisition des k-Raumes. Die Anzahl der Echos pro Schuss j kann von 2 bis 128 reichen und j liegt bevorzugt zwischen 8 und 16. Folglich können insgesamt $q = i \times j$ Datenreihen akquiriert werden.

[0082] Da die FSE-Impulssequenzen komplizierter sind als die Impulssequenzen SE oder FGRE sind die Fehler durch die Vibrationskomponenten ebenfalls komplexer. Unter Anderem müssen die vielfachen Phasen-Umkehreffekte, die durch die 180° HF-Impulse (beispielsweise Abfolgen der Refokussierungs-Impulse) hervorgerufen werden und die stimulierten Echos, die durch nicht ideale Abfolgen der Refokussierungs-Impulse hervorgerufen werden, in Betracht gezogen werden. Um die Berechnungen zu vereinfachen, wird angenommen, dass die stimulierten Echo-Pfade dephasiert werden können unter Verwendung nicht konstanter Crusher-Gradienten-Kurvenformen, wie dies in „High-field MRI Microscopy Using Fast Spin Echos“, von Zhou et. Al., in Magnetic Resonance in Medicine, 30:60–67 (1993) gezeigt ist, und sind deshalb vernachlässigbar. In der Realität sind die stimulierten Echo-Pfade nicht so einfach in den FSE-Impulssequenzen zu ignorieren, derartige Annahmen können jedoch vernünftige Annäherungen erlauben, wenn die ersten Echos die Signale dominieren. Unter dieser Bedingung können Bildartefakte zumindest reduziert werden, wenn sie nicht eliminiert werden können.

[0083] Für den Schritt **604** der Berechnung kann $b_0(t)$ in geeigneter Weise bezogen auf den a-ten Schuss ausgedrückt werden auf der Basis einer ähnlichen Ableitung von Gleichungen (6a)–(7a):

$$b_{0,a}(t) = \sum_{m=1}^{M_0} a_m \sin(2\pi f_m t + \zeta_{m,a}) \quad (16a)$$

[0084] Wobei $\zeta_{m,a} = 2\pi(a-1)f_m Q + \zeta_m$, 1, wobei Q die TR-Zeit der FSE-Impulssequenz ist und $a = 1, 2, \dots, i$ Schüsse. Nachfolgend wird $b_{0,a}(t)$ betrachtet, bezogen auf das erste Echo ($c = 1$, wobei $c = 1, 2, \dots, j$ Echos sind) des a-ten Schusses. Analog zu der Vibrationsfehlerkomponente von $b_{0,n}(t)$ für die SE-Impulssequenz, beträgt die Vibrationskomponente $\Phi_{1,a}(t)$ von $b_{0,a}(t)$ für das erste Echo des a-ten Schusses:

$$\phi_{1,a}(t) = -\delta_{1,a} + \Delta\phi_{1,a} + 2\pi\gamma \int_{t_1}^t b_{0,a}(t') dt' \quad (16b)$$

wobei

where $\delta_{1,a} = 2\pi\gamma \int_0^{\tau} b_{0,a}(t) dt$, $\Delta\phi_{1,a} = 2\pi\gamma \int_{\tau}^{t_1} b_{0,a}(t) dt$, and $t_1 = \text{esp} - T/2$. For the

[0085] Für das zweite Echo ($c = 2$) des a-ten Schusses ist die Vibrationskomponente $\Phi_{2,a}(t)$ von $b_{0,a}(t)$ gilt:

$$\phi_{2,a}(t) = -\delta_{2,a} + \Delta\phi_{2,a} + 2\pi\gamma \int_{t_2}^t b_{0,a}(t') dt' \quad (17)$$

where $\delta_{2,a} = -\delta_{1,a} + 2\pi\gamma \int_{\tau}^{3\tau} b_{0,a}(t) dt$, $\Delta\phi_{2,a} = 2\pi\gamma \int_{\tau}^{t_2} b_{0,a}(t) dt$, and $t_2 = 2\text{esp} - T/2$.

[0086] Folglich ist ein allgemeiner Ausdruck der Vibrationskomponente $\Phi_{c,a}(t)$ von $b_{0,a}(t)$ für jedes c-te Echo in dem a-ten Schuss gegeben durch:

$$\phi_{c,a}(t) = -\delta_{c,a} + \Delta\phi_{c,a} + 2\pi\gamma \int_{t_c}^t b_{0,a}(t') dt' \quad (18)$$

wobei

$$\delta_{c,a} = \sum_{h=1}^c \theta_{h,a} (-1)^{h+\text{mod}(h,2)}$$

(die akumulierte Phase bis zu dem c-ten 180° HF-Impuls in dem a-ten Schuss), (die Phase bei $c = 1$ des 180° HF-Impuls) und

$$\theta_{1,a} = 2\pi\gamma \int_0^r b_{0,a}(t) dt \quad (\text{the phase at the } c=1 \text{ } 180^\circ \text{ RF pulse) and}$$

$$\theta_{h,a} = 2\pi\gamma \int_{(h-1)r}^{(h+1)r} b_{0,a}(t) dt, \quad (\text{for } h \geq 2)$$

(die Phase von den (h-ten zu den h-ten 180° -Hs-Impulsen),

$$\Delta\phi_{c,a} = 2\pi\gamma \int_{(2c-1)r}^{t_c} b_{0,a}(t) dt$$

(die Phase von dem c-ten 180° HF-Impuls zu dem Anfang des c-ten Daten-Akquisitionsfenster),

$$t_c = 2c \cdot \tau - T/2$$

(die Anfangszeit der Datenakquisition des c-ten Echos in dem a-ten Schuss), und $\text{mod}(h, 2)$ bezeichnet den Remainder $h/2$. Folglich ist jedes c-te Echo in dem a-ten Schuss (oder in anderen Worten, jede n-te Reihe der k-Raum-Daten, die akquiriert sind, wobei gilt $n = c + j(a - 1)$) wird den Vibrationsfehler $\Phi_{c,a}(t)$ haben, der zu diesem gehört. Jeder Vibrationsfehler $\Phi_{c,a}(t)$ wird seiner zugehörigen n-ten Reihe des k-Raum zugeordnet entsprechend der Tabellen der Reihenfolge der FSE-Ansichten. Die Tabelle der Reihenfolge der FSE-Ansichten betrifft jedes Echo bis zu einer Reihe des n-ten k-Raums derart, dass die mehrere Echos, die in allen Schüssen emittiert sind, ordentlich identifiziert und indiziert werden können.

[0087] Im Schritt **606** der Berechnung, wird der k_x -Versetzungsfehler $\Delta k_{x,c,a}$ von $g_{x,a}(t)$ für das c-te Echo in dem a-ten Schuss (in anderen Worten der n-ten Reihe des k-Raum-Daten) unter Verwendung der FSE-Impulssequenz berechnet unter Verwendung einer Gleichung ähnlich der Gleichung (18), aber durch Ersetzen von $b_{0,a}(t)$ durch $g_{x,a}(t)$. Auf ähnlich eArt und Weise wird in dem Schritt **608** der Berechnung der k_y -Versetzungsfehler $\Delta k_{y,c,a}$ von $g_{y,a}(t)$ für das c-te Echo in dem a-ten Schuss (in anderen Worten der n-ten Reihe des k-Raum-Daten) berechnet unter Verwendung einer Gleichung ähnlich der Gleichung (18), aber durch Ersetzen von $b_{0,a}(t)$ durch $g_{y,a}(t)$.

[0088] In dem Schritt **610** der Berechnung wird der Schicht-Gradientenfehler $\Delta k_{z,c,a}$ von $g_z(t)$ für das c-te Echo in dem a-ten Schuss (der n-te Reihe der k-Raum-Daten) aus dem a-ten 90° F-Impuls bis zu dem Zentrum des c-ten Echos berechnet. Der Schichtselektions-Gradientenfehler $\Delta k_{z,c,a}$ kann unter Verwendung der Gleichung (19) berechnet werden zu:

$$(19) \quad \Delta k_{z,c,a} = -\delta_{z,c,a} + 2\pi\gamma \int_{(2c-1)r}^{2cr} g_{z,a}(t) dt,$$

worin gilt:

$$\delta_{z,c,a} = \sum_{h=1}^c \theta_{z,h,a} (-1)^{h+\text{mod}(h,2)},$$

$$\theta_{z,1,a} = 2\pi\gamma \int_0^r g_{z,a}(t) dt,$$

$$\theta_{z,h \geq 2,a} = 2\pi\gamma \int_{(h-1)r}^{(h+1)r} g_{z,a}(t) dt$$

[0089] Wie bei dem Phasenfehler $\Phi_{c,a}(t)$ ist jeder der Gradienten induzierten Fehler ebenfalls mit ihren zugehörigen n-ten Reihen des k-Raums korreliert, entsprechend der Tabelle der Reihenfolge der FSE-Ansichten.

[0090] Sobald alle Vibrationsfehlerkomponenten oder Phasenfehler des k-Raums bekannt sind, wird die Akquisition der n-ten Reihe der k-Raum-Daten oder bevorzugter aller j Echos in dem a-ten Schuss in Schritt **612** initiiert. Als nächstes werden die Kompensations-Schritte **614–620** durchgeführt, um die Phasenfehler in dem c-ten Echo des a-ten Schusses zu korrigieren. Beispielsweise würde in dem Kompensations-Schritt **614** der Korrektur-Impuls oder die Kurvenform eine Fläche unter dem Impuls von $-\Delta k_{z,c,a}/2\pi\gamma$ haben.

[0091] Wie dies in [Fig. 8](#) gezeigt ist, kann der Korrektur-Impuls, der zu dem Schicht-Auswahl-Gradienten addiert wird oder mit diesem kombiniert wird, (a) ein Blip- oder Markierungs-Gradienten-Impuls $g_{zcomp,c,a}$ sein, der eine Fläche unter dem Impuls von $-\Delta k_{z,c,a}/(2\pi\gamma)$ aufweist oder (b) ein zusätzlicher Crusher- oder Schicht-Refokusierungs-Gradienten-Impuls $g'_{zcomp,c,a}$ sein, der ebenfalls eine Fläche unter dem Impuls von $-\Delta k_{z,c,a}/(2\pi\gamma)$ aufweist. Bevorzugt werden j Blip-Gradienten-Impulse, wie beispielsweise Blip-Gradient-Impulse **710**, **712**, **714**, usw., die jeweils Flächen unter den Impulsen von $-\Delta k_{z,1,a}/(2\pi\gamma)$, $-\Delta k_{z,2,a}/(2\pi\gamma)$ und $-\Delta k_{z,3,a}/(2\pi\gamma)$, usw. haben, auf den Schichtauswahl-Gradienten (siehe [Fig. 8\(a\)](#)) angewendet. Die Blip-Gradienten-Impulse können positive oder negative Impulse sein. Alternativ können die j-Kompensations-Gradienten-Impulse **716**, **718**, **720** usw. angewendet werden, die jeweils zusätzliche Flächen von $-\Delta k_{z,1,a}/(2\pi\gamma)$, $-\Delta k_{z,2,a}/(2\pi\gamma)$, $-\Delta k_{z,3,a}/(2\pi\gamma)$, usw. haben (siehe [Fig. 8\(b\)](#)). Jeder zusätzliche Gradient wird so angewendet, dass er nach seinem zugehörigen Refokusierungs-HF-Impuls auftritt. Die Kompensation für die anderen Fehler, $\Phi_{c,a}(t)$, $\Delta k_{x,c,a}(t)$ und $\Delta k_{y,c,a}(t)$ können ausgeführt werden durch die Empfänger-Phasen-Anpassung und das Regriding des k-Raums, wie dies für die SE-Impulssequenz diskutiert wurde.

[0092] Der in [Fig. 3](#) gezeigte Prozess wird i Mal wiederholt, um für jedes Echo in jedem Schuss berechnet und kompensiert zu werden. Nachdem die Kompensations-Schritte **614–620** vervollständigt sind, wird der Bild-Rekonstruktions-Schritt **622** unter Verwendung wohl bekannter Rekonstruktions-Techniken durchgeführt. Auf diese Art und Weise können Bild-Artefakte, die durch unerwünschte Magnet oder Magnetfeldvibrationen hervorgerufen sind, in dem MR-Bild, das unter Verwendung der FSE-Impulssequenz akquiriert ist, eliminiert oder verringert werden.

[0093] Während die Ausführungsformen der Erfindung, die in den Figuren dargestellt sind und vorstehend beschrieben worden sind, bevorzugte Ausführungsformen sind, sollte deutlich geworden sein, dass diese Ausführungsformen nur die Funktion von Beispielen haben. Beispielsweise ist deutlich geworden, dass mehr oder weniger vier Vibrationskomponenten (ein B_0 -Feld und drei lineare Gradientenfelder) für eine gegebene Reihe der k-Raum-Daten berechnet und korrigiert werden können. In einem anderen Beispiele können die Bild-Artefakte, die durch die Magnetvibrationen verursacht sind, in den dreidimensionalen MR-Bildern korrigiert werden. Für drei-dimensionale MR-Bilder können die berechneten Vibrationskomponenten $g_z(t)$ in Schritt **610** und im Kompensations-Schritt **614** ersetzt werden durch Schritte, die ähnlich zu den berechneten und kompensierten Vibrationskomponenten von $g_y(t)$ in Schritten **608** und **620** sind. In einem anderen Beispiel können jede der Vibrationsfehlerkomponenten für alle q Reihen der k-Raum-Daten in einer Speichereinrichtung so gespeichert werden, dass die Kompensations-Schritte **616–620** nicht für jede n-te Reihe der k-Raum-Daten ausgeführt werden müssen, wie diese akquiriert sind. Stattdessen kann die Kompensation stattfinden nachdem alle Reihen der k-Raum-Daten akquiriert sind. Es ist ebenfalls deutlich, dass die MR-Bilder, die unter Verwendung anderer Typen der Impuls-Sequenzen, wie beispielsweise einer Echo-Planar-Bildgebungs-(echo planar imaging: EPI)-Impuls-Sequenz, von der vorliegenden Erfindung profitieren können.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Verringerung von Bildartefakten, die durch Magnetvibrationen in einer Magnetresonanz (MR)-Bildgebungsvorrichtung verursacht sind, wobei das Verfahren aufweist:

i) Applizieren einer Impulssequenz, um einen MR-Datensatz zu akquirieren, der für ein Bild eines interessierenden Objektes repräsentativ ist, wobei die Impulssequenz einen räumlich linearen Auslese-Magnetfeldgradienten g_x , einen räumlich linearen Phasenkodierungs-Magnetfeldgradienten g_y und einen räumlich linearen Schichtselektions-Magnetfeldgradienten g_z beinhaltet; und wobei die Impulssequenz konfiguriert ist, um ein $(p \times q)$ -Array eines Rohdatenpunktes im k-Raum zu akquirieren, der p Spalten mit Daten des k_x -Raums und q Zeile mit Daten des k_y -Raums enthält, wobei jedes MR-Signal eine Zeile von Daten des k_y -Raums mit p Datenpunkten erzeugt;

ii) Quantifizieren des Einflusses der Magnetvibrationen auf die MR-Daten durch Beschreiben eines Magnetfeldes $b(t)$, dem das Objekt ausgesetzt ist, durch die Summation seiner verschiedenen räumlichen Komponenten in der Form $b(t) = b_0(t) + g_x(t) \cdot x + g_y(t) \cdot y + g_z(t) \cdot z$, wobei $b_0(t)$ ein räumlich invariantes Magnetfeld ist und $g_x(t)$,

$g_y(t)$ und $g_z(t)$ jeweils räumlich lineare Gradientenmagnetfelder in der x, y und z-Richtung sind; wobei jeder der vier Magnetfeldkomponenten der vorstehend genannten Gleichung als eine Überlagerung oder Superposition der oszillierenden Moden ausgedrückt wird, wobei jede Mode durch eine zugehörige Frequenz, Amplitude und Anfangsphase charakterisiert ist;

iii) Berechnen (**604**) einer ersten Zeile der Daten des k_y -Raums einer Vibrationskomponente $b_0(t)$, einer Vibrationskomponente $g_x(t)$, einer Vibrationskomponente $g_y(t)$ und einer Vibrationskomponente $g_z(t)$ auf der Basis der Gleichung;

iv) Beginnen (**612**) mit der Akquisition der MR-Daten der ersten Zeile des k_y -Raums und Kompensieren der Fehler, die durch die Vibrationskomponenten $b_0(t)$, $g_x(t)$, $g_y(t)$ und $g_z(t)$ verursacht sind;

v) Wiederholen der Schritte (iii) und (iv) für alle verbleibenden Zeilen der Daten des k_y -Raums bis alle q Zeilen akquiriert sind; und

vi) Rekonstruieren (**622**) eines Bildes von den korrigierten Daten des k-Raums.

2. MR-Bildgebungsvorrichtung, die angeordnet ist, um das Verfahren gemäß Anspruch 1 in dieser zu implementieren.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

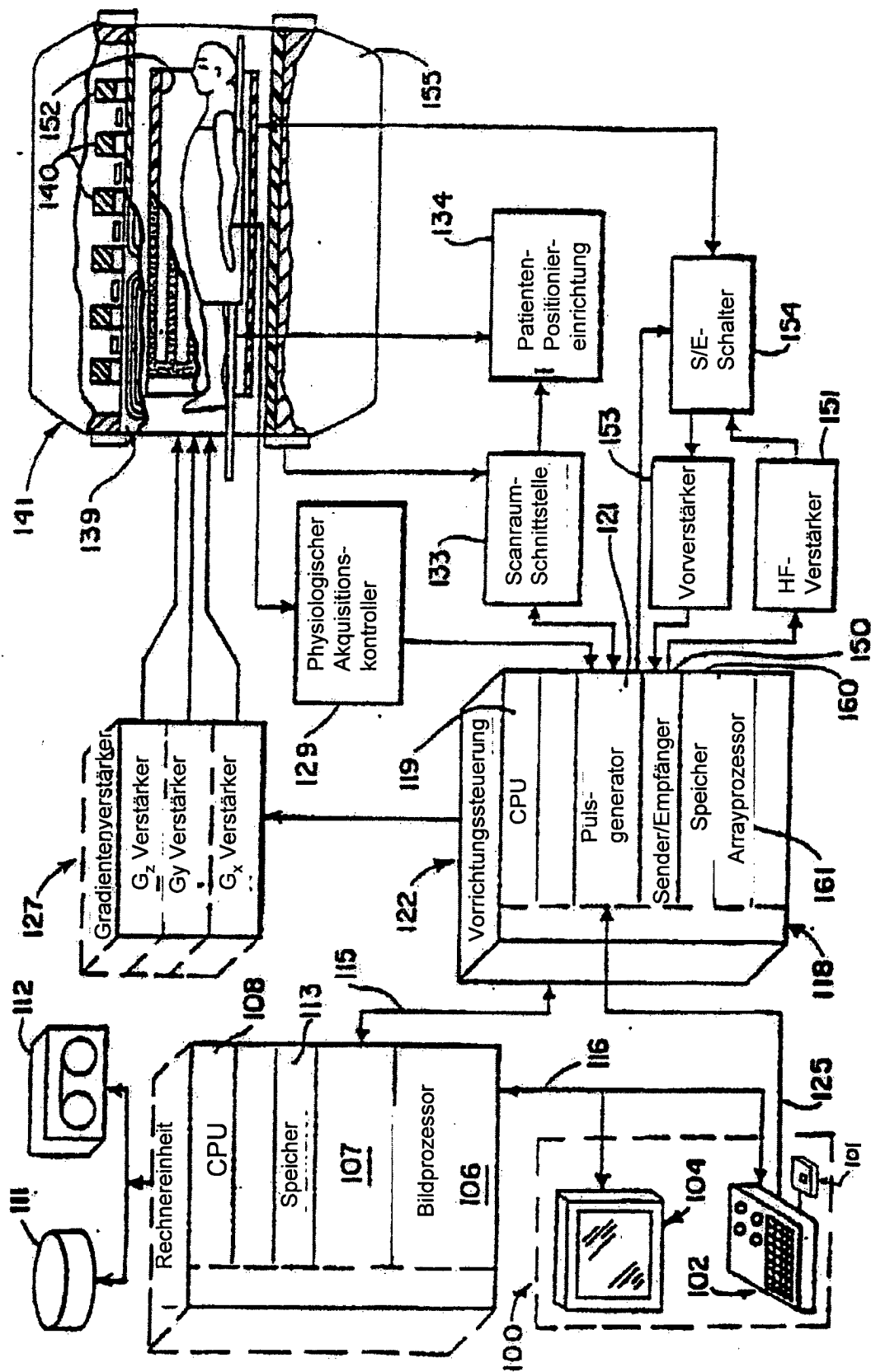


Fig. 1

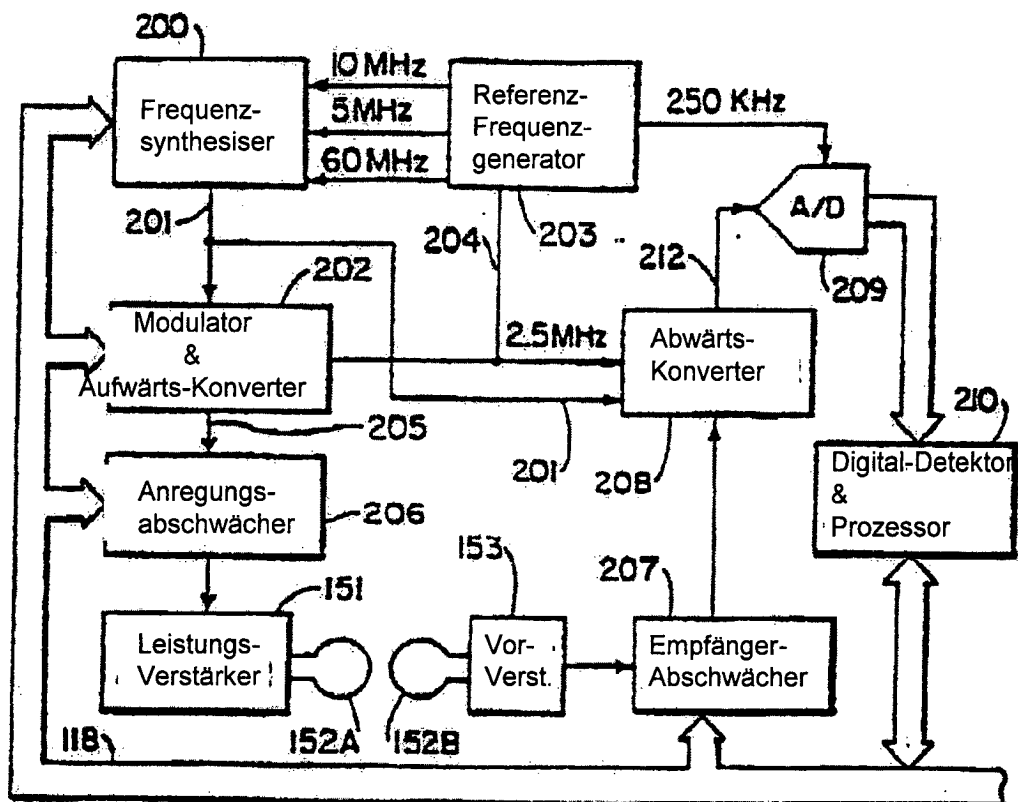


Fig. 2

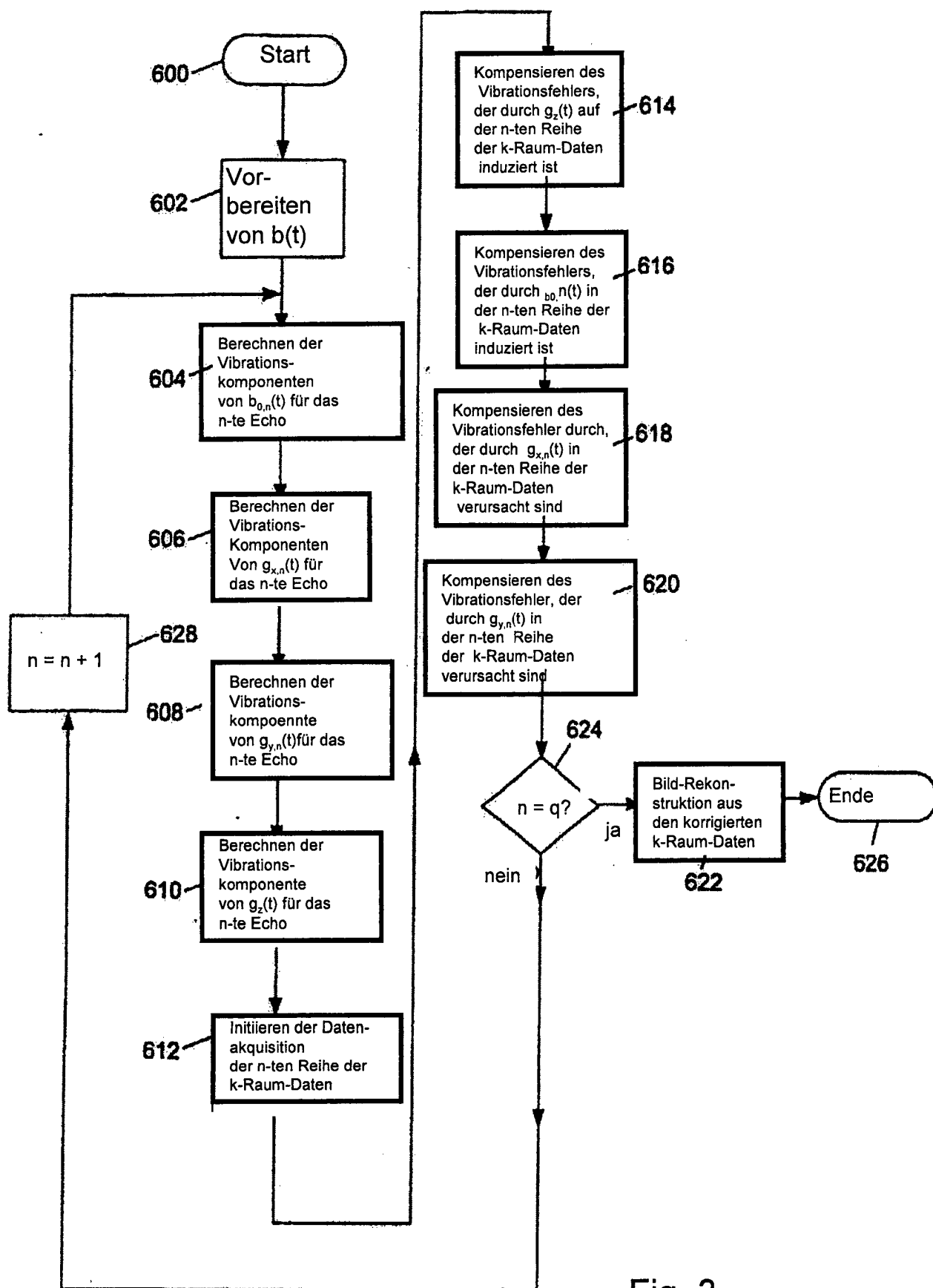


Fig. 3

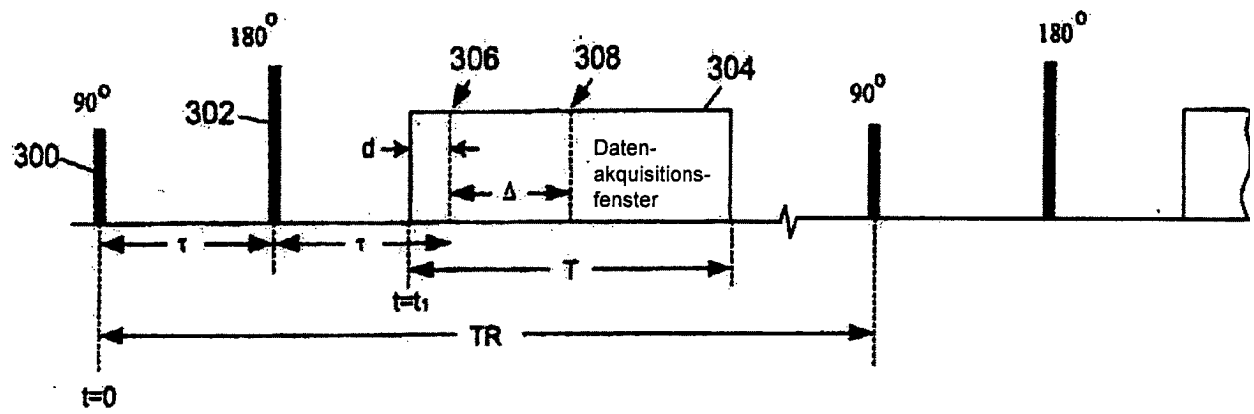


Fig. 4

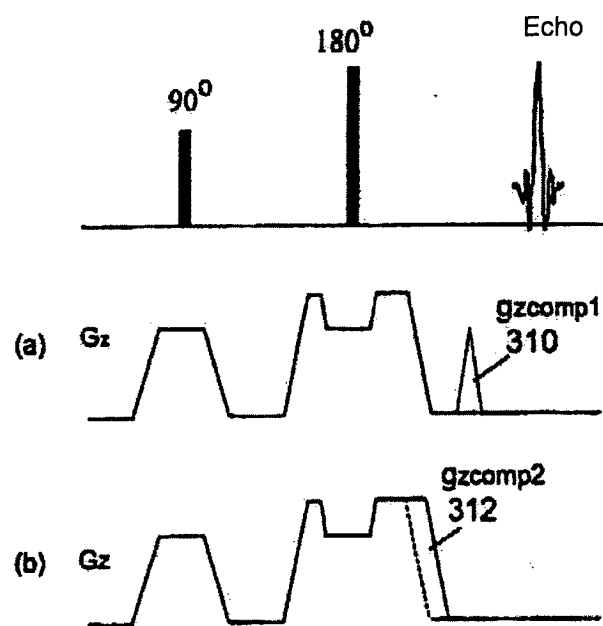


Fig. 5

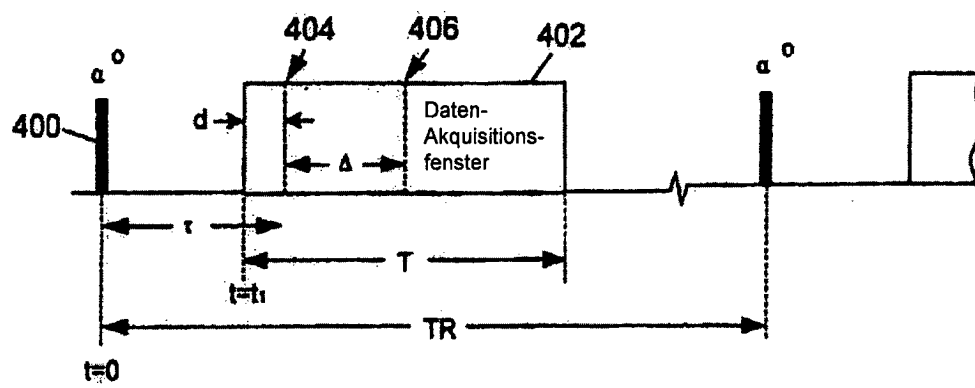


Fig. 6

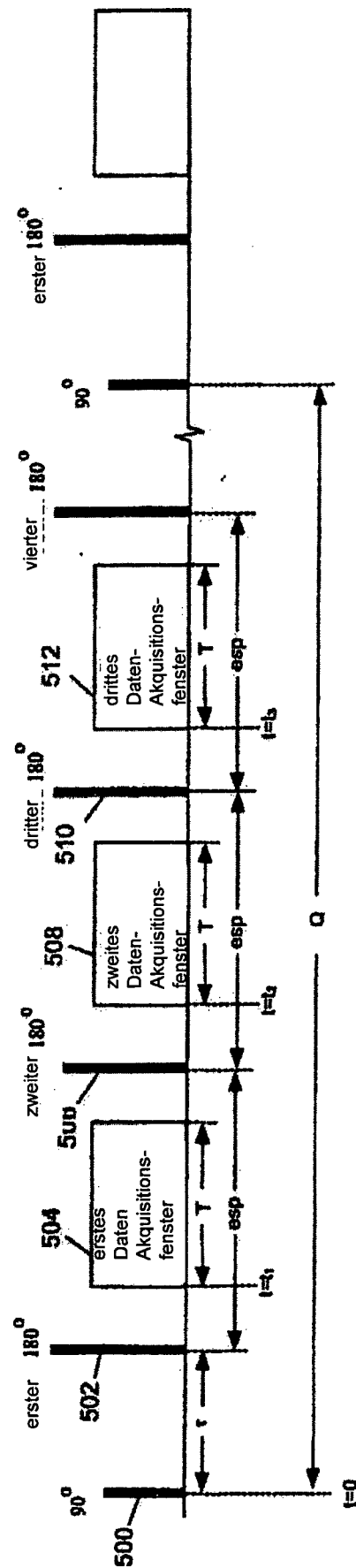


Fig. 7

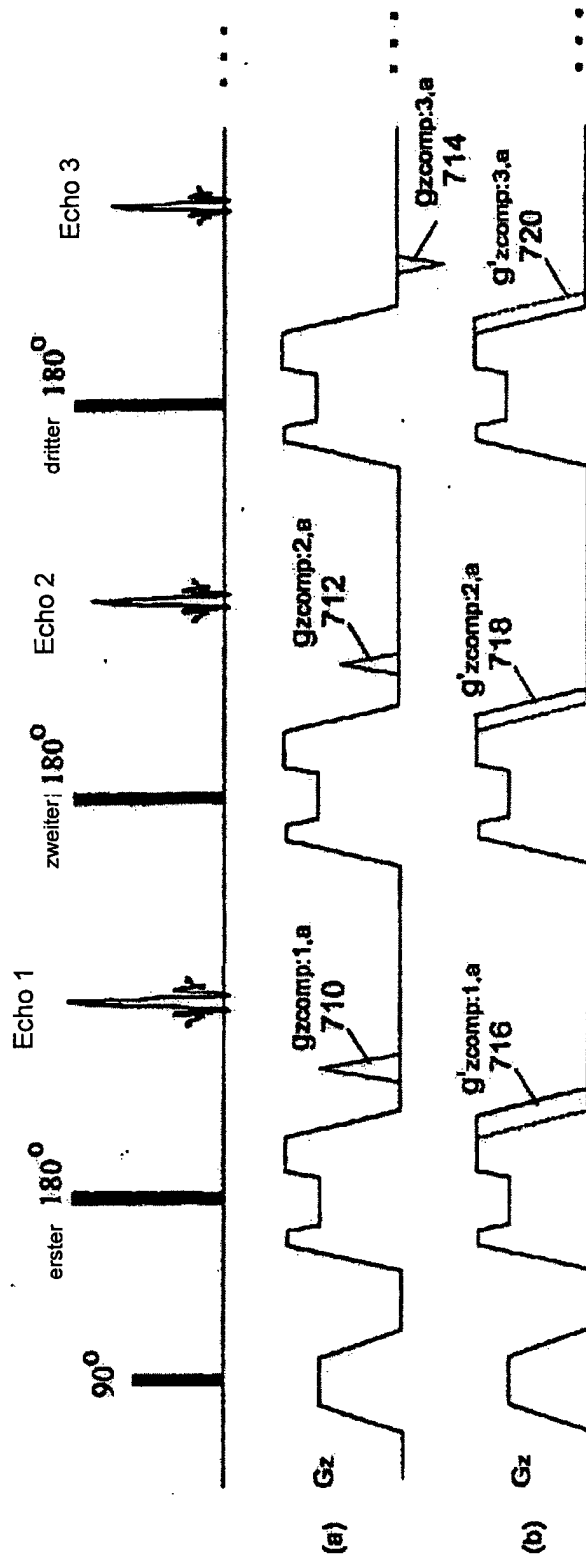


Fig. 8