



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 699 31 611 T2 2007.01.11

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 060 706 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 699 31 611.1

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/JP99/01007

(96) Europäisches Aktenzeichen: 99 907 844.7

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 1999/044501

(86) PCT-Anmeldetag: 03.03.1999

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 10.09.1999

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 20.12.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 31.05.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 11.01.2007

(51) Int Cl.⁸: A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/563 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

5234198 04.03.1998 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IT

(73) Patentinhaber:

Hitachi Medical Corp., Tokio/Tokyo, JP

(72) Erfinder:

WATANABE, Shigeru, Ibaraki-ken 302-0102, JP

(74) Vertreter:

Strehl, Schübel-Hopf & Partner, 80538 München

(54) Bezeichnung: Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung

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

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

Beschreibung**Gebiet der Erfindung**

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Magnetresonanz-Bildgebungsgerätevorrichtung (im Folgenden kurz „MRI-Vorrichtung“ genannt) zum Erhalten von Tomogrammen gewünschter Abschnitte eines Untersuchungsobjekts durch Anwendung von nuklearer Magnetresonanz (kurz „NMR“). Insbesondere bezieht sie sich auf eine MRI-Vorrichtung, die bei der Darstellung von Blutströmungen deren Richtung unterscheiden kann.

Stand der Technik

[0002] Eine bekannte Abbildungsmodalität einer MRI-Vorrichtung ist die Magnetresonanzangiographie (kurz „MRA“), mit der Blutströmungen ohne Verwendung eines Kontrastmittels oder dergleichen dargestellt werden können. Typische Bildgebungsverfahren für Blutströmungen unter Verwendung der MRI-Vorrichtung sind unter anderem die Time-of-Flight-Methode (TOF-Methode), die den Einströmeffekt von Blut in Schnittebenen nutzt, und die Phasenmethode, die die Phasendiffusions von durch Gradientenmagnetfeldern in der Strömungsrichtung verursachten Strömungs-Spins nutzt. Die Phasenmethode umfasst die phasenempfindliche Methode (PS-Methode) und die Phasenkontrastmethode (PC-Methode). Die PS-Methode stellt Blutströmungen durch Subtraktion von in einer Sequenz zum Ausgleich der Phasendiffusions der Strömung (Rephasierungs-Sequenz) erfassten Daten und in einer Sequenz zur Förderung der Phasendiffusions erfassten Daten (Dephasierungs-Sequenz) dar, um die Strömungssignale zu verringern. Die PC-Methode nutzt ein Paar von Gradientenmagnetfeldpulsen (Strömungscodierpulse), um die Strömungs-Spins mit einer unterschiedlichen Phasendrehung zu versehen, und stellt die Blutströmung durch Anwendung dieser Pulse zum Erhalten eines Datenpaares und Durchführung einer komplexen Subtraktion dieser strömungscodierten Daten dar.

[0003] Jedes dieser herkömmlichen Strömungsabbildungsverfahren weist Vor- und Nachteile auf und wird entsprechend dem Zweck der Aufnahme benutzt. Bei der 2D-TOF-Methode, die eine Hochfrequenzbestrahlung eines Objektbereichs mit einer kurzen Wiederholungszeit TR (Vorsättigung) durchführt, sollte zum Beispiel eine Sequenz mit kurzer TR wie etwa die Gradientenecho-Methode als Bildungssequenz verwendet werden, und sie kann nicht mit einer schnellen Sequenz wie etwa EPI verwendet werden. Weil die Signale der aus beliebiger Richtung in den Bereich fließenden Strömungs-Spins verstärkt werden, können darüber hinaus die arteriellen und venösen Blutströmungen nicht unterschieden werden. Ein Verfahren zur Vorsättigung eines dem Auf-

nahmebereich benachbarten Bereichs kann verwendet werden, aber in diesem Fall kann entweder nur die arterielle Blutströmung oder nur die venöse Blutströmung dargestellt werden.

[0004] Andererseits bietet die PC-Methode auch ein Verfahren zur Unterscheidung der arteriellen und venösen Blutströmungen, indem eine Subtraktion zwischen strömungscodierten Phasenbildern mit unterschiedlichen Polaritäten vorgenommen wird. Ist jedoch die Strömungsgeschwindigkeit hoch genug, um eine Phasenverschiebung von mehr als π zu bewirken, erzeugt die PC-Methode eine problematische Aliasing-Störung. Weil die Sequenz bei der PC-Methode keine Strömungsrephasersequenz ist, ist diese Methode darüber hinaus nicht für turbulente Strömungen oder veränderliche Strömungsgeschwindigkeiten geeignet, weshalb geschwärzte Strömungsbilder oder Störungen auftreten können. Außerdem kann eine zweidimensionale PC-Methode zur quantitativen Messung der Strömungsgeschwindigkeit die Dicke eines Schnitts einschließlich der Blutgefäße nicht vergrößern und ist daher nicht für eine Beobachtung des Gesamtblutstroms zusammen mit einer quantitativen Messung geeignet.

[0005] Ein Magnetresonanz-Blutströmungsabbildungsverfahren mit einer lückenlosen Mehrschnitt-Aufnahmetechnik und einer kurzen Pulswiederholungszeit, das die Merkmale des Oberbegriffs von Anspruch 1 mit der vorliegenden Erfindung gemeinsam hat, ist in Dokument EP-A-0 447970 beschrieben.

[0006] Daher ist ein Ziel der vorliegenden Erfindung die Bereitstellung einer MRI-Vorrichtung mit der neuen Möglichkeit der Abbildung von Blutströmungen mit wenig Artefakten und der Unterscheidung der arteriellen und venösen Blutströmungen (Darstellung der Richtung der Blutströmung), um die Untersuchung alter Gefäße zu ermöglichen.

[0007] Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung einer MRI-Vorrichtung, die mit einer schnellen Imaging- oder Aufnahmesequenz wie zum Beispiel EPI arbeiten und daher Strömungen in einer kurzen Messzeit darstellen kann.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0008] Zur Erreichung des vorstehenden Ziels stellt die vorliegende Erfindung eine MRI-Vorrichtung bereit, die eine Funktion aufweist, um für mehrere Schnitte das Anregen eines Schnitts durch Anwendung eines hochfrequenten Magnetfelds und die anschließende Messung von Echosignalen durchzuführen und Blutströmungsbilder aus den erhaltenen Echosignalen zu rekonstruieren, wobei die Vorrichtung bei der Durchführung dieser Funktion eine erste Messung der Anregung der mehreren Schnitte in ei-

ner ersten Reihenfolge und eine zweite Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer der ersten Reihenfolge entgegengesetzten zweiten Reihenfolge durchführt, um zwei Arten von Daten für jeden Schnitt zu erhalten, und eine Subtraktionsoperation zwischen den beiden Arten von Daten für jeden Schnitt, um Signale von den Blutströmungen in zwei unterschiedlichen Richtungen in Form von Daten mit unterschiedlichen Vorzeichen zu erhalten.

[0009] Im Einzelnen umfasst die MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung eine Einrichtung zum Erzeugen eines statischen Magnetfelds in einem Raum, in dem ein Untersuchungsobjekt angeordnet ist, eine Einrichtung zum Erzeugen von Gradientenmagnetfeldern, um das statische Magnetfeld mit einem Gradienten zu versehen, ein Übertragungssystem zur wiederholten Anwendung von Hochfrequenzpulsen gemäß einer vorbestimmten Pulsfolge, um nukleare Magnetresonanz nuklearer Spins von Atomen zu verursachen, die das lebende Gewebe des Objekts bilden, ein Empfangssystem zur Detektion von durch die nukleare Magnetresonanz ausgesendeten Echosignalen, ein Signalverarbeitungssystem zur Durchführung einer Bildrekonstruktionsoperation mittels der durch das Empfangssystem detektierten Echosignale, eine Einrichtung zur Anzeige der erhaltenen Bilder und ein Steuersystem zum Steuern der Operationen der Gradientenmagnetfeld-Erzeugungseinrichtung, des Übertragungssystems, des Empfangssystems und des Signalverarbeitungssystems, wobei das Steuersystem eine erste Messung der wiederholten Anregung der mehreren Schnitte in einer ersten Reihenfolge mit einer vorbestimmten Wiederholungszeit und eine zweite Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer der ersten Reihenfolge entgegengesetzten Reihenfolge mit derselben Wiederholungszeit durchführt, um zwei Arten von Daten für jeden Schnitt zu erhalten, und das Signalverarbeitungssystem Subtraktionsoperationen zwischen den beiden Arten von Daten für jeden Schnitt durchführt, um Signale von Blutströmungen in entgegengesetzten Richtungen als Daten mit unterschiedlichen Vorzeichen zu erhalten.

[0010] Die Magnetresonanzangiographie (MRA) nach der vorliegenden Erfindung ist ein Verfahren zur Durchführung, für mehrere Schnitte, der Anregung eines Schnitts durch Anwendung eines hochfrequenten Magnetfelds und anschließende Messung der Echosignale und der Rekonstruktion eines Blutströmungsbilds mittels der erhaltenen Echosignale, das die folgenden Schritte umfasst: (a) Durchführen einer ersten Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer ersten Reihenfolge und einer zweiten Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer der ersten Reihenfolge entgegengesetzten Reihenfolge, um zwei Arten von Daten für jeden Schnitt zu erhalten, und (b) Ausführen einer Subtraktionsopera-

tion zwischen den zwei Arten von Daten für jeden Schnitt, um Signale von Blutströmungen in entgegengesetzten Richtungen als Daten mit unterschiedlichen Vorzeichen zu erhalten.

[0011] Bei der ersten Messung, bei der die mehreren Schnitten nacheinander in der ersten Richtung (Richtung A) angeregt werden, wird die Blutströmung in der Richtung A wiederholt mit einer relativ kurzen Wiederholungszeit angeregt und die Signale von den Blutströmlings-Spins werden relativ schwach. Andererseits wird die Wiederholungszeit TR für die Anregung der Blutströmung in der entgegengesetzten Richtung (Richtung B) relativ lang und die Signale davon werden ungefähr gleich denen der statischen Spins. Bei der zweiten Messung, bei der dieselben mehreren Schnitten nacheinander in der der ersten Richtung entgegengesetzten Richtung B angeregt werden, werden die Signale von der Blutströmung in der Richtung B relativ schwach und die Signale von der Blutströmung in der Richtung A relativ stark, anders als bei der ersten Messung. Daher wird bei der Durchführung der Subtraktion zwischen den durch diese beiden Arten von Messungen erhaltenen Daten der Pixelwert (Signalstärke) des statischen Teils 0, und für die Strömungs-Spins unterscheidet sich das Vorzeichen der Daten je nach Strömungsrichtung.

[0012] Die MRA nach der vorliegenden Erfindung umfasst vorzugsweise ferner einen Schritt (c) zur Sättigung mindestens eines Bereichs, der dem Objektbereich benachbart ist, durch Anwenden eines hochfrequenten Magnetfelds vor dem Schritt (a) (Vorsättigungsschritt).

[0013] In dem Schnitt an jeder Seite des Objektbereichs würden Signale der in den Schnitt einströmenden Blut-Spins durch mehrfache Anregung nicht unterdrückt und würden nicht von denen von Blut-Spins unterschieden, die aus dem Schnitt herausströmen. Durch Vorsättigen des dem Objektbereich benachbarten Bereichs werden jedoch Signale durch mehrfache Anregung unterdrückt, und daher können Blut-Spins verschiedener Richtungen, das heißt ein- und ausströmende Spins, unterschieden werden. Dadurch kann die Fähigkeit zur Abbildung von Blutströmungen durch den gesamten Objektbereich verbessert werden. Anstatt den dem Objektbereich benachbarten Bereich vorzusättigen, können Daten von Schnitten an beiden Seiten aus den in Schritt (b) zu verarbeitenden Daten gelöscht werden. Dieses Löschen von Daten gilt als im Umfang der vorliegenden Erfindung enthalten.

[0014] Bei der MRA nach der vorliegenden Erfindung wird außerdem vorzugsweise bei der Messung jedes Schnitts der Schnitt so ausgewählt, dass er sich teilweise mit den benachbarten Schnitten überlappt.

[0015] Wird ein Schnitt angeregt, so dass sich die benachbarten Schnitte jeweils überlappen, wird ein statischer Teil des überlappenden Bereichs wiederholt angeregt, und daher kann die Signalstärke des statischen Teils stärker unterdrückt werden als wenn sich die Schnitte nicht überlappen. Dadurch kann die Fähigkeit zur Abbildung von Blutströmungen verbessert werden.

[0016] Eine Gradientenecho-Sequenz kann als Imaging-Sequenz nach der vorliegenden Erfindung verwendet werden, und die Anzahl der bei jedem Anregen gemessenen Echosignale kann 1 oder mehr betragen. Weil die Blutsignale mit einem hohen Kontrast bezogen auf den des statischen Teils dargestellt werden können, auch wenn dieselbe Schnitt nicht mehrfach angeregt wird, kann eine Mehrfachecho-Sequenz (einschließlich EPI) verwendet werden, die mehrere Echosignale bei jeder Anregung misst.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0017] [Fig. 1](#) zeigt eine erläuternde Ansicht einer MRA-Messung mit einer MRI-Vorrichtung nach einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0018] [Fig. 2\(a\)](#) und [Fig. 2\(b\)](#) zeigen Beispiele für die von einem Sequencer durchgeführten Imaging-Sequenzen.

[0019] [Fig. 3](#) zeigt eine erläuternde Ansicht des Prinzips der MRA-Messung nach der vorliegenden Erfindung.

[0020] [Fig. 4](#) zeigt ein Beispiel für die Bildverarbeitung in der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung.

[0021] [Fig. 5](#) zeigt eine erläuternde Ansicht eines Projektionsverfahrens in der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung.

[0022] [Fig. 6](#) zeigt ein Beispiel für die Bildverarbeitung in der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung.

[0023] [Fig. 7](#) zeigt eine MRA-Messung mit einer MRI-Vorrichtung nach einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0024] [Fig. 8](#) zeigt ein Gesamtblokdiagramm für ein System der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung.

BESTE AUSFÜHRUNGSFORM DER ERFINDUNG

[0025] Die vorliegende Erfindung wird nachstehend ausführlich unter Bezugnahme auf die in den anliegenden Zeichnungen gezeigten spezifischen Beispiele beschrieben.

[0026] [Fig. 8](#) zeigt ein Gesamtblokdiagramm des Systems einer MRI-Vorrichtung, die nach der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann. Diese MRI-Vorrichtung dient zum Erhalten von Tomogrammen eines Untersuchungsobjekts durch Nutzung des NMR-Phänomens und umfasst einen Magneten **2** zur Erzeugung eines statischen Magnetfelds, ein Gradientenmagnetfeld-Erzeugungssystem **3**, ein Übertragungssystem **5**, ein Empfangssystem **6**, ein Signalverarbeitungssystem **7**, einen Sequencer **4** und eine Zentraleinheit (CPU) **8**, wie in [Fig. 8](#) gezeigt.

[0027] Der Magnet **2** zur Erzeugung eines statischen Magnetfelds erzeugt ein gleichmäßiges statisches Magneffeld um ein Untersuchungsobjekt **1** herum in einer Richtung parallel oder senkrecht zu der Körperachse des Objekts **1** und umfasst einen Magneten zur Erzeugung eines statischen Magnetfelds in einem Raum um das Objekt **1** wie zum Beispiel einen Permanentmagneten, einen Widerstandsmagneten oder einen supraleitenden Magneten.

[0028] Das Gradientenmagnetfeld-Erzeugungssystem **3** besteht aus den Gradientenmagneffeldspulen **9**, die in der Richtung der drei Achsen X, Y und Z gewickelt sind, und einer Gradientenmagnetfeld-Stromversorgung **10** zur Ansteuerung der Gradientenmagneffeldspulen. Die Gradientenmagnetfeld-Stromversorgung **10** wird entsprechend den Anweisungen von einem Sequencer **4** (weiter unten beschrieben) gesteuert und wendet die Gradientenmagneffelder G_x, G_y und G_z in der Richtung der drei Achsen X, Y und Z auf das Objekt an. Eine Schnittebene des Objekts **1** wird durch Auswahl der Amplituden dieser Gradientenmagneffelder bestimmt.

[0029] Der Sequencer **4** dient zum wiederholten Anwenden von HF-Pulsen in einer bestimmten Pulsfolge, um nukleare Magnetresonanz von Atomkernen zu verursachen, die das lebende Gewebe des Objekts **1** bilden. Der Sequencer **4** arbeitet unter der Steuerung der CPU **8** und sendet verschiedene Arten von Anweisungen zum Erfassen von Daten zum Erhalten von Tomogrammen des Objekts **1** an das Übertragungssystem **5**, das Gradientenmagnetfeld-Erzeugungssystem **3** und das Empfangssystem **6**.

[0030] Das Übertragungssystem **5** dient zur Erzeugung eines hochfrequenten Magnetfelds, um entsprechend den von dem Sequencer **4** übertragenen HF-Pulsen nukleare Magnetresonanz von Atomkernen zu verursachen, die das lebende Gewebe des Objekts **1** bilden, und besteht aus einem HF-Oszillator **11**, einem Modulator **12**, einem HF-Verstärker **13** und einer HF-Übertragungsspule **14a**. Das Übertragungssystem **5** führt mit dem Modulator **12** entsprechend den Anweisungen von dem Sequencer **4** eine Amplitudemodulation der von dem HF-Oszillator **11** ausgegebenen Hochfrequenzpulse durch. Die ampli-

tudenmodulierten HF-Pulse werden von dem HF-Verstärker **13** verstärkt und an die HF-Spule **14a** in der Nähe des Objekts **1** gegeben, so dass elektromagnetische Wellen auf das Objekt **1** abgestrahlt werden.

[0031] Das Empfangssystem **6** dient zum Detektieren der durch nukleare Magnetresonanz von Atomkernen des lebenden Gewebes des Objekts **1** ausgesendeten Echosignale (NMR-Signale) und besteht aus einer HF-Spule **14b** zum Empfang elektromagnetischer Wellen, einem Verstärker **15**, einem Quadraturphasendetektor **16** und einem Analog/Digital-Wandler **17**. Die elektromagnetischen Wellen (NMR-Signale), die von dem Objekt **1** als Reaktion auf die von der HF-Übertragungsspule **14a** abgestrahlten elektromagnetischen Wellen ausgesendet werden, werden von der HF-Spule **14b** in der Nähe des Objekts **1** erfasst, über den Verstärker **15** und den Quadraturphasendetektor **16** in den A/D-Wandler **17** eingegeben und dadurch in digitale Signale umgewandelt. Die durch den Quadraturphasendetektor **16** zu den von dem Sequencer **4** angegebenen Zeiten erhaltenen Daten werden als zwei Reihentaten korrigiert und an das Signalverarbeitungssystem **7** übertragen.

[0032] Das Signalverarbeitungssystem **7** besteht aus der CPU **8**, einem Aufzeichnungsmedium wie zum Beispiel einer Magnetplatte **18** und einem Magnetband **19** und einer Anzeigeeinheit **20** wie zum Beispiel einem Bildschirm. Die CPU **8** führt Verarbeitungsoperationen wie etwa die Fouriertransformation, die Berechnung des Korrekturkoeffizienten und die Bildrekonstruktion durch, um so eine Signalstärkeverteilung oder eine durch Verarbeiten mehrerer Signale mit geeigneten mathematischen Operationen erhaltene Verteilung in einem bestimmten Abschnitt zu erfassen und diese als ein Tomogramm auf der Anzeigeeinheit **20** anzuzeigen.

[0033] In [Fig. 8](#) sind die HF-Übertragungs- und Empfangsspulen **14a** und **14b** und die Gradientenmagnetfeldspulen **9** innerhalb des magnetischen Felds angeordnet, das durch den Magneten **2** zur Erzeugung eines statischen Magnetfelds gebildet wird, das den Raum um das Untersuchungsobjekt **1** umgibt.

[0034] Als Nächstes wird eine Imaging-Sequenz für Strömungsaufnahmen beschrieben, die von dem Sequencer **4** der so aufgebauten MRI-Vorrichtung durchgeführt wird.

[0035] [Fig. 1](#) zeigt ein vereinfachtes Modell eines mit der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung zu untersuchenden Bereichs. Bei der vorliegenden Erfindung wird ein Objektbereich mit den Blutgefäßen A und B so in Schnitte unterteilt, dass die Schnittebene in etwa senkrecht zu den Blutgefäßen

ist, und diese Schnitte werden durch Mehrschichtaufnahmen in zwei verschiedenen Reihenfolgen gemessen.

[0036] Die Mehrschichtaufnahme umfasst, wie in [Fig. 2\(a\)](#) gezeigt, das Anregen eines Schnitts mit einem HF-Puls und das anschließende Erfassen der Echosignale für jeden Schnitt innerhalb einer Wiederholungszeit TR für einen Schnitt, und dieser Schritt wird mit veränderter Phasencodierung wiederholt. Obwohl in [Fig. 2\(a\)](#) nur eineinhalb Wiederholungsschritte gezeigt sind, wird die Imaging-Sequenz wiederholt ausgeführt, bis die Echosignale für eine für die Bildrekonstruktion nötige Anzahl von Phasencodierungen erfasst sind.

[0037] Auch wenn die Abbildung die Imaging-Sequenz nicht im Detail zeigt, kann es sich um eine Imaging-Sequenz nach der Gradientenecho-Methode handeln ([Fig. 2\(a\)](#)), bei der durch Umkehren eines Gradientenmagnetfelds nach einem selektiven Anregen eines Schnitts durch Bestrahlung mit HF-Pulsen ein Echosignal erzeugt wird, oder um eine Einzel- oder Mehraufnahmen-EPI-Sequenz ([Fig. 2\(b\)](#)), bei der mehrere Signale (der Einfachheit halber sind in der Abbildung nur zwei Signale gezeigt) durch mehrmaliges Umkehren der Polarität eines Gradientenmagnetfelds bei Anwendung von phasencodierten Gradientenmagnetfeldpulsen nach einem selektiven Anregen eines Schnitts durch Bestrahlung mit HF-Pulsen erfasst werden. Bei der Mehraufnahmen-EPI-Sequenz wird die in [Fig. 2\(b\)](#) gezeigte Sequenz wiederholt, wobei der Phasencodierungs-Offset geändert wird. Der Einfachheit halber sind in der Abbildung nur die Schnitte **1** bis **5** gezeigt, aber innerhalb der Wiederholungszeit TR können mehrere zig Schnitte gemessen werden.

[0038] Bei der ersten Messung wird diese Mehrschichtaufnahme, das heißt Anregung/ Aufnahme, nacheinander von dem untersten Schnitt **1** bis zu dem obersten Schnitt **N** in [Fig. 1](#) durchgeführt, zum Beispiel von der Beinseite bis zur Kopfseite des menschlichen Körpers. Bei der zweiten Messung wird die Anregung/Aufnahme nacheinander von dem obersten Schnitt **N** bis zu dem untersten Schnitt **1** durchgeführt.

[0039] Wenn die Schnitte in der Reihenfolge der ersten Messung angeregt werden, wird die Strömung in dem Blutgefäß A in der Richtung der Anregungsreihenfolge mehrfach mit einem wesentlich kleineren Intervall als die Wiederholungszeit TR von Schnitt **1** zu Schnitt **2** und zu Schnitt **3** angeregt. Dies bewirkt ein Absinken der Signalstärke der Strömung A. Andererseits wird die Strömung in dem Blutgefäß B in der entgegengesetzten Richtung der Anregungsreihenfolge mit einem Intervall angeregt, das in etwa gleich der Wiederholungszeit TR eines statischen Teils ist, die länger als die TR für die Strömung A ist. Daher

wird die Signalstärke der Strömung B größer.

[0040] Bei der zweiten Messung wird, weil die Reihenfolge der Anregung der Schnitte entgegengesetzt zu der bei der ersten Messung ist, die Stärke der Signale von der Strömung A größer, während die der Signale von der Strömung B kleiner wird.

[0041] Die vorliegende Erfindung nutzt diesen Unterschied zwischen den Signalstärken der Strömungen A und B, das heißt die Intensitäten sind bei diesen beiden unterschiedlichen Messungen entgegengesetzt, um die Darstellung der Strömungen in den unterschiedlichen Richtungen zu ermöglichen.

[0042] Dies wird anhand von [Fig. 3](#) weiter erläutert. Zuerst wird ein Fall betrachtet, bei dem keine Überlappung zwischen den Schnitten vorliegt ([Fig. 3\(a\)](#)). Die in Schnitt 1 angeregte Blutströmung A strömt in den Schnitt 2. Die Zeit, bis die Blutströmung erneut angeregt wird (effektive Wiederholungszeit eTR) kann je nach der Blutströmungsgeschwindigkeit v unterschiedlich sein und wird wie folgt dargestellt.

[0043] Ist die Blutströmungsgeschwindigkeit v relativ hoch und erfüllt sie die Bedingung $v \geq 2D/(TR/N)$, wobei D die Schnittdicke, TR eine vorbestimmte Wiederholungszeit und N die Anzahl der innerhalb der Wiederholungszeit (nachstehend gleich) angeregten Schnitte ist, ist die Blutströmung A zu dem Zeitpunkt, an dem der Schnitt 2 nach der Anregung von Schnitt 1 angeregt wird, bereits in den Schnitt 3 oder einen anderen folgenden Schnitt geströmt. Daher wird die effektive Wiederholungszeit (eTR) unendlich ($eTR = \infty$). Dementsprechend kommt es nicht zu einer Verringerung der Signalstärke aufgrund der mehrfacher Anregung.

[0044] Erfüllt die Blutströmungsgeschwindigkeit v die Bedingung $D/(TR/N) \geq v < 2D/(TR/N)$, sollte zu dem Zeitpunkt, an dem Schnitt 2 angeregt wird, die in Schnitt 1 angeregte Blutströmung ganz oder teilweise in Schnitt 2 vorliegen. Daher ist in diesem Fall die effektive Wiederholungszeit eTR gleich TR/N ($eTR = TR/N$), wie für die Blutströmung in Schnitt 2, und sie ist unendlich ($eTR = \infty$), wie für die in den Schnitt 3 oder einen anderen folgenden Schnitt geströmte Blutströmung. Die Signalverhältnisse für die diesen unterschiedlichen eTR-Werten entsprechenden Blutströmungs-Spins unterscheiden sich je nach der Blutströmungsgeschwindigkeit v, und das Verhältnis des mit $eTR = TR/N$ erhaltenen Signals für den Blutströmungs-Spin nimmt zu, wenn v kleiner wird.

[0045] Erfüllt die Strömungsgeschwindigkeit die Bedingung $v = D/(TR/N)$, wird eTR am kürzesten, das heißt TR/N für die gesamte Blutströmung. Die Gesamt signalstärke wird durch Addieren der Signalstärken einschließlich deren Phasen erhalten, die jeweils der eTR für jeden Blutströmungs-Spin entsprechen,

multipliziert mit deren vorliegenden Verhältnissen.

[0046] Ist die Strömungsgeschwindigkeit niedrig, das heißt erfüllt sie die Bedingung $v < D/(TR/N)$, ist eTR gleich TR/N ($eTR = TR/N$), wie für die in den Schnitt 2 strömende Blutströmung, und die eTR einer restlichen Blutströmung in Schnitt 1 ist in etwa gleich der vorbestimmten eTR. Auch in diesem Fall ist die Signalstärke ein gewichtetes Mittel der Signale dieser Blutströmungs-Spins mit unterschiedlichen effektiven Wiederholungszeiten eTR entsprechend deren Verhältnissen.

[0047] Wie vorstehend beschrieben, nimmt das Signal in der Blutströmung A proportional zum Verhältnis der Blutströmung ab, wobei eTR gleich TR/N ist, außer wenn $v \geq 2D/(TR/N)$ ist.

[0048] Bei der Blutströmung B, die in die entgegengesetzte Richtung fließt, strömt Blut, das nicht angeregt worden ist, aus dem Schnitt 3 in den Schnitt 2, und ihre eTR ist daher unendlich. Daher kommt es nicht zu einer Verringerung der Signalstärke. Weil ein statischer Teil jedes Schnitts während der Anregung des Schnitts direkt davor nicht angeregt wird, wird die effektive Wiederholungszeit eTR beinahe gleich der vorbestimmten Wiederholungszeit.

[0049] Wenn sich die Schnitte nicht überlappen, wird daher nur die Blutströmung A je nach der Blutströmungsgeschwindigkeit v mehrfach angeregt. Daher kann nur das Signal von der Blutströmung A durch Auswahl der Dicke D der Schnitte und der Anzahl N der Schnitte unter Berücksichtigung der Blutströmungsgeschwindigkeit wirksam gesteuert werden.

[0050] Als Nächstes wird ein Fall betrachtet, bei dem zusammenhängende Schnitte nacheinander mit einem vorbestimmten Intervall P (Grad der Überlappung = $D - P$) angeregt werden, wie in [Fig. 3\(b\)](#) gezeigt. In diesem Fall ist die Blutströmung A, wenn die Blutströmungsgeschwindigkeit die Bedingung $v > (D + P)/(TR/N)$ erfüllt, in der Zeit vom Anregen von Schnitt 1 bis zum Anregen von Schnitt 2 bereits zu dem folgenden Schnitt 3 oder einem weiteren folgenden Schnitt geströmt. Daher wird die effektive Wiederholungszeit (eTR) unendlich ($eTR = \infty$). Somit kommt es nicht zu einem Rückgang der Signalstärke aufgrund der mehrfachen Anregung.

[0051] Erfüllt die Blutströmungsgeschwindigkeit v die Bedingung $P/(TR/N) \leq v < (D + P)/(TR/N)$, befindet sich die in Schnitt 1 angeregte Blutströmung zum Zeitpunkt des Anregens von Schnitt 2 ganz oder teilweise in Schnitt 2. Daher weist die in Schnitt 2 vorliegende Blutströmung eine effektive Wiederholungszeit eTR gleich TR/N ($eTR = TR/N$) auf und wird mehrfach angeregt. Der andere Teil ist bereits in den Schnitt 3 oder einen weiteren folgenden Schnitt ge-

strömt, und daher ist die eTR unendlich ($eTR = \infty$). In diesem Fall unterscheidet sich auch das Verhältnis der mehrfach angeregten Blutströmung je nach der Blutströmungsgeschwindigkeit v , und die Signalstärke wird durch Addieren der Signalstärken multipliziert mit deren Verhältnissen erhalten.

[0052] Wenn die Blutströmungsgeschwindigkeit sehr niedrig ist und die Bedingung $v < P/(TR/N)$ erfüllt, kann die effektive Wiederholungszeit eTR als im Wesentlichen gleich der des statischen Teils angesehen werden. Liegt eine Überlappung zwischen den Schnitten vor, wird daher zumindest ein Teil der Blutströmung A je nach ihrer Geschwindigkeit mehrfach angeregt, außer in dem Fall, bei dem die Geschwindigkeit sehr hoch ist, und die Signalstärke ist proportional zu den Verhältnissen verringert.

[0053] Bei der Blutströmung B, die in die entgegengesetzte Richtung fließt, ist, wenn die Strömungsgeschwindigkeit die Bedingung $v \geq (D - P)/(TR/N)$ erfüllt, die effektive Wiederholungszeit eTR unendlich ($eTR = \infty$). Erfüllt sie andererseits die Bedingung $v < (D - P)/(TR/N)$, wird die Blutströmung unterschiedlich angeregt, je nachdem, ob sie in einem überlappenden Teil ist und ob der Schnitt in der Blutströmung davor liegt. Das heißt, wird eine Blutströmung in einem Schnitt angeregt und fließt sie in eine der Anregungsrichtung entgegengesetzte Richtung, wird der in dem überlappenden Teil verbleibende Teil durch die folgende Anregung angeregt. Daher erfüllt ihre effektive Wiederholungszeit eTR die Bedingung $TR/N < eTR < TR$. Andererseits kann bei einem nicht überlappenden Teil eine Blutströmung, die während der Wiederholungszeit des vorherigen Phasencodierschritts zum Anregen eines davor liegenden Schnitts angeregt worden ist, darin fließen. In diesem Fall ist die effektive Wiederholungszeit eTR gleich eTR/N ($eTR = nTR/N$), wobei n eine durch TR, N, v und P bestimmte ganze Zahl ist und n kleiner als N ist. In einem davor liegenden Schnitt wird, weil keine in dem vorherigen Phasencodierschritt angeregte Blutströmung darin einströmt, eTR unendlich ($eTR = \infty$). Die Signalstärke der Blutströmung B wird ein gewichtetes Mittel der Signale für die Blutströmungs-Spins mit diesen drei Arten von effektiven Wiederholungszeiten eTR. Weil alle diese eTR-Werte größer als TR/N sind, kommt es nicht zu einer Signalunterdrückung durch mehrfache Anregung wie in der Blutströmung A.

[0054] Bei dem statischen Teil ist ein Teil, in dem sich Schnitt 1 und Schnitt 2 nicht überlappen (schraffierter Teil in der Abbildung), während der Anregung des vorherigen Schnitts nicht angeregt worden. Daher ist seine effektive Wiederholungszeit eTR im Wesentlichen gleich der vorbestimmten TR. Andererseits wird die eTR des überlappenden Teils TR/N ($eTR = TR/N$), und dieser Teil wird mehrfach angeregt. Daher kann die Signalstärke eines statischen Teils durch geeignete Auswahl des Grads der Über-

lappung gesteuert werden. Dadurch ist es möglich, unterschiedliche Signalstärken für die Blutströmung A, den statischen Teil und die Blutströmung B zu erhalten, die in dieser Reihenfolge abnehmen, wodurch der Kontrast der Angiographie nach der Subtraktionsoperation verstärkt werden kann, was nachstehend erläutert wird. Ist der Grad der Überlappung groß, ist auch die Anzahl der Schnitte zum Abdecken des gesamten Objektbereichs hoch. Dies führt schließlich zu längeren Messzeiten und einer Sättigung langsamer Blutströmungen. Daher wird der Grad der Überlappung mit ca. 20 bis 80 % der Schnittdicke und vorzugsweise 50 % oder weniger der Schnittdicke gewählt. Für arterielle Gefäße und dergleichen kann der Grad der Überlappung jedoch erhöht werden.

[0055] Wie vorstehend erläutert, können in beiden in [Fig. 3\(a\)](#) und [Fig. 3\(b\)](#) gezeigten Fällen unterschiedliche Signalstärken erhalten werden, je nach der Richtung der Blutströmung. Wird außerdem eine umgekehrte Anregungsreihenfolge für die Messung verwendet, kann der Unterschied in der Signalstärke in exakt umgekehrter Weise vermittelt werden.

[0056] Nachstehend wird eine Einrichtung zur Bildrekonstruktion aus den an zwei Messzeitpunkten erhaltenen Daten beschrieben, wobei die Signalstärken je nach der Strömungsrichtung in unterschiedlicher Weise vermittelt werden.

[0057] Die vorstehend genannten zwei Arten von Mehrschichtaufnahmen liefern ein Paar Bilddatensätze für jeden Schnitt, wie in [Fig. 4](#) gezeigt. In einem Satz von für ein und denselben Schnitt erhaltenen Bildern ist das Blutgefäß A mit schwacher Signalstärke und das Blutgefäß B mit starker Signalstärke in einer Gruppe von Daten gezeigt (mit der ersten Messung erhaltenes Bild), und das Blutgefäß B ist mit schwacher Signalstärke und das Blutgefäß A mit starker Signalstärke in der anderen Gruppe von Daten gezeigt (mit der zweiten Messung erhaltenes Bild).

[0058] Dann wird eine Subtraktion zwischen den Daten in einem Paar Datensätze durchgeführt (zum Beispiel wird der mit der zweiten Messung erhaltene Bilddatensatz von dem mit der ersten Messung erhaltenen Bilddatensatz subtrahiert). Die Subtraktion kann mit komplexen Daten oder Absolutwerten erfolgen, nachdem jeder Datensatz als ein Bild rekonstruiert worden ist, oder die Rekonstruktion kann nach der Subtraktion der komplexen Daten mit Signaldaten vor der Rekonstruktion durchgeführt werden. Diese Operation bewirkt einen Signalverlust in den statischen Teilen und liefert ein Bild, das nur die Blutgefäße enthält. In diesem Bild haben die Pixelwerte je nach der Richtung der Blutströmung unterschiedliche Vorzeichen. Die vorstehend genannte Subtraktion wird für jeden Schnitt durchgeführt, und somit werden

Subtraktionsbilder in mehreren Schnitten erhalten.

[0059] Danach werden die erhaltenen Subtraktionsbilder einer Projektionsoperation unterzogen, um ein projiziertes Blutgefäßabbild des gesamten Objektbereichs zu erzeugen. Zu den bekannten Verfahren zum Erhalten eines Projektionsbildes von mehreren zweidimensionalen Aufnahmen von zusammenhängenden Schnitten, die jeweils einen Teil eines Gefäßes enthalten, gehören die Maximumintensitäts-Projektionsmethode (MIP) und die Minimumintensitäts-Projektionsmethode (MinIP) unter Verwendung einer Strahlverfolgungstechnik. Bei der vorliegenden Erfindung werden Blutgefäße für beide Richtungen der Blutströmung mit einer Kombination der Maximum- und Minimumintensitäts-Projektionsmethode dargestellt.

[0060] Wie vorstehend erläutert, enthalten die Subtraktionsbilder Daten mit unterschiedlichen Vorzeichen. Wenn daher nur die MIP-Verarbeitung oder nur die MinIP-Verarbeitung durchgeführt wird, werden nur Blutgefäße für eine Blutströmungsrichtung abgebildet. Um dies zu vermeiden, wird die folgende Operation durchgeführt. Zuerst wird, wie in **Fig. 5(a)** gezeigt, ein Schwellenwert a für die positiven und negativen Signalstärken bestimmt. Ein Signal mit einem Absolutwert, der nicht größer als der Schwellenwert a ist, wird als Signal von einem anderen Gewebe als einem Blutgefäß angesehen und in grauer Farbe als ein Nullpegel oder a angezeigt. Ein Signal mit einem Absolutwert, der den Schwellenwert a übersteigt, wird als das Signal von einem Blutgefäß angesehen. Ist der Wert positiv, wird es zum Beispiel weiß angezeigt, während es schwarz angezeigt wird, wenn der Wert negativ ist. Dadurch ist es möglich, das Blutgefäß A und das Blutgefäß B, in denen das Blut in entgegengesetzten Richtungen strömt, auf einem grauen Hintergrund zum Beispiel schwarz und weiß darzustellen.

[0061] Bei einem Fall, bei dem sich ein positives Signal und ein negatives Signal auf einer optischen Achse überlappen, kann dasjenige mit dem größeren Absolutwert zwischen den positiven und negativen Signalen angezeigt werden (**Fig. 5(b)**). Alternativ kann zuvor entweder dem positiven oder dem negativen Signal Priorität eingeräumt werden, und dieses eine Signal kann dann entsprechend der festgelegten Regel dargestellt werden (**Fig. 5(c)**). Das zu verwendende Verfahren kann unter Berücksichtigung der Diagnoseanforderungen gewählt werden. Das Verfahren in **Fig. 5(b)** eignet sich vorzugsweise zur Abbildung von Blutgefäßen mit höheren Signalwerten, während das Verfahren in **Fig. 5(c)** für die bevorzugte Abbildung von Arterien oder Venen geeignet ist.

[0062] Die Blutströmungsrichtung kann auch in verschiedenen Farben je nach Vorzeichen angezeigt

werden, anstelle mit der vorstehend beschriebenen einfarbigen Anzeige. Das heißt, sie können durch Anzeige in verschiedenen Farben unterscheidbar gemacht werden, zum Beispiel rot für positive Werte und blau für negative Werte. Außerdem kann, wie bei herkömmlichen Projektionsoperationen, die Projektionsrichtung für die oben genannte Projektionsoperation willkürlich festgelegt werden, zum Beispiel als Herzschmitt, Sagittalschmitt, Querschnitt usw. Weiter kann das Bild, wie in **Fig. 6** gezeigt, um eine bestimmte Achse C gedreht werden, und Projektionsbilder werden alle 5° bis 10° von einem Projektor mit einem Winkel von etwa $\pm 45^\circ$ erzeugt. Sie können als laufende Bilder angezeigt werden. Dadurch ist es möglich, Strukturen von Blutgefäßen zu erkennen, einschließlich der dreidimensionalen Beziehung und Tiefe von Blutgefäßen, und es wird möglich, Gefäße, die aufgrund der Verwendung der Methode in **Fig. 5(b)** oder **Fig. 5(c)** verborgen sind, aus einer anderen Richtung zu beobachten.

[0063] Wie vorstehend erläutert, nutzt die MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung die Verringerung der Signalstärke aufgrund der mehrfachen Anregung des in derselben Richtung wie die Anregungsrichtung fließenden Bluts bei Mehrschichtaufnahmen und erhält Blutströmungssignale als Daten mit unterschiedlichen Vorzeichen je nach Blutströmungsrichtung durch Subtraktion der mit zwei Arten von Messungen mit unterschiedlichen Anregungsrichtungen erhaltenen Daten. In diesem Fall wird bei Schnitt 1 in **Fig. 1** als dem ersten anzuregenden Schnitt das längs der Anregungsrichtung in diesen Schnitt einströmende Blut nicht mehrfach angeregt, und daher wird seine Signalstärke nicht verringert. In gleicher Weise wird bei Schnitt N als dem ersten anzuregenden Schnitt in der zweiten Messung die Signalstärke des längs der Anregungsrichtung in diesen Schnitt einströmenden Bluts nicht verringert. Daher wird bei der Durchführung der Subtraktion zwischen zwei Sätzen von Daten aus zwei Messungen mit unterschiedlichen Anregungsreihenfolgen der Unterschied in der Blutströmungsrichtung für die ersten und letzten Schnitte, das heißt die Schnitte 1 und N, unklar.

[0064] Um den unklaren Teil an den entgegengesetzten Enden des Objektbereichs zu eliminieren, können Daten für die ersten und letzten Schnitte gelöscht werden. Bevorzugt wird jedoch ein dem als erstes anzuregenden Schnitt benachbarter Bereich durch HF-Bestrahlung vorgesättigt.

[0065] Eine beispielhafte Imaging-Sequenz einschließlich dieser Vorsättigung ist in **Fig. 7** gezeigt. Bei dieser Ausführungsform ist, ähnlich wie bei der in **Fig. 1** gezeigten Ausführungsform, der Objektbereich in mehrere Schnitte unterteilt, die in etwa senkrecht zu den betreffenden Blutgefäßen A und B stehen, und es werden Mehrschichtaufnahmen ge-

macht, bei denen die ersten und zweiten Messungen mit unterschiedlichen Anregungsreihenfolgen der Schnitte erfolgen. Bei dieser Ausführungsform wird jedoch bei der Mehrschichtaufnahme für die erste Messung ein Bereich S1 (unterer Bereich in der Abbildung), der dem als erstes anzuregenden Schnitt 1 benachbart ist, einer HF-Bestrahlung ausgesetzt, um die Spins in diesem Bereich zu sättigen. Nach der ersten Messung wird ein dem als erstes anzuregenden Schnitt n benachbarter Bereich S2 (oberer Bereich in der Abbildung) ebenfalls vorgesättigt, um die Spins zu sättigen, wenn die zweite Messung beginnt.

[0066] Wenn der Schnitt 1 (oder Schnitt N) angeregt wird, nachdem der benachbarte Bereich vorgesättigt worden ist, können, weil gesättigte Blutströmungs-Spins aus dem gesättigten Bereich S1 (oder S2) in diesen Schnitt einströmen, die Signale von der Blutströmung verringert werden. Dadurch entsteht ein klarer Unterschied zwischen den Signalen von Blutgefäß A, dem statischen Teil und von Blutgefäß B, wodurch die Fähigkeit zur Untersuchung von Blutströmungen verbessert werden kann.

[0067] Eine solche Vorsättigung kann unabhängig von der Art der Imaging-Sequenz erfolgen, und ein Vorsättigungsschritt für den Bereich S1 oder S2 kann vor den in **Fig. 2(a)** und **Fig. 2(b)** gezeigten Mehrschichtsequenzen eingefügt werden.

[0068] Obwohl sich die vorstehende Beschreibung auf die Fälle bezieht, in denen die Gradientenecho- oder EPI-Methode für die Mehrschichtsequenz nach der vorliegenden Erfindung verwendet wird, kann die vorliegende Erfindung auch benutzt werden, wenn für die Mehrschichtsequenz andere Methoden verwendet werden.

[0069] Wie vorstehend beschrieben, ermöglicht die MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung die Darstellung von Blutströmungen in verschiedenen Richtungen, indem zwei Arten von Mehrschichtaufnahmen mit umgekehrten Schnittanregungsreihenfolgen als Strömungsabbildungsfunktionen durchgeführt werden und eine Subtraktion der mit den Mehrschichtaufnahmen erhaltenen Daten erfolgt. Außerdem kann die EPI-Methode für Mehrschichtaufnahmen benutzt werden, bei denen Echos einer für die Bildrekonstruktion erforderlichen Gesamtzahl von Phasencodierungen mit einer Anregung der Schnitte erhalten werden können. Dies ermöglicht es, ein Angiogramm in einer sehr kurzen Zeit von zum Beispiel 10 Sekunden oder weniger zu erhalten.

[0070] Darüber hinaus ist es bei der MRI-Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung unwahrscheinlich, dass die Messung von turbulenten Strömungen beeinflusst wird, die bei der herkömmlichen PC-Methode ein Problem darstellen, und dies erlaubt eine klare Unterscheidung der Blutströmungsrichtungen

auch bei überlappenden Arterien und Venen.

Patentansprüche

1. Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung, umfassend
eine Einrichtung zum Erzeugen eines statischen Magnetfelds in einem Raum, in dem ein Untersuchungsobjekt angeordnet ist,
eine Einrichtung zum Erzeugen von Gradientenmagnetfeldern, um das statische Magnetfeld mit einem Gradienten zu versehen,
ein Übertragungssystem zur wiederholten Anwendung von Hochfrequenzpulsen gemäß einer vorbestimmten Pulsfolge, um nukleare Magnetresonanz nuklearer Spins von Atomen zu verursachen, die das lebende Gewebe des Objekts bilden,
ein Empfangssystem zur Detektion von durch die nukleare Magnetresonanz ausgesendeten Echosignalen,
ein Signalverarbeitungssystem zur Durchführung einer Bildrekonstruktionsoperation mittels der durch das Empfangssystem detektierten Echosignale,
eine Einrichtung zur Anzeige der erhaltenen Bilder und
ein Steuersystem zum Steuern der Operationen der Gradientenmagnetfeld-Erzeugungseinrichtung, des Übertragungssystems, des Empfangssystems und des Signalverarbeitungssystems,
wobei das Steuersystem die Bildgebung eines vorbestimmten Bereichs durch mehrere Schnitterfassungen ausführt,
gekennzeichnet dadurch, dass das Steuersystem die Steuerung so bewirkt, dass mehrere Schnitte in einer ersten Reihenfolge angeregt werden, um Echosignale zu erhalten, und dann in einer der ersten Reihenfolge entgegengesetzten zweiten Reihenfolge angeregt werden, um Echosignale zu erhalten, und dass ein Subtraktionsbild für jeden Schnitt mittels der zwei Arten von erhaltenen Echosignalen rekonstruiert wird.

2. Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Bereich Blutströmungen in entgegengesetzte Richtungen enthält und die Signalwerte der Blutströmungen in verschiedene Richtungen so erzeugt werden, dass sie verschiedene Vorzeichen im Subtraktionsbild haben.

3. Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Pulsfolge eine Pulsfolge zur Anregung der mehreren Schnitte in der ersten Reihenfolge und eine Pulsfolge zur Anregung der mehreren Schnitte in der zweiten Reihenfolge enthält und die Schnitte in jeder Pulsfolge mit derselben Wiederholungszeit angeregt werden.

4. Magnetresonanz-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Subtraktionsbild ein Bild ist, das aus der Subtraktion der zwei Arten von Echo-

signalen rekonstruiert wird oder das durch Subtraktion von durch die zwei Arten von Echosignalen rekonstruierten Bildern erzeugt wird.

5. Magnetresonanz-Bildgebungsgeräte nach Anspruch 4, wobei das Steuersystem die Steuerung so bewirkt, dass die Positionen von Schnitten so ausgewählt werden, dass benachbarte Schnitte einander überlappen.

6. Magnetresonanz-Bildgebungsgeräte nach Anspruch 4, wobei das Signalverarbeitungssystem Bildrekonstruktionsoperationen von zwei- oder dreidimensionalen Projektionsbildern mittels der Subtraktion der zwei Arten von Echosignalen für jeden Schnitt oder mittels des Subtraktionsbildes durchführt.

7. Magnetresonanz-Bildgebungsgeräte nach Anspruch 2, wobei eine Ebene der Schnitte so bestimmt ist, dass sie näherungsweise senkrecht zur Richtung der Blutströmungen ist.

8. Magnetresonanz-Bildgebungsgeräte nach Anspruch 1, wobei das Steuersystem die Bildgebung von N Schnitten (N ist eine ganze Zahl größer als 1) durchführt, und wobei ein Schnitt der Reihe nach vom ersten Schnitt zum N-ten Schnitt in der ersten Reihenfolge und der Reihe nach vom N-ten Schnitt zum ersten Schnitt in der zweiten Reihenfolge angeregt wird.

9. Magnetresonanz-Angiographieverfahren zum Erhalten von Strömungsbildern durch wiederholte Ausführung einer Anregung durch Ausstrahlung hochfrequenter Magnetfelder und Erfassung von Echosignalen für mehrere Schnittflächen und durch Rekonstruktion der Strömungsbilder mittels der Echosignale, umfassend die folgenden Schritte:
(a) Durchführen einer ersten Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer ersten Reihenfolge und einer zweiten Messung der Anregung der mehreren Schnitte in einer der ersten Reihenfolge entgegengesetzten Reihenfolge, um zwei Arten von Echosignalen für jeden Schnitt zu erhalten, und
(b) Herstellen eines Subtraktionsbilds aus den zwei Arten von Echosignalen für jeden Schnitt.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei Schritt (a) ferner, vor der ersten und der zweiten Messung, den folgenden Schritt enthält:
(c) Anwenden eines hochfrequenten Magnetfelds, um nukleare Spins eines Bereichs, der zu dem als ersten anzuregenden Schnitt der mehreren Schnitte benachbart ist, vorzusättigen.

11. Verfahren nach Anspruch 9, wobei alle mehreren Schnitte so ausgewählt sind, dass sie einander teilweise überlappen.

12. Verfahren nach Anspruch 9, wobei zwei oder mehrere Echosignale mit verschiedener Phasencodierung bei jeder Anregung jedes Schnitts in der ersten und der zweiten Messung erfasst werden.

13. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Signale von Blutströmungen in entgegengesetzten Richtungen so erzeugt werden, dass sie verschiedene Vorzeichen im Subtraktionsbild haben.

14. Verfahren nach Anspruch 13, ferner umfassend, nach Schritt (b), die folgenden Schritte:
(d) Auswählen von Daten, die einen Absolutwert größer oder gleich einem Schwellenwert haben, aus den Daten mit verschiedenen Vorzeichen,
(e) Durchführen von Projektionen der ausgewählten Daten, um projizierte Strömungsbilder zu bilden, und
(f) Versehen der Strömungsbilder mit Farbe von verschiedenen Farbtönen oder verschiedenen Helligkeiten in Abhängigkeit vom Vorzeichen und Anzeigen der Strömungsbilder.

15. Verfahren nach Anspruch 9, wobei Daten von Schnitten, die auf beiden Seiten des Bereichs angeordnet sind, aus den Daten der mehreren Schnitte gelöscht werden.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

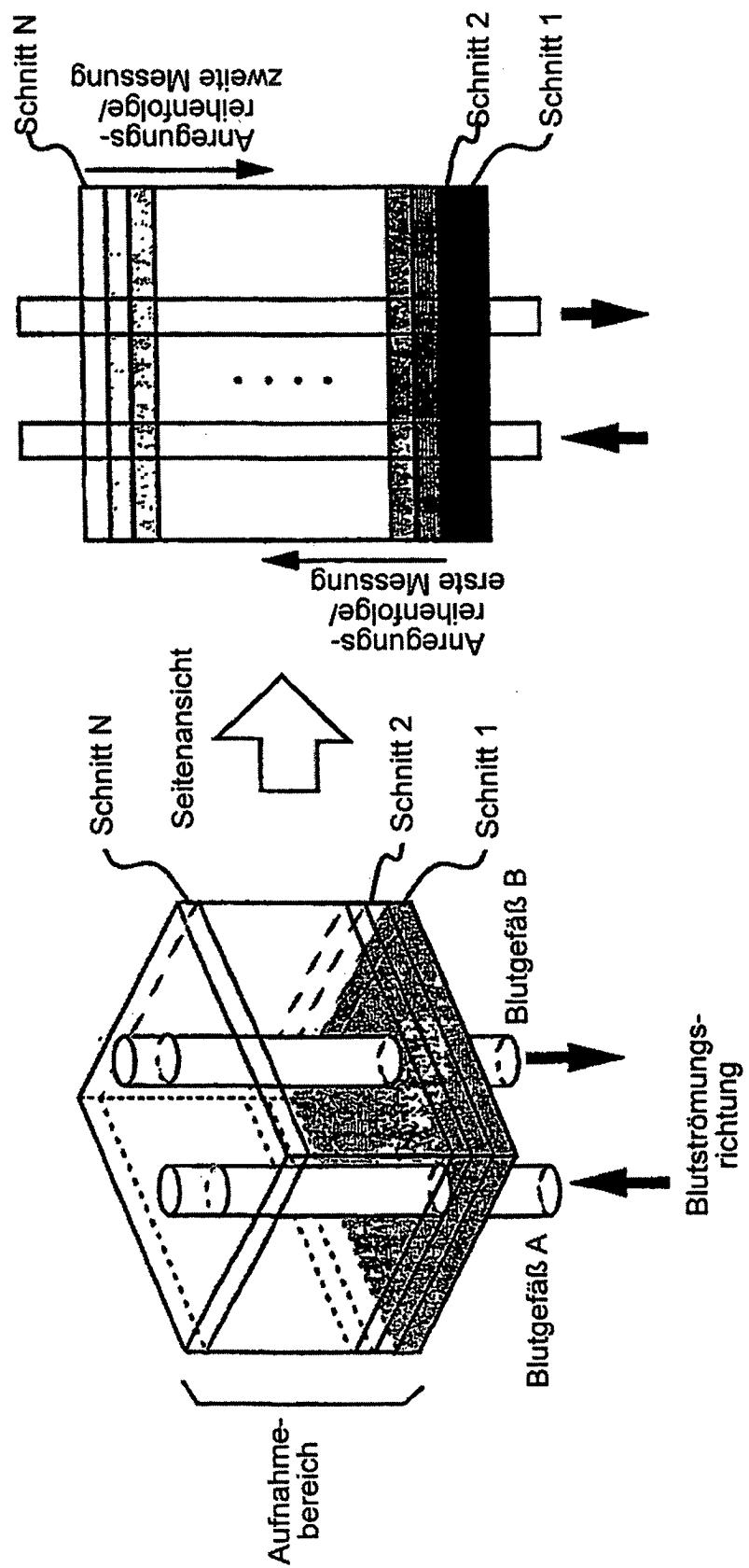
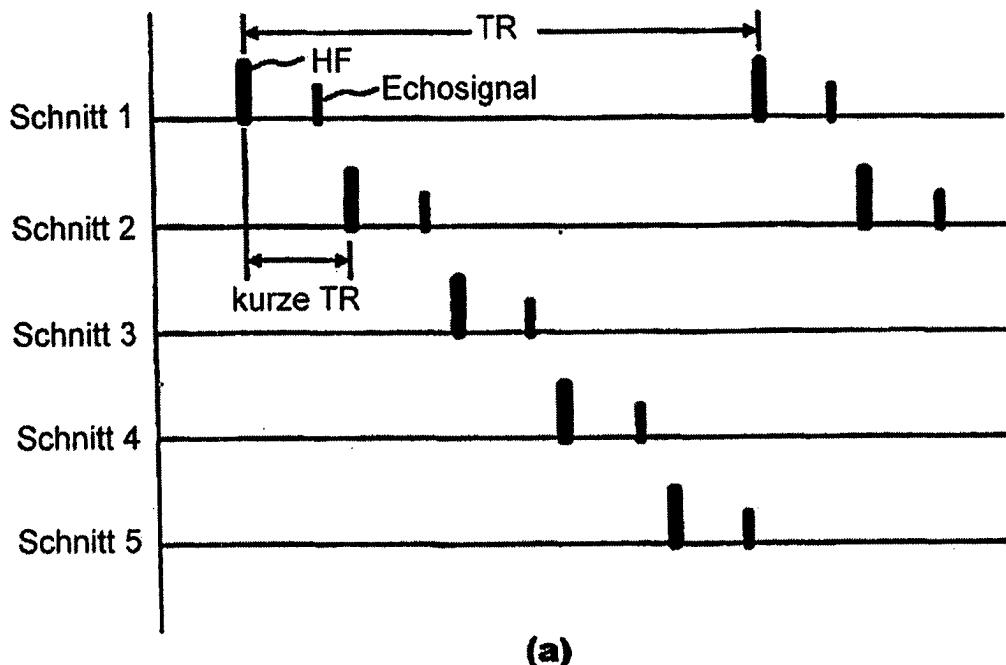
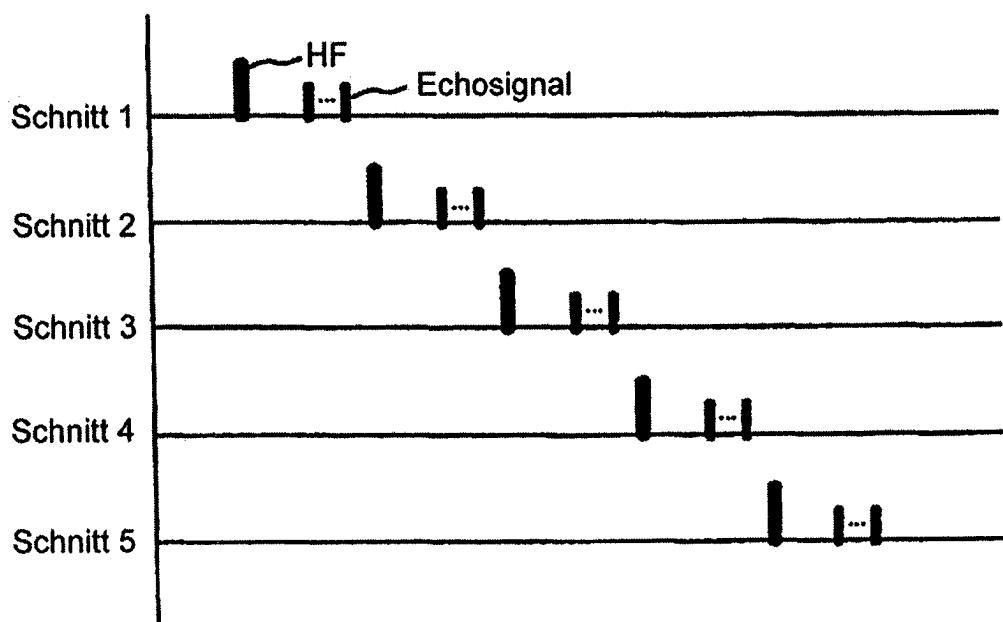
Fig. 1

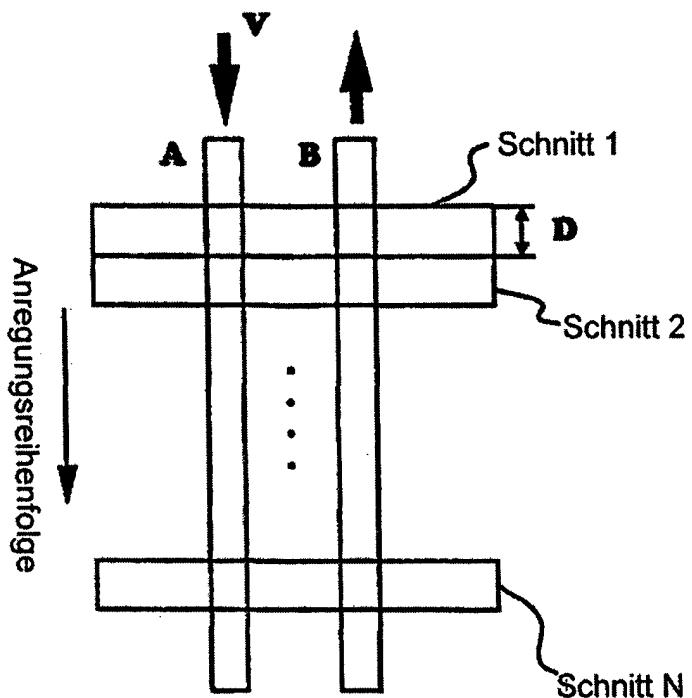
Fig. 2

(a)

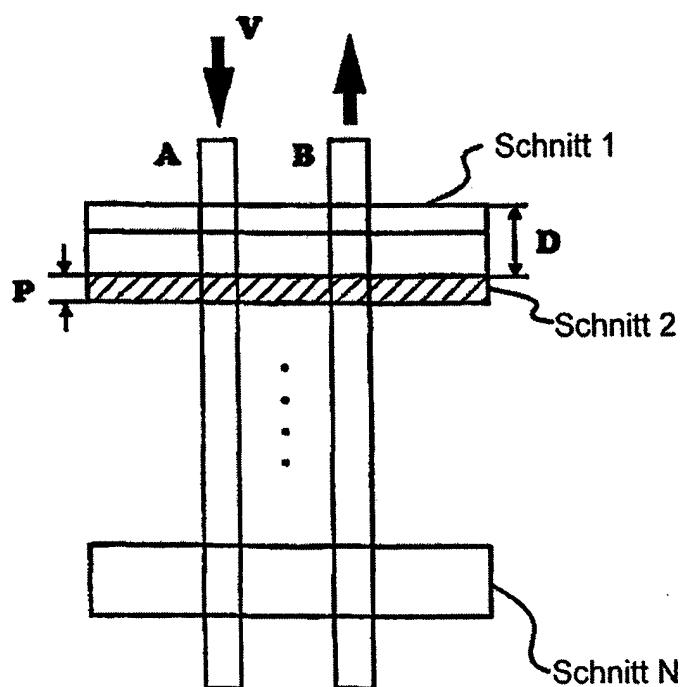


(b)

Fig. 3



(a)



(b)

Fig. 4

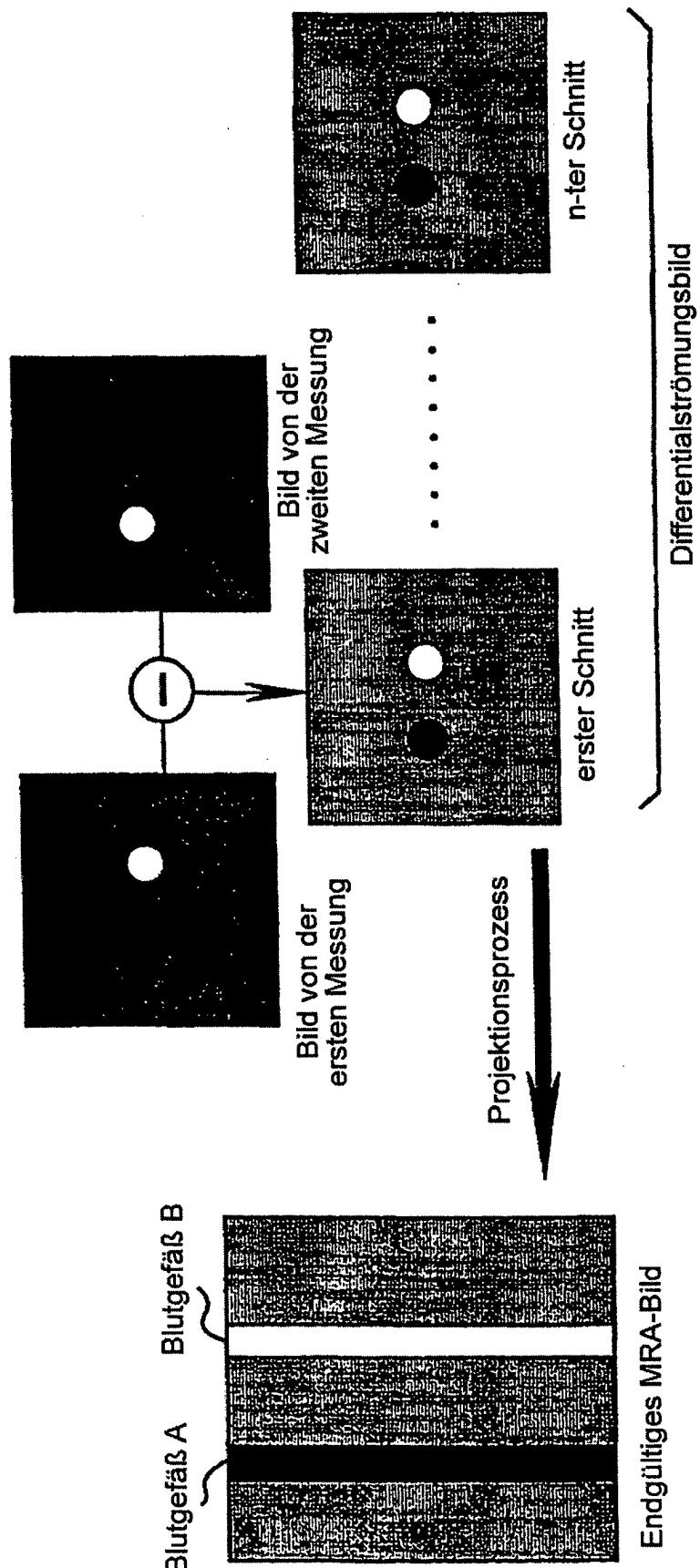


Fig. 5

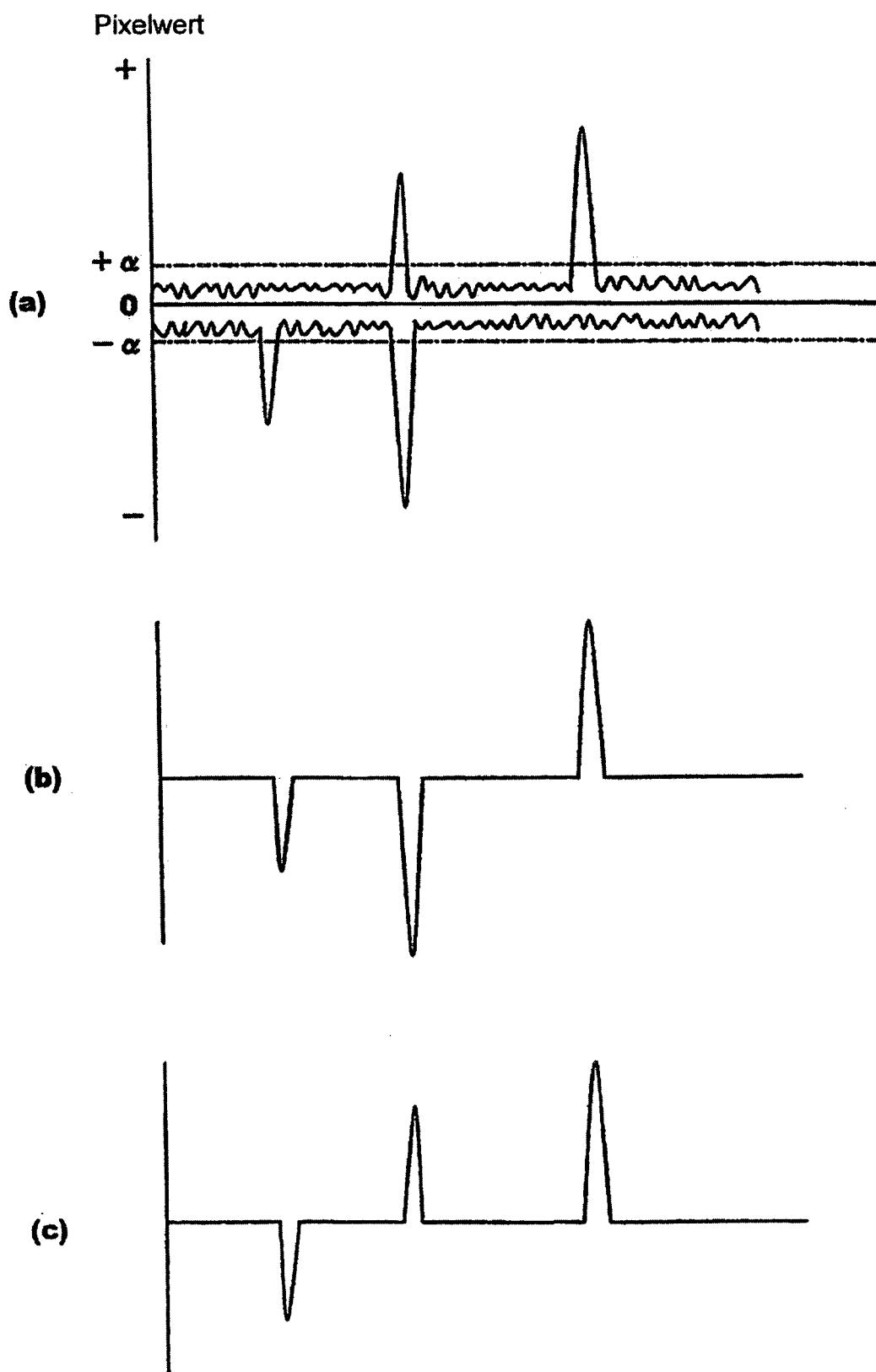


Fig. 6

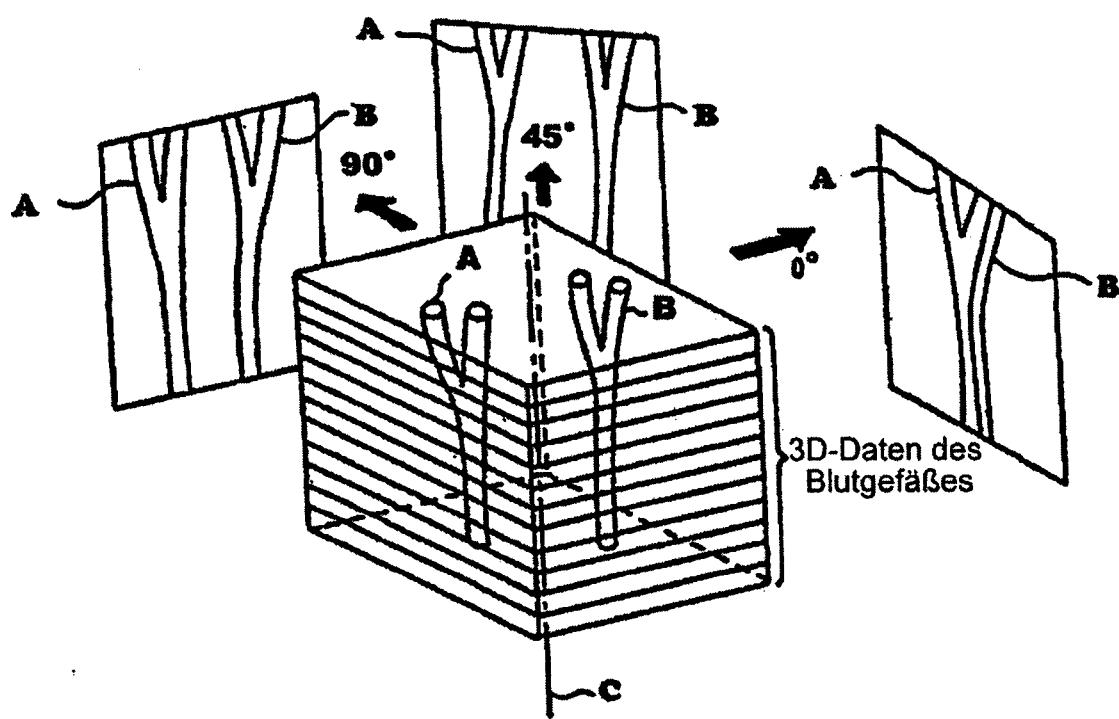


Fig. 7

