



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 07 292 T2** 2006.07.20

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 451 778 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 11/00** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 07 292.1**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/GB02/05489**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 788 074.9**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2003/050762**

(86) PCT-Anmeldetag: **05.12.2002**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **19.06.2003**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **01.09.2004**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **09.11.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **20.07.2006**

(30) Unionspriorität:
0129600 08.12.2001 GB

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,
GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR**

(73) Patentinhaber:
Qinetiq Ltd., London, GB

(72) Erfinder:
STOYLE, Norman, Peter, Malvern WR14 3PS, GB

(74) Vertreter:
**BEETZ & PARTNER Patentanwälte, 80538
München**

(54) Bezeichnung: **VERFAHREN ZUM KOMPENSIEREN DER OBJEKTBEWEGUNGEN IN MRI**

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

die Rate der Präzession.

[0001] Diese Erfindung betrifft ein Verfahren zum Verringern der Wirkungen der Bewegung von Objekten in einem Bild und insbesondere ein Verfahren zum Verringern der Wirkungen der Bewegung bei einer Bilderzeugung durch Magnetresonanz. Die Erfindung betrifft insbesondere ein Verfahren zum Kompensieren von Patientenbewegungen zum Herstellen eines scharfen Bildes.

[0002] Die Bilderzeugung durch Magnetresonanz oder MRI (Magnetic Resonance Imaging) ist eine wohlbekannte medizinische Bilderzeugungstechnik. Die Technik beruht im Wesentlichen auf der Reaktion der magnetischen Momente von bestimmten Kernen auf angelegte Magnetfelder. Protonen und Neutronen, die grundlegenden Bestandteile von Kernen, besitzen magnetische Dipolmomente. Bei Kernen mit einer geraden Anzahl von Protonen und einer geraden Anzahl von Neutronen besteht der resultierende Effekt darin, dass kein magnetisches Restmoment vorhanden ist. Kerne mit einer ungeraden Atomzahl (oder einer ungeraden Atommasse) besitzen jedoch einen resultierenden magnetischen Magnetpol und somit ein magnetisches Moment. Bei Raumtemperatur ist zu erwarten, dass beim Fehlen eines äußeren Magnetfeldes eine willkürliche Orientierung der magnetischen Momente in einem Medium vorhanden ist.

[0003] Bei einem MPI-Bilderzeugungssystem wird ein intensives magnetisches Feld auf den Bereich, der abgebildet werden soll, angewendet. Dieses Feld wird in einer Richtung angewendet, die herkömmlich als die z-Richtung bezeichnet wird. Die Wirkung des angelegten Feldes besteht darin, dass die magnetischen Dipole des Gegenstands, der abgebildet wird, ausgerichtet werden. Nicht alle Dipole richten sich jedoch in der gleichen Weise aus. Die Dipole neigen dazu, sich entweder in einer Orientierung, die in der gleichen Richtung wie das Feld verläuft, die als parallel bezeichnet wird, oder in einer Orientierung auszurichten, bei der sich die Dipole entgegengesetzt zum Feld, d.h. in der antiparallelen Richtung ausrichten. Bei Raumtemperatur neigen in Folge dessen, dass der parallele Zustand geringfügig energetisch vorteilhafter ist, etwas mehr Kerne dazu, die parallele Konfiguration anstelle der antiparallelen Konfiguration einzunehmen. Das hat ein resultierendes Gesamtmagnetfeld für das Medium zur Folge, das parallel zum angelegten Feld verläuft.

[0004] Die Koppelwirkungen des magnetischen Moments der Kerne mit dem angelegten Feld bewirken keine exakte Ausrichtung des Kernmoments auf das angelegte Feld. Das magnetische Moment präzediert um das angelegte Magnetfeld. Die Frequenz der Präzession, die als Larmor-Frequenz bezeichnet wird, ist der Stärke des angelegten Magnetfelds proportional. Je stärker das angelegte Feld ist, desto schneller ist

[0005] Tatsächlich kann beobachtet werden, dass sich die Dipolmomente der Kerne in der Weise ausgerichtet haben, dass eine Komponente des Moments in der z-Richtung und eine Komponente, die sich in der x-y-Ebene bei der Larmor-Frequenz dreht, vorhanden sind. Wie erwähnt wurde, gibt es in dem gesamten Objekt, das abgebildet wird, eine größere Komponente parallel zur z-Richtung als antiparallel zu dieser, so dass für das Objekt ein resultierendes Moment vorhanden ist. Die Komponenten in der x-y-Ebene sich jedoch trotzdem beim Vorhandensein eines einfachen Feldes willkürlich verteilt, so dass in der x-y-Ebene kein resultierendes Moment vorhanden ist.

[0006] Das Anlegen eines magnetischen HF-Feldes bei der Larmor-Frequenz senkrecht zum angelegten Feld bewirkt, dass die Dipole in die Querebene oder die x-y-Ebene kippen. Es wirkt außerdem eine Ausrichtung der Dipole. Das resultierende Ergebnis ist dann ein magnetisches Moment in der x-y-Ebene, das bei der Larmor-Frequenz rotiert.

[0007] Wenn das HF-Feld entfernt wird, kann dieses resultierende magnetische Moment infolge der Induktivität, die in Empfängerspulen bewirkt wird, gemessen werden. Wenn das HF-Feld entfernt wird, beginnt sich natürlich die resultierende Magnetisierung des abzubildenden Gegenstands auf einen Wert umzukehren, den sie früher besaß, wenn die magnetischen Momente der Kerne beginnen, sich wieder auf die z-Richtung auszurichten.

[0008] Es gibt zwei separate Abklingprozesse, die auftreten. Der erste Besteht in der Vergrößerung der Komponente des Gesamtmagnetmoments in der z-Richtung. Das wird gelegentlich als Längsachsen- oder Drehachsen-Relaxation bezeichnet und erfolgt auf Grund der Energieübertragung zwischen angeregten Kernen und dem Gitter oder mit nahe gelegenen Makromolekülen. Der zweite Prozess, der vom ersten Prozess unabhängig ist, besteht darin, dass die Präzession der Momente der Kerne, die durch das in Querrichtung verlaufende HF-Feld in Phase gebracht wurden, beginnen, außer Phase zu gelangen, wodurch die x-y-Komponente verringert wird. Der Prozess der Phasenverschiebung, der als Querrelaxation oder Spin-Spin-Wechselwirkung bekannt ist, erfolgt auf Grund der Energieübertragung zwischen Kernen in unterschiedlichen Zuständen sowie außerdem infolge von Inhomogenitäten des Magnetfeldes. Bei beiden Abklingprozessen werden die unterschiedlichen Typen von Materialien, die in einem Objekt vorhanden sind, d.h. unterschiedliche Typen von Gewebe in einem Patienten, die Relaxationsprozesse beeinflussen. Somit wird durch die Messung der verschiedenen Stärken des Signals, das von unterschiedlichen Gewebetypen empfangen wird, der

Kontrast in einem Bild bewirkt.

[0009] Um ein Bild zu erzeugen, ist es erforderlich, die Dipole der Signale, die von dem Kern nach der Magnetisierung ausgesendet werden und die Informationen in Bezug auf die räumliche Positionierung dieser Kerne besitzen, zu codieren. Der Bilderzeugungsprozess kann gewöhnlich in folgender Weise beschrieben werden. Zuerst erfolgt der Schritt des Auswählens einer Bildschicht, d.h. eines kleinen Volumens, das abgebildet werden soll, und dann erfolgt das räumliche Codieren des Magnetresonanzsignals, das von dieser Schicht ausgeht. Die Grund dafür besteht darin, dass die Frequenz, bei der ein Kern schwingt, d.h. seine Larmor-Frequenz eine Funktion der Stärke des statischen Magnetfeldes ist, in der er angeordnet ist. Deswegen wird sich durch Ändern der Stärke des Magnetfeldes in Abhängigkeit von der Position, d.h. durch das Einführen eines Magnetfeldgradienten die Larmor-Frequenz ebenfalls in Abhängigkeit von der Position ändern.

[0010] Deswegen wird typischerweise ein schwaches Magnetfeld, das sich mit der Position linear ändert, dem statischen Hauptfeld überlagert, um einen Magnetfeldgradienten längs der z-Richtung zu erzeugen. Ein HF-Impuls mit einem schmalen Frequenzbereich wird dann in Querrichtung angelegt. Lediglich die Kerne, deren Larmor-Frequenz mit der Frequenz des angelegten HF-Impulses übereinstimmen, werden tatsächlich die HF-Energie absorbieren und werden dem Kippen und der Ausrichtung in der oben beschriebenen Weise unterzogen. Deswegen wird durch eine sorgfältige Auswahl der HF-Frequenz lediglich ein schmales Band oder eine dünne Schicht des Objekts, das abgebildet wird, angeregt.

[0011] Nachdem wahlweise eine Schicht des abzubildenden Objekts angeregt wurde, ist es erforderlich, eine räumliche Auflösung in einer Schicht zu erreichen. Eine räumliche Auflösung in einer Richtung, z.B. in der x-Richtung, kann durch die Verwendung eines Frequenzcodierungsgradienten erreicht werden. Unmittelbar nach dem HF-Anregungsimpuls werden alle Spins der Kerne, die in der ausgewählten Schicht von Interesse sind, bei der gleichen Frequenz präzedieren. Das Anlegen eines zusätzlichen Gradienten, senkrecht zur z-Richtung ergibt eine räumliche Auflösung in einer Dimension. Dieser zusätzliche Gradient, der als ein Frequenzcodierungsgradient bekannt ist, wird die Larmor-Frequenz der Spinpräzession über die Schicht verändern und eine räumliche Auflösung ermöglichen.

[0012] Es wird angemerkt, dass bei der medizinischen MRI die Kerne, die von Interesse sind, nahezu ausschließlich die Wasserstoffkerne sind. In bestimmten Anwendungen könnten jedoch andere Kernarten von Interesse sein.

[0013] Um eine zweidimensionale Auflösung über die Schicht zu erreichen, ist es erforderlich, außerdem einen Phasencodierungsschritt zu verwenden. Dabei wird nach dem HF-Anregungsimpuls für eine kurze Zeitdauer ein Phasencodierungsgradient in der y-Richtung angelegt. Es wird daran erinnert, dass unmittelbar nach dem HF-Anregungsimpuls alle Spins in der ausgewählten Schicht phasengleich sind und bei der gleichen Frequenz präzedieren. Wenn ein Phasencodierungsgradient in der y-Richtung angewendet wird, werden die Spins ihre Resonanzfrequenzen besitzen und deswegen wird die Rate der Präzession gemäß ihrer Position längs der y-Richtung geändert. Wenn der Phasencodierungsgradient entfernt wird, unterliegen alle Kerne in der Schicht wieder der gleichen statischen Feldstärke und deswegen beginnen die Spins wieder, bei der gleichen Frequenz zu präzedieren. Die Wirkung des Phasencodierungsgradienten besteht darin, die Phase der Spins gemäß ihrer Position längs der y-Achse in bekannter Weise zu ändern. Der Frequenzcodierungsgradient kann dann erneut angewendet werden.

[0014] Das gemessene Signal bei einer bestimmten Frequenz (und somit bei einer bestimmten Position längs der x-Achse) ist die Summe aller Vektorbeiträge von einer Reihe von Spins in der y-Richtung. Das tatsächliche Messsignal ist natürlich ein zusammengesetztes Signal aus allen Frequenzkomponenten längs der x-Achse.

[0015] Um ein Bild während der Zeit zu erzeugen, in der der Frequenzcodierungsgradient angelegt wird, wird das Signal N_x mal abgetastet, wodurch eine "pe-Zeile" erreicht wird, die ein Vektor oder eine Zeile von Daten mit N_x Punkten ist. Die Wiederholung der Messungen N_y -mal für unterschiedliche Werte des y-Gradienten ergibt eine Matrix aus $N_x \times N_y$ -Amplitudenpunkten. Um allgemein ein endgültiges Bild aus $N \times N$ -Bildpunkten zu erzeugen, muss der Phasencodierungsschritt N-mal mit unterschiedlichen Werten des Phasencodierungsgradienten wiederholt werden.

[0016] Es gibt weitere Erfassungsschemen für die Schicht- oder Volumen-Bilderzeugung, bei denen die Daten auf unterschiedliche Weise erfasst werden, die grundlegenden Prinzipien blieben jedoch die gleichen. Es gibt außerdem mehrere unterschiedlichen Bilderzeugungsabläufe, die angewendet werden können. In allen Fällen sind die gesammelten Rohdaten in einem so genannten k-Raum vorhanden.

[0017] Um das Bild zu erhalten, wird eine Fourier-Transformation sowohl längs der x-Achse als auch längs der y-Achse ausgeführt, um ein 2D-Spektrum von Datenpunkten zu erzeugen, deren Intensität eine Darstellung der Signalverteilung in der Abbildungsschicht ist.

[0018] Eine Patientenbewegung während der Erfassung von MRI-Bildern hat eine Verschlechterung der Bilder zur Folge, wodurch die klinisch relevanten Informationen verborgen werden können. Jede Ausleseperiode, d.h. das Auslesen der Reihen von N_x -Datenpunkten (die als eine Phasencodierungszeile bekannt sind), dauert einige Millisekunden, wohingegen das Zeitintervall zwischen Auslesevorgängen, d.h. bis zum nächsten Wert des Phasencodierungsgradienten, im Bereich zwischen 100 und 4000 ms liegen könnte. Der Großteil der Unschärfe- und Geisterbildstörungen, die durch eine Patientenbewegung bewirkt werden, treten infolge der Bewegung zwischen Zeilen im k-Raum und nicht infolge einer Bewegung während eines einzelnen Auslesevorgangs auf.

[0019] Eine Bewegung führt zu Fehlern zwischen Zeilen des k-Raums, die im resultierenden Bild als Unschärfe oder Geisterbilder erscheinen, die in der Richtung der Phasencodierung (pe) und der Frequenzcodierung (fe) erfolgen können. Diese Fehler können sich aus einer translatorischen Bewegung in der pe- und fe-Richtung sowie außerdem aus einer Drehbewegung ergeben. Verschiebungen des Patienten in der Ausleserichtung haben eine frequenzabhängige Phasenverschiebung in jeder Zeile des k-Raums zur Folge. Drehungen in der räumlichen Domäne sind ebenfalls Drehungen im k-Raum und haben Änderungen im k-Raum zu Folge, die eine kompliziertere Funktion der Position im k-Raum sind.

[0020] Es sind verschiedene Techniken verwendet worden bei dem Versuch, Bildartefakte zu korrigieren, die durch Bewegung in ein Bild eingeführt wurden. Die meisten der bekannten Techniken zum Korrigieren einer Patientenbewegung beinhalten eine Erfassungstechnik eines modifizierten Signals, die zusätzliche Abtastungen oder sogar eine zusätzliche Ausrüstung enthalten kann.

[0021] Die internationale Patentanmeldung WO 98/01828 offenbart eine Technik zum Verringern der durch Bewegung in ein Bild eingeführten Artefakte, wobei lediglich nachträgliche Bearbeitungseffekte an einem Datenerfassungssignal verwendet werden. Bei der darin beschriebenen Technik werden Daten manipuliert, um möglichen, durch Bewegungen induzierten Artefakten entgegenzuwirken, und die manipulierten Daten werden unter Verwendung einer Schärfeforderung verglichen, um festzustellen, ob die Bildqualität verbessert ist. Diese Technik kann einen großen Bearbeitungsumfang enthalten, da eine mehrdimensionale Suche im Bewegungsparameterraum ausgeführt werden muss. Das Verfahren kann ferner die Gruppierung von k-Zeilen enthalten, um Bewegungsparameter genauer zu bestimmen, diese Gruppierung kann jedoch die zeitliche Auflösung der gefundenen Bewegung verringern.

[0022] Ein weiteres Verfahren zum Korrigieren von

bewegungsinduzierten Bildartefakte ist das Verfahren der Projektion auf komplexe Gruppen (POCS), Hedley M, Hong Y und Rosenfeld D, "Motion Artifact Correction in MRI using generalized projections", IEEE Trans. Med. Imag., 10: 40–46, 1991. Das ist ein Verfahren, bei dem eine gute Bildqualität verwendet wird, um eine binäre Maske zu bilden. Die Maske definiert die Grenze Gewebe-Luft, d.h. außerhalb der Maske sollte kein Signal vorhanden sein. Bewegungsinduzierte Störungen in dem erfassten Signal bewirken ein deutliches Signal in der Luft. Das POCS-Verfahren macht in dem erfassten Bild die gesamte Umgebung der Maske schwarz. Die Bilddaten werden dann mittels Fourier-Transformation in den k-Raum übertragen. Ein neuer komplexer k-Raum wird dann aus dem Absolutwert der gemessenen Daten und der Phase der Schätzung vom vorhergehenden Schritt gebildet. Dieser neue k-Raum wird mittels Fourier-Transformation in die Bilddomäne übertragen und der Prozess wird iteriert. Dieses Verfahren enthält jedoch einen großen Umfang an Fourier-Transformationen, wenn der Prozess iteriert, und benötigt somit einen großen Umfang an Berechnungsaufwand und demzufolge Zeit. Das Verfahren erfordert ferner vor der Verarbeitung die räumliche Ausrichtung der binären Maske auf das erfasste Bild, was nicht immer erreicht werden kann.

[0023] Die vorliegende Erfindung versucht, ein alternatives Verfahren zum Korrigieren von bewegungsinduzierten Artefakten in einem Bild zu schaffen.

[0024] Deswegen wird gemäß der vorliegenden Erfindung ein Verfahren zum Erzeugen eines Bilds eines abgetasteten Objekts geschaffen, das in Bezug auf Artefakte korrigiert ist, die durch ungewollte Bewegungen des Objekts während der Abtastung eingeführt werden, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Aufnehmen einer Bilddatenmenge im k-Raum, die mehrere Datenpunkte umfasst, die aus der Objektabtastung abgeleitet werden, Bilden einer ersten Datenmenge aus den Bilddatenpunkte im k-Raum, Hinzufügen von wenigstens einem zusätzlichen Datenpunkt zu der ersten Datenmenge, um eine zweite Datenmenge zu bilden, Vergleichen eines ersten Bildes, das aus der ersten Datenmenge gebildet wird, mit einem zweiten Bild, das aus der zweiten Datenmenge gebildet wird, um festzustellen, ob eine Objektbewegung erfolgt ist, und Korrigieren des zweiten Bildes, um die Objektbewegung auszugleichen.

[0025] Ein MRI-Bild wird, wie oben erläutert wurde, im Allgemeinen als eine Anordnung von Datenpunkten im k-Raum gesammelt. Jeder Datenpunkt im k-Raum trägt zum Gesamtbild bei. Somit kann jede Menge von Datenpunkten im k-Raum, die nicht unterabgetastet ist und keine räumliche Frequenz enthält, verwendet werden, um ein Bild zu erzeugen. Die Auf-

lösung des Bildes wird verbessert, wenn die Anzahl der Datenpunkte im k-Raum, die zum Erzeugen dieses Bildes verwendet werden, größer wird.

[0026] Die vorliegende Erfindung liegt daher im Vergleich eines Bildes mit einer niedrigeren Auflösung mit einem Bild mit geringfügig höherer Auflösung aus der gleichen Datenmenge, um festzustellen, ob eine Bewegung des Objekts stattgefunden hat.

[0027] Gewöhnlich wird die Phase des zweiten Bildes (des Bildes mit höherer Auflösung) unter Verwendung der Phase des ersten Bildes (des Bildes mit geringfügig niedrigerer Auflösung) korrigiert. Wenn eine Bewegung vorhanden ist, wird das phasenkorrigierte Bild im Allgemeinen einen größeren Imaginärteil haben als dann, wenn keine Bewegung vorhanden ist, und diese Tatsache kann erfasst und zum Bestimmen der Bewegung verwendet werden. Dabei wird der Ausdruck Bild verwendet, um die Datenmenge zu bezeichnen, nachdem sie einer Fourier-Transformation (FT) aus dem k-Raum unterzogen wurde. Das eigentliche sichtbare Bild ist eine Darstellung der Amplitude der Bildraumdaten, die nach der FT aus dem k-Raum erhalten werden, d.h. nicht die Phaseninformationen.

[0028] Die vorliegende Erfindung sucht nach einer möglichen Bewegung nur in den Datenpunkten, die der ersten Datenmenge hinzugefügt wurden, um die zweite Datenmenge zu bilden. Die erforderliche Berechnung ist bei Verwendung dieses Verfahrens beträchtlich verringert, im Vergleich zu anderen Scharfeinstellungsverfahren, die versuchen, ein vollständiges Bild scharf darzustellen.

[0029] Die erste Datenmenge kann mehrere Phasencodierungszeilen umfassen. Eine Phasencodierungszeile repräsentiert eine Reihe von N_x -Datenpunkten, die aufgenommen werden, nachdem ein bestimmter Phasencodierungsgradient angewendet wurde. Herkömmlich überspannen die Phasencodierungszeilen der ersten Datenmenge den Bereich DC symmetrisch. DC ist der Punkt, an dem kein Phasencodierungsgradient und kein Frequenzcodierungsgradient angewendet werden, d.h. ein Nullpunkt oder Mittelpunkt im k-Raum. Die Datenpunkte, die der ersten Datenmenge hinzugefügt werden, um die zweite Datenmenge zu bilden, werden herkömmlich aus mehreren Phasencodierungszeilen gebildet. Vorzugsweise werden zwei Phasencodierungszeilen hinzugefügt, eine auf jeder Seite des Punktes DC. Da die Datenpunkte, die eine Phasencodierungszeile bilden, typischerweise innerhalb des Bruchteils einer Sekunde aufgenommen werden, gibt es normalerweise innerhalb einer Zeile keine wesentliche Verzerrung infolge einer Objektbewegung. Die Aufnahme einer vollständigen Menge von Phasencodierungszeilen, die alle räumlichen Frequenzen in einem Bild abdeckt, kann jedoch einige zehn Sekunden dauern, was die Notwendigkeit der Kompensation für Objekt-

bewegungen zur Folge haben kann. Es sollte natürlich angemerkt werden, dass die Phasencodierungszeilen jedoch nicht zeitlich nacheinander erfasst werden müssen. Herkömmlich wird das Bild beginnend vom Punkt DC aufgebaut, wobei zu einem Zeitpunkt zwei Zeilen symmetrisch um DC hinzugefügt werden. Bilder werden am besten durch einen Block aus p -Zeilen gebildet, die DC symmetrisch überspannen. Um mögliche Artefakte zu vermeiden, ist es im Allgemeinen vorzuziehen, beim Aufbau des Bildes vorzugsweise zwei symmetrische Zeilen zu einem Zeitpunkt hinzuzufügen.

[0030] Der Ausdruck Phasencodierungszeile sollte dabei nicht als Einschränkung betrachtet werden. Es ist für einen Fachmann klar, dass andere, nicht kartesische Datenmengen, wie etwa jene, die in Polarkoordinaten erfasst werden, bei dem Verfahren der vorliegenden Erfindung verwendet werden könnten. Mit dem Ausdruck Phasencodierungszeile ist lediglich eine Gruppe von Datenpunkten gemeint, die bei einem bestimmten Wert des Phasencodierungsgradienten aufgenommen wurden.

[0031] Es kann erkannt werden, dass das Verfahren iterativ verwendet werden kann. Eine bestimmte Anzahl von Zeilen, die ein Bild mit niedriger Auflösung bilden, wird als die erste Datenmenge verwendet. Eine Phasencodierungszeile wird an jeder Seite von DC hinzugefügt, um eine Datenmenge eines Bildes mit geringfügig höherer Auflösung zu bilden. Die Phase dieses Bildes mit geringfügig höherer Auflösung wird dann mit dem ersten Bild mit niedriger Auflösung verglichen, um festzustellen, ob eine Bewegung stattgefunden hat, und wenn das der Fall ist, diese zu korrigieren. Nach der Korrektur kann der Prozess wiederholt werden, wobei die Datenmenge des Bildes mit geringfügig höherer Auflösung als Ausgangspunkt verwendet wird und zwei weitere Zeilen hinzugefügt werden.

[0032] Die Korrektur wird herkömmlich an den hinzugefügten Datenpunkten im k-Raum ausgeführt.

[0033] Das Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung kann begonnen werden, indem eine einzelne Phasencodierungszeile, gewöhnlich DC als erste Datenmenge verwendet wird. Jeweils zwei Zeilen können dann zu einem Zeitpunkt hinzugefügt werden, um das Bild aufzubauen. Auf Wunsch können natürlich mehrere Zeilen, die symmetrisch um DC liegen, als eine anfängliche erste Datenmenge verwendet werden.

[0034] Herkömmlich umfasst der Schritt des Vergleichens des ersten Bildes mit dem zweiten Bild den Schritt des Korrigierens der Phase des zweiten Bildes unter Verwendung der Phase des ersten Bildes und den Schritt des Analysierens des phasenkorrigierten zweiten Bildes, um den Umfang einer Bewe-

gung festzustellen. Das erste und das zweite Bild sind komplexe Bilder mit einer Amplitude und einer Phase. Das Original oder der K-Raum des ersten Bildes wird mit Nullen aufgefüllt, damit er die gleiche Größe wie der K-Raum des zweiten Bildes besitzt, bevor die beiden Bilder der 2-D-Fourier-Transformation in den (komplexen) Bildraum unterzogen werden. An jedem Punkt des zweiten Bildes wird effektiv die Phase des entsprechenden Punktes des ersten Bildes subtrahiert. Das ist das Gleiche wie die Division des zweiten Bildes punktweise durch das erste Bild (vorausgesetzt, das zuletzt genannte Bild wurde auf den Einheitsbetrag normiert). Das hat ein Bild zum Ergebnis, das im Wesentlichen reell ist mit einer kleinen imaginären Komponente. Die Größe der imaginären Komponente kann bestimmt werden und als Grundlage für die Feststellung des Umfangs der Objektbewegung verwendet werden. Das phasenkorrigierte zweite Bild könnte selbst verwendet werden oder das erste Bild könnte ebenfalls phasenkorrigiert werden und das phasenkorrigierte erste Bild könnte von dem phasenkorrigierten zweiten Bild subtrahiert werden, um ein hochpassgefiltertes Bild (High-pass-Bild) zu erzeugen, von dem ein Merkmal verwendet wird, um das Ausmaß der Bewegung zu bestimmen. Die Phasenkorrektur des ersten Bildes beinhaltet wiederum das Dividieren der ersten Bildmenge durch die Phase der ersten Bildmenge, damit sich ein im Wesentlichen reelles phasenfreies Bild ergibt, das gerade der Absolutwert des ersten Bildes ist. Das Subtrahieren dieses phasenfreien ersten Bildes von dem phasenkorrigierten zweiten Bild hat ein als hochpassgefiltertes Bild bezeichnetes Bild zur Folge, das im Wesentlichen die neuen Informationen liefert, die in den Datenpunkten enthalten sind, die hinzugefügt wurden, um die zweite Datenmenge zu bilden. Die imaginäre Komponente des hochpassgefilterten Bildes kann vorteilhaft verwendet werden.

[0035] Alternativ könnte ein hochpassgefiltertes Bild gebildet werden durch die Subtraktion des unkorrigierten komplexen ersten Bildes von dem unkorrigierten komplexen zweiten Bild und ein Merkmal dieses hochpassgefilterten Bildes könnte verwendet werden, um das Ausmaß einer Bewegung zu bestimmen.

[0036] Die Bestimmung der Objektbewegung wird vorteilhaft ausgeführt, indem mögliche Objektbewegungen geschätzt werden, die hinzugefügten Datenpunkte für die mögliche Objektbewegung korrigiert werden und festgestellt wird, ob die korrigierten Datenpunkte ein schärferes Bild ergeben. Nützliche Schärfekriterien können verwendet werden, um festzustellen, ob das Bild schärfer ist. Mehrere unterschiedliche Bewegungsstörungen werden an den zwei hinzugefügten Zeilen ausprobiert, bis eine Störung oder bis Störungen gefunden werden, die das Schärfekriterium minimal machen. Mögliche Patientenbewegungen, wobei ausreichend ist, eine kleine

endliche diskrete Menge auszuprobieren, werden an den beiden neuen Zeilen ausprobiert. Die Störung, die das Schärfekriterium bei dem Bild, das beim Kompensieren der Störung erzeugt wird, minimal macht, muss das Inkrement der aufgetretenen Patientenbewegung sein.

[0037] Das Verfahren der vorliegenden Erfindung schafft tatsächlich einen Typ des Schärfekriteriums, das physikalisch auf der Hermiteschen Eigenschaft von MRI-Abtastungen basiert, wobei MRI-Abtastungen rein reell und phasenfrei sein sollten. Aus verschiedenen Gründen ist ihre Phase ein wenig komplexer als rein reell, wobei sie gleich einer Konstanten plus einer Störung ist, die sich häufig langsam über das Bild verändert. Die vorliegende Erfindung stellt die Bilder (mit zunehmender Auflösung) durch diese Phasenkorrektur-Prozedur wieder in der Weise ein, dass sie möglichst rein reell sind.

[0038] Verschiedene Typen der Translation können separat kompensiert werden, es können z.B. die Wirkungen von Translationen kompensiert werden, woraufhin die Kompensation von Drehverlagerungen folgt.

[0039] Das Schärfekriterium kann sich für verschiedene Typen der Bewegung dahingehend unterscheiden, ob sie symmetrisch oder unsymmetrisch um DC sind.

[0040] Wenn die zweite Datenmenge gebildet wird, indem der ersten Datenmenge symmetrisch zwei Phasencodierungszeilen hinzugefügt werden, kann die mögliche Translationsbewegung symmetrisch oder unsymmetrisch sein. Für symmetrische Translationen ist die Energie in dem Imaginärteil des Bildes, das durch Subtrahieren des ersten phasenkorrigierten Bildes von dem zweiten phasenkorrigierten Bild gebildet wird, ein mögliches Schärfekriterium. Die Energie kann vorteilhaft ermittelt werden, indem die Summe des quadrierten Betrags verwendet wird. Alternativ und gleichwertig können das Ausführen einer Fourier-Transformation längs der Phasencodierungsrichtung des Imaginärteils des Spektrums und das Bestimmen der Projektion längs der Frequenzcodierungsrichtung als ein Schärfekriterium verwendet werden.

[0041] Bei symmetrischen Translationen kann das Schärfekriterium im k-Raum die Summe der quadrierten Differenz zwischen dem unkorrigierten komplexen zweiten Bild und dem unkorrigierten komplexen ersten Bild sein, d.h. der mittlere quadratische Fehler zwischen dem Absolutwert des zweiten Bildes und dem Absolutwert des ersten Bildes. Weitere Schärfekriterien sind jedoch möglich und ein Fachmann ist sicher, dass weitere Kriterien verwendet werden könnten, die für ein bestimmtes Schema optimiert sind.

[0042] Das Verfahren der vorliegenden Erfindung kann deswegen verwendet werden, um ein Bild scharf darzustellen, indem zuerst eine Suche nach asymmetrischen Bewegungen sowie im Allgemeinen Drehungen ausgeführt wird, um eine Verlagerung zu finden, die ein asymmetrisches Schärfekriterium minimal macht, und anschließend eine Suche nach symmetrischen Verlagerungen ausgeführt wird, um eine Verlagerung zu finden, die ein symmetrisches Schärfekriterium minimal macht.

[0043] Die Objektabtastung wird vorzugsweise bei einer Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung ausgeführt.

[0044] Die Erfindung wird nun lediglich beispielhaft unter Bezugnahme auf die folgende Zeichnung beschrieben, in der:

[0045] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines Systems zur Magnetresonanz-Bilderzeugung ist;

[0046] [Fig. 2](#) ein Blockschaltplan der Funktionsweise des Systems von [Fig. 1](#) zeigt;

[0047] [Fig. 3](#) die Wirkung der Objektbewegung bei einem MRI-Bild mit voller Auflösung zeigt;

[0048] [Fig. 4](#) ein Bild mit niedrigerer Auflösung als das in [Fig. 3](#) gezeigte Bild zeigt;

[0049] [Fig. 5](#) den Imaginärteil eines phasenkorrigierten Bildes gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0050] [Fig. 6](#) einen typischen Querschnitt durch [Fig. 5](#) in der Phasencodierungsrichtung zeigt;

[0051] [Fig. 7](#) das Absolutwert-Spektrum des Imaginärteils eines phasenkorrigierten Bildes zeigt; und

[0052] [Fig. 8](#) die Projektion der [Fig. 7](#) auf eine Phasencodierungsachse zeigt.

[0053] In [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung eines Systems **10** zur Bilderzeugung durch Magnetresonanz. Das System **10** enthält einen Scanner **12** zur Bilderzeugung durch Magnetresonanz des herkömmlichen Typs. Der Scanner **12** besitzt einen supraleitenden oder resistiven Hauptmagneten **20**, der ein Magnetfeld erzeugt, das ausreichend stark ist, um eine wirksame Ausrichtung längs der Feldrichtung von Atomkernen in einem Patienten zu erzeugen. Der Scanner **12** enthält außerdem Trimmspule **22**, um unerwünschte Inhomogenitäten im Magnetfeld des Hauptmagneten **20** zu korrigieren. Das Magnetfeld, das durch die Trimmspulen **22** erzeugt wird, wird durch eine Trimmspulen-Stromversorgungseinheit **24** gesteuert.

[0054] Die Resonanzfrequenz von bestimmten Atomkernen ist kennzeichnend für die Kerne und die Stärke des angelegten Magnetfelds. Um eine räumliche Auflösung zu erzeugen, wird ein Magnetfeldgradient durch Gradientenspulen, wie etwa Spulen **26**, erzeugt. Gradientenspulen werden häufig so angeordnet, dass sie Gradientenfelder in drei zueinander senkrechten Richtungen erzeugen. Die Magnetfelder, die durch die Gradientenspulen erzeugt werden, werden durch eine Gradientenspulen-Stromversorgungseinheit **28** gesteuert. Um ein Signal von dem Atomkern eines Patienten zu erzeugen, wird ein Hochfrequenz-Magnetimpuls durch eine Sendespule **30** erzeugt. Dieser Impuls "kippt" den Winkel der Kernspins in einer bestimmten Volumenschicht des Patienten. Diese angeregten Spins oder Magnetisierungen induzieren dann einen Strom in der Empfangsspule, die die gleiche Spule wie die Sendespule **30** sein kann. Die Spule **30** ist mit einer Sendereinheit **32** und einer Empfängereinheit **34** verbunden, von denen jede außerdem Signale von einer Frequenzquelle **36** empfängt.

[0055] Das System **10** enthält einen Steuercomputer **38**, der den Betrieb der Komponenten des Systems **10** steuert. Der Computer **38** steuert die Gradientenspulen-Stromversorgungseinheit **28** durch die Steuerung des Gradientenverlaufs, der Magnetfeldstärke und der Orientierung.

[0056] Der Computer empfängt außerdem Signale von der Empfängereinheit **34** gemeinsam mit Sendetakt.

[0057] Um ein Bild des Organs eines Patienten zu erzeugen, wird der Patient in das System **10** eingeschoben und es erfolgen eine Reihe von Messungen mit unterschiedlichen Kombinationen von statischen und/oder veränderlichen Gradientenfeldern. Die Signale von dem Gewebe des Patienten hängen von den Gewebeeigenschaften, der Stärke des Magnetfeldgradienten, Orientierungen und Verlauf der Gradienten in Bezug auf die angelegten Hochfrequenzimpulse ab. Die veränderlichen Gradienten codieren die Phase, die Frequenz und die Intensität des empfangenen Signals. Die empfangenen Signale als eine Funktion der Zeit bilden eine geordnete Menge, die im Speicher des Computers **38** für eine spätere Verarbeitung gespeichert wird.

[0058] In einer folgenden Signalverarbeitungsstufe kann an der geordneten Menge von Empfangssignalen eine Fourier-Transformation ausgeführt werden, wobei der Absolutwert der Transformation verwendet wird, um die Signale einer Graustufe zuzuordnen, um ein Bild zu erzeugen. Die Menge der empfangenen Signale soll im k-Raum vorhanden sein.

[0059] Wenn sich bei einem herkömmlichen MRI ein Patient während der Datenerfassung bewegt, wird

das empfangene Signal beeinflusst und ein Teil des Signals im k-Raum wird verstümmelt. Auf Grund der Art der Rekonstruktion des Bildes beeinflusst diese Bewegung das gesamte Bild, wobei in dem endgültigen Bild Unschärfe- und/oder Geisterbild-Artefakte bewirkt werden.

[0060] Fig. 3 zeigt die Auswirkung von Bewegung bei einem Bild. Fig. 3a zeigt eine MRI-Bild mit voller Auflösung. Fig. 3b zeigt das gleiche Bild, jedoch mit einer technisch erzeugten Verlagerung. Die Verlagerung wurde an der Zeile DC + 18 eingeführt und bestand aus einer Frequenzcodierungsverlagerung von 1 Pixel und einer Phasencodierungsverlagerung von -2 Pixel. Die Auswirkung auf das erzeugte Bild besteht ganz deutlich darin, dass das Bild mit einer Verlagerung deutlich weniger scharf und schlechter definiert ist. Der klinische Wert eines derartigen Bildes ist deswegen entsprechend geringer.

[0061] In Fig. 2 ist ein Blockschaltplan der Funktionsweise des Systems 10 gezeigt. Der Computer 28 steuert und empfängt Informationen vom Scanner 12 und verwendet diese Informationen, um auf der Anzeige 50 ein Bild zu erzeugen. Dieses Bild ist ein rekonstruiertes Ausgangsbild. Wenn eine Bedienperson des Systems 10 entscheidet, dass das Ausgangsbild verstümmelt ist, wird eine zusätzliche Signalverarbeitungsroutine ausgewählt. Alternativ könnte eine weitere Signalverarbeitung automatisch erfolgen. In jedem Fall wird das gespeicherte Bild verarbeitet, um die Auswirkungen der Bewegung des Patienten zu verringern.

[0062] In der vorliegenden Erfindung wird die Scharfeinstellung durch eine Inkrementalprozedur zum Scharfeinstellen eines Bildes mit niedriger Auflösung ausgeführt, und indem anschließend zu einer geringfügig höheren Auflösung übergegangen wird und eine Konzentration lediglich auf die neu hinzugefügten Datenpunkte erfolgt. In einer Ausführungsform der Erfindung wird das Bild mit geringfügig höherer Auflösung erzeugt, indem dem Bild mit niedriger Auflösung zwei zusätzliche Phasencodierungszeilen hinzugefügt werden. Mit anderen Worten, es werden $2m + 1$ Phasencodierungszeilen betrachtet, wobei m eine kleine positive ganze Zahl ist, die symmetrisch um DC verteilt sind. Dieses sind die Phasencodierungs-Raumfrequenz- oder k-Raum-Zeilen k , wobei $-m \leq k \leq m$ und DC bei $k = 0$ liegt. Jede Phasencodierungszeile (PE-Zeile) enthält n_{fe} Datenpunkte, d.h. die Datenpunkte liegen in der Frequenzcodierungsrichtung. Die n_{fe} Datenpunkte in der Phasencodierungszeile werden im Bruchteil einer Sekunde erfasst und deshalb gibt es normalerweise innerhalb einer Phasencodierungszeile keine wesentliche Verzerrung, die aus Bewegungseffekten entstehen.

[0063] Aus dieser ersten Datenmenge von $(2m + 1) \times n_{fe}$ Datenpunkten wird ein komplexes MRI-Bild mit

niedriger Auflösung in der üblichen Art durch zweidimensionale Fourier-Transformation (FT) erzeugt. Fig. 4 zeigt ein Beispiel eines Bildes mit niedriger Auflösung, das auf diese Weise erhalten wird. Das Bild ist in Fig. 4a scharf und ist in Fig. 4b mit geringerer Schärfe dargestellt. Wenn das Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung angewendet wird, wird das Bild mit niedriger Auflösung in einer früheren Stufe des Prozesses scharf dargestellt.

[0064] Der Prozess könnte beispielsweise begonnen werden, indem eine einzelne Zeile bei DC als scharf betrachtet wird und das Bild gebildet wird, indem gleichzeitig zwei Zeilen symmetrisch um DC aufgebaut werden.

[0065] Aus dem scharfen Bild I_{2m+1} wird ein $(2m + 3) \times n_{fe}$ -Bild I_{2m+1} mit geringfügig höherer Auflösung als das Bild I_{2m+1} , das ebenfalls DC überspannt, erzeugt. Dieses Bild wird erreicht durch 2-D-Fourier-Transformation (2-D FT) der Rohdaten des K-Raums, die PE-Zeilen k enthalten, wobei $-m - 1 \leq k \leq m + 1$. Dieses ist im Allgemeinen nicht scharf, insbesondere deswegen, weil eine unkompenzierte Patientenbewegung an den Zeilen $k = m + 1$ und $k = -m - 1$ aufgetreten sein kann. Da das vorherige Bild scharf war, ist es lediglich erforderlich, sich auf die zwei neuen PE-Zeilen zu konzentrieren, die hinzugefügt wurden. Mit anderen Worten, die Verlagerung in den PE- und FE-Richtungen und die Drehung, die an diesen Zeilen auftreten, werden bestimmt. Eine Patientenbewegung um einen Betrag von a Pixeln an der Zeile $m + 1$ und von b Pixeln an der Zeile $-m - 1$ können in eine Summe aus einer symmetrischen Verlagerung um $(a + b)/2$ und einer asymmetrischen Verlagerung $(a - b)/2$ zerlegt werden. Im "symmetrischen" Fall erfolgt die Patientenbewegung um den gleichen Betrag an der Zeile $k = m + 1$ und der Zeile $k = -m - 1$. Im asymmetrischen Fall ist die Bewegung an der PE-Zeile $k = -m - 1$ der negative Wert von PM an der Zeile $k = m + 1$. Die Verlagerungen können ohne Verlust der Allgemeingültigkeit so betrachtet werden, dass sie relativ zu einer bestimmten "Referenz"-Patientenposition an der DC-Zeile im k-Raum erfolgen.

[0066] Die Aufgabe besteht darin, die symmetrische FE-Verlagerung δx_{sym} , die PE-Verlagerung δy_{sym} , und die Winkelverlagerung $\delta \theta_{sym}$ des Patienten für die beiden zuletzt hinzugefügten Zeilen sowie außerdem die asymmetrischen Verlagerungen δx_{asym} , δy_{asym} und $\delta \theta_{asym}$ zu schätzen. Es wird angemerkt, dass die zwei neuen Zeilen im Allgemeinen nicht zeitlich nacheinander hinzugefügt werden müssen, wobei jede normale Erfassungsfolge des kartesischen Typs von PE-Zeilen ausreichend ist. Andere Erfassungstypen, wie etwa eine Erfassung des "Halb-Fourier"-Typs oder Spiralerfassungen des Polartyps könnten jedoch bei dem Verfahren der vorliegenden Erfindung angewendet werden, was für einen Fachmann selbstverständlich ist.

[0067] Nachdem das MRI-Bild I_{2m+3} mit geringfügig höherer Auflösung gebildet wurde, wird die Phase dieses Bildes durch die Phase des Bildes I_{2m+1} mit nächstniedrigerer Auflösung korrigiert, wobei die Bilder im Unterschied zu Absolutwert-Bildern im Allgemeinen komplexe Bilder sind. Die Bilder, die auf den Bildanzeigemitteln angezeigt werden, sind Absolutwert-Bilder.

[0068] Ein Phasenbild kann definiert werden als ein komplexes Bild, das punktweise durch sein entsprechendes Absolutwert-Bild dividiert wird. Das Phasenbild des Bildes I_{2m+1} mit niedrigerer Auflösung kann deswegen gebildet werden, indem das komplexe Bild mit niedrigerer Auflösung punktweise durch sein entsprechendes Absolutwert-Bild dividiert wird. Es soll gelten $DC0 = I_{2m+1}$, dann ist das Phasenbild von I_{2m+1} $DC0n = DC0./D0$, wobei $./$ eine punktweise Division angibt und $D0$ das Absolutwert-Bild von $DC0$ ist, d.h. $D0 = |DC0|$.

[0069] Das möglicherweise unscharfe Bild $DC2 = I_{2m+3}$ mit höherer Auflösung wird daher punktweise durch das Phasenbild mit niedrigerer Auflösung dividiert, wodurch ein phasenkorrigiertes Bild $DC2_corrected$ erzeugt wird. Da die Auflösung eines Bildes inkremental ansteigt, indem PE-Zeilen symmetrisch um DC hinzugefügt werden, ändert sich die Phase des Bildes normalerweise nicht sehr deutlich. Deswegen sollte das phasenkorrigierte Bild $DC2_corrected$ mit höherer Auflösung ein größtenteils reelles Bild sein mit einem Imaginärteil, der im Allgemeinen klein im Vergleich zum Realteil ist.

[0070] Es ist außerdem möglich, das Bild I_{2m+1} mit niedrigerer Auflösung durch sein eigenes Phasenbild zu dividieren, um ein phasenkorrigiertes Bild $DC0_corrected$ zu erhalten. Das ist tatsächlich ein phasenfreies reelles Bild mit dem gleichen Absolutwert wie das Absolutwert-Bild mit niedrigerer Auflösung.

[0071] Das phasenkorrigierte Bild $DC0_corrected$ mit niedrigerer Auflösung kann dann von dem phasenkorrigierten Bild mit höherer Auflösung subtrahiert werden, um ein als hochpassgefiltertes Bild bezeichnetes Bild zu erzeugen. Dieses hochpassgefilterte Bild liefert tatsächlich die neuen Informationen oder neu aufgelöste "Neuigkeiten" in dem Bild infolge der Hinzufügung der zusätzlichen PE- Datenzeilen.

[0072] Wenn zwei neue "außerhalb des Blickpunkts" liegende Zeilen bei asymmetrischen Verlagerungen infolge einer von null verschiedenen Patientenbewegung hinzugefügt werden, wandert eine bestimmte Bildenergie in den Imaginärteil entweder des phasenkorrigierten Bildes mit höherer Auflösung oder des hochpassgefilterten Bildes, das aus der Phasendifferenz der zwei phasenkorrigierten Bilder gebildet wird.

[0073] Fig. 5 zeigt den Imaginärteil des phasenkorrigierten Bildes mit höherer Auflösung. Fig. 5a zeigt den Fall, bei dem keine Patientenbewegung auftritt und das Bild scharf ist, wohingegen Fig. 5b den Fall zeigt, bei dem eine unkompenzierte Patientenbewegung vorhanden ist. Außerhalb des Blickpunkts ist infolge der Patientenbewegung ein erhöhter Pegel der Welligkeit zu sehen, wobei sich ihre Stärke mit der Entfernung vom Blickpunkt vergrößert. Die Welligkeit tritt größtenteils bei der räumlichen Frequenz der in dem Bild hinzugefügten Zeilen auf und ist in der Phasencodierungsrichtung erkennbar.

[0074] In Fig. 6 kann das noch deutlicher erkannt werden, die ein Querschnitt durch die Bilder von Fig. 5 zeigt, aufgenommen bei einem Frequenzcodierungswert von 119. Dabei kann deutlich erkannt werden, dass sich der Umfang der Welligkeit in dem unscharfen Fall vergrößert. Deswegen kann die Energie in dem Imaginärteil des phasenkorrigierten Bildes mit höherer Auflösung als ein Schärfekriterium zum Bestimmen des Umfangs einer Patientenbewegung verwendet werden. Die Energie, die in dem Imaginärteil vorhanden ist, kann ermittelt werden, indem die Summe ihrer quadrierten Beträge gebildet wird.

[0075] Ein alternatives, größtenteils gleichwertiges Schärfekriterium kann gefunden werden, indem das Absolutwert-Spektrum des Imaginärteils des phasenkorrigierten Bildes mit höherer Auflösung betrachtet wird. Das Bild wird längs der Phasencodierungsrichtung einer Fourier-Transformation unterzogen und der Absolutwert wird punktweise bestimmt. Das resultierende Spektrum ist in Fig. 7 für den unscharfen Fall, der in Fig. 5b dargestellt ist, gezeigt. Dieses zeigt, dass der Welligkeitseffekt größtenteils an der Frequenz der neuen Zeile des k-Raums, die 119 betrug, konzentriert ist. Fig. 8 zeigt das Spektrum von Fig. 7, das auf die vertikale PE-Achse projiziert ist. Hier kann wiederum erkannt werden, dass die unscharfe Kurve eine größere Energie besitzt. Die Energie unter dieser Kurve kann ebenfalls als das Schärfekriterium für asymmetrische Bewegung verwendet werden.

[0076] Bei einer symmetrischen Patientenbewegung ist das oben genannte Schärfekriterium nicht immer optimal und es sollte ein anderes verwendet werden. Das ist der Fall, da nachgewiesen werden kann, dass die Welligkeitsenergie in dem unscharfen Bild mit der Zeile $(2m + 3)$ nun stärker im Realteil und somit auf dem Absolutwert-Bild erscheint, dessen Hauptbeitrag vom Realbild stammt, wobei lediglich ein Beitrag zweiter Ordnung vom Imaginärteil des Bildes stammt. Wenn man auf der Grundlage der mittleren Quadrate das scharfe Absolutwert-Bild mit niedriger Auflösung mit dem Absolutwert-Bild $|I_{m+3}|$ mit niedriger Auflösung vergleicht, sollte das dann, wenn eine Unschärfe auftritt, einen größeren mittleren qua-

dratischen Abstand zwischen den zwei Bildern infolge der stärkeren Welligkeit ergeben. Daher kann die quadrierte Summe aus dem Abstand zwischen den zwei komplexen Bildern I_{m+1} und I_{m+3} als das Schärfekriterium zum Erfassen einer symmetrischen Patientenbewegung verwendet werden.

[0077] In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung könnte somit die Prozedur typischerweise in der folgenden Weise ablaufen:

- i) Verwenden einer ersten Datenmenge von mehreren Phasencodierungszeilen, die einem ersten scharfen Bild entsprechen,
- ii) Hinzufügen von zwei Zeilen auf beiden Seiten der ersten Datenmenge, um die zweite Datenmenge zu bilden,
- iii) Anwenden von (diskreten) Inkrementen einer asymmetrischen Patientenbewegung δx_{asym} , δy_{asym} und $\delta \theta_{\text{asym}}$ auf die zwei neuen Zeilen, um eine mögliche zweite Datenmenge zu bilden,
- iv) Erzeugen eines zweiten Bildes durch eine 2D FT der möglichen zweiten Datenmenge,
- v) Korrigieren der Phase des zweiten Bildes durch die Phase des ersten Bildes und Erzeugen eines hochpassgefilterten Bildes aus der Differenz der phasenkorrigierten ersten und zweiten Bilder,
- vi) Bestimmen des Werts des asymmetrischen Schärfekriteriums,
- vii) Wiederholen der Schritte (iii) bis (vi) für alle diskreten asymmetrischen Verlagerungen (einschließlich null),
- viii) Identifizieren der asymmetrischen diskreten Verlagerungen, die den kleinsten Wert des asymmetrischen Schärfekriteriums ergeben,
- ix) Anwenden von (diskreten) Inkrementen einer symmetrischen Patientenbewegung δx_{sym} , δy_{sym} und $\delta \theta_{\text{sym}}$ auf die zwei neuen Zeilen, um eine mögliche zweite Datenmenge zu bilden,
- x) Erzeugen eines zweiten Bildes durch eine 2D FT der möglichen zweiten Datenmenge,
- xi) Bestimmen der Differenz durch Subtrahieren des komplexen ersten Bildes von dem komplexen zweiten Bild,
- xii) Bestimmen des Werts des symmetrischen Schärfekriteriums,
- xiii) Wiederholen der Schritte (ix) bis (xii) für alle diskreten symmetrischen Verlagerungen (einschließlich null),
- xiv) Identifizieren der symmetrischen diskreten Verlagerungen, die den kleinsten Wert des symmetrischen Schärfekriteriums ergeben,
- xv) Korrigieren der zweiten Datenmenge für die identifizierten symmetrischen und asymmetrischen Verlagerungen,
- xvi) Wiederholen der Schritte (i) bis (xv) unter Verwendung der korrigierten zweiten Datenmenge als die neue erste Datenmenge, bis die volle Auflösung erreicht ist.

[0078] Die Suche nach der diskreten asymmetri-

schen oder symmetrischen Verlagerung ist eine dreidimensionale Suche in zwei Dimensionen mit dem Ziel, die Verlagerung zu finden, die beim Kompensieren des Bildes oder seiner Rohdaten für diese Bewegungsverlagerung das geeignete Schärfekriterium minimal macht.

[0079] Die oben vorgeschlagenen Schärfekriterien sind in Form des Imaginärteils und von Absolutwert-Bildern, die beschrieben wurden, formuliert, es können jedoch andere Kriterien in Form des entsprechenden Phasenbildes formuliert werden. Es gibt viele Varianten von Schärfekriterien anhand von phasenkorrigierten hochpassgefilterten Bildern, wie für einen Fachmann selbstverständlich ist.

[0080] Es sollte angemerkt werden, dass es wie bei allen Schärfekriterien in der Nähe der DC-Zeile eine gewisse Fehlabschätzung der PE-Verlagerung geben kann, das ist jedoch der Fall, da derartige Verlagerungen tatsächlich eine nahezu vernachlässigbare Auswirkung auf den subjektiven Blickpunkt des Bildes haben, da sehr kleine PE-Phasen beteiligt sind. Es kann gleichfalls eine Fehlabschätzung der PE-Verlagerung bei PE-Zeilen mit höherer Frequenz recht weit entfernt von DC auftreten. Das ist der Fall, da der PE-Phasenfehler, der durch die Verlagerung bewirkt wird, durch Modulo 2π eingehüllt wird, dieser Effekt bewirkt jedoch selbst keine Unschärfe, sondern entsteht aus der Physik der Situation.

[0081] Eine Berechtigung der gewählten Schärfekriterien wird nachfolgend gegeben. Es wird angenommen, dass ein komplexes MRI-Bild lediglich eine Summe über eine große Anzahl von diskreten Punkten $A(x_p, y_p)$ ist, wobei y die pe-Position (in dem Bild) und x die fe-Position bezeichnet. Dann ist der k-Raum, der einem derartigen Bild entspricht, gleich

$$s(k, j) = \sum_{p,q} A(x_p, y_q) \exp\{-2\pi i j x_p / n_{fe}\} \exp\{-2\pi i k y_q / n_{pe}\}$$

wobei $-n_{fe}/2 \leq j \leq n_{fe}$, $-n_{pe}/2 \leq k \leq n_{pe}$ unter der Voraussetzung, dass in jeder pe-Zeile $n_{fe} + 1$ Punkte und insgesamt $n_{pe} + 1$ Zeilen vorhanden sind.

[0082] Es wird die $(2m + 1) \times n_{fe}$ -Rohdatenmatrix R_{2m+1} gebildet, die erhalten wird, wenn die Zeilen des k-Raums $-m \leq k \leq m$ zusammengelegt werden. Diese Matrix wird durch Nullen symmetrisch bis zu einer $n_{pe} \times n_{fe}$ -Matrix aufgefüllt und anschließend einer 2D-Fourier-Transformation unterzogen, um I_{2m+1} zu erhalten. Wenn I_{2m+1} in der oben beschriebenen Weise phasenkorrigiert wird, werden effektiv ihre komplexen Bildamplituden $A(x_p, y_q)$ durch Entfernen der Phase reell gemacht, deshalb können sie als reelle Zahlen betrachtet werden.

[0083] Es wird nun das Hinzufügen von zwei neuen PE-Zeilen bei $k = m + 1$ und $k = -m - 1$ bei einer asymmetrischen Verlagerung δx in FE und δy in PE

betrachtet. Die neuen (unscharfen) Zeilen sind:

$$s^{uf}(m+1, j) = \sum_{p,q} A(x_p, y_q) \exp\{2\pi i j(x_p + \delta x)/n_{fe}\} \exp\{-2\pi i(m+1)(y_q + \delta y/n_{pe})\}$$

wobei $-n_{fe}/2 \leq j \leq n_{fe}$. Außerdem gilt:

$$s^{uf}(-m-1, j) = \sum_{p,q} A(x_p, y_q) \exp\{-2\pi i j(x_p - \delta x)/n_{fe}\} \exp\{2\pi i(m+1)(y_q - \delta y/n_{pe})\}$$

wobei nach dem Schritt der Phasenkorrektur des Bildes $A(x_p, y_q)$ als reell betrachtet werden kann. Das Obige kann geschrieben werden als:

$$s^{uf}(m+1, j) = s^{foc}(m+1, j) \exp(-2\pi i j \delta x/n_{fe} + (m+1) \delta y/n_{pe}) \quad (1)$$

und

$$s^{uf}(-m-1, j) = s^{foc}(-m-1, j) \exp(-2\pi i j \delta x/n_{fe} + (m+1) \delta y/n_{pe}) \quad (1')$$

[0084] Es wird angemerkt, dass sich die Patientenbewegung als Phasenfehler in den Rohdaten des k-Raums darstellt.

[0085] Da in erster Näherung δx und δy klein sind und in der Größenordnung von einem Pixel oder zwei Pixeln liegen kann man als erste Näherung schreiben:

$$\exp(-2\pi i j \delta x/n_{fe} + (m+1) \delta y/n_{pe}) \approx 1 - 2\pi i j \delta x/n_{fe} + (m+1) \delta y/n_{pe} \quad (2)$$

[0086] Wenn sie scharf dargestellt werden, bilden die beiden neuen Zeilen ein Hermitesches Paar, d.h.

$$s^{foc}(m+1, j) = \{s^{foc}(-m-1, -j)\}^*$$

wobei * den konjugiert komplexen Wert angibt, wodurch angezeigt wird, dass die FT des Paares (d.h. das hochpassgefilterte Bild) reell ist. Wenn eine von null verschiedene Patientenbewegung vorhanden ist, erhält man aus den Gleichungen (1) und (2):

$$s^{uf}(m+1, j) \approx s^{foc}(m+1, j)(1 + ic)$$

und

$$s^{uf}(-m-1, -j) \approx s^{foc}(-m-1, -j)(1 + ic)$$

wobei die reelle Konstante $c = 2\pi j \delta x/n_{fe} + (m+1) \delta y/n_{pe}$.

[0087] Nun lautet das (phasenkorrigierte) komplexe Bild I_{2m+3} :

$$I_{2m+3} = FT\{R_{2m+3}\} = FT\{R_{2m+1}\} + FT\{2 \text{ hinzugefügte Zeilen, mit Nullen aufgefüllt}\} \approx \text{Realteil Bild } I_{2m+1} \text{ mit niedriger Auflösung} + \text{Realteil}$$

hochpass

gefiltertes Bild + $i \times c \times \text{Realteil hochpassgefiltertes Bild}$

[0088] Der letzte Ausdruck gilt für das Auftreten eines Imaginärteils bei dem phasenkorrigierten Bild mit der Zeile $2m+3$, wenn eine Patientenbewegung vorhanden ist (d.h. unscharf). Dieser Imaginärteil ist ein hochpassgefiltertes Bild, das den Großteil seiner Energie (in der PE-Richtung) bei der Frequenz der hinzugefügten neuen Zeilen enthält, d.h. $m+1$, wobei das die Fourier-Komponente ist, die von die neuen Zeilen begetragen wird.

[0089] Tatsächlich gibt es verschiedene Näherungen, die gemacht werden und die bewirken, dass die obige Analyse lediglich teilweise gültig ist. Sogar das scharfe phasenkorrigierte Bild mit der Zeile $2m+3$ besitzt einen Imaginärteil, wobei die obige Analyse keine Wirkungen berücksichtigt, die aus Punkten $A(x_p, y_p)$ entstehen, die lediglich in den Bildern mit niedriger Auflösung aufgelöst sind. Das dient jedoch zum Zeigen, dass es zusätzliche Beiträge zum Imaginärteil des Bildes gibt, die aus der Hermiteschen Fehlanpassung in dem neuen Zeilenpaar entstehen, wenn bei diesen Zeilen eine von null verschiedene Patientenbewegung vorhanden ist, wodurch sich die Unterstützung der Wahl von asymmetrischen Schärfekriterien anbietet.

[0090] Wenn bei den zwei Zeilen eine symmetrische Patientenbewegung vorhanden ist, kann gleichfalls gezeigt werden, dass die Wirkung darin besteht, Schwingungen im reellen Bild einzurichten, was als eine Wirkung erster Ordnung zu Schwingungen in der Amplitude des absoluten Bildes $|I_{2m+3}|$ beiträgt. (Im Unterschied dazu sind Störungen am Imaginärteil eine Wirkung zweiter Ordnung.) Die Schwingungen werden am besten erfasst, wenn $|I_{2m+3}|$ mit $|I_{2m+1}|$ verglichen wird, wodurch die Wahl von symmetrischen Schärfekriterien bestätigt wird.

[0091] Die vorliegende Erfindung wurde oben unter Bezugnahme auf ein spezielles Erfassungsschema und bestimmte Schärfekriterien beschrieben. Einem Fachmann ist jedoch klar, dass andere Schemen und Kriterien verwendet werden können, ohne vom Umfang der beigefügten Ansprüche abzuweichen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen eines Bildes eines abgetasteten Objekts, bei dem Artefakte korrigiert werden, die durch eine unerwünschte Bewegung des Objekts während der Abtastung eingeführt werden, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Aufnehmen einer Bilddatenmenge des k-Raums, die mehrere Datenpunkte umfasst, die aus der Objektastung abgeleitet werden; Bilden einer ersten Datenmenge aus einigen der Bilddatenpunkte des

k-Raums, Hinzufügen von wenigstens einem zusätzlichen Datenpunkt zur ersten Datenmenge, um eine zweiten Datenmenge, um eine zweite Datenmenge zu bilden; Vergleichen eines ersten Bildes, das aus der ersten Datenmenge erzeugt wird, mit einem zweiten Bild, das aus der zweiten Datenmenge erzeugt wird, um festzustellen, ob eine Objektbewegung stattgefunden hat; und Korrigieren des zweiten Bildes, um die Objektbewegung zu kompensieren.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Phase des ersten Bildes mit der Phase des zweiten Bildes verglichen wird, um festzustellen, ob eine Objektbewegung stattgefunden hat.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, bei dem die erste Datenmenge mehrere Phasencodierungszeilen umfasst.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem die Phasencodierungszeilen der ersten Datenmenge DC symmetrisch überstreichen.

5. Verfahren nach einem vorhergehenden Anspruch, bei dem die Datenpunkte, die der ersten Datenmenge hinzugefügt werden, um die zweiten Datenmenge zu bilden, mehrere Phasencodierungszeilen umfassen.

6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem die Anzahl der Phasencodierungszeilen zwei ist.

7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem an jeder Seite von DC eine Phasencodierungszeile hinzugefügt wird.

8. Verfahren nach einem vorhergehenden Anspruch, wobei das Verfahren iterativ wiederholt wird, derart, dass nach der Korrektur der zweiten Datenmenge der Prozess unter Verwendung der korrigierten zweiten Datenmenge als eine neue erste Datenmenge wiederholt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem der Prozess begonnen wird, wobei eine einzelne Phasencodierungszeile als erste Datenmenge verwendet wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem die einzelne Phasencodierungszeile bei DC liegt.

11. Verfahren nach einem vorhergehenden Anspruch, bei dem die Korrektur des zweiten Bildes, um die Objektbewegung zu kompensieren, an den hinzugefügten Datenpunkten im k-Raum ausgeführt wird.

12. Verfahren nach einem vorhergehenden Anspruch, bei dem der Schritt des Vergleichens des ersten Bildes und des zweiten Bildes die folgenden Schritte umfasst: Korrigieren der Phase des zweiten Bildes unter Verwendung der Phase des ersten Bildes

des und Analysieren des phasenkorrigierten zweiten Bildes, um das Ausmaß einer Bewegung zu ermitteln.

13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem die Phase des zweiten Bildes korrigiert wird, indem sie durch die Phase des ersten Bildes dividiert wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, bei dem die Analyse des phasenkorrigierten zweiten Bildes das Bestimmen der Größe seiner imaginären Komponente umfasst.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 14, bei dem ein phasenkorrigiertes erstes Bild von dem phasenkorrigierten zweiten Bild subtrahiert wird, um ein hochpassgefiltertes Bild zu erzeugen, und ein Merkmal des hochpassgefilterten Bildes verwendet wird, um das Ausmaß der Bewegung zu bestimmen.

16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem das Merkmal des hochpassgefilterten Bildes die Größe seiner imaginären Komponente ist.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem ein hochpassgefiltertes Bild erzeugt wird, indem das erste Bild vom zweiten Bild subtrahiert wird, und ein Merkmal des hochpassgefilterten Bildes verwendet wird, um das Ausmaß der Bewegung zu bestimmen.

18. Verfahren nach einem vorhergehenden Anspruch, bei dem die Bestimmung der Objektbewegung ausgeführt wird, indem mögliche Objektbewegungen geschätzt werden, die hinzugefügten Datenpunkte für die mögliche Objektbewegung korrigiert wird und festgestellt wird, ob die korrigierten Datenpunkte ein schärferes Bild ergeben.

19. Verfahren nach Anspruch 18, bei dem Schärfekriterien verwendet werden um festzustellen, ob die korrigierten Datenpunkte ein schärferes Bild ergeben.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Fig. 1

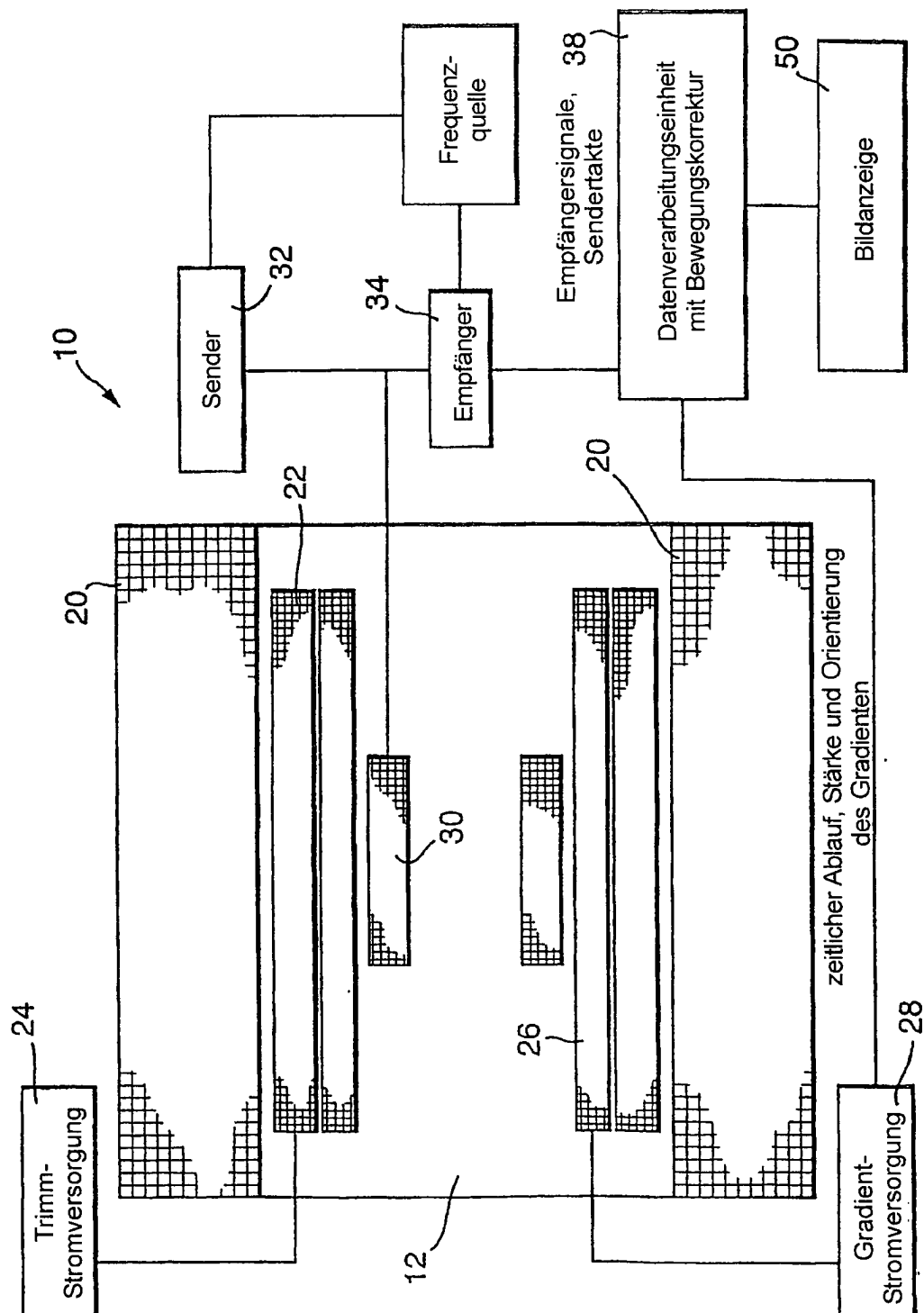


Fig. 2

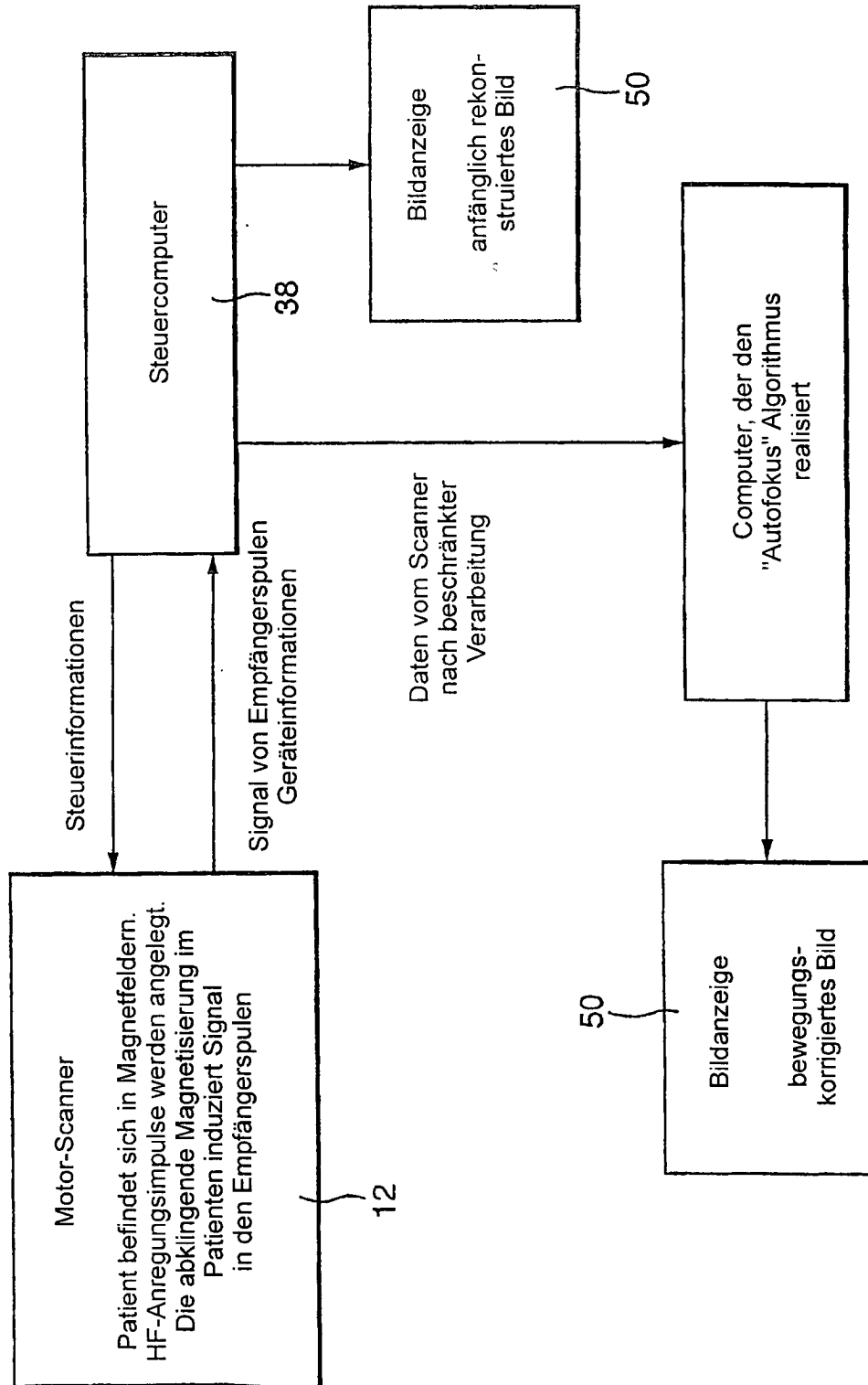


Fig. 3a

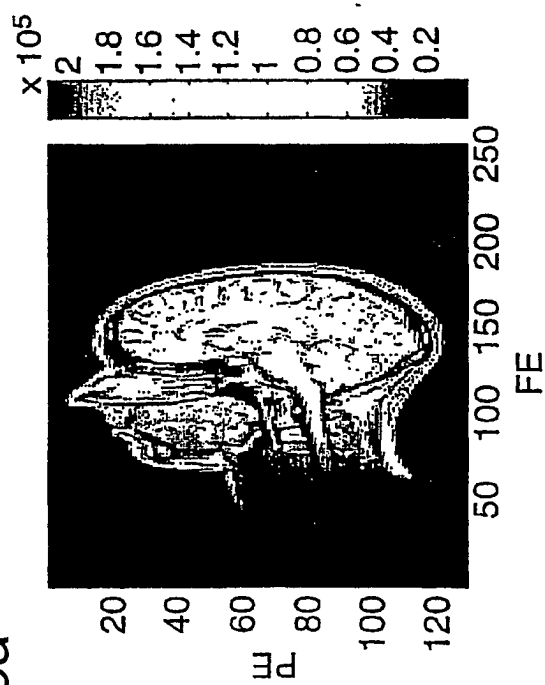


Fig. 3b

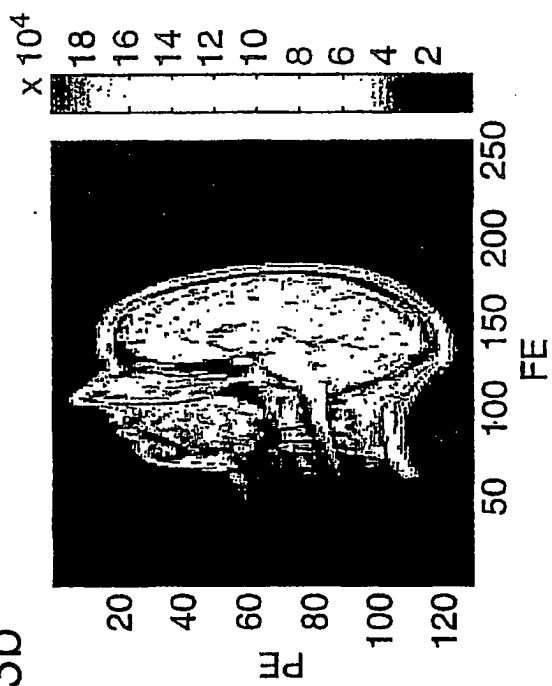


Fig. 4a

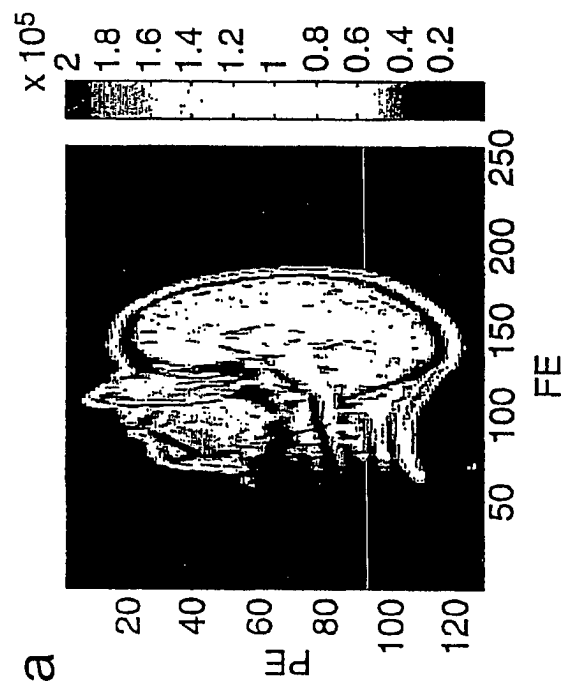


Fig. 4b

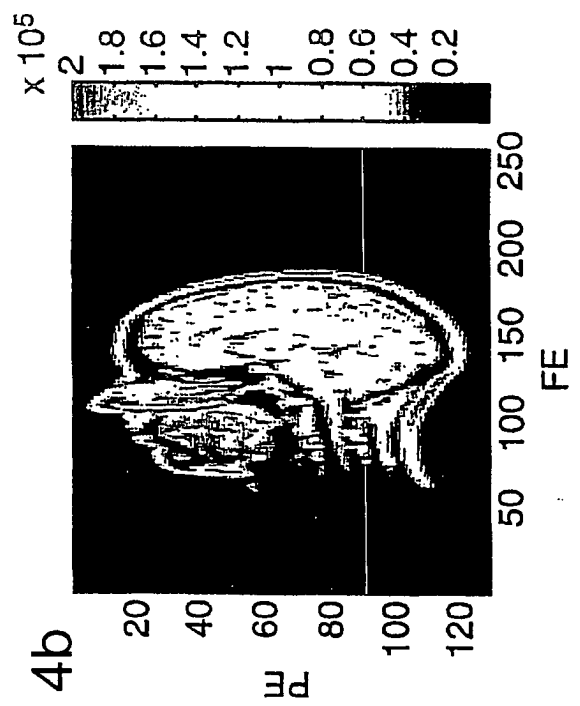


Fig. 5a

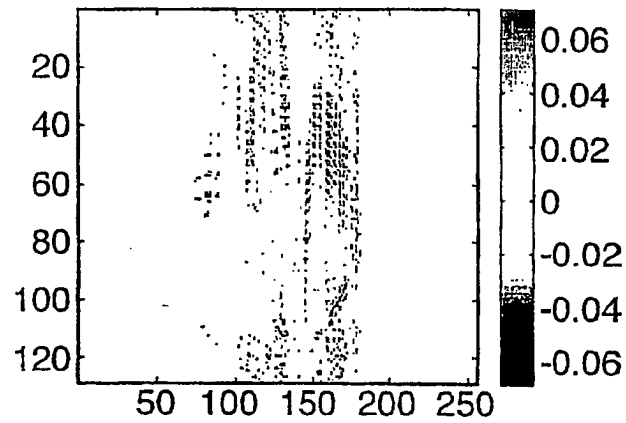


Fig. 5b

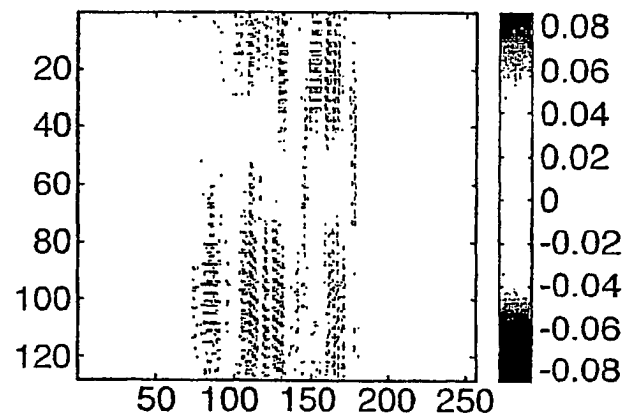


Fig. 6

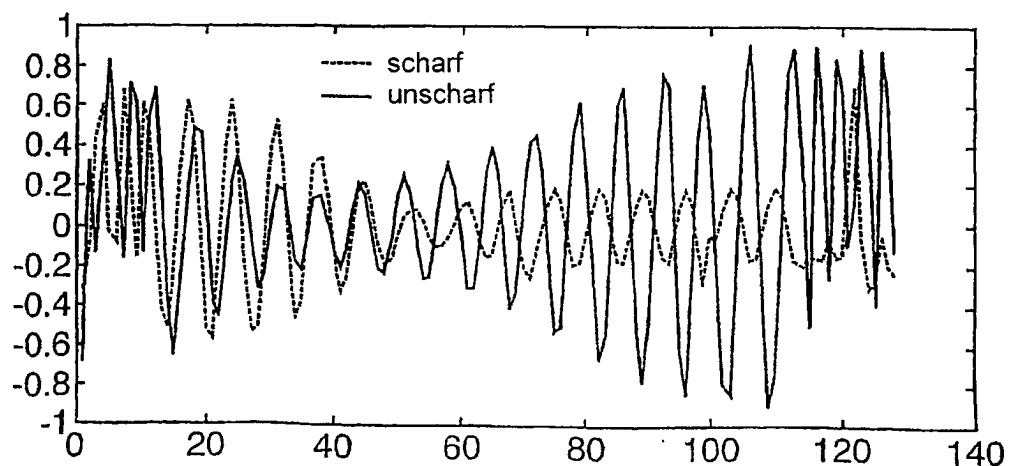


Fig. 7

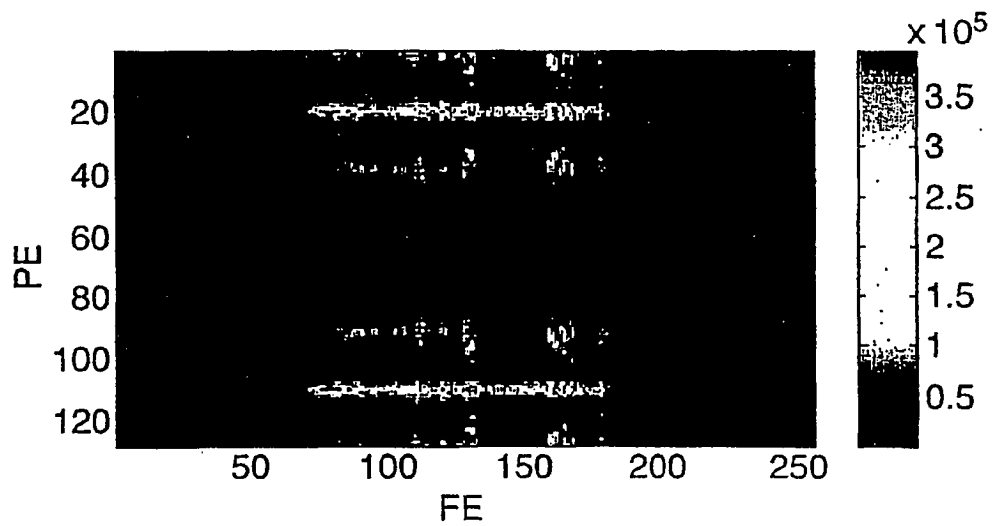


Fig. 8

