



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 057 310 A1** 2005.07.21

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 057 310.7**

(22) Anmeldetag: **26.11.2004**

(43) Offenlegungstag: **21.07.2005**

(51) Int Cl.7: **G01R 33/36**
G01R 33/3415

(30) Unionspriorität:
10/723,311 26.11.2003 US

(71) Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

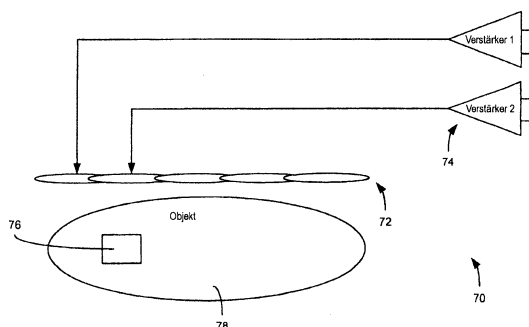
(72) Erfinder:
Zhu, Yudong, Clifton Park, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Der Inhalt dieser Schrift weicht von den am Anmeldetag eingereichten Unterlagen ab

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zum Reduzieren der HF-Energieeinstrahlung während einer MR-Datenaquisition**

(57) Zusammenfassung: Ein aus einer Vielzahl von Sendespulen (70, 72) mit zugehörigen HF-Impulserzeugern und Verstärkern (74) zusammengesetztes System wird offenbart. Ein Verfahren zum Entwerfen von spezifischen HF-Impulsen für jede Sendespule (72) zum dynamischen Steuern der HF-Energieeinstrahlung über ein Abbildungsvolumen wird auch offenbart, wobei die parallele Erregung mit den Sendespulen (72) eine Handhabung der HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt ermöglicht, während sie die genaue Erzeugung eines gewünschten Erregungsprofils vereinfacht. Die vorliegende Erfindung unterstützt auch die Verringerung der Aufnahmedauer und ist bei jeder Spulengeometrie anwendbar.



Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf MR-Bildgebung und spezieller auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur parallelen Erregung durch ein Sendespulenfeld zur Realisierung eines gewünschten Erregungsprofils. Die vorliegende Erfindung bezieht sich weiterhin auf ein Impulsentwurfverfahren zur parallelen Erregung, das die gegenseitige Koppelung zwischen den Spulen des Spulenfeldes berücksichtigt und sich auf jede Spulengeometrie anwenden lässt. Die vorliegende Erfindung ist weiterhin auf eine gezielte HF-Erregung in einem Abbildungsvolumen gerichtet, um die HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt zu verringern.

[0002] Wenn eine Substanz, wie z.B. menschliches Gewebe, einem gleichförmigen Magnetfeld (Polarisationsfeld B_0) ausgesetzt ist, versuchen die individuellen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe, sich an dem Polarisationsfeld auszurichten, aber präzidieren um dieses in einer zufälligen Anordnung mit ihrer charakteristischen Larmorfrequenz. Wenn die Substanz oder das Gewebe einem magnetischen Feld (Erregungsfeld B_1) ausgesetzt ist, das in der x-y-Ebene verläuft und das näherungsweise die Larmorfrequenz aufweist, kann das ausgerichtete Nettomoment oder die "Längsmagnetisierung" M_z in die x-y-Ebene rotiert oder "gekippt" werden, um ein quer ausgerichtetes magnetisches Nettomoment M_t zu erzeugen. Nachdem das Erregungssignal B_1 beendet worden ist, wird von den erregten Spins ein Signal ausgesandt, und dieses Signal kann empfangen und verarbeitet werden, um ein Bild zu erzeugen.

[0003] Wenn diese Signale zum Erzeugen von Bildern verwendet werden, werden die Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) benutzt. Typischerweise wird der abzubildende Bereich durch eine Folge von Messungsabläufen aufgenommen, in denen diese Gradienten gemäß dem speziellen, gerade angewandten Lokalisierungsverfahren variieren. Die sich ergebende Menge von Empfangenen NMR-Signalen wird digitalisiert und verarbeitet, um unter Verwendung von einer von vielen wohlbekannten Wiederherstellungstechniken das Bild wieder herzustellen.

[0004] Eine räumlich selektive Erregung wird in der MR-Bildgebung weithin angewandt, um eine transversale Magnetisierung hervorzurufen, während die Größe des zum Signal beitragenden Volumens begrenzt wird. Die am häufigsten verwendete schichtselektive Erregung begrenzt das zum Signal beitragende Volumen auf eine festgelegte Schicht, die die räumliche Codierung während der Signalakquisition vereinfacht, um die Datenakquisition oder die Aufnahmezeit zu verringern. Mehrdimensionale Erregung, die eine Lokalisierung entlang mehr als einer Dimension ermöglicht, ist angewandt worden, um diese Verringerung der Aufnahmedauer zu unterstützen. Z.B. sind die lokalisierte Spektroskopie die reduzierte Field-of-View(FOV)-Aufnahme eines interessierenden Bereiches, die Abbildung einer Zielanatomie von einmaliger Form und die echoplanare Bildgebung (EPI) mit einer verkürzten Echofolgenlänge Anwendungen, die gewöhnlich wegen ihrer Unterstützung für verringerte Aufnahmezeiten zum Einsatz gebracht werden. Zusätzlich ist eine Steuerung des Profils (Auslenkung (flip), Phase und Frequenz) über ein Volumen von beträchtlicher Größe mit einer selektiven Erregung genutzt worden, um die Genauigkeit des Bewegungsprofils in Anwesenheit von Inhomogenitäten von B_0 oder Nichtlinearitäten der Gradienten zu verbessern und Suszeptibilitätsartefakte zu verringern.

[0005] Die selektive Erregung wird meistens mit einer einzelnen Sendespule zur Anwendung gebracht, die über ein ganzes Volumen sendet und ein relativ gleichförmiges Feld B_1 erzeugt, z.B. eine Vogelkäfigspule. Hocheffiziente Impulsalgorithmen sind zum Entwerfen von Erregungsimpulsen, die zu einer solchen Anordnung passen, entwickelt worden. Ungeachtet der durch diese Impulsentwurfswerkzeuge erzielten Vorteile bleiben technische Schwierigkeiten erhalten. Ausgaben mit Erregungsimpulsdauer, die Genauigkeit des Erregungsprofils und die HF-Energieabsorption (SAR) stellen einige der ausstehenden Herausforderung in einer Vielzahl von Anwendungen dar. Verglichen mit der ID-Erregung bringt die flexible Profilsteuerung entlang mehrerer Dimensionen mit 2D- oder 3D-Erregung eine intensiviertere Impulsgebeaktivität mit sich und erfordert oft starke Gradienten, um die Impulsdauer in Grenzen zu halten. Diese Beschränkung verhindert Anwendungen der mehrdimensionalen Erregung auf Scannern mit Vielzweckgradienten. Eine wesentliche Objektabhängigkeit des Feldes B_1 , die sich aus einem verstärkten Wellenverhalten und einer Wechselwirkung zwischen Quelle und Objekt bei hohen Frequenzen ergibt, kann auch zu der Schwierigkeit einer Erregungsprofilsteuerung beitragen. Ein erhöhtes Maß an HF-Energieeinstrahlung bei hohen Frequenzen stellt noch einen anderen Faktor dar, der einen signifikanten Einfluss auf den Entwurf und die Anwendung der HF-Sendemodule und/oder Erregungsimpulse hat.

[0006] Es wäre daher wünschenswert, ein System und ein Verfahren zu haben, das zum Realisieren der gewünschten Erregungsprofile und zum Reduzieren der HF-Energieeinstrahlung mittels einer parallelen Sende-

elementarchitektur in der Lage ist.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0007] Die vorliegende Erfindung schafft zum unabhängigen Steuern der Sendespulen eines Sendespulenfeldes, um die HF-Erregung in ein abzubildendes Volumen zu führen, ein System und ein Verfahren, die die zuvor genannten Nachteile überwinden.

[0008] Die vorliegende Erfindung ist auf die Beschleunigung der mehrdimensionalen Erregung und Kontrolle der SAR durch das instrumentierte Betreiben der Vielzahl von Sendespulen gerichtet. Die vorliegende Erfindung betont die Koordinierung der Vielzahl von Sendeelementen, um geeignete räumlich-zeitliche Änderungen von B_1 in einem zusammengesetzten Feld B_1 zu bewirken, um die HF-Energieabsorption und die mehrdimensionale Impulslänge effizient zu steuern, während die genaue Erzeugung der gewünschten Erregungsprofile erleichtert wird. Die vorliegende Erfindung ist auch auf den Entwurf auf parallelen Erregungsimpulsen mit Raumbereichs- und Raumfrequenzbereichsgewichtung gerichtet.

[0009] Daher wird die Erfindung gemäß einem Aspekt in einem Rechnerprogramm verkörpert, das in einem rechnerlesbaren Speichermedium gespeichert ist und Anweisungen aufweist, die bei der Ausführung auf einem Rechner den Rechner veranlassen, für jede Sendespule des Sendespulenfeldes eine B_1 -Feldmap aufzunehmen und aus den B_1 -Feldmaps eine räumlich-zeitliche Veränderung eines zusammengesetzten Feldes B_1 zu bestimmen. Der Rechner wird weiterhin veranlasst, eine HF-Impulssequenz zu erzeugen, die auf jede entsprechende Sendespule zugeschnitten ist, so dass die HF-Energieeinstrahlung während der MR-Bildgebung verringert wird.

[0010] Gemäß einem anderen Aspekt enthält die vorliegende Erfindung eine MRI-Vorrichtung, die ein Magnetresonanzbildgebungs-(MRI) System aufweist. Das MRI-System enthält einen Magneten zum Einprägen eines Polarisierungsmagnetfeldes, eine Vielzahl von um die Öffnung des Magneten herum angeordneten Gradientenspulen zum Einbringen eines Magnetfeldgradienten und ein HF-Sender/Empfänger-System und einen HF-Schalter, der von einem Impulsmodul zum Senden von HF-Signalen an eine HF-Spulenordnung zum Erfassen von MR-Bildern gesteuert wird. Ein Sendespulenfeld, das eine Vielzahl von Sendespulen aufweist, ist ebenfalls offenbart. Die Vorrichtung enthält auch einen Rechner, der zum Regeln der HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt (SAR) während der MR-Bildgebung durch unabhängige Steuerung der Vielzahl von Sendespulen programmiert ist.

[0011] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung enthält ein Verfahren zur MR-Bildgebung das Bestimmen eines interessierenden Bereiches innerhalb eines Objektes und das Steuern der HF-Erregung durch eine Vielzahl von unabhängigen Sendespulen eines Sendespulenfeldes, so dass die HF-Energieeinstrahlung auf das Objekt vermindert wird.

[0012] Vielfältige andere Merkmale, Objekte und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden von der folgenden detaillierten Beschreibung und den Zeichnungen veranschaulicht.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0013] Die Zeichnungen stellen eine bevorzugte Ausführungsform dar, die gegenwärtig zum Ausführen der Erfindung ins Auge gefasst wird.

[0014] In den Zeichnungen

[0015] zeigt [Fig. 1](#) ein schematisches Blockdiagramm eines MR-Bildgebungssystems zur Verwendung mit der vorliegenden Erfindung;

[0016] zeigt [Fig. 2](#) ein Blockdiagramm, das eine lineare Sendespulenfeldanordnung gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0017] zeigt [Fig. 3](#) ein Blockdiagramm, das eine umrundende Sendespulenfeldanordnung gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0018] zeigt [Fig. 4](#) einen Graph, der ein mit einem Sendespulenfeld gemäß der vorliegenden Erfindung erreichbares HF-Erregungsprofil darstellt,

- [0019] sind die [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) die Diagramme, die den Gewichtungsbeitrag in K_x -Richtung durch die Spulen eines Sendespulenfeldes, das an zwei x-Achsen-Orten angeordnet ist, darstellen;
- [0020] stellt [Fig. 7](#) die Größe des Lokalisierungsprofils entlang der x-Achse für jede Spule eines Sendespulenfeldes dar;
- [0021] stellt [Fig. 8](#) eine Impulssequenz gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung graphisch dar;
- [0022] stellt [Fig. 9](#) eine resultierende 2D-Transversalmagnetisierungsverteilung dar, wie sie durch Entfernen der Spulensenempfindlichkeitsgewichtung aus einem erfassten Bild geschätzt worden ist;
- [0023] stellt [Fig. 10](#) B_1 -Feldmaps für die Spulen eines beispielhaften Sendespulenfeldes dar;
- [0024] stellt [Fig. 11](#) eine Transversalmagnetisierungsverteilung aus einer nicht selektiven Erregung in einer Referenzkörperspule dar;
- [0025] stellt [Fig. 12](#) B_1 -Feldmaps für jede Spule eines Sendespulenfeldes sowie eine durch Überlagerung der individuellen B_1 -Feldmaps erzeugte zusammengesetzte Feldmap dar;
- [0026] stellen die [Fig. 13](#) bis [Fig. 16](#) die Ergebnisse eines HF-Impulsgabeprotokolls zum Steuern der HF-Sendung und Minimieren der HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung dar;

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

- [0027] In dem auf [Fig. 1](#) Bezug genommen wird, sind die Hauptkomponenten eines bevorzugten Magnetresonanzbildgebungs-(MRI)-Systems **10** gezeigt, das die vorliegende Erfindung in sich verkörpert. Der Betrieb des Systems wird von einer Bedienerkonsole **12** gesteuert, die eine Tastatur oder eine andere Eingabeeinrichtung **13**, ein Bedienungsfeld **14** und einen Anzeigebildschirm **16** enthält. Die Konsole **12** kommuniziert über eine Verbindung **18** mit einem separaten Rechnersystem **20**, das es dem Bediener erlaubt, die Erzeugung und Anzeige von Bildern auf dem Anzeigebildschirm **16** zu steuern. Das Rechnersystem **20** enthält eine Anzahl von Modulen, die miteinander über die Rückwand **20A** kommunizieren. Diese enthalten ein Bildprozessormodul **22**, ein CPU-Modul **24** und ein Speichermodul **26**, das in der Fachwelt als Rahmenpuffer (frame buffer) zum Speichern der Bilddatenfelder bekannt ist. Das Rechnersystem **20** ist mit der Speicherplatte **28** und dem Bandlaufwerk **30** zum Speichern von Bilddaten und Programmen verbunden, und kommuniziert mit einer separaten Systemsteuerung **32** über eine serielle Hochgeschwindigkeitsverbindung **34**. Die Eingabeeinrichtung **13** kann eine Maus, Joystick, Tastatur, Trackball, Touchscreen, Light Wand, Sprachsteuerung oder jede ähnliche oder äquivalente Eingabeeinrichtung enthalten und kann zur interaktiven Geometrievorschrift verwendet werden.
- [0028] Die Systemsteuerung **32** enthält eine Menge von miteinander über eine Rückwand **32A** verbundenen Modulen. Diese enthalten ein CPU-Modul **36** und einen Impulsgeneratormodul **38**, die mit der Bedienerkonsole **12** über eine serielle Verbindung **40** verbunden sind. Es geschieht durch die Verbindung **40**, dass die Systemsteuerung **32** die Befehle des Bedieners empfängt, die Aufnahmesequenz anzuzeigen, die durchgeführt werden soll. Das Impulsgeneratormodul **38** betreibt die Systemkomponenten, um die gewünschte Aufnahmesequenz auszuführen, und erzeugt Daten, die die zeitliche Abfolge, Stärke und Form der erzeugten HF-Impulse und Zeitpunkt und Länge des Datenakquisitionsfensters anzeigt. Das Impulsgeneratormodul ist mit einer Menge von Gradientenverstärkern verbunden, um den Zeitpunkt und die Form der Gradientenimpulse anzuzeigen, die während der Aufnahme erzeugt werden. Das Impulsgeneratormodul **38** kann auch Patientendaten von einer physiologischen Akquisitionssteuerung **44** empfangen, die Signale von einer Anzahl von unterschiedlichen, mit dem Patienten verbundenen Sensoren empfängt, wie z.B. ein EKG-Signal von an dem Patienten befestigten Elektroden. Schließlich ist das Impulsgeneratormodul **38** mit einem Aufnahmeraumschnittstellenschaltkreis **46** verbunden, der Signale von verschiedenen, mit dem Zustand des Patienten und des Magnet-systems zusammenhängenden Sensoren empfängt. Es geschieht auch durch den Aufnahmeraum-Schnittstellenschaltkreis **46**, dass ein Patientenpositionierungssystem **48** Befehle zum Bewegen des Patienten in eine gewünschte Position zur Aufnahme empfängt.
- [0029] Die von dem Impulsgeneratormodul **38** erzeugten Gradientenwellenformen werden auf das Gradientenverstärkersystem **42** gegeben, das G_x -, G_y - und G_z -Verstärker aufweist. Jeder Gradientenverstärker **50** erregt eine korrespondierende physikalische Gradientenspule in einer Gradientenspulenordnung, die allgemein mit **50** bezeichnet wird, um die zum räumlichen Codieren der akquirierten Signale verwendeten Magnet-

feldgradienten zu erzeugen. Die Gradientenspulenordnung **50** bildet ein Teil einer Magnetanordnung **52**, die einen Polarisierungsmagneten **54** und eine Ganzkörper-HF-Spule **56** enthält. Ein Sender/Empfänger-Modul **58** in der Systemsteuerung **32** erzeugt Impulse, die durch einen HF-Verstärker **60** verstärkt und durch einen Sende/Empfangs(T-R)-Schalter **62** mit der HF-Spule **56** gekoppelt werden. Die resultierenden von den erregten Kernen in dem Patienten ausgesandten Signale können durch dieselbe HF-Spule **56** gemessen und durch den Sende/Empfangs-Schalter **62** mit einem Vorverstärker **64** gekoppelt werden. Die verstärkten MR-Signale werden in dem Empfängerbereich des Sender/Empfänger-Moduls **58** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende/Empfangs-Schalter **62** wird durch ein Signal von dem Impulsmodul **38** zum elektrischen Verbinden des HF-Verstärkers **60** mit der Spule **56** während des Sendemodus und zum Verbinden des Vorverstärkers **64** mit der Spule **56** während des Empfangsmodus gesteuert. Der Sende/Empfangs-Schalter **62** kann auch einer separaten HF-Spule (z.B. einer Oberflächenspule) ermöglichen, entweder im Sende- oder im Empfangsmodus verwendet zu werden. Die von der HF-Spule **56** aufgenommenen MR-Signale werden durch das Sender/Empfänger-Modul **58** digitalisiert und an ein Speichermodul **66** in der Systemsteuerung **32** übertragen. Eine Aufnahme ist abgeschlossen, wenn ein Feld von rohen k-Raum-Daten in dem Speichermodul **66** akquiriert worden ist. Diese rohen k-Raum-Daten werden in separate k-Raum-Datenfelder für jedes wieder herzustellende Bild umgeformt, und jedes von ihnen wird in einen Feldprozessor **68** eingegeben, der die Daten durch Anwenden einer Fouriertransformation in ein Feld von Bilddaten umwandelt. Diese Bilddaten werden über die serielle Verbindung **34** zu dem Rechnersystem **20** übertragen, wo sie in einem Speicher, wie z.B. einer Speicherplatte **28** gespeichert werden. Als Antwort auf die von der Bedienerkonsole **12** empfangenen Befehle können diese Bilddaten in einem Langzeitspeicher, wie z.B. dem Bandlaufwerk **30**, archiviert werden, oder sie können durch den Bildprozessor **22** weiter verarbeitet und an die Bedienerkonsole **12** übertragen und auf der Anzeige **16** dargestellt werden.

[0030] Die vorliegende Erfindung ist auf ein Verfahren und System zum Beschleunigen der HF-Impulsaussendung durch eine Vielzahl von Sendespulen gerichtet. Solch ein Sendespulenfeld ist in [Fig. 2](#) dargestellt. Die Sendespulenordnung **70** enthält eine Vielzahl von HF-Spulen oder -elementen **72**, die zur parallelen HF-Sendung eingerichtet sind, und eine Vielzahl von HF-Verstärkern **74**. In einer bevorzugten Ausführungsform wird jede Sendespule **72** von einem zugeordneten HF-Verstärker **74** betrieben. In dieser Hinsicht ist jeder HF-Verstärker dazu eingerichtet, einen gesteuerten Strom in einer entsprechenden HF-Spule zum Bestimmen und Steuern eines Erregungsvolumens **76** eines Objektes **78** innerhalb des MRI-Systems zu erzeugen. Wie ebenfalls beschrieben wird, wird jede der Sendespulen auf eine Art betrieben, dass die Beziehungen zwischen den Spulen, z.B. gegenseitige Kopplungen, berücksichtigt werden. Wie in [Fig. 2](#) dargestellt sind die Sendespulen **72** in einer im Wesentlichen linearen Weise angeordnet. Zusätzlich liefern die HF-Verstärker, wie noch genauer beschrieben wird, Steuerungssignale an die Vielzahl der HF-Sendespulen, so dass die Induktion der Transversalmagnetisierung auf einen speziellen interessierenden Bereich örtlich beschränkt werden kann, um die HF-Energieeinstrahlung auf das Objekt zu verringern. Wie weiterhin beschrieben wird, wird jede der Sendespulen in einer Weise gesteuert, dass die HF-Energieeinstrahlung weiter verringert wird.

[0031] Indem nun auf [Fig. 3](#) Bezug genommen wird, ist eine Sendespulenfeldanordnung **70** in einer anderen Ausführungsform dargestellt. In dieser Ausführung sind die Sendespulen **72** in einer umrundenden Art angeordnet. In dieser Hinsicht sind die Spulen in einer verteilten Art um das Objekt herum angeordnet. Ähnlich zu dem, was im Hinblick auf [Fig. 2](#) gezeigt und beschrieben worden ist, ist jede HF-Spule **72** mit einem zugeordneten HF-Verstärker **74** verbunden. Ein Fachmann wird leicht einsehen, dass die [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) ein Paar von möglichen Anordnungen der Spulen eines Sendespulenfeldes darstellen und dass andere, nicht speziell dargestellte Anordnungen möglich sind und in Erwägung gezogen werden.

[0032] Wie oben angedeutet, ist die vorliegende Erfindung auf ein Verfahren und ein System gerichtet, das mit einem Sendespulenfeld betrieben werden kann, so dass die HF-Erregung durch die Sendespulen parallel ausgeführt wird. Diese parallele Ausführung unterstützt nicht nur eine Verringerung der Aufnahmedauer durch die Beschleunigung der HF-Impulse und die örtliche Eingrenzung der gezielten Erregung, sondern unterstützt auch die Verringerung der HF-Energieeinstrahlung auf das Objekt.

[0033] Die vorliegende Erfindung wird mit Hinblick auf eine Kleinwinkel(small-tip-angle)-Erregung beschrieben, aber ein Fachmann wird einsehen, dass die vorliegende Erfindung auf andere Erregungsverfahren ausgeweitet werden kann. Die sich aus einer Kleinwinkel-Erregung mit einer einzelnen Sendespule ergebende Transversalmagnetisierung kann durch die Fouriertransformation der während der Erregung quer ausgerichteten und gewichteten k-Raum-Trajektorie analysiert werden:

$$M(\mathbf{x}) = j\gamma M_0(\mathbf{x}) b(\mathbf{x}) \int_{\mathbf{k}} W(\mathbf{k}) S(\mathbf{k}) e^{j2\pi \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}} d\mathbf{k}$$

(Gleichung 1),

wobei $S(\mathbf{k})$ eine Abtasttrajektorie im Raumfrequenzbereich darstellt, die durch die Schaltgradienten gesteuert wird, $W(\mathbf{k})$ eine von der einspeisenden HF-Quelle induzierte Raumfrequenzgewichtung und $b(\mathbf{x})$ eine von dem Muster des Feldes B_1 der Spule induzierte räumliche Gewichtung ist.

[0034] Wenn mehrere Mengen von Impulserzeugern und Verstärkern parallele HF-Quellen bilden, die während der Erregung gleichzeitig die zugehörigen Spulen speisen, beeinflussen vielfache Raumfrequenz- und Raumgewichtungen die Erzeugung der Transversalmagnetisierung. Innerhalb der Grenzen der Kleinwinkelnäherung kann die durch die Gleichung 1 ausgedrückte k -Raum-Perspektive ausgeweitet werden, um ein auf die Eigenschaft der Linearität gestütztes paralleles Erregungssystem zu analysieren:

$$M(\mathbf{x}) = j\gamma M_0(\mathbf{x}) \sum_{n=1}^N b_n(\mathbf{x}) \int_{\mathbf{k}} \sum_{l=1}^N c_{n,l} W_l(\mathbf{k}) S(\mathbf{k}) e^{j2\pi \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}} d\mathbf{k}$$

(Gleichung 2)

[0035] In Gleichung 2 bezeichnet N die Gesamtzahl der Sendespulen, n und l sind Spulenindizes, $c_{n,l}$ sind Koeffizienten, die die gegenseitige Koppelung zwischen den Spulen charakterisieren, $W_l(\mathbf{k})$ stellt die von den unabhängig gesteuerten HF-Quellen induzierten Raumfrequenzgewichtungen dar, und $b_n(\mathbf{x})$ stellt die durch die den Spulen entsprechenden Mustern des B_1 -Feldes induzierten räumlichen Gewichtungen dar.

[0036] Mit $g(\mathbf{x})$, das den Term in Gleichung 2 bezeichnet, der das Erregungsprofil definiert, kann $g(\mathbf{x})$ ausgedrückt werden als

$$\begin{aligned} g(\mathbf{x}) &= \sum_{l=1}^N \left(\sum_{n=1}^N c_{n,l} b_n(\mathbf{x}) \right) \int_{\mathbf{k}} W_l(\mathbf{k}) S(\mathbf{k}) e^{j2\pi \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}} d\mathbf{k} \\ &= \sum_{l=1}^N \hat{b}_l(\mathbf{x}) \int_{\mathbf{k}} W_l(\mathbf{k}) S(\mathbf{k}) e^{j2\pi \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}} d\mathbf{k} \end{aligned}$$

(Gleichung 3),

was zeigt, dass bei der Analyse des parallelen Sendesystems,

$$\hat{b}_l(\mathbf{x}) \equiv \sum_{n=1}^N c_{n,l} b_n(\mathbf{x})$$

die effektiven Gewichtungen, verwendet werden können, um die durch Kopplung verursachten Beziehungen zwischen den Spulen zu berücksichtigen.

[0037] Als ein Beispiel wird ein 2D-Erregungsfall betrachtet, bei dem eine Trajektorie in der Echoebene (k_x , k_y) verwendet wird, wobei k_x die langsame Richtung und Δ_{kx} die Abtastperiode ist und $\{(x,y) | x_{\min} \leq x \leq x_{\max}, y_{\min} \leq y \leq y_{\max}\}$ das Blickfeld (field-of-view) bezeichnet, das das Objekt enthält. Die k -Raum-Gewichtung und Abtastung erzeugen ein 2D-Erregungsprofil, das, wie in Gleichung 3 definiert, eine gewichtete Überlagerung von N periodischen Funktionen ist:

$$g(x, y) = \sum_{l=1}^N \hat{b}_l(x, y) \sum_{m=-\infty}^{+\infty} u_l(x - m\Delta, y)$$

(Gleichung 4)

[0038] In Gleichung 4 stellen die Notationen $u_l(x)$ und Δ entsprechend $\int W_l(\mathbf{k}) e^{j2\pi \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}} d\mathbf{k}$ und $1/\Delta_{kx}$ dar. Die z -Ab-

hängigkeit wurde aus Gründen der Einfachheit vernachlässigt.

[0039] Aus Gleichung 4 wird klar, dass die diskrete Natur entlang k_x notwendigerweise zu Aliasing-Keulen (aliasing lobes) entlang x führt. Von Bedeutung zeigt Gleichung 4, dass eine Seitenkeulenunterdrückung durch mehrfache Gewichtung in dem Raum- und Raumfrequenzbereichen erreicht werden kann. Dies kann mit dem Fall der Erregung mit einer Körperspule (Volumenspule mit $b(x) \approx 1$) verglichen werden, wobei ein typischer Impulsentwurf die Seitenkeulen durch Begrenzen der Abtastperiode auf Werte nicht größer als $1/D$ ($D = x_{\max} - x_{\min}$) nach außerhalb des Objektes verschoben hat.

[0040] Innerhalb eines Kleinwinkel-Verfahrens kann der Entwurf von Gradienten und HF-Impulsen durch Lösen des durch Gleichung 3 definierten inversen Problems erreicht werden, wenn ein gewünschtes Erregungsprofil gegeben ist. Zum Zweck der Darstellung wird eine 2D-Erregung beschrieben.

[0041] Um ein durch $g(x,y)$ gegebenes 2D-Erregungsprofil zu erlangen und mit Lösungen des Typs $u_l(x,y) = h_l(x,y) g(x,y)$ kann Gleichung 4 umgeschrieben werden zu:

$$g(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} g(x - m\Delta, y) \sum_{l=1}^N h_l(x - m\Delta, y) \hat{b}_l(x, y)$$

(Gleichung 5),

was im Allgemeinen für alle (x,y) innerhalb des Blickfeldes erfordert:

$$\sum_{l=1}^N h_l(x - m\Delta, y) \hat{b}_l(x, y) = \begin{cases} 1, & m = 0 \\ 0, & \text{sonst} \end{cases}$$

(Gleichung 6)

[0042] Durch Sortieren der Gleichungen (z.B. durch Tauschen von Variablen) kann gezeigt werden, dass $\{h_l(x,y), l = 1, \dots, N\}$ typischerweise für jedes (x,y) durch K lineare Gleichungen (K ist als die kleinste ganze Zahl größer oder gleich D/Δ definiert) als Nebenbedingungen gebunden:

$$\mathbf{C}_{(x,y)} \mathbf{h}_{(x,y)} = \mathbf{e}_1$$

(Gleichung 7),

wobei

$$\mathbf{c}_{(x,y)} = \begin{bmatrix} \hat{b}_1(x,y) & \hat{b}_2(x,y) & \dots & \hat{b}_N(x,y) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \hat{b}_1(x+m\Delta,y) & \hat{b}_2(x+m\Delta,y) & \dots & \hat{b}_N(x+m\Delta,y) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \end{bmatrix}$$

(Gleichung 8),

$$\mathbf{h}_{(x,y)} = [h_1(\mathbf{x},y) \quad h_2(\mathbf{x},y) \quad \dots \quad h_N(\mathbf{x},y)]^T$$

(Gleichung 9),

$$\mathbf{e}_1 = [1 \quad 0 \quad \dots \quad 0]^T$$

(Gleichung 10)

und $\{x, \dots, x+m\Delta (m \neq 0), \dots\}$ die Menge von x-Koordinaten innerhalb des Blickfeldes darstellt, die in gleichmäßigem Abstand angeordnet und durch Aliasing untereinander verbunden sind. Bei Verwendung einer Abtastperiode Δ_{xx} , die größer als $1/D$ ist, stellen alle bis auf die erste Gleichung in Gleichung 7 die Unterdrückung der innerhalb des Blickfeldes liegenden Aliasing-Seitenkeulen dar.

[0043] Das wiederholte Lösen der Gleichung 7 für Orte außerhalb des Blickfeldes liefert die $h_i(x,y)$, die danach die Berechnung der k-Raum-Gewichtung gemäß dem Folgenden erlauben:

$$W_1(\mathbf{k}) = \int_{\mathbf{x}} h_1(\mathbf{x}) g(\mathbf{x}) e^{-j2\pi\mathbf{k}\cdot\mathbf{x}} d\mathbf{x}$$

(Gleichung 11)

[0044] Die k-Raum-Gewichtung und die zu der l-ten Spule gehörende HF-Impulsform können daher mit der Fouriertransformation einer räumlich gewichteten Version des gewünschten Erregungsprofils berechnet werden, wobei die räumliche Gewichtung von den B_1 -Feldmaps jeder Sendespule und der quer verlaufenden k-Raum-Trajektorie abgeleitet ist.

[0045] Die Qualität der B_1 -Feldmaps hat einen direkten Einfluss auf die Genauigkeit des Erregungsprofils. Von den Maps kann experimentell nur eine zur Zeit kalibriert werden. Bei dieser Vorgehensweise kann jede Kalibrierung ein Abbildungsexperiment erfordern, das ein einzelnes Element des Sendefeldes zum Senden (mit Eingangsgröße Null bei den anderen Elementen) und die Körperspule zum Empfang verwendet. Eine Division des Ergebnisses durch ein Referenzbild zum Entfernen der Modulation des Objekt-Kontrastes und zusätzliches Verarbeiten zum Unterdrücken von Rauscheffekten liefert anschließend eine Schätzung der zu dem Sendeelement gehörenden effektiven B_1 -Map. Alternativ können die B_1 -Maps, gestützt auf das Prinzip der Reziprozität, aus den Empfindlichkeitsmaps abgeleitet werden. Es sollte bemerkt werden, dass viele Empfindlichkeitsmaps parallel kalibriert werden können, um die Kalibrierungszeit zu verringern. Jedoch können die entgegengesetzte Phase und mögliche Änderungen in den Spulenkopplungseigenschaften zwischen Senden und Empfangen die Genauigkeit der geschätzten effektiven B_1 -Maps beeinträchtigen, falls sie nicht berücksichtigt werden.

[0046] Wenn in dem 2D-Erregungsbeispiel zwei Typen von Systemen verglichen werden, liefert die vorliegen-

de Erfindung eine Erregungsbeschleunigung von bis zu dem M-fachen gegenüber einem Einkanal-Körperspulen-System. Formal wird dies durch die Tatsache gezeigt, dass Gleichung 7 wenigstens eine Lösung zulässt, wenn $N \geq D/\Delta$ oder äquivalent $\Delta_{kx} \leq N/D$, was im Gegensatz zu dem strengeren Erfordernis von $\Delta_{kx} \leq 1/D$ in dem Fall der Körperspulen-Endung steht. Anschaulich wird die Kapazität zur Beschleunigung oder die Reduktion der Abtastdichte der k-Raum-Erregung wahrscheinlich am Besten abgeschätzt, indem erkannt wird, dass, während eine Verringerung der Abtastdichte der k-Raum-Erregung innerhalb des Objektes liegende Aliasing-Keulen hervorruft, eine geeignete Bemessung der Gewichtung ($W_i(k)$) im Raumfrequenzbereich sich mit der Gewichtung ($b_i(x)$) im Raumbereich und den Aliasingmustern (wie durch die Abtastung bestimmt) verbinden, um eine inkohärente Addition zu verursachen und daher eine Verringerung oder Aufhebung der Nettoamplituden der Aliasing-Keulen verwirklicht wird.

[0047] Für einen Beschleunigungsfaktor, der kleiner als n ist, oder äquivalent eine Abtastperiode, die kleiner als N/D ist, erlaubt die Gleichung 7 eine Lösungsschar der Dimension N-K. Dies führt zu den Auswahlen von Erregungsimpulsentwürfen, die alle zum Erzeugen einer Hauptkeule, die zu dem gewünschten Erregungsprofil passt, und, wenn anwendbar, zum gleichzeitigen Unterdrücken der Aliasing-Keulen in der Lage sind. Der spezifische Entwurf, der die durch Lösen der Gleichung 7 im Sinne der Minimumnorm berechneten $h(x,y)$ verwendet, ist bemerkenswert, weil er dazu neigt, die Empfindlichkeit des Erregungsprofils gegenüber Störungen zu verringern oder den Energiebedarf der HF-Verstärker vermindert.

[0048] Das unabhängige Speisen der Sendespulen eines Sendespulenfeldes unterstützt außerdem das SAR-Management. Verglichen mit einer gleichförmigen Abdeckung eines Objektvolumens durch eine einzige Sendespule verhindert eine scharf eingestellte Erregung nur des interessierenden Bereiches über ein Feld von verteilten lokalen Sendespulen durch verwenden der Spulen in der größten Nähe eine wesentliche HF-Energieeinstrahlung außerhalb dieses Bereiches. Zusätzlich kann von den vielen Wegen zum Betreiben der Quellen und zum Erhalten eines gewünschten Erregungsprofils derjenige gewählt werden, der ein E-Feld mit einer folgenden HF-Energieeinstrahlung, die so klein wie möglich ist, induziert.

[0049] Während die vorliegende Erfindung eine Anzahl von SAR-Verringerungstechniken unterstützt, z.B. die scharf eingestellte HF-Erregung, wird ein SAR-Management mit einem Schwerpunkt auf der Minimierung der über ein Objektvolumen und die Erregungsperiode Bemittelte SAR, die durch

$$SAR_{ave} = \frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \frac{1}{V} \int \frac{\sigma(\mathbf{x})}{2\rho(\mathbf{x})} |\mathbf{E}(\mathbf{x}, p\Delta t)|^2 dv$$

(Gleichung 12)

definiert ist, hierin anschließend genauer beschrieben. In Gleichung 12 bezeichnet σ die Gewebeleitfähigkeit, ρ die Dichte, V die Größe des bestrahlten Objektvolumens und P die Gesamtzahl der zum Berechnen des zeitlichen Durchschnitts verwendeten Zeitpunkte.

[0050] Gegeben sind z.B. eine Vielzahl von aus Schleifen gebildeten und auf die Oberfläche einer großen Platte aus leitfähigem Material gerichtet angeordneten Schleifenspulen. Bei niedrigen Frequenzen neigen die Felder innerhalb der Platte dazu, von den einwirkenden Feldern, die von den Strömen in den Spulen erzeugt werden, dominiert zu werden. Indem einem quasi statischen Ansatz beim Analysieren der elektrischen und magnetischen Nahfelder gefolgt wird, können die Felder durch ein Vektorpotential A beschrieben werden:

$$\mathbf{A} = \sum_{l=1}^N \frac{\mu I_l}{4\pi} \oint_{C_l} \frac{d\mathbf{s}'}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|}$$

(Gleichung 13),

wobei das Wegintegral über die Ströme in den Spulen auf eine Annäherung der Spulenleiter in Form eines Fadens gestützt ist und die Felder durch $\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A}$ und $\mathbf{E} = -d\mathbf{A}/dt$ auf A bezogen sind. In diesem Fall kann der Term $|\mathbf{E}(x,p\Delta t)|^2$ in Gleichung 12 ausgewertet werden zu:

$$\begin{aligned} |\mathbf{E}(\mathbf{x}, p\Delta t)|^2 &= \left| -j\omega \mathbf{A}(\mathbf{x}, p\Delta t) \right|^2 \\ &= \left| \sum_{l=1}^N I_l(p\Delta t) \left(\frac{-j\omega\mu}{4\pi} \oint_{C_l} \frac{d\mathbf{s}'}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|} \right) \right|^2 = \left| \sum_{l=1}^N I_l(p\Delta t) \Phi_l(\mathbf{x}) \right|^2 \end{aligned}$$

(Gleichung 14)

was eine quadratische Form in $[I_1(p\Delta t) I_2(p\Delta t) \dots I_N(p\Delta t)]$, einem Vektor aus Werten der Schwingungsformen des Stroms zur Zeit $p\Delta t$ ist. Durch Aussortieren des Volumenintegrals und der zeitlichen Summation kann SAR_{ave} als eine quadratische Funktion in den Abtastungen der Stromschwingungsformen ausgedrückt werden:

$$SAR_{ave} = \mathbf{s}^H \mathbf{F} \mathbf{s}$$

(Gleichung 15),

wobei der obere Index H eine konjugierte Transposition bezeichnet, die Matrix F die auf der Grundlage der Gleichungen 12 und 14 ausgewerteten Einträge enthält und der Vektor s auf eine entsprechende Weise eine Gesamtzahl von $N \times P$ Abtastungen der Stromschwingungsverläufe sammelt.

[0051] Daraus, dass die elektrischen Felder linear mit den eingespeisten Quellenfunktionen steigen, wird im allgemeinen eine quadratische Beziehung in der Form von Gleichung 5 zwischen der durchschnittlichen SAR und den Quellenfunktionsabtastungen erhalten. In Anwesenheit von biologischen Objekten oder bei hohen Frequenzen ist das Lösen der Maxwell-Gleichungen schwierig und die Erstellung der F-Matrix kann sich auf Kalibrierungsergebnisse oder direkte E-Feld-Messungen stützen müssen.

[0052] Wenn die Abhängigkeiten der Absorptionsrate und der Transversalmagnetisierung von den eingespeisten Quellenfunktionen gegeben sind, ist die Bestimmung einer Menge von koordinierten Quellenfunktionen möglich, die das gewünschte Erregungsprofil erzeugt, während sie eine minimale SAR induziert. In dem Kleinwinkel-Verfahren oder seiner Ausweitung, bei der eine lineare Behandlung der Bloch-Gleichungen angemessen ist, existieren Lösungen in geschlossener Form für einen mehrdimensionalen Erregungsentwurf, was die Aufgabe des Suchens nach einem weiten Entwurfsraum vermeidet.

[0053] Indem mit dem zuvor beschriebenen 2D-Erregungsbeispiel fortgefahren wird, beschränken die Gleichungen in der Form von Gleichung 7, die von der Forderung des Erzeugens der gewünschten Hauptkeule in dem Objekt unter gleichzeitiger Vermeidung von Aliasing-Keulen herrühren, gemeinsam die räumlichen Muster der $h_i(x)$. Das Zusammenstellen dieser Gleichungen liefert daher die Entwurfsbeschränkungen, die in Matrixform ausgedrückt werden können als:

$$\mathbf{C}_{all} \mathbf{h}_{all} = \mathbf{e}_{all}$$

(Gleichung 16)

[0054] In Gleichung 16 ist \mathbf{C}_{all} eine Block-Diagonalmatrix mit $C_{(x,y)}$ in der Diagonale und Nullen überall sonst, und \mathbf{h}_{all} und \mathbf{e}_{all} sind Vektoren, die entsprechend die verketteten $h_{(x,y)}$ und e_i darstellen. Wenn eine Bewegungsabtastung der Gewichtungsfunktionen mit einer konstanten Rate ausgeführt wird, sind die $W_i(k(t))$ proportional zu den Schwingungsformen des Stroms. Die Fouriertransformationsbeziehung zwischen den $W_i(k)$ und den $h_i(x)$ erlaubt ein Umformen der Gleichung 15 nach \mathbf{h}_{all} :

$$SAR_{ave} = \mathbf{h}_{all}^H \mathbf{V} \mathbf{h}_{all}$$

(Gleichung 17)

[0055] Die quadratische Form beliebt als Fouriertransformierte zurück und definiert eine lineare Abbildung $h_l(x)$ auf $W_l(k)$. Eine variable Abtastrate würde nur die Einträge der Matrix v ändern, um zu den Änderungen der Gradientenamplitude zu passen. Als solches kann der Impulsentwurf für das SAR-Management durch das Minimieren einer quadratischen Funktion unter einer linearen Nebenbedingung erhalten werden:

$$\text{Minimiere } \mathbf{h}_{all}^H \mathbf{V} \mathbf{h}_{all}$$

$$\text{mit } \mathbf{C}_{all} \mathbf{h}_{all} = \mathbf{e}_{all}$$

(Gleichung 18)

was unter Verwendung wohlbekannter numerischer Verfahren gelöst werden kann.

[0056] Entwurfsprinzipien für Kleinwinkel-Paralleleregungsimpulse wie das oben Beschriebene werden in Simulations- und Phantomexperimenten ausgewertet. Zum Auswerten des Entwurfsprinzips für eine beschleunigte mehrdimensionale Erregung wurde die parallele Erregung mit einem Sendespulenfeld zuerst in einer Simulationsuntersuchung untersucht. Das Senderfeld war aus neun identischen 19,8 cm × 6.4 cm Schleifenspulen zusammengesetzt, die auf einer flachen Form angeordnet und entlang der X-Richtung aufgereiht waren. Dieses Feld war einem Objekt in Form einer dünnen Platte unter der Feldoberfläche zugewandt. Eine 2D-Erregung mit einem gewünschten Erregungsprofil über das Objekt in der Form von $g(x) = g_x(x) \cdot g_z(z)$ wurde mit parallelen Erregungsimpulsen angenähert. In diesem Fall wird eine Trajektorie der Echoebene k_x-k_z , die aus in gleichem Abstand gemäß Δ_{k_x} angeordneten Linien mit $k_x = \text{konst.}$, der vernachlässigbaren Änderung von B_l in der y- und z-Richtung in dem örtlich begrenzten Volumen und der Trennbarkeit der von $g(x)$ gelieferten Lösungen von Gleichung 11 von der Form $W_l(k) = U_{k_x}(k_x) \cdot U_{k_z}(k_z)$ besteht, benutzt, wobei

$$U_{k_x,l}(k_x) = \int_x h_l(x) g_x(x) e^{-j2\pi x k_x} dx$$

$$U_{k_z}(k_z) = \int_z g_z(z) e^{-j2\pi z k_z} dz .$$

[0057] Zu Zwecken dieses ersten Beispiels wurden die Gleichungen der Form von Gleichung 7 aufgestellt und die Gewichtungen über k_x-k_z bestimmt. Die Schwingungsverläufe der HF-Impulse wurden danach auf der Grundlage der Gleichung 11 berechnet. Als eine Bezugsgröße wurden die auf dieselbe 2D-Lokalisation gerichteten Körperspulererregungsimpulse entworfen.

[0058] Das Entwurfsprinzip für eine beschleunigte Erregung wurde in einer Phantomuntersuchung weiter ausgewertet, was auf einem 1,5 Tesla-MRI-Scanner (CVi, GE Medical Systems, Waukesha, WI) mit einer sehr ähnlichen Einstellung zu der aus der oben genannten Simulationsuntersuchung ausgeführt worden ist. Das interessierende Sendespulenfeld war von derselben Geometrie und 3 cm oberhalb von einem wassergefüllten 41 mal 19 mal 1 cm Quaderphantom angeordnet. Weil der Scanner nur eine Einkanal-HF-Impulsaussendung unterstützte, untersuchte die Untersuchung die parallele Erregung indirekt durch das Nachahmen des gleichzeitigen Speisens der neun Feldelemente durch eine Serie von neuen Einkanal-Experimenten. Die Gültigkeit dieser Näherung ist durch die Eigenschaft der Linearität in dem Kleinwinkelverfahren gesichert, was die Vorhersage des Ergebnisses eines Paralleleregungsexperimentes aus der Überlagerung der bei Einkanal-Erregungsexperimenten beobachteten Verteilung der Transversalmagnetisierung erlaubt.

[0059] Speziell wurde eine einzelne Sende/Empfangs-Schleifenspule der Größe 19,8 cm × 6,4 cm an die HF-Schnittstelle des Scanners angeschlossen. Während der neuen Experimente war die Spule in einer Konfiguration zu einer Zeit angeordnet und wurde gespeist, jeweils mit einer Position und mit einem HF-Impuls, die zu einem der neun Elemente des zu simulieren gewünschten virtuellen Spulenfeldes gehören. Nach dem Abschluss jeder Aussendung wurde die Spule sofort auf die Empfangsfunktion umgeschaltet, wohingegen während des Experimentes die Körperspule des Scanners verstimmt gehalten wurde. Die 2D-Erregung und -Akquisition wurden mit einer Gradientenechosequenz ausgeführt. Von einem Experiment zum anderen wurde die k-Raum-Erregungsdurchquerung gleich gehalten (z.B. Trajektorie der Echoebene k_x-k_z wobei k_x die langsame

Richtung ist), aber die Gewichtung (HF-Impuls) wurde gemäß des Erregungsimpulsentwurfs verändert. Die 2D-Akquisition erzeugte Bilder, die das Phantomelement aus Wasser entlang der x- und z-Richtungen abbildeten (und entlang y, der Normalrichtung der 1 cm-Platte, herausragten). 2D-Transversalmagnetisierungsverteilungen wurden durch Herausrechnen der Spulenempfindlichkeitsprofile aus den Bildern quantifiziert. Die Verteilungen werden anschließend überlagert, um eine Schätzung der aus den entsprechenden Parallelerregungsexperiment resultierenden Verteilung zu liefern. Durch den Entwurf der Untersuchung ist die Spulenkopplung kein Faktor. B_1 -Maps, die auf der Grundlage des Biot-Savart-Gesetzes geschätzt worden sind, wurden sowohl bei den HF-Impulsberechnungen als auch beim Entfernen der Empfindlichkeitsprofile verwendet.

[0060] In einer anderen Untersuchung zur Erregungsbeschleunigung wurde eine umrundende Feldgeometrie untersucht. Das Feld bestand aus sieben Sendeelementen, die azimuthal in einer vollständig umrundenden Form innerhalb der Patientenöffnung eines Scanners verteilt waren. Rechnersimulationen werteten die 2D-Erregungsentwürfe, die entlang sowohl der x- als auch der y-Dimensionen lokal begrenzten, aus. Die Kopplung zwischen den Elementen war nicht vernachlässigbar und wurde mit einer aus Gegeninduktivitätsberechnungen bestimmten Kopplungsmatrix berücksichtigt. Die Entwürfe verwendeten die ursprünglichen Gleichungen 7 und 11.

[0061] Die Effizienz des zuvor beschriebenen SAR-Managementschemas, wie es in dem parallelen Impulsentwurf integriert worden ist, wurde weiter ausgewertet. Die Auswertung wurde außer für die Anwendung der parallelen Erregungsimpulse des durch die Gleichung 18 an Stelle der Gleichung 7 definierten Entwurfstyps in der gleichen Weise wie die erste Simulationsuntersuchung ausgeführt. Mit den berechneten $h_1(x,z)$ lieferte Gleichung 11 die Gewichtungen über k_x - k_z , die umgekehrt die HF-Impulsschwingungsformen bestimmten. Das resultierende Erregungsprofil und die Bemittelte SAR wurden mit denen der ersten Simulationsuntersuchung verglichen.

[0062] Eine Diskussion der Ergebnisse der oben beschriebenen Experimente folgt. Eine scharf eingestellte Erregung eines bei $x = 8$ cm und $z = 0$ innerhalb des Plattenobjektes zentrierten Bereiches von 5 cm mal 5 cm wurde in der ersten Simulationsuntersuchung untersucht. Gestützt auf eine Körpersendespule verwendete ein Bezugsentwurf Impulse, die 57 Linien mit $k_x =$ konstant bei $\Delta_{kx} = 1/31,6$ Perioden pro cm durchquerten. Die Lokalisierung in x-Richtung, die sich aus diesem Bezugsentwurf ergab, ist in den [Fig. 4](#) bis [Fig. 7](#) gezeigt. Ein Parallelerregungsentwurf vollendete die 2D-Lokalisierungsaufgabe mit dem Sendespulenfeld. Zum Darstellen einer 4-fachen Beschleunigung verwendete der Entwurf Impulse, die 14 Linien mit $k_x =$ konstant bei $\Delta_{kx} = 1/7$ Perioden pro cm durchquerten. $U_{kx,4}(m\Delta_{kx})$ und $U_{kx,7}(m\Delta_{kx})$, die von den bei $x = -4$ cm und $x = 8$ cm angeordneten Spulen beigetragenen Gewichtungen in der k_x -Richtung, sind entsprechend in den [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) dargestellt. Die Lokalisierung entlang x gemäß jeder der neun Spulen ist in [Fig. 7](#) gezeigt. Man beachte, dass, während die ersten Aliasing-Keulen als eine Folge der Verringerung der Abtastdichte 4,5 mal näher an dem Ziel liegen (Abstand von Zentrum zu Zentrum = 7 cm), die Nettoamplituden von diesen wie von anderen innerhalb des 40 cm-FOV gelegenen Aliasing-Keulen durch inkohärente Addition vernachlässigbar waren, wie in [Fig. 4](#) gezeigt ist. Verglichen mit dem Ergebnis der Körperspulenäherung wurde die Lokalisierung der Parallelerregung ebenso gut wieder scharf eingestellt (der nicht dargestellte Imaginärteil war vernachlässigbar) und war von vergleichbarer räumlicher Auflösung. Siehe [Fig. 4](#).

[0063] In der Phantomuntersuchung waren die Effekte der inkohärenten Addition der Aliasing-Nebenkeulen das Ziel der Untersuchung. Zu diesem Zweck wurden die 2D-Erregungsimpulse entworfen, um auf einen Bereich in dem Wasser-Phantomelement direkt unterhalb des Zentralelementes zu zielen. Um die Untersuchung zu vereinfachen setzten die Impulsberechnungen ferner ein ausgedehntes lineares Feld anstatt eines aus neun Elementen voraus. Die entworfenen Impulse waren 5,7 Millisekunden lang. Für das Zentralelementexperiment zeigt [Fig. 8](#) den angewandten HF-Impuls (Größe und Phase), wie auch G_x und G_z , die in allen Experimenten der Serie identisch angewandten Gradientenimpulse. Das Herausrechnen des Spulenempfindlichkeitsprofils aus dem resultierenden Bild lieferte eine Schätzung der durch das Element induzierten 2D-Transversalmagnetisierungsverteilung, wie in [Fig. 9](#) gezeigt. [Fig. 10](#) stellt die verwendeten B_1 /Empfindlichkeits-Maps dar. Als Referenz stellt [Fig. 11](#) die Transversalmagnetisierungsverteilung von einer nicht selektiven Erregung in einem Körperspulen-Sende/Empfangs-Experiment dar. In [Fig. 9](#) ist ein Rauschverstärkungseffekt durch die Divisionsoperation erkennbar, die zum Herausrechnen der Empfindlichkeitsprofile angewandt worden ist, die weiter entfernt von dem interessierenden Bereich zu einem Anstieg an Stärke führt. Um eine übermäßige Rauschverstärkung daran zu hindern, die Untersuchung ungenau zu machen, wurde die Divisionsoperation in entfernten Bereichen unterdrückt.

[0064] Die Ergebnisse aus allen neun Experimenten sind in [Fig. 12](#) zusammengefasst, die in den Zeilen 1 bis 9 zu jedem der Experimente die abgebildete Transversalmagnetisierung anzeigt. Die unterste Zeile (Zeile 10)

stellt das Ergebnis der Überlagerung der einzelnen Abbildungen dar und ist als eine Vorhersage des Ergebnisses der entsprechenden parallelen Erregung gedacht. Wieder wurde eine wesentliche Verringerung der Aliasing-Nebenkeulen durch eine inkohärente Addition beobachtet. Mit der Anordnung wurden die Beträge der Elemente bei der Schaffung der Hauptkeule und der Unterdrückung der Aliasing-Keulen leicht geschätzt. Die Ergebnisse von dem Zentralelement alleine und von den mittleren fünf und den mittleren neun Elementen legen nahe, dass die lokale Erregungsprofilsteuerung hauptsächlich durch die naheliegenden Spulen erreicht wird. Die Verwendung der Annahme eines ausgedehnten Feldes bei den Impulsberechnungen ist für viel von dem übrig gebliebenen Aliasing (unvollständige Auslöschung) gegenüber der Grenze des Feldes aus neun Elementen verantwortlich. Vergrößern des Feldes über neun Elemente hinaus kann diesen Effekt korrigieren. Das Entwerfen von Impulsen für das Feld aus neun Elementen kann ebenfalls von diesem Effekt befreien, in diesem Fall würden die Gewichtungen der Spulen an der Grenze die größten Änderungen erfahren.

[0065] 2D-Parallelerregungsimpulse für ein vollständig umrundendes Feld wurden entworfen und ausgewertet. Diese Simulationen konzentrierten sich auf die Aufgabe des selektiven Erregens eines willkürlich platzierten lokalen Volumens innerhalb eines 40 cm mal 23 cm großen axialen Blickfeldes. Die Gleichung 7 wurde, gestützt auf die effektiven B_1 -Feldmuster und eine EPI-Trajektorie, die 14 Linien mit $k_x = \text{konstant}$ bei $\Delta_{kx} = 1/6,9$ Perioden pro cm aufweist, wiederholt gelöst. Für die l-te Spule mit $l = 1, 2, \dots, 7$ wurde das Produkt des gewünschten 2D-Lokalisierungsprofils mit dem berechneten $h_l(x, y)$ danach Fourier-transformiert, um die Spulengewichtung im k-Raum und die HF-Impulsform während der parallelen Erregung abzuleiten. Das Nettoergebnis war im Wesentlichen frei von Aliasing-Nebenkeulen und stellt eine ausgezeichnete Anpassung an die Bezugs-erregung dar, die mit, Körperspulensendung eines viermal längeren konventionellen HF-Impulses verbunden ist.

[0066] Der Entwurf der letzten Simulationsuntersuchung führte zu Parallelerregungsimpulsen, die sich in ihrer Form von den Impulsen der ersten Simulationsuntersuchung unterschieden. Die [Fig. 13](#) bis [Fig. 16](#) stellen das Ergebnis in einem ähnlichen Format wie die [Fig. 4](#) bis [Fig. 7](#) dar. Während die Impulse dasselbe Maß an Lokalisierungsgenauigkeit und räumlicher Auflösung wie das der Impulse der ersten Simulationsuntersuchung aufrecht erhalten ([Fig. 13](#)), führen die Entwurfsänderungen zu einer Verringerung der mittleren SAR um 38%, wodurch der wesentliche Einfluss des integrierten SAR-Management-Schemas bestätigt wird.

[0067] Mit der vorliegenden Erfindung werden entworfene HF-Impulse parallel erzeugt verstärkt und in die zugehörigen Sendeelemente eingespeist, um sowohl räumliche als auch zeitliche Variationen des zusammengesetzten Feldes B_1 zu induzieren, die, begleitet von den synchron erzeugten geeigneten Gradientenänderungen durch Vollendung der Erregung ein gewünschtes Erregungsprofil schaffen. Dies steht im Gegensatz zu einem konventionellen Ansatz, bei dem der Entwurf der Spulengeometrie und die Verschiebungen am Betriebseingang zur räumlichen Homogenität des angestrebten B_1 -Feldes in Phase/Größe und ein während der Erregung abgegebener HF-Impuls darauf beschränkt ist, nur die zeitliche Variation des B_1 -Feldes zu beeinflussen. Ein Fachmann wird erkennen, dass das Induzieren geeigneter räumlich zeitlicher Variationen von B_1 zur Erregung signifikante Verästelungen in der HF-Erregungsleistung bringt. Das bedeutet, dass die parallele Erregung eine Erregungsbeschleunigung und/oder SAR-Steuerung ohne ein wesentliches Opfer an Genauigkeit beim Erzeugen des gewünschten Erregungsprofils verkraftet.

[0068] Zusammengefasst kann der ein Sendeelement speisende HF-Impuls mit der Fouriertransformation einer räumlich gewichteten Version des gewünschten Erregungsprofils berechnet werden, die Kapazität zum Beschleunigen der mehrdimensionalen Erregung mittels einer Verringerung der Abtastdichte im k-Raum liegt bei der Unterdrückung der Aliasing-Keulen und kann durch geeignet entworfene Einspeiseimpulse (Raumfrequenzbereich, Gewichtungen) erreicht werden, und das SAR-Management kann durch Minimieren einer quadratischen Funktion in den speisenden Quellen vollendet werden, wodurch ein Weg zum Instrumentieren der Quellen zum Erreichen eines gewünschten Erregungsprofils und/oder Beschleunigung gesucht wird, während ein E-Feld mit einer minimalen sich ergebenden HF-Energieeinstrahlung induziert wird.

[0069] Aus der Anwendungsperspektive ist die schnelle Bildgebung ein Gebiet, in dem das vorliegende Parallelerregungsverfahren insbesondere anwendbar ist. Unter Umständen, in denen die interessierende Anatomie z.B. in einem lokalen Bereich enthalten ist, erlaubt eine mehrdimensionale Erregung, die dem Bereich wie mit einem Scheinwerferstrahl erfasst, die Beschleunigung der Bildgebung durch die Minderung der Last der mit der Signalakquisition verbundenen räumlichen Codierung. Indem die Verbesserungen gegenüber konventionellen Erregungen dargestellt werden, unterstützen mehrfach kürzere Parallelerregungen, die Bestimmung/Steuerung des Abbildungsvolumens, während die Zeit-Kosten-Barriere gebrochen wird, die die praktische Nutzung der mehrdimensionalen Impulse in der Vergangenheit verhindert hat. Verglichen mit der Verwendung eines parallelen Akquisitionsverfahrens ist die auf den Parallelerregungsansatz gestützte, scharf einge-

stellte Abbildung nicht Gegenstand der durch den geometrischen Faktor beschriebenen gleichförmigen SNR-Verringerung. Eine kombinierte Anwendung der beiden Verfahren ist möglich und kann noch eine größere Kapazität für eine Aufnahmezeitverringerung liefern. Während die hierin beschriebenen Experimente auf eine 2D-Lokalisierung gerichtet waren, lässt sich das Parallelverfahren mit Einrichtungen einschließlich der Korrigierung von durch Feldungenauigkeiten erzeugten Effekten und einer nicht nach Fourier-Transformation erfolgten räumlichen Codierung auf die Schaffung und Beschleunigung von allgemeinen 2D-Erregungsprofilen anwenden. Die vorliegende Erfindung ist auch auf die 3D-Akquisition anwendbar.

[0070] In der Starkfeldbildgebung können das Sendesystem und die beschriebenen Betriebsmittel sowohl zur Handhabung des Erregungsprofils als auch zur Regelung der HF-Energieeinstrahlung verwendet werden. Unter Verkörperung einer integrierten Behandlung der Erregungsimpulse und Sendespulen vereinfacht die vorliegende Erfindung die Erregungsprofilsteuerung. Die Sendung mit einem verteilten Parallelsystem, die Beschleunigung der Erregung und das SAR-Management liefern weiterhin eine Lösung für die Energieeinstrahlung bei hohen Feldstärken.

[0071] Daher ist die Erfindung gemäß einer Ausführungsform in einem in einem Rechner lesbaren Speichermedium gespeicherten Rechnerprogramm verwirklicht und weist Anweisungen auf, die bei Ausführung durch einen Rechner den Rechner veranlassen, für jede Sendespule eines Sendespulenfeldes eine B₁-Feldmap aufzunehmen und auf den B₁-Feldmaps eine räumlich zeitliche Variation des zusammengesetzten B₁-Feldes zu bestimmen. Der Rechner wird auch zum Erzeugen einer HF-Impulssequenz veranlasst, die auf jede entsprechende Sendespule so zugeschnitten ist, dass die HF-Energieeinstrahlung während der Abbildung vermindert wird.

[0072] Gemäß einem anderen Aspekt enthält die vorliegende Erfindung eine MRI-Vorrichtung, die ein Magnetresonanz-Bildgebungs(MRI)-System aufweist. Das MRI-System weist einen Magneten zum Einprägen eines polarisierenden Magnetfeldes, eine Vielzahl von um die Öffnung des Magneten herum angeordneten Gradientenspulen zum Anlegen eines Magnetfeldgradienten und ein HF-Sender/Empfänger-System und einen durch ein Impulsmodul gesteuerten HF-Schalter auf, um zum Akquirieren der MR-Bilder HF-Signale an die HF-Spulenordnung zu senden. Ein Sendespulenfeld, das eine Vielzahl von Sendespulen aufweist, ist ebenfalls offenbart. Die Vorrichtung enthält auch einen Rechner, der zum Regeln der HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt (SAR) während der MR-Bildgebung durch unabhängige Steuerung der Vielzahl von Sendespulen programmiert ist.

[0073] Gemäß einem anderen Aspekt der Erfindung enthält ein Verfahren der MR-Bildgebung das Bestimmen eines interessierenden Bereiches innerhalb eines Objektes und das Steuern der HF-Erregung durch eine Vielzahl von unabhängigen Sendespulen eines Sendespulenfeldes, so dass die HF-Energieeinstrahlung auf das Objekt vermindert wird.

[0074] Ein aus einer Vielzahl von Sendespulen mit zugehörigen HF-Impulserzeugern und Verstärkern zusammengesetztes System wird offenbart. Ein Verfahren zum Entwerfen von spezifischen HF-Impulsen für jede Sendespule zum dynamischen Steuern der HF-Energieeinstrahlung über ein Abbildungsvolumen wird auch offenbart, wobei die parallele Erregung mit den Sendespulen eine Handhabung der HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt ermöglicht, während sie die genaue Erzeugung eines gewünschten Erregungsprofils vereinfacht. Die vorliegende Erfindung unterstützt auch die Verringerung der Aufnahmedauer und ist bei jeder Spulenfeldgeometrie anwendbar.

[0075] Die vorliegende Erfindung ist in den Begriffen der bevorzugten Ausführungsform beschrieben worden, und es wird erkannt, dass Äquivalente, Alternativen und Veränderungen abweichend von den ausdrücklich genannten möglich sind und innerhalb des Bereichs der beifügten Ansprüche liegen.

Patentansprüche

1. Rechnerlesbares Speichermedium (**26, 28, 30**), das ein Rechnerprogramm aufweist, das auf diesem gespeichert ist und eine Menge von Anweisungen darstellt, die, wenn sie auf einem Rechner (**12, 24, 22, 32, 36**) ausgeführt werden, den Rechner veranlassen:
für jede Sendespule eines Sendespulenfeldes (**70**) eine B₁-Feldmap zu akquirieren,
aus den B₁-Feldmaps eine räumlich zeitliche Variation eines zusammengesetzten B₁-Feldes zu bestimmen und
eine HF-Impulssequenz zu erzeugen, die auf eine entsprechende Sendespule (**72**) zugeschnitten ist, so dass die HF-Energieeinstrahlung während der MR-Bildgebung verringert wird.

2. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge von Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) weiterhin veranlasst, die HF-Energieeinstrahlung über ein Bildgebungsvolumen zu minimieren, ohne eine wesentliche Abweichung eines von dem Sendespulenfeld (70) erzeugten HF-Erregungsprofils von einem gewünschten Erregungsprofil zu verursachen.

3. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge von Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) veranlasst, die HF-Energieeinstrahlung zu minimieren, und ein Prinzip verkörpert, dass auf jede Sendespulenfeldgeometrie (70, 72) anwendbar ist.

4. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge der Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) veranlasst, ein HF-Impulsschema für eine Sendespule (72) zu bestimmen, das auf wenigstens ein tatsächliches B_1 -Feld für die Sendespulen (70, 72) gestützt ist und bei dem jedes tatsächliche B_1 -Feld die gegenseitige Kopplung zwischen einer Sendespule (72) und wenigstens einer anderen Sendespule (72) berücksichtigt.

5. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge der Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) weiterhin veranlasst, jede Impulssequenz so zu entwerfen, dass die parallele HF-Erregung mit dem Spulenfeld (70) ein Ergebnis erzeugt, das mit einem gewünschten Erregungsprofil übereinstimmend ist.

6. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge von Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) weiterhin veranlasst, 2D- oder 3D-MR-Daten zu akquirieren.

7. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem das Sendespulenfeld (70) eine linear angeordnete Vielzahl von Sendespulen (72) enthält.

8. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 7, bei dem jede Sendespule (72) von einem zugeordneten HF-Verstärker (74) gespeist wird.

9. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge von Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) weiterhin veranlasst, die HF-Energieeinstrahlung auf ein Objekt während der MR-Bildgebung durch unabhängige Steuerung der Sendespulen (72) zu regeln.

10. Rechnerlesbares Speichermedium (26, 28, 30) nach Anspruch 1, bei dem die Menge von Anweisungen den Rechner (12, 24, 22, 32, 36) weiterhin veranlasst, gleichzeitig eine HF-Erregung zu erreichen, die mit einem gewünschten Erregungsprofil und einer SAR-Verringerung an dem Objekt vereinbar ist.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

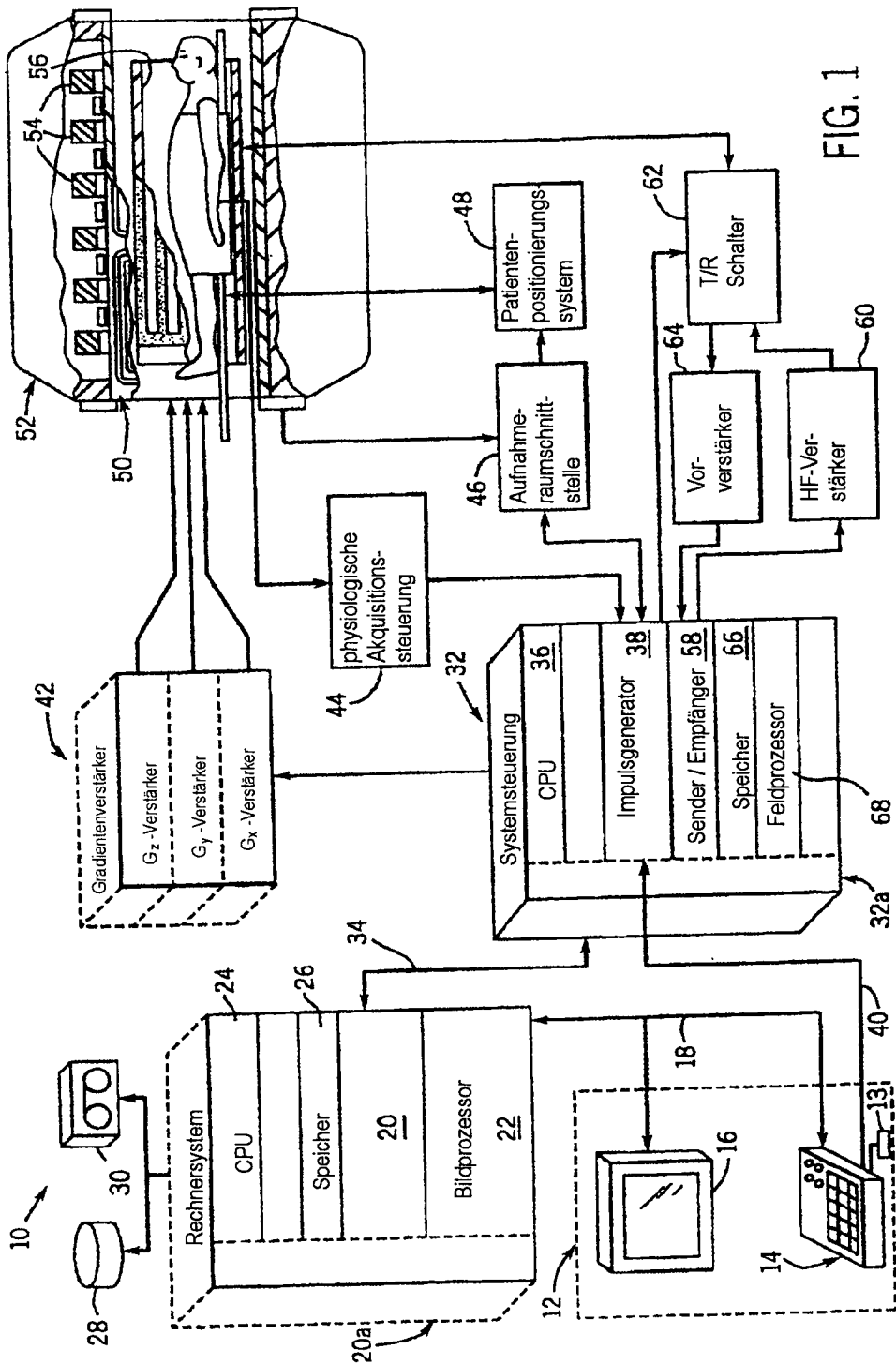


FIG. 1

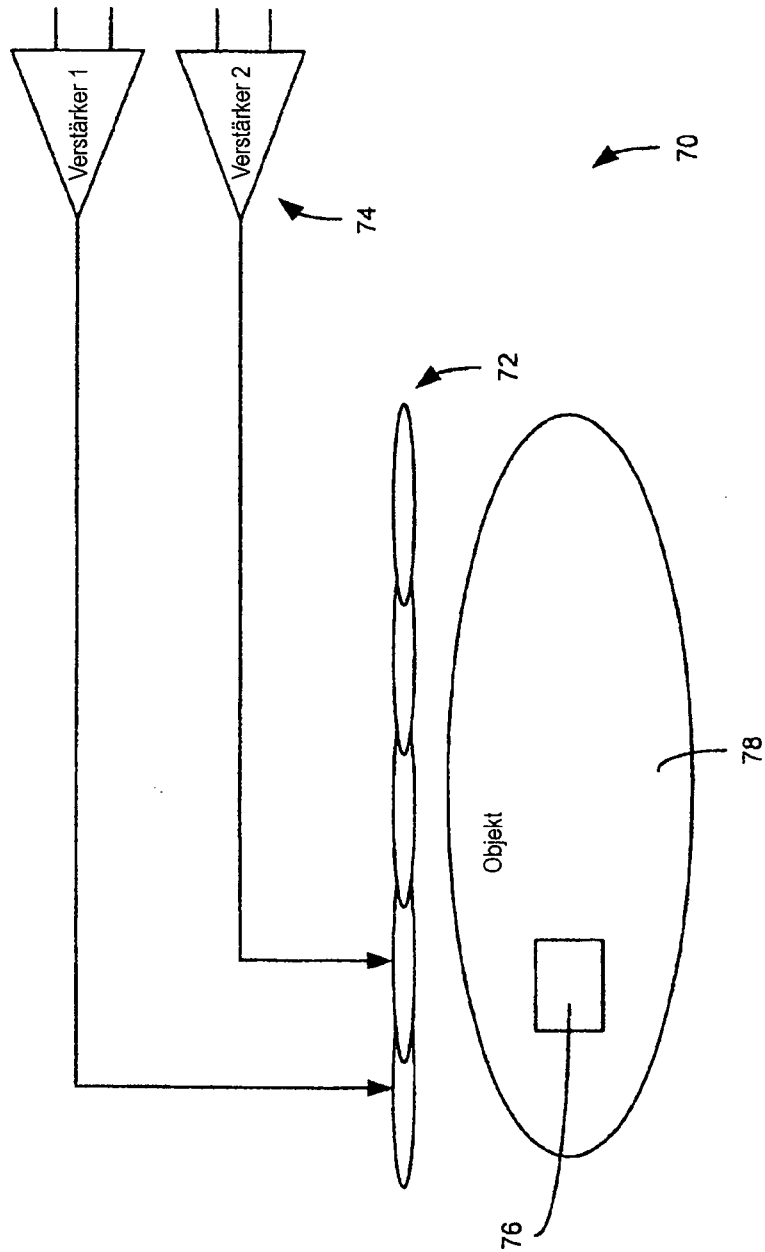


FIG. 2

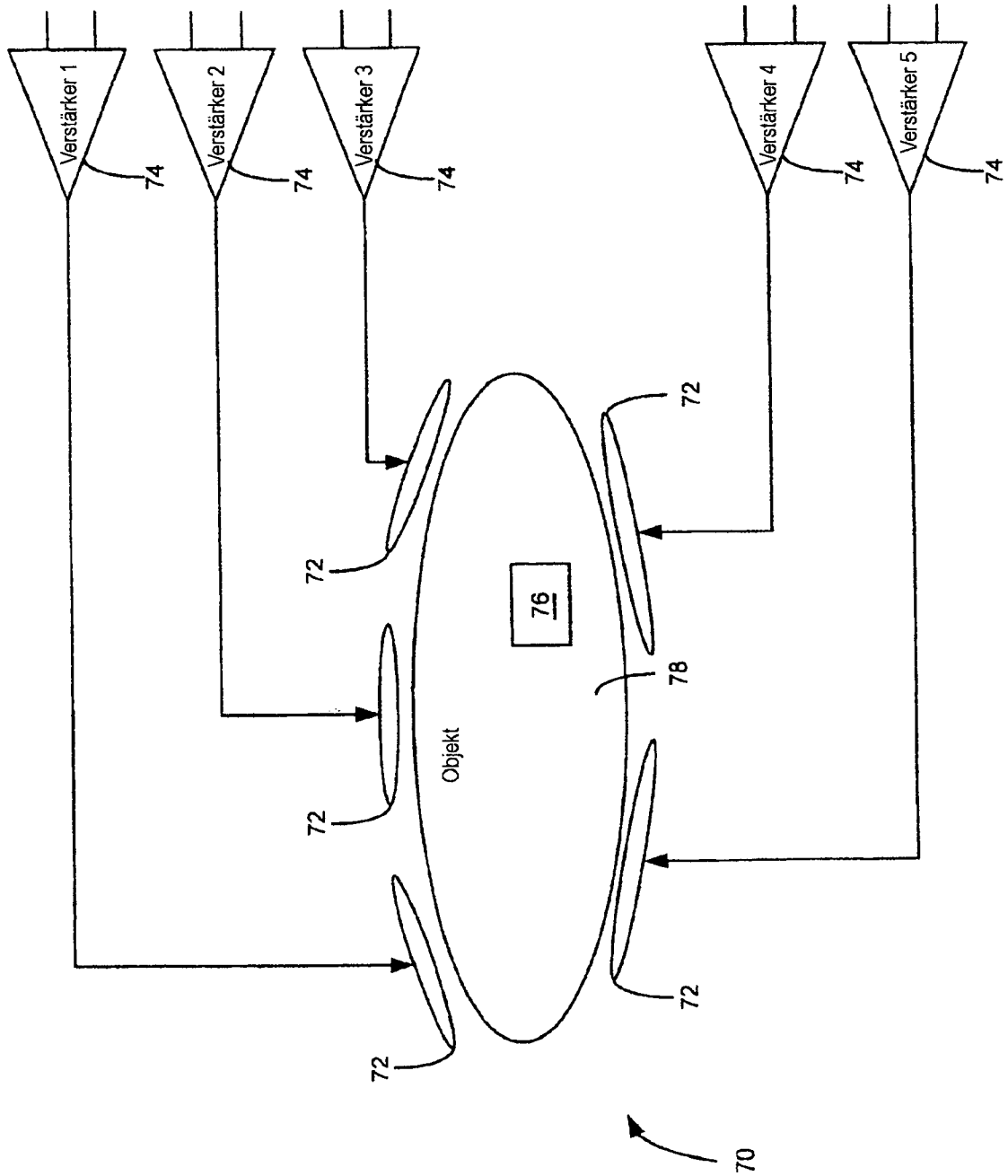


FIG. 3

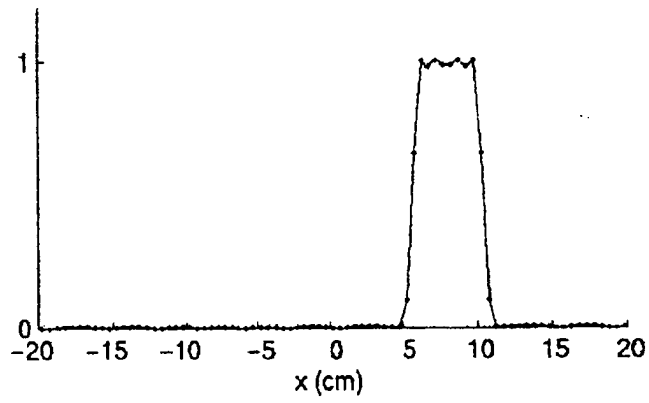


FIG. 4

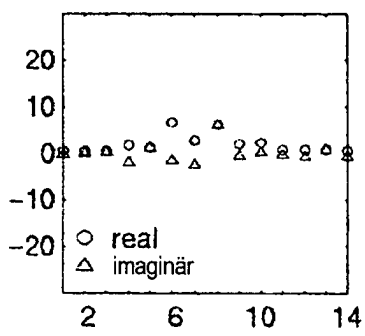


FIG. 5

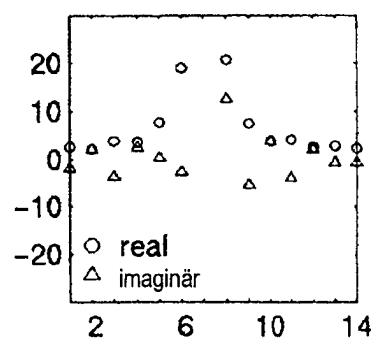


FIG. 6

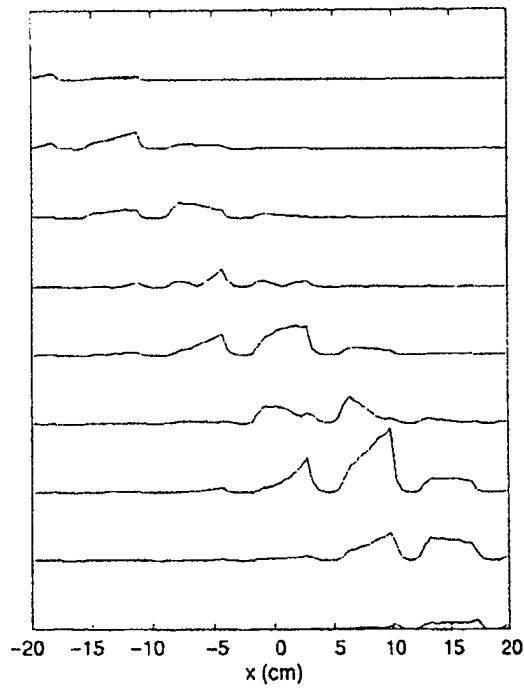


FIG. 7

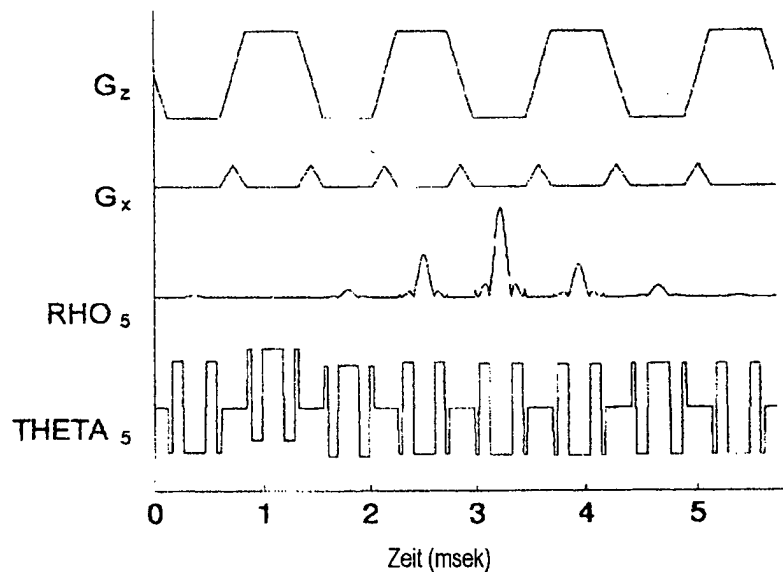


FIG. 8

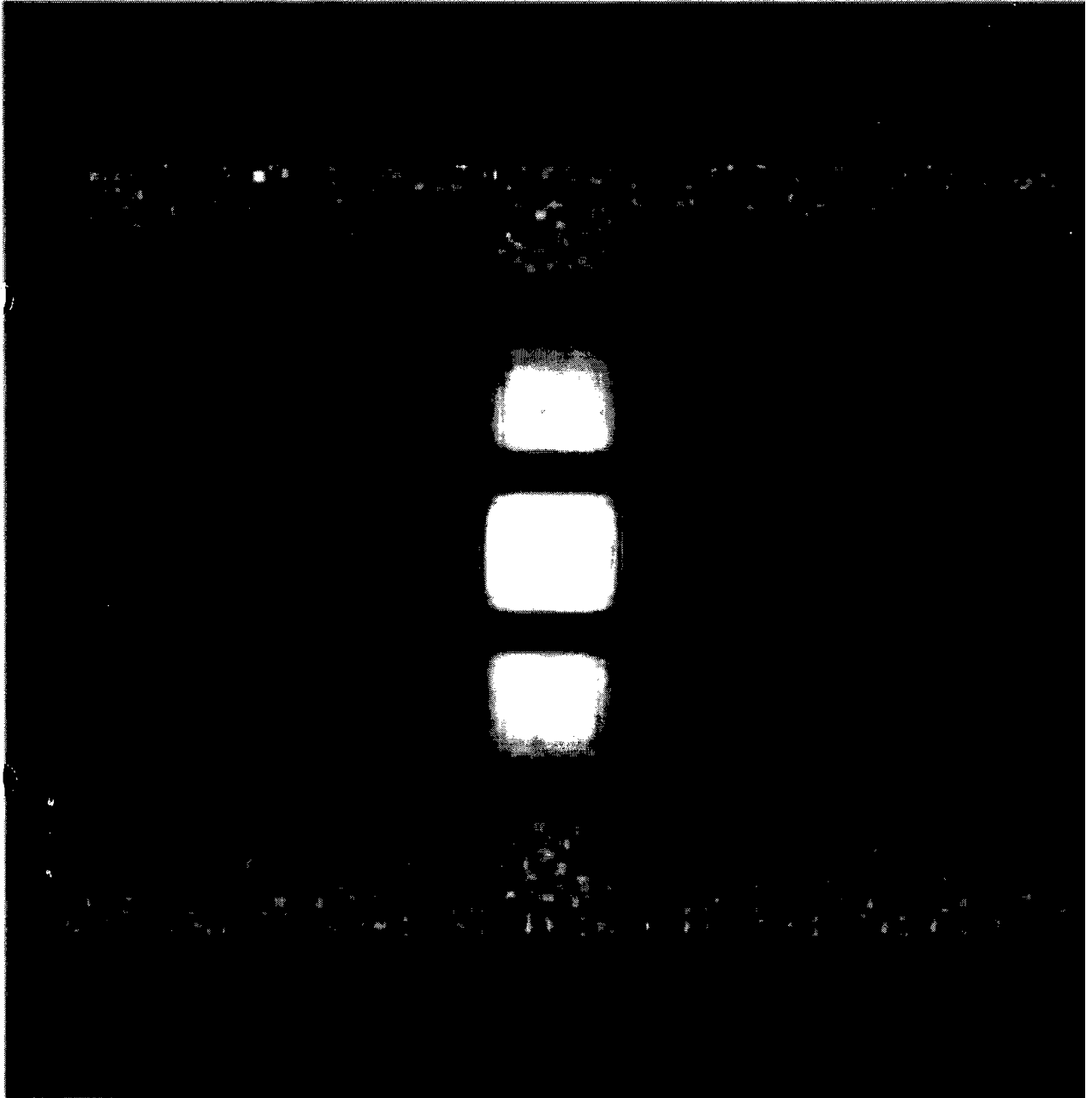


Fig. 9

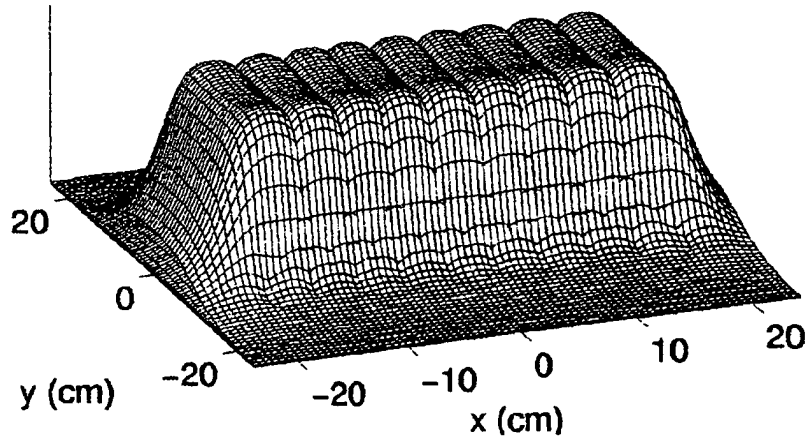


FIG. 10

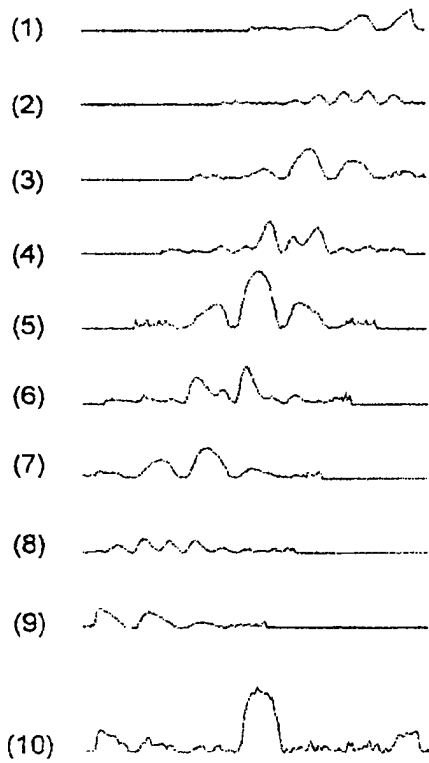


FIG. 12

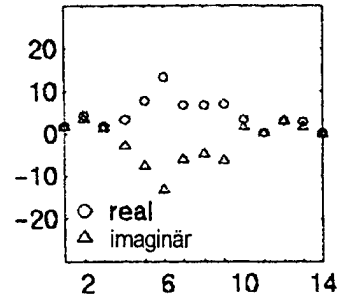


FIG. 14

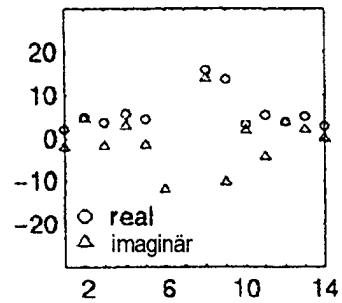


FIG. 15

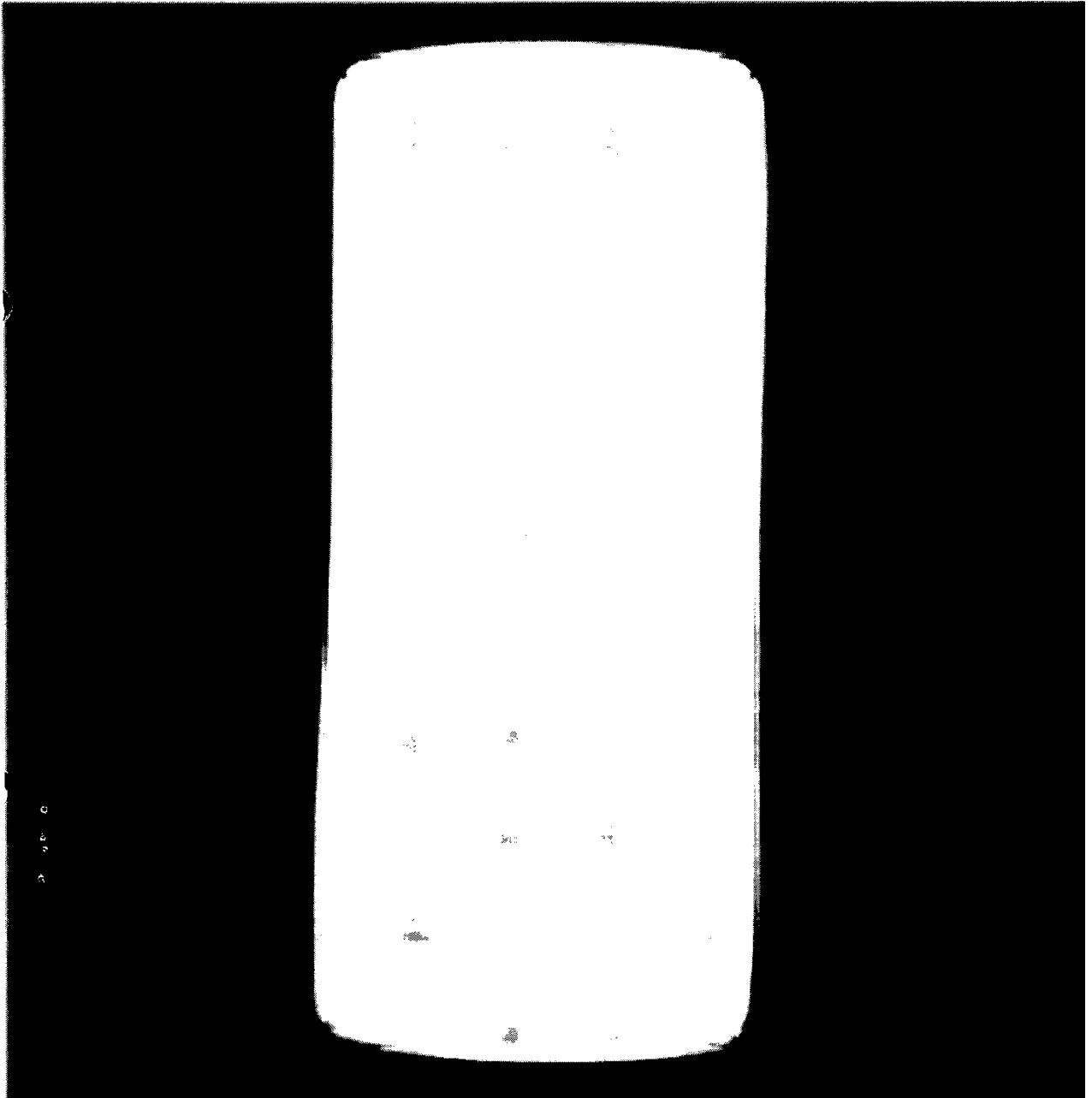


Fig. M

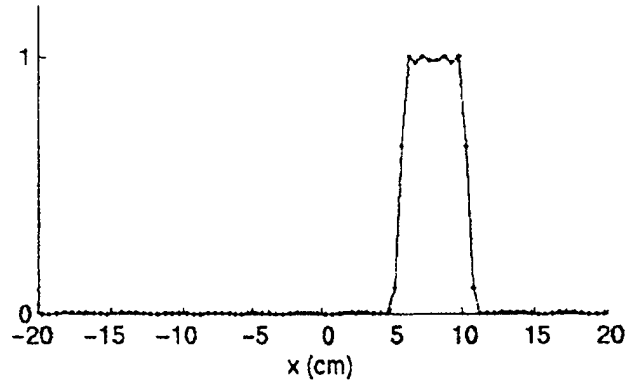


FIG. 13

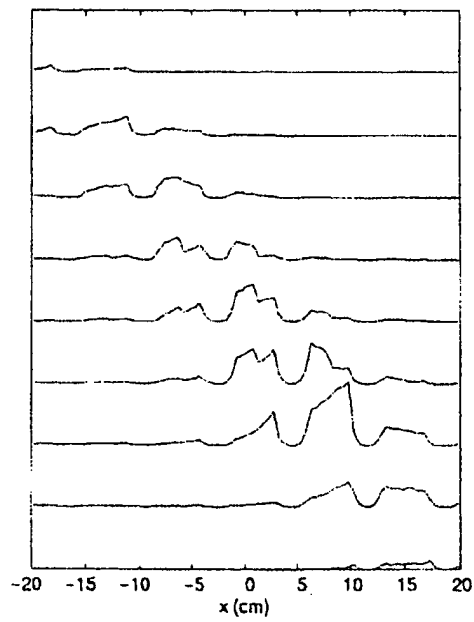


FIG. 16