



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 32 682 T2** 2006.08.10

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 913 699 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 32 682.2**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 307 605.0**

(96) Europäischer Anmeldetag: **18.09.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **06.05.1999**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **07.12.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **10.08.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/385** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

963660 03.11.1997 US

(73) Patentinhaber:

**Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL**

(74) Vertreter:

Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, NL

(72) Erfinder:

Petropoulos, Labros S., Solon, Ohio 44139, US

(54) Bezeichnung: **Ebenes Gradientenspulensystem für die Magnetresonanzbildgebung, welches auf nur einer Seite des Untersuchungsobjekts angeordnet ist**

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

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

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die Erzeugung von Magnetfeldgradienten im Zusammenhang mit Verfahren zur Magnetresonanzbildgebung.

[0002] Bei der Magnetresonanzbildgebung wird ein gleichförmiges Magnetfeld in einer Untersuchungsregion erzeugt, in dem ein Untersuchungsobjekt angeordnet ist. Auf die Untersuchungsregion werden eine Reihe von Hochfrequenzimpulsen und Magnetfeldgradienten angewandt, um magnetische Resonanzen anzuregen und zu manipulieren. Herkömmlicherweise werden Gradientenfelder als eine Reihe von Gradientenimpulsen mit zuvor gewählten Profilen angewandt.

[0003] Die Gradientenmagnetimpulse werden angewandt, um die magnetischen Resonanzsignale auszuwählen und zu codieren. In manchen Fällen werden die Magnetfeldgradienten angewandt, um eine oder mehrere abzubildende Ebenen oder Schichten auszuwählen. Gradientenfeldimpulse werden auch angewandt, um das gleichförmige Magnetfeld selektiv zu modifizieren und die Magnetisierung, und damit die Resonanzsignale, mit Frequenz und Phase für eine räumliche Ortsbestimmung zu codieren.

[0004] Die Magnetresonanzsignale werden dann verarbeitet, um zwei- oder dreidimensionale Darstellungen eines Teils des Untersuchungsobjekts in der Untersuchungsregion zu erzeugen. Die Genauigkeit der resultierenden Bilddarstellung hängt neben anderen Faktoren von der Genauigkeit ab, mit der die tatsächlich angewandten Magnetfeldgradientenimpulse den ausgewählten Gradientenimpulsprofilen entsprechen.

[0005] Herkömmlicherweise wird das gleichförmige Hauptmagnetfeld auf eine von zwei Weisen erzeugt. Das erste Verfahren verwendet einen zylindrisch geformten Solenoid-Hauptmagneten. Die zentrale Bohrung des Hauptmagneten definiert die Untersuchungsregion, in der ein horizontal gerichtetes Hauptmagnetfeld erzeugt wird. Das zweite Verfahren verwendet einen Hauptmagneten mit entgegengesetzten, einander gegenüberliegend angeordneten Polen, um eine dazwischenliegende Untersuchungsregion zu definieren. Die Pole sind üblicherweise durch einen C-förmigen oder 4-Stab-Rückflusspfad aus Eisen miteinander verbunden. Diese Konfiguration erzeugt ein vertikal gerichtetes Hauptmagnetfeld innerhalb der Untersuchungsregion. Der C-förmige Hauptmagnet, häufig auch als offene Magnetgeometrie bezeichnet, konnte wichtige MRI-Probleme lösen, wie beispielsweise eine Vergrößerung der Patientenöffnung, die Vermeidung von Klaustrophobie beim Patienten und die Verbesserung des Zugangs für invasive MRI-Anwendungen. Wegen der Ausrichtung des Hauptmagnetfelds unterscheidet sich die Gestaltung der Gradientenspulen zum Erzeugen linearer Magnetfeldgradienten jedoch von der für das zylindrische Horizontalfeldsystem.

[0006] Bei den Systemen mit einem Solenoidspulentyp enthielten herkömmliche Gradientenspulen in gebündelter oder verteilter Form auf einem hohlen, geraden Zylinderrohr mit großem Durchmesser gewickelte Spulen. Herkömmliche, gebündelte Geometrien sind unter anderem ein Maxwell- oder ein modifiziertes Maxwell-Paar zur Erzeugung von Z-Gradienten sowie Einzel- oder Mehrbogen-Golay-Sattelspulen zur Erzeugung von X- und Y-Gradienten. Die Spulen sind normalerweise in einer Reihenanordnung gewickelt und so ausgerichtet, dass sich ein Magnetfeldprofil mit der gewünschten Linearität über ein vorgegebenes Volumen ergibt. Die für gewickelte, zylindrische Gradientenspulen typischen großen Induktivitäten begrenzen jedoch die Schaltgeschwindigkeit des Gradientenmagnetfelds.

[0007] Für die zylindrischen Hauptmagneten mit horizontal gerichteten Feldern, z.B. in J. Magnetic Resonance, 94 (1991), 471–485, sind planare Gradientenmagnetfeldbaugruppen entwickelt worden. Die Baugruppe beinhaltet ein Paar planarer Y-Gradientenspulen, ein Paar planarer X-Gradientenspulen und ein Paar Z-Gradientenspulen. Diese Art einer planaren Gradientenmagnetfeldbaugruppe wäre jedoch nicht direkt kompatibel mit Hauptmagneten mit vertikal gerichteten Feldern. Das heißt, dass bei Hauptmagneten mit horizontal gerichteten Feldern die Richtung des Hauptmagnetfelds parallel zur planaren Oberfläche der Gradientenspule ist, während bei Hauptmagneten mit vertikal gerichteten Feldern die Richtung des Hauptmagnetfelds orthogonal oder quer zur planaren Oberfläche der Gradientenspule ist.

[0008] Bei offenen Magnetsystemen mit vertikal gerichteten Feldern war es bekannt, ein biplanares Gradientenspulensystem zur Erzeugung der Magnetfeldgradienten zu verwenden, siehe beispielsweise ISMRM-Kurzdarstellung, 1996, S. 124, oder US-Patentschrift 5.578.925, in der ein Gerät gemäß dem Vorwort aus Anspruch 1 dargelegt wird. Die Verwendung eines biplanaren Gradientenspulensystems dieser Art beeinträchtigt den Zweck der Verwendung einer offenen Magnetgeometrie jedoch etwas dadurch, dass sie die Patientenöffnung verkleinert und den Zugang für invasive MRI-Anwendungen vermindert, indem auf jeder Seite des Untersuchungsobjekts jeweils eine planare Gradientenspule eingesetzt wird. Auch die Leistungsfähigkeit der biplana-

ren Konfiguration kann hinsichtlich Stärke und Anstiegsgeschwindigkeit leiden.

[0009] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Gerät zur Magnetresonanzbildgebung geschaffen, wie in Anspruch 1 definiert.

[0010] Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zur Magnetresonanzbildgebung geschaffen, wie in Anspruch 6 definiert.

[0011] Die Erfindung wird nun anhand von Beispielen sowie unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen ausführlicher beschrieben. Es zeigen:

[0012] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines Gerätes zur Magnetresonanzbildgebung mit einer uniplanaren Gradientenspule gemäß vorliegender Erfindung;

[0013] [Fig. 2](#) eine Spulenschleifenanordnung für die uniplanare Y-Gradientenspule, die symmetrisch um die x-Achse ist;

[0014] [Fig. 3](#) eine Spulenschleifenanordnung für die uniplanare X-Gradientenspule, die symmetrisch um die y-Achse ist;

[0015] [Fig. 4](#) eine Spulenschleifenanordnung für die uniplanare Z-Gradientenspule;

[0016] [Fig. 5](#) eine Hälfte einer grafischen Darstellung der B_z -Komponente des Magnetfelds in Richtung des y-Gradienten;

[0017] [Fig. 6](#) eine Hälfte einer grafischen Darstellung der B_z -Komponente des Magnetfelds in der z-Richtung für die Y-Gradientenspule.

[0018] [Fig. 7](#) eine Hälfte einer grafischen Darstellung der B_z -Komponente des Magnetfelds in Richtung des x-Gradienten; und

[0019] [Fig. 8](#) eine Hälfte einer grafischen Darstellung der B_z -Komponente des Magnetfelds in der z-Richtung für die X-Gradientenspule.

[0020] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) erzeugt ein Gerät zur Magnetresonanzbildgebung **10** ein im Wesentlichen gleichförmiges vertikales Magnetfeld **12** durch eine Untersuchungsregion **14**, die durch einander gegenüberliegende Magnetpolschuhe **16**, **18** definiert wird. Vorzugsweise ist das Hauptmagnetfeld **12** ein starkes, im Wesentlichen gleichförmiges Feld, das mit einer z- oder Vertikalachse ausgerichtet ist. In der veranschaulichten Ausführungsform sind die einander gegenüberliegenden Magnetpolschuhe **16**, **18** durch einen Rückflusspfad aus Eisen **20** miteinander verbunden. Unter der Steuerung einer Hauptmagnetfeld-Steuerschaltung **24** werden elektrische Hauptmagnetfeldspulen **22** betrieben. Vorzugsweise beinhalten die Hauptmagnetfeldspulen **22** Spulensegmente, die in Verbindung mit jedem der einander gegenüberliegenden Magnetpolschuhe **16**, **18** oder daran angrenzend angeordnet sind. Die Hauptmagnetfeldspulen **22** können jedoch auch an beliebiger Stelle entlang des eisernen Rückflusspfads **20** angeordnet sein.

[0021] Eine Liege **30** nimmt ein Untersuchungsobjekt innerhalb der Untersuchungsregion **14** auf. Vorzugsweise ist die Liege **30** beweglich, so dass sie wahlweise in die Untersuchungsregion **14** eingeführt und aus ihr herausgezogen werden kann. Ein innerer Hohlraum **32** in der Liege **30** enthält eine uniplanare Gradientenspulenbaugruppe **40**.

[0022] Die uniplanare Gradientenspulenbaugruppe **40** erzeugt selektiv Gradientenmagnetfelder über der Untersuchungsregion **14**. Die uniplanare Gradientenspulenbaugruppe **40** beinhaltet eine Y-Gradientenspulenschleifenanordnung (in [Fig. 2](#) dargestellt), die Gradienten entlang einer y-Achse anlegt, vorzugsweise einer quer zur z-Achse verlaufenden horizontalen Achse. Analog legt eine X-Gradientenspulenschleifenanordnung (in [Fig. 3](#) dargestellt) selektiv Gradienten in der x-Richtung an, einer vorzugsweise horizontal zur z-Achse und orthogonal zur y-Achse verlaufenden Richtung. Eine Z-Gradientenspulenschleifenanordnung (in [Fig. 4](#) dargestellt) erzeugt einen Magnetfeldgradienten in der vertikalen z-Richtung parallel zum Hauptmagnetfeld **12**. Speziell bei der bevorzugten Ausführungsform enthält jede der X-, Y- und Z-Gradientenspulenschleifenanordnungen eine Vielzahl symmetrisch angeordneter Windungen oder Spulenschleifen, wie in den [Fig. 2–Fig. 4](#) gezeigt. Jede der Spulenschleifenanordnungen ist auf einer eigenen planaren Oberfläche angeordnet, die quer

zum Hauptmagnetfeld **12** verläuft.

[0023] Eine Stromversorgung **42** versorgt die Spulenschleifenanordnungen der uniplanaren Gradientenspulenbaugruppe **40** selektiv mit Stromimpulsen. Ein Gradientenfeldsteuerungsmittel **44** wird durch einen Ablaufsteuerungsprozessor **46** gesteuert, um die Stromversorgung so zu regeln, dass sie geeignete Stromimpulse an die Windungen der Schleifenspulen anlegt, um ausgewählte Gradientenimpulse zu bewirken.

[0024] Der Ablaufsteuerungsprozessor **46** steuert einen Hochfrequenzsender **50** zur Erzeugung von Hochfrequenzimpulsen des entsprechenden Frequenzspektrums, um in ausgewählten, in der Untersuchungsregion **14** angeordneten Dipolen Resonanz zu induzieren. Der Hochfrequenzsender **50** ist an eine neben der Untersuchungsregion angeordnete Hochfrequenzantenne **52** angeschlossen, um Hochfrequenzimpulse in einen interessierenden Bereich des Patienten oder eines anderen Untersuchungsobjekts in der Untersuchungsregion **14** zu übertragen. Die Hochfrequenzantenne **52** kann angrenzend an eine Oberfläche der Magnetpolschuhe **16, 18**, in dem inneren Hohlraum **32** der Liege **30**, oder auf dem Untersuchungsobjekt angeordnet sein. Beispielsweise kann eine Oberflächenspule nahe an einem zu untersuchenden Patienten oder Untersuchungsobjekt positioniert sein, um in einem ausgewählten angrenzenden Bereich des Patienten steuerbar magnetische Resonanz zu induzieren.

[0025] Ein Magnetresonanzempfänger **54** empfängt Signale von in Resonanz schwingenden Dipolen innerhalb der Untersuchungsregion **14**. Diese Signale werden über dieselbe Antenne empfangen, die die Hochfrequenzimpulse überträgt. Alternativ können separate Empfängerspulen verwendet werden. Beispielsweise können angrenzend an einen gewählten Bereich des Patienten nur für den Empfang vorgesehene Oberflächenspulen angeordnet sein, um die durch eine die Untersuchungsregion **14** umgebende Hochfrequenzsendespule darin induzierte Resonanz zu empfangen. Schließlich werden die empfangenen Hochfrequenzsignale von einem Rekonstruktionsprozessor **62** demoduliert und zu einer Bilddarstellung rekonstruiert. Das Bild kann eine planare Schicht durch den Patienten, eine Anordnung paralleler planarer Schichten, ein dreidimensionales Volumen oder dergleichen darstellen. Das Bild wird dann in einem Bildspeicher **64** gespeichert, wo eine Anzeige darauf zugreifen kann, wie beispielsweise ein Videomonitor **66**, der eine visuell lesbare Anzeige des resultierenden Bildes liefert.

[0026] Jede der x-, y- und z-Spulenschleifenanordnungen beinhaltet eine einzelne Oberfläche, die quer zum Hauptmagnetfeld verläuft. Jede Oberfläche enthält eine dünne Platte aus nichtmagnetischem und nichtleitendem Material, auf der die verteilte, leitende Spulenordnung befestigt ist. Die verteilten Spulenmuster stellen eine diskrete Annäherung an eine optimale, kontinuierliche Stromverteilung dar. Der optimale Strom ist so berechnet, dass eine minimale gespeicherte Energie für das gewünschte Magnetfeldmuster erzielt wird. Bei der bevorzugten Ausführungsform ist das Magnetfeldmuster ein linearer Gradient.

[0027] Da die Stromdichte in der x-y-Ebene liegt, lautet der Ausdruck der Stromverteilung $J(x, y)$:

$$J(x, y) = \lfloor J_x(x, y)\hat{x} + J_y(x, y)\hat{y} \rfloor \quad (1).$$

[0028] Die Ausdrücke der beiden Komponenten des magnetischen Vektorpotenzials $A(x, y)$ lauten daher:

$$A_y = \frac{\mu_0}{8\pi^2} \int \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\sqrt{\alpha^2 + \beta^2}} e^{i\alpha x - i\beta y} \left[J_y(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \right] \quad (2)$$

$$A_x = \frac{\mu_0}{8\pi^2} \int \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\sqrt{\alpha^2 + \beta^2}} e^{i\alpha x + i\beta y} \left[J_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \right] \quad (3),$$

wobei $J_{x,y}(\alpha, \beta)$ jeweils die doppelte Fourier-Transformation der Stromdichtekomponenten $J_{x,y}(x, y)$ darstellt. Wo die Stromdurchgangsgleichung $\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = 0$ lautet, ist die Beziehung dieser beiden Stromdichtekomponenten in dem Fourier-Bereich:

$$J_y(\alpha, \beta) = -\frac{\alpha}{\beta} J_x(\alpha, \beta) \quad (4).$$

[0029] Die gespeicherte magnetische Energie der Spule ist daher:

$$W_m = \frac{1}{2} \int_V d^3x \vec{A} \cdot \vec{J} = \frac{\mu_0}{16\pi^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta^2} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} |J_x|^2 \quad (5),$$

während der Ausdruck für die magnetische Feldkomponente in der Hauptfeldrichtung z lautet:

$$B_z = \frac{i\mu_0}{8\pi^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} e^{i\alpha x + i\beta y} J_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \quad (6).$$

[0030] Bei der Y-Gradientenspule muss die magnetische Feldkomponente in der z-Richtung entlang der y-Achse asymmetrisch und in der x-Richtung symmetrisch sein, so dass die Gleichung (6) wird:

$$B_z = \frac{\mu_0}{2\pi^2} \int_0^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \cos(\alpha x) \sin(\beta y) J_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \quad (7).$$

[0031] Bei Überprüfung des Ausdrucks für das Magnetfeld wird deutlich, dass die Fourier-Komponente von J_x sowohl in α als auch in β symmetrisch ist, d.h.

$$J_x(\alpha, \beta) = 4 \int_0^{+\infty} \int_0^{+\infty} dx dz \cos(\alpha x) \cos(\beta y) J_x(x, y) \quad (8).$$

[0032] Basierend auf dem Energieminimierungsmechanismus lautet das Funktional \mathcal{E} im Hinblick auf das Magnetfeld und die gespeicherte magnetische Energie:

$$\mathcal{E}(J_x) = W_m - \sum_{j=1}^N \lambda_j (B_z(\vec{r}_j) - B_{zSC}(\vec{r}_j)) \quad (9),$$

wobei W_m die gespeicherte Energie ist, λ_j die Lagrange-Multiplikatoren sind, $B_z(\vec{r}_j)$ der berechnete Wert des Magnetfelds an Bedingungspunkten (\vec{r}_j) ist, und $B_{zSC}(\vec{r}_j)$ Bedingungswerte des Magnetfelds an den Bedingungspunkten sind.

[0033] Indem man \mathcal{E} in Bezug auf die Stromdichte J_x minimiert, lautet die Matrixgleichung für J_x :

$$(J_x) = \beta \sum_{j=1}^N \lambda_j \cos(\alpha x_j) \sin(\beta y_j) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z_j} \quad (10).$$

[0034] Die Lagrange-Multiplikatoren λ_j werden mit Hilfe der Bedingungsgleichung für das Magnetfeld bestimmt, und man erhält die kontinuierliche Stromdichteverteilung für die Komponenten J_x und J_y der Stromdichte. Indem man das Stromfunktionsverfahren auf die kontinuierliche Stromdichte anwendet, werden diskrete Strommuster für die Stromdichte erzeugt, die für die Schaffung eines hochqualitativen Gradientenfelds in der y-Richtung geeignet sind. Anschließend wird das Magnetfeld innerhalb und außerhalb des Abbildungsvolumens neu berechnet, indem man die Biot-Savart-Formel auf die diskrete Stromverteilung anwendet.

[0035] Während man die Ebene mathematisch als unendlich annimmt, wird praktisch eine Stromapodisierungsmaßnahme vollzogen, um den Strom in der x- und y-Richtung innerhalb akzeptabler Grenzen zu halten.

N	x_i	y_i	z_i	$B_{zSC}(2n)$
1	0,0000	0,001	0,100	0,00002000
2	0,0000	0,060	0,100	0,00120000
3	0,0000	0,200	0,100	0,00364000
4	0,1800	0,001	0,100	0,00001800
5	0,0000	0,001	0,150	0,00002050
6	0,0000	0,001	0,200	0,00001750

Tabelle 1: Für die Konstruktion einer Y-Gradientenspule verwendeter Bedingungssatz; die Werte für x , y und z sind in m angegeben, die Werte für B_{zSC} sind in T angegeben.

[0036] In einer bevorzugten Ausführungsform definieren sechs Bedingungspunkte die Eigenschaften des Felds innerhalb des Abbildungsvolumens (siehe Tabelle 1). Das Abbildungsvolumen erstreckt sich ± 20 cm entlang der x - und der y -Achse in der Ebene $z = +10$ cm, und entlang der positiven z -Achse $+10$ cm, beginnend an der Stelle $z = +10$ cm.

[0037] Die ersten drei Bedingungspunkte definieren eine Gradientenstärke von 20 mT/m innerhalb des Abbildungsvolumens mit einer Achsenlinearität von 15%. Mittels drei Bedingungspunkten entlang der Gradientenspulenachse wird die Achsenrichtlinearität der Gradientenspule auf einem akzeptablen Niveau gehalten. Die Gleichförmigkeit des Gradientenfelds innerhalb dieses Abbildungsvolumens ist auf weniger als 20% Abweichung von ihrem eigentlichen Wert begrenzt. Durch Anwenden der Bedingungen erhält man kontinuierliche Stromverteilungen. Das diskrete Strommuster aus 10 positiven Schleifen (wie in [Fig. 2](#) zu sehen) erhält man durch Anwenden des Stromfunktionsverfahrens. Mit Hilfe des Biot-Savart-Gesetzes wird die z -Komponente des Magnetfelds entlang der Gradientenachse y (wie in [Fig. 5](#) zu sehen) und entlang der z -Richtung (wie in [Fig. 6](#) zu sehen) berechnet.

[0038] Bei derselben Gradientenstärke und vergleichbaren Gradientenfeldeigenschaften ist die Anstiegsgeschwindigkeit der uniplanaren Gradientenspule mehr als doppelt so hoch wie die Anstiegsgeschwindigkeit einer entsprechenden biplanaren Gradientenspule.

[0039] Die X-Gradientenspule wird in ähnlicher Weise wie die Y-Gradientenspule behandelt. Im Falle der X-Gradientenspule muss die Magnetfeldkomponente in z -Richtung asymmetrisch entlang der x -Achse und symmetrisch in y -Richtung sein. In diesem Fall wird aus der Gleichung (6):

$$B_z = \frac{\mu_0}{2\pi^2} \int_0^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \sin(\alpha x) \cos(\beta y) J_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \quad (11).$$

[0040] In diesem Fall muss die Fourier-Komponente von J_x in α und in β asymmetrisch sein:

$$J_x(\alpha, \beta) = 4 \int_0^{+\infty} \int_0^{+\infty} dx dz \sin(\alpha x) \sin(\beta y) J_x(x, y) \quad (12).$$

[0041] Indem man erneut \mathcal{E} in Bezug auf die Stromdichte J_x minimiert, lautet die Matrixgleichung für J_x :

$$J_x = \beta \sum_{j=1}^N \lambda_j \sin(\alpha x_j) \cos(\beta y_j) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z_j} \quad (13).$$

[0042] Die Lagrange-Multiplikatoren λ_j werden bestimmt, man erhält die Komponenten J_x und J_y der Stromdichte, und es werden die diskreten Strommuster für die Stromdichte erzeugt, die für die Schaffung eines hochqualitativen Gradientenfelds entlang der x -Richtung geeignet sind. Wiederum wird das Magnetfeld innerhalb

und außerhalb des Abbildungsvolumens neu berechnet, indem man die Biot-Savart-Formel auf die diskrete Stromverteilung anwendet.

[0043] Wie bei der Y-Gradientenspule werden sechs Bedingungspunkte gewählt, um die Eigenschaften des Felds innerhalb des Abbildungsvolumens zu definieren (siehe Tabelle 2). Die ersten drei Bedingungspunkte definieren eine Gradientenstärke von 20 mT/m innerhalb des Abbildungsvolumens mit einer Achsenlinearität von 15%, und die Gleichförmigkeit des Gradientenfelds innerhalb dieses Abbildungsvolumens ist auf weniger als 20% Abweichung von ihrem eigentlichen Wert begrenzt.

n	x_i	y_i	z_i	$B_{zSC}(2n)$
1	0,0010	0,000	0,100	0,00002000
2	0,0600	0,000	0,100	0,00120000
3	0,2000	0,000	0,100	0,00364000
4	0,0010	0,180	0,100	0,00001800
5	0,0010	0,000	0,150	0,00002050
6	0,0010	0,000	0,200	0,00001750

Tabelle 2: Für die Konstruktion einer X-Gradientenspule verwendeter Bedingungssatz; die Werte für x , y und z sind in m angegeben, die Werte für B_{zSC} sind in T angegeben.

[0044] Abschließend wird das diskrete Strommuster aus 10 positiven Schleifen (wie in [Fig. 3](#) zu sehen) erzeugt, und mit Hilfe des Biot-Savart-Gesetzes wird die z -Komponente des Magnetfelds entlang der Gradientenachse x (wie in [Fig. 7](#) gezeigt) und in der z -Richtung (wie in [Fig. 8](#) gezeigt) berechnet. Erneut ist bei derselben Gradientenstärke und vergleichbaren Gradientenfeldeigenschaften die Anstiegsgeschwindigkeit der uniplanaren Gradientenspule mehr als doppelt so hoch wie Anstiegsgeschwindigkeit einer entsprechenden biplanaren Gradientenspule. In einer bevorzugten Ausführungsform ist die x -Gradientenspule identisch mit der in der x - y -Ebene um 90° um die z -Achse gedrehten y -Gradientenspule.

[0045] Die Z -Gradientenspule erfährt mit einigen geringen Abweichungen eine ähnliche Behandlung. Die Magnetfeldkomponente in der z -Richtung muss entlang der z -Achse monoton und in der x - und der y -Richtung symmetrisch sein, so dass aus der Gleichung (6) wird:

$$B_z = \frac{i\mu_0}{2\pi^2} \int_0^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \cos(\alpha x) \cos(\beta y) J_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \quad (14).$$

[0046] Die Fourier-Komponente von J_x muss in α symmetrisch und in β asymmetrisch sein:

$$J_x(\alpha, \beta) = i4 \int_0^{+\infty} \int_0^{+\infty} dx dz \cos(\alpha x) \sin(\beta y) J_x(x, y) \quad (15).$$

[0047] Um den imaginären Teil zu beseitigen, wir die Transformation

$$J_x(\alpha, \beta) = i\tilde{J}_x(\alpha, \beta) \quad (16)$$

angenommen, und der Ausdruck des Magnetfelds wird zu:

$$B_z = \frac{i\mu_0}{2\pi^2} \int_0^{+\infty} \frac{d\alpha d\beta}{\beta} \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \cos(\alpha x) \cos(\beta y) \tilde{J}_x(\alpha, \beta) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z} \quad (17).$$

[0048] Indem man \mathcal{E} in Bezug auf die Stromdichte \tilde{J}_x minimiert, lautet die Matrixgleichung für \tilde{J}_x

$$(\tilde{J}_x) = \beta \sum_{j=1}^N \lambda_j \cos(\alpha x_j) \cos(\beta y_j) e^{-\sqrt{\alpha^2 + \beta^2} z_j} \quad (18).$$

[0049] Die Lagrange-Multiplikatoren λ_j und die Komponenten J_x und J_y der Stromdichte werden bestimmt. Dann werden die diskreten Strommuster für die Stromdichte erzeugt, die für die Schaffung eines hochqualitativen Gradientenfelds in der z-Richtung geeignet sind, und anschließend wird das Magnetfeld innerhalb und außerhalb des Abbildungsvolumens neu berechnet.

[0050] Dieses Mal werden fünf Bedingungspunkte gewählt, um die Eigenschaften des Felds innerhalb des Abbildungsvolumens zu definieren (siehe Tabelle 3). Die ersten drei Bedingungspunkte definieren eine Gradientenstärke von 20 mT/m innerhalb des Abbildungsvolumens mit einer Achsenlinearität von 15%, und die Gleichförmigkeit des Gradientenfelds innerhalb dieses Abbildungsvolumens ist auf weniger als 20% Abweichung von ihrem eigentlichen Wert begrenzt. Dies führt zu dem diskreten Strommuster aus 13 positiven Schleifen (in [Fig. 4](#) gezeigt). Erneut ist bei derselben Gradientenstärke und vergleichbaren Gradientenfeldeigenschaften die Anstiegsgeschwindigkeit der uniplanaren Gradientenspule mehr als doppelt so hoch wie die Anstiegsgeschwindigkeit einer entsprechenden biplanaren Gradientenspule.

n	x_i	y_i	z_i	$B_{zSC}(2n)$
1	0,0010	0,000	0,101	0,00002000
2	0,0000	0,000	0,160	0,00120000
3	0,0000	0,000	0,200	0,00170000
4	0,2000	0,000	0,101	0,00001600
5	0,0000	0,200	0,101	0,00001600

Tabelle 3: Für die Konstruktion einer Z-Gradientenspule verwendeter Bedingungssatz; die Werte für x, y und z sind in m angegeben, die Werte für B_{zSC} sind in T angegeben.

[0051] Speziell Bezug nehmend auf die [Fig. 2](#), [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) werden diskrete Stromverteilungen jeweils für die Y-, X- und Z-Gradientenspule gezeigt. Jede Seite der Y-Gradientenspulenanordnung enthält 10 positive Stromwindungen **48y**, die jeweils einen Strom von 205,968 Ampere führen. Die X-Gradientenspule enthält ebenso wie die Y-Gradientenspule ein spiegelbildlich symmetrisches Paar von 10 positiven Stromwindungen **48x**, die jeweils einen Strom von 205,768 Ampere führen. Die Z-Gradientenspulenanordnung enthält 13 positive Stromwindungen **48z**, die jeweils einen Strom von 177,6 Ampere führen.

[0052] In einer bevorzugten Ausführungsform ist ein Höhenanpassungsmechanismus **70** mit der uniplanaren Gradientenspulengruppe verbunden. Der Höhenanpassungsmechanismus **70** positioniert die uniplanare Gradientenspulengruppe selektiv höher oder niedriger zum Patienten oder dem Untersuchungsobjekt. Dies wiederum bewirkt eine entsprechende Lageänderung des Abbildungsvolumens in Bezug auf das Untersuchungsobjekt, so dass sich Bereiche unterschiedlicher Tiefe im Untersuchungsobjekt mit den linearsten Gradientenmagnetfeldimpulsen abbilden lassen.

[0053] Ferner ist zwischen den Spulenschleifenanordnungen und einem magnetischen Polschuh, der sich auf derselben Seite des Untersuchungsobjekts wie die Spulenschleifenanordnungen befindet, eine aktive elektrische Abschirmspule **72** zum Schutz vor Wirbelströmen und anderen nachteiligen Effekten angeordnet.

[0054] Die Abmessungen der uniplanaren Gradientenspule lassen sich ändern, um entsprechend der bevorzugten Anwendung größer oder kleiner zu sein, und die spezifizierten Strommuster lassen sich ändern, um eine erhöhte Linearität und/oder eine größere Effizienz auf Kosten des jeweils anderen zu erzeugen.

[0055] Ein Vorteil der Einzelgradientenspulenkongfiguration für MRI-Systeme mit orthogonal gerichteten Magnetfeldern gemäß vorliegender Erfindung liegt darin, dass sie schnellere Anstiegsgeschwindigkeiten schafft. Speziell bei vergleichbaren Gradientenstärken ist die Anstiegsgeschwindigkeit einer uniplanaren Spule im Wesentlichen doppelt so hoch wie die Anstiegsgeschwindigkeit einer entsprechenden biplanaren Spule.

[0056] Ein weiterer Vorteil der vorliegenden Erfindung ist die Reduzierung gespeicherter magnetischer Energie, was zur Verbesserung der Gradientenstärke und der Anstiegszeit führt.

[0057] Noch ein Vorteil ist die größere Patientenöffnung und die bessere Zugänglichkeit für invasive MRI-Anwendungen.

Text in den Zeichnungen

Figur 1

Current supply	Stromversorgung
Gradient field control	Gradientenfeldsteuerung
Sequence control	Ablaufsteuerung
RF XMTR	Hochfrequenzsender
RCVR	Empfänger
Image processor	Bildprozessor
Image memory	Bildspeicher
Main magnet field control	Hauptmagnetfeldsteuerung

Figur 6

Y Uniplanar Gradient Coil:	y = 0.001 m uniplanare Y-Gradientenspule: y = 0,001 m
Bz in Tesla	Bz in Tesla
z in meters	z in Meter

Figur 8

X Uniplanar Gradient Coil:	x = 0.001 m uniplanare X-Gradientenspule: x = 0,001 m
Bz in Tesla	Bz in Tesla
z in meters	z in Meter

Patentansprüche

1. Gerät zur Magnetresonanzbildgebung (10), das Folgendes umfasst:
 einen Hauptmagneten einer offenen Magnetgeometrie und einem Paar sich gegenüberliegender Polflächen (16, 18), die zwischen sich eine Untersuchungsregion (14) definieren, in der ein Hauptmagnetfeld (12) erzeugt wird;
 eine Liege (30) für die Aufnahme eines Objekts innerhalb der Untersuchungsregion (14);
 einen HF-Impulsgenerator (50), um selektiv magnetische Resonanz an innerhalb der Untersuchungsregion (14) angeordneten Dipolen anzuregen;
 einen Empfänger (54), um Magnetresonanzsignale von schwingenden Dipolen innerhalb der Untersuchungsregion (14) zu empfangen;
 einen Rekonstruktionsprozessor (62), um anhand der Magnetresonanzsignale eine Bilddarstellung zu rekonstruieren;
 Gradientenspulen, um ein gewünschtes Muster von Magnetfeldgradienten über der Untersuchungsregion zu erzeugen;
 und eine Stromversorgung (42), um Gradientenspulen elektrische Stromimpulse zuzuführen;
dadurch gekennzeichnet, dass
 das Gerät nur eine einzelne Gradientenspulenordnung enthält, die auf nur einer Seite der sich gegenüberliegenden Polflächen (16, 18), zwischen der Polfläche und der Untersuchungsregion (14), angeordnet ist, die Baugruppe aus entsprechenden Spulenschleifenanordnungen zum Erzeugen von Magnetfeldgradienten in entsprechenden Richtungen (x, y, z) besteht, wobei jede Spulenschleifenanordnung auf einer einzelnen, ebenen Oberfläche rechtwinklig zur Richtung des Hauptmagnetfelds (12) angeordnet ist, die genannten Spulenschleifenanordnungen dafür optimiert sind, ein gewünschtes Muster von Magnetfeldgradienten unter der Einschränkung minimal gespeicherter Energie sowie unter der Einschränkung zu erzeugen, dass an der anderen Polfläche keine Gradientenspulenordnung vorgesehen ist.

2. Gerät zur Magnetresonanzbildgebung nach Anspruch 1, wobei der Hauptmagnet einen die sich gegen-

überliegenden Polflächen (16, 18) verbindenden Rückflusspfad (20) aus Eisen hat.

3. Gerät zur Magnetresonanzbildgebung nach Anspruch 1 oder 2, wobei zwischen der einzelnen Gradientenspulenordnung (40) und der Polfläche (18) eine aktive elektrische Abschirmspule positioniert ist, die sich auf derselben Seite des Objekts wie die einzelne Gradientenspulenordnung (40) befindet.

4. Gerät zur Magnetresonanzbildgebung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die einzelne Gradientenspulenordnung (40) im Inneren der Liege (30) untergebracht ist.

5. Gerät zur Magnetresonanzbildgebung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, weiterhin umfassend: einen Höhenanpassungsmechanismus (70), um zum Abbilden verschiedener Bereiche des Objekts die einzelne Gradientenspulenordnung (40) mechanisch auf das Untersuchungsobjekt zu oder von ihm weg zu bewegen.

6. Verfahren zur Magnetresonanzbildgebung unter Verwendung eines Gerätes wie in Anspruch 1 definiert.

7. Verfahren nach Anspruch 6, weiterhin beinhaltend den Schritt des mechanischen Bewegens der Spulenschleifenanordnungen auf das Untersuchungsobjekt zu oder von ihm weg, um verschiedene Bereiche des Objekts abzubilden.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, weiterhin beinhaltend den Schritt des aktiven elektrischen Abschirmens der Spulenschleifenanordnungen von der Magnetpolfläche, die sich auf derselben Seite des Untersuchungsobjekts wie die Spulenschleifenanordnungen befindet.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

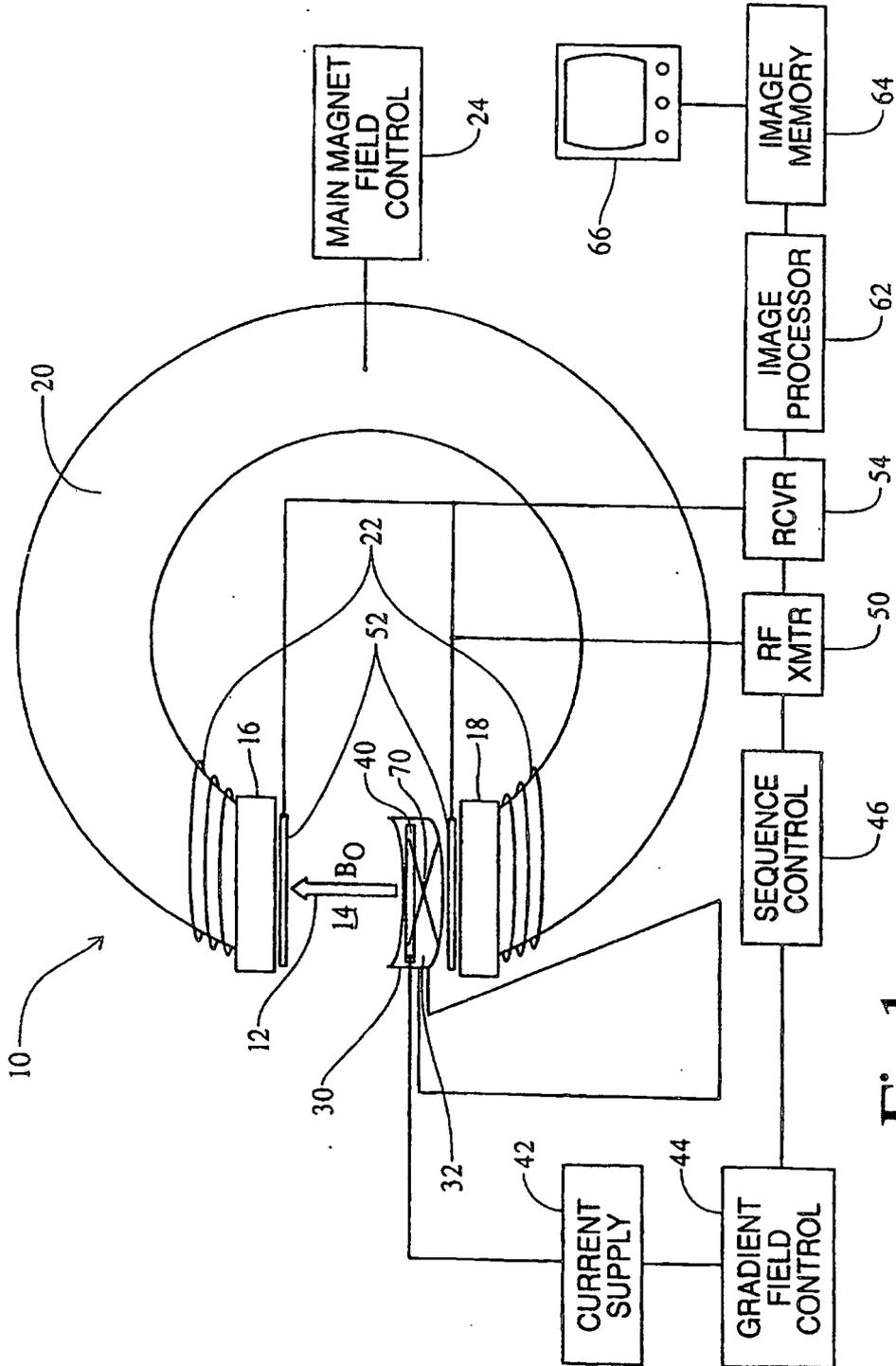


Fig.1

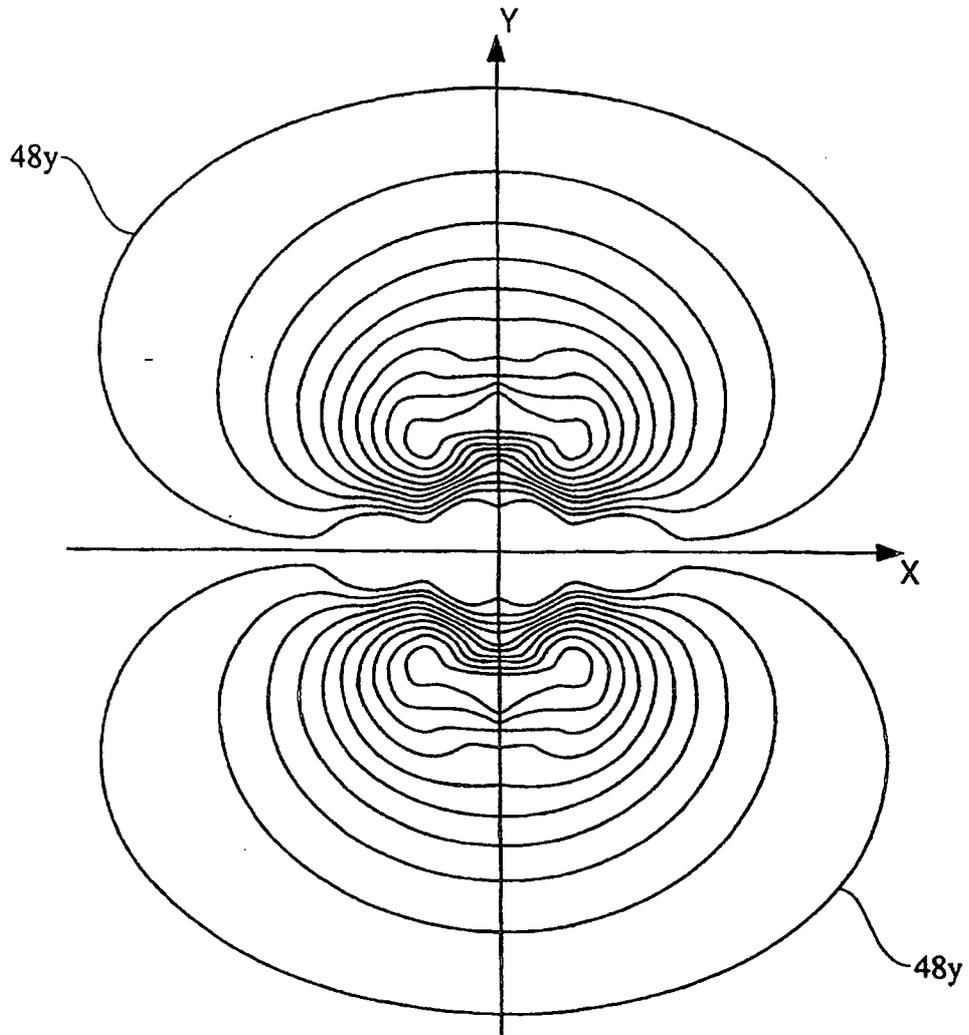


Fig.2

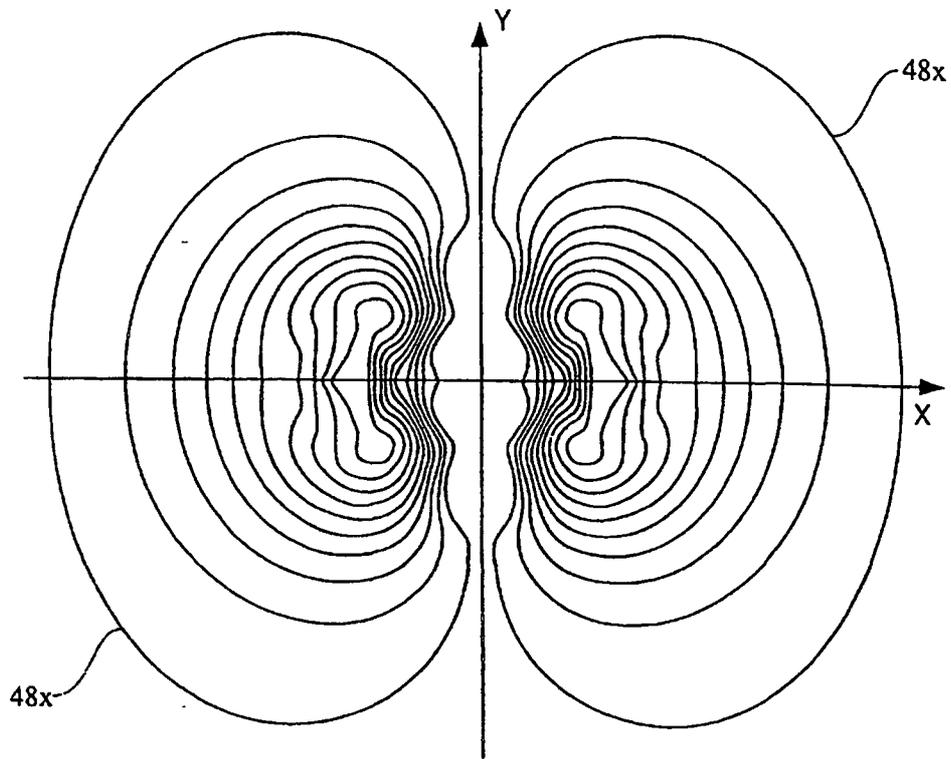


Fig. 3

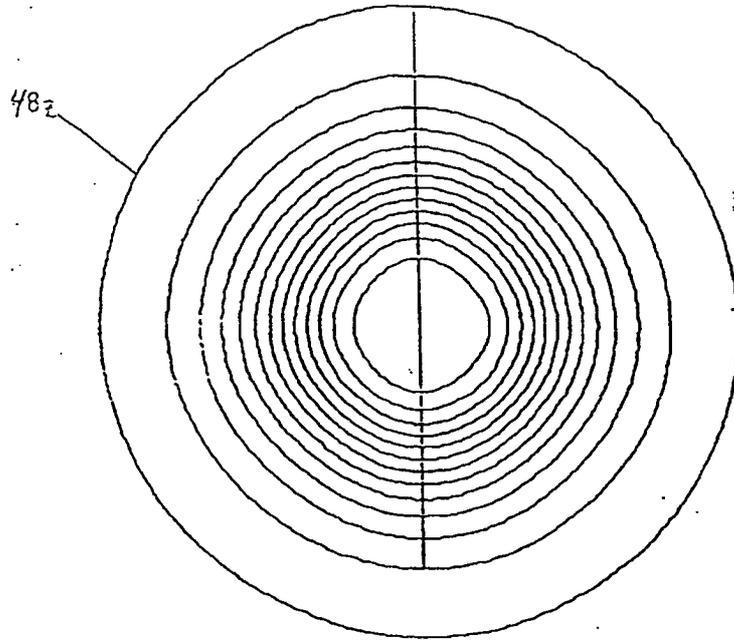


FIG. 4

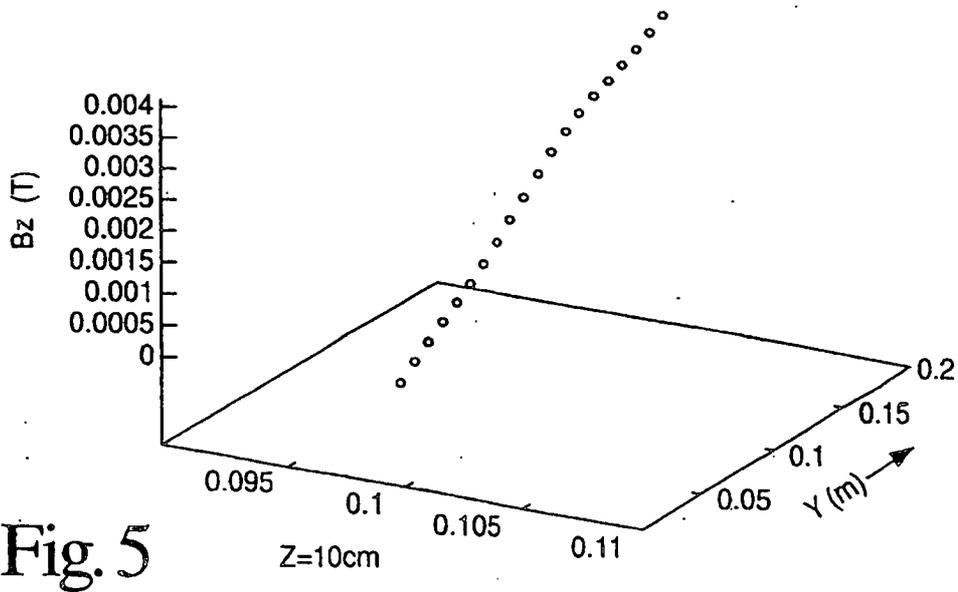


Fig. 5

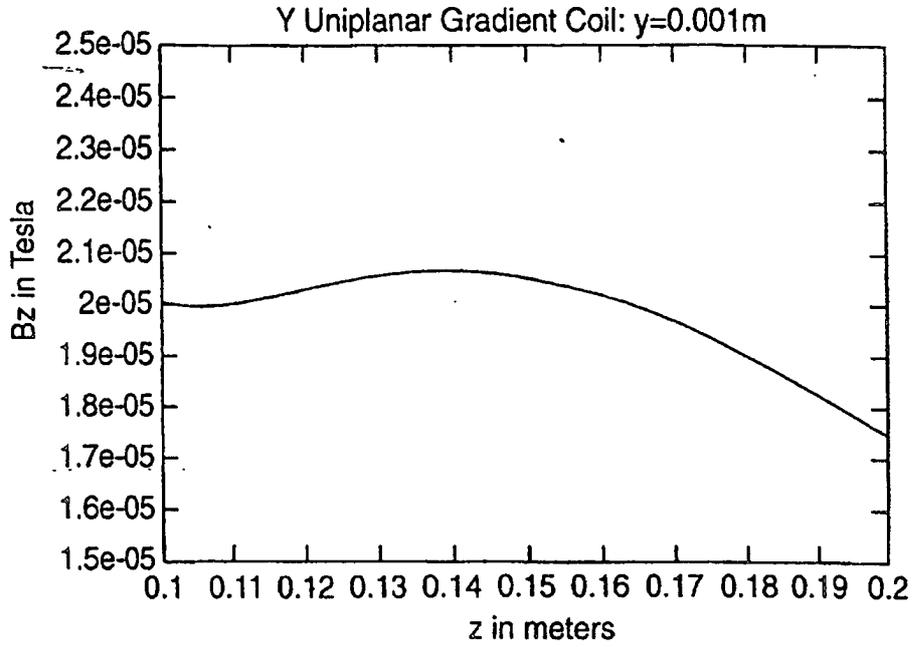


Fig.6

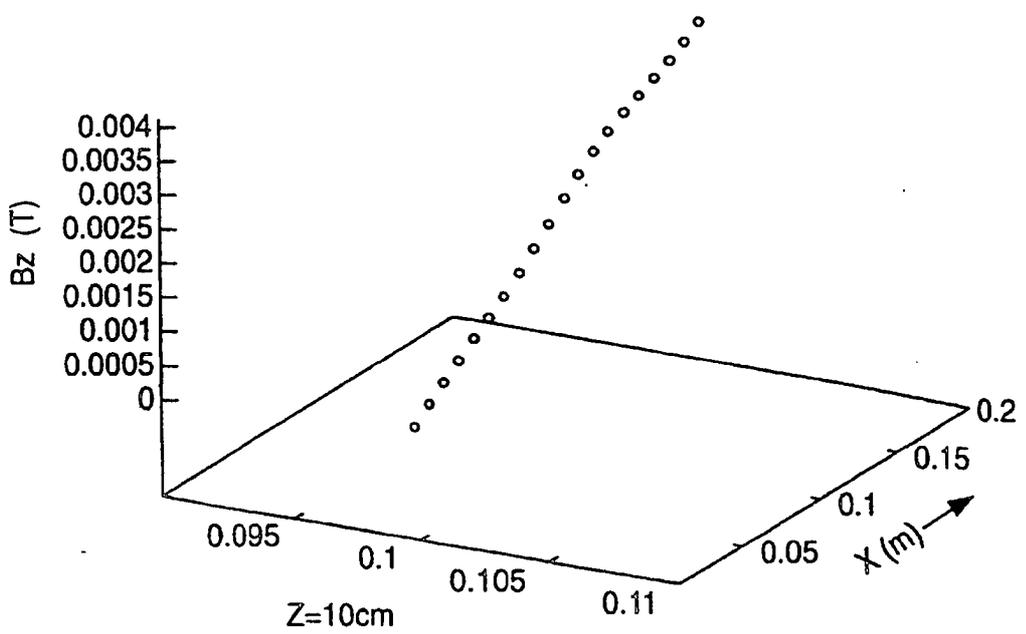


Fig.7

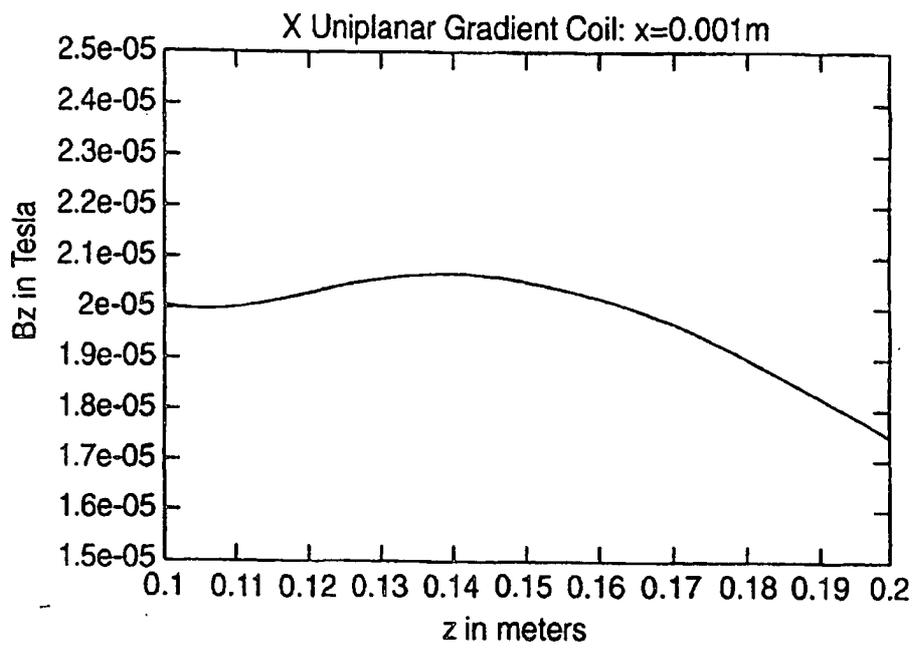


Fig. 8