



(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **198 08 985.6**  
(22) Anmeldetag: **03.03.1998**  
(43) Offenlegungstag: **10.09.1998**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **14.06.2012**

(51) Int Cl.: **G01R 33/035 (2006.01)**  
**A61B 5/04 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:

**9-052769**                      **07.03.1997**    **JP**  
**9-060488**                      **14.03.1997**    **JP**

(73) Patentinhaber:

**Hitachi, Ltd., Tokyo, JP**

(74) Vertreter:

**Strehl, Schübel-Hopf & Partner, 80538, München, DE**

(72) Erfinder:

**Tsukada, Keiji, Kashiwa, JP; Kandori, Akihiko, Hitachinaka, JP; Okajima, Kenichi, Mitaka, JP; Sasabuchi, Hitoshi, Mito, JP; Suzuki, Hiroyuki, Hitachinaka, JP; Kondo, Shoji, Hitachinaka, JP; Komiyama, Yasuaki, Hitachinaka, JP**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:  
**siehe Folgeseiten**

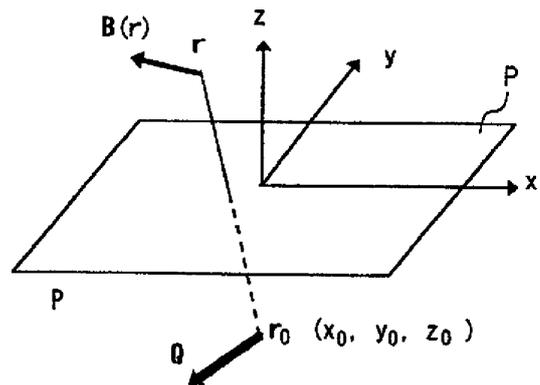
(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Biomagnetfeld-Messung, umfassend:

einen ersten Schritt des Messens einer zeitlichen Änderung einer Komponente ( $B_z$ ) eines durch einen lebenden Körper (2) erzeugten Biomagnetfelds unter Verwendung mehrerer Fluss-Messeinrichtungen (20-1 bis 20-8, ... 27-1 bis 27-8), die außerhalb des lebenden Körpers angeordnet sind und jeweils ein SQUID (12) enthalten, wobei die Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in eine erste Richtung ( $z$ ) zeigt, die rechtwinklig auf der Oberfläche des lebenden Körpers steht;  
einen zweiten Schritt des Bestimmens einer zeitlichen Änderung der Quadratwurzel von

$$B_{xy}^2 = (\partial B_z(x, y)/\partial x)^2 + (\partial B_z(x, y)/\partial y)^2,$$

also der Summe der Quadrate der Ableitungswerte der Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in der ersten Richtung und derjenigen in einer zweiten und einer dritten Richtung ( $x, y$ ), die die erste Richtung ( $z$ ) schneiden;  
einen dritten Schritt des Integrierens der zeitlichen Änderung des im zweiten Schritt erhaltenen Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1; T_2$ ) zum Bestimmen eines Integralwerts; und  
einen vierten Schritt des Anzeigens des im...



(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

**DE 691 14 886 T2**

**HOSAKA,H., u.a.: Patr IV, Visual Determination  
of Generators of the Magnetocardiogramm. In:  
J.Electrocariology, 9(4) 1976, S.426-432**

**MONTAQUE,T.J. u.a.: Isointegral Analysis of  
Body Surface Maps. In: Circulations, Vol.63, No.5,  
Mai 1981, S.1166-1172**

**TSUKADA,K. u.a.: Multichannel SQUID system  
detecting tangential components of the cardiac  
magnetic field. In: Rev. Sci. Instrum. 66(10),  
Oktober 1995, S.5085-5091**

**TSUKADA,K. u.a.: Tangential (x- and y-)  
Component Measurement of Cardiac Magnetic  
Field and Comparision with Conventional z-  
Component Measurement. In: Tenth International  
Conference on Biomagnetism, Santana Fe, New  
Mexico, 17.Feb. 1996, S.565-568**

**VVEDENSKY,V.L. u.a.: An Eight-channel  
Neuromagnetometer. In: Instruments and  
Experimental Techniques, Vol.38, No.1, Part 2,  
1995, S.111-118**

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Messen eines Biomagnetfelds, wie es z. B. durch die Wirkung von Nerven im Gehirn oder durch die Myokardfunktion des Herzens eines lebenden Körpers erzeugt wird, unter Verwendung mehrerer Fluss-Messeinrichtungen, von denen jedes aus einem hochempfindlichen SQUID (superconducting quantum interference device = supraleitendes Bauteil mit Quanten-Wechselwirkung) besteht.

**[0002]** Zusätzlich zu einem durch einen Stromdipol erzeugten Magnetfeld ist als Biomagnetfeld ein solches aufgrund eines im lebenden Körper fließenden Volumenstroms zu nennen. Es wird davon ausgegangen, dass eine Normalenkomponente ( $B_z$ : z-Komponente im Cartesischen Koordinatensystem, oder  $B_r$ : Radialkomponente im Polarkoordinatensystem) kaum von einem Volumenstrom beeinflusst wird. Bei herkömmlichen Techniken wird die Ebene einer mit einem SQUID verbundenen Erfassungsspule parallel zur Körperfläche angeordnet, um  $B_z$  oder  $B_r$  zu messen, bei der es sich um die Normalenkomponente rechtwinklig zur Körperoberfläche handelt. Ergebnisse einer Biomagnetfeld-Messung werden in Form einer zeitlichen Änderung der gemessenen Feldkomponente oder als isomagnetische Feldkarte (Konturkarte) angezeigt, in der Punkte mit gleicher Stärke der Magnetfeldkomponente, wie zu gewünschten Zeitpunkten gemessen, gleich sind. Es wurden verschiedene Analyseverfahren vorgeschlagen, die eine an der Erzeugung eines Biomagnetfelds beteiligte Magnetfeldquelle aus der erhaltenen Isomagnetfeldkurve analysieren, und bei einem typischen derselben wird die Analyse dadurch ausgeführt, dass die Magnetfeldquelle durch einen Stromdipol ersetzt wird.

**[0003]** Eine isomagnetische Feldkarte einer Normalenkomponente ( $B_z$  oder  $B_r$ ) des durch einen Stromdipol erzeugten Magnetfelds hat ein Muster mit einem Quellenpol und einem Senkenpol des Magnetfelds an Positionen, die voneinander durch das Zentrum getrennt sind, in dem die Magnetfeldquelle (Stromdipol) liegt. Die Stärke, die Position und die Richtung der Magnetfeldquelle (Stromdipol) werden entsprechend den Stärken des Magnetfelds an den zwei Polen und dem Abstand zwischen diesen analysiert.

**[0004]** Gemäß einer ersten bekannten Technik (H. Hosaka und D. Lohen: J. Electrocardiology, 9(4), S. 426–432 (1976)) wird ein Verfahren zum Anzeigen von im Myokard verteilten Stromquellen unter Verwendung einer isomagnetischen Feldkarte gemessener Normalenkomponenten  $B_z$  mit dem Ziel verwendet, die Erkennbarkeit der Richtung und der Intensität von Strömen im Myokard zu fördern, und gemäß diesem Verfahren wird eine Pfeilkarte hergeleitet, um den durch die folgende Gleichung (1) definierten Stromvektor  $J(x, y)$  an Messpunkten unter Ver-

wendung von Pfeilen auszudrücken. In der folgenden Beschreibung sind zum Kennzeichnen von Vektoren Frakturbuchstaben verwendet.

$$J(x, y) = (\partial B_z(x, y)/\partial y)e_x - (\partial B_z(x, y)/\partial x)e_y \quad (1)$$

**[0005]** In der Gleichung (1) kennzeichnet  $e_x$  einen Einheitsvektor in x-Richtung und  $e_y$  kennzeichnet einen Einheitsvektor in y-Richtung. Bei dieser bekannten Technik besteht jedoch ein Problem dahingehend, dass es dann, wenn mehrere Stromquellen existieren, schwierig ist, die einzelnen Stromquellen auf Grundlage der isomagnetischen Feldkarte der Normalenkomponente  $B_z$  voneinander zu unterscheiden.

**[0006]** Bei einer zweiten bekannten Technik (K. Takeda et al: Review of the Scientific Instruments, 66 (10), S. 5085–5091 (1995)) wird zum Sichtbarmachen mehrerer verteilter Stromquellen die Normalenkomponente ( $B_z$  oder  $B_r$ ) nicht erfasst, sondern es werden tangentiale Komponenten  $B_x$  und  $B_y$  unter Verwendung einer Erfassungsspule gemessen, deren Ebene rechtwinklig zur Körperoberfläche angeordnet wird. Jede der gemessenen Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  wird in Form einer isomagnetischen Feldkarte angezeigt, Es wird davon ausgegangen, dass die gemäß dieser zweiten Technik gemessenen Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  durch den Volumenstrom beeinflusst werden, jedoch kann in einer isomagnetischen Feldkarte für eine zweidimensionale Vektorstärke  $B_{xy}$ , wie durch Zusammensetzen von  $B_x$  und  $B_z$ , wie sie zu einem Zeitpunkt  $t$  gemessen wurden, entsprechend der folgenden Gleichung (2) immer ein Spitzenwert unmittelbar über einem Stromdipol erhalten werden, weswegen selbst dann, wenn mehrere Stromdipole existieren, einzelne Stromdipole zur Sichtbarmachung getrennt werden können.

$$|B_{xy}(x, y, t)| = \sqrt{\{(B_x(x, y, t))^2 + (B_y(x, y, t))^2\}} \quad (2)$$

**[0007]** Gemäß einer dritten bekannten Technik (Y. Yoshida et al: Tenth International Conference on Biomagnetism, Santana Fe, New Mexico, Feb. 17 (1996)) werden eine Normalenkomponente und zwei Tangentialkomponenten eines Biomagnetfelds unter Verwendung eines Vektormagnetfeld-Sensors erfasst, der aus drei Erfassungsspulen mit zueinander rechtwinkligen Spulenebenen besteht, die Erfassungsergebnisse zu den Magnetfeldkomponenten werden in das Cartesische Koordinatensystem umgesetzt, um entsprechende Komponenten  $B_x$ ,  $B_y$  und  $B_z$  zu bestimmen, und es werden eine isomagnetische Feldkarte für die Normalenkomponente  $B_z$  und eine isomagnetische Feldkarte für die zweidimensionale Vektorstärke  $B_{xy}$  angezeigt.

**[0008]** Bei einer vierten bekannten Technik (K. Tsukada et al: Tenth International Conference on Bioma-

gnetism, Santana Fe, New Mexico, Feb. 17 (1996) ) werden zwei Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  eines Biomagnetfelds erfasst, und es wird eine isomagnetische Feldkarte auf Grundlage von  $|B_{xy}| = |B_x + B_y|$  mit einer isomagnetischen Feldkarte auf Grundlage einer Normalenkomponente  $B_z$  verglichen.

**[0009]** Als Diagramme zum Anzeigen von Messergebnissen elektrischer, physiologischer Effekte in einem lebenden Körper sind ein Magnetoenzephalogramm (MEG), wie es durch Messung unter Verwendung eines Magnetoenzephalographen erhalten wird, und ein Elektrokardiogramm (EKG) verfügbar, wie es durch Messung unter Verwendung eines Elektrokardiographen erhalten wird. Bei Elektrokardiogramm-Messungen wird eine Potentialkarte für die Körperoberfläche zum Kartieren einer Elektrokardiographie-Figur unter Verwendung mehrerer Elektroden gemäß einer wohlbekanntem Technik erstellt. Das MEG oder die Potentialkarte für die Körperoberfläche wird in Form einer Isopotentialkarte dargestellt, in der Punkte mit gleichem Potential verbunden sind.

**[0010]** Gemäß einer fünften bekannten Technik (T. J. Montague et al: Circulation 63, Nr. 5, S. 1166–1172 (1981)) wird als Potentialkarte für die Körperoberfläche eine Isointegralkarte dargestellt, die dadurch erhalten wird, dass die zeitliche Änderung des Signalverlaufs des Ausgangssignals jeder von mehreren Elektroden über ein gewünschtes Zeitintervall integriert wird.

**[0011]** In der folgenden Beschreibung bedeutet "Biomagnetfeld" ein "durch einen lebenden Körper erzeugtes Magnetfeld", "Herzmagnetfeld-Messung" bedeutet "Messung eines durch das Herz erzeugten Magnetfelds", und "Herzmagnetfeld-Signalverlauf" bedeutet einen "Signalverlauf, wie er sich durch ein Magnetokardiogramm (MKG) ergibt, das durch Messung des Herzmagnetfelds erhalten wird". Ferner bedeutet "Enzephalomagnetfeld-Messung" eine "Messung eines vom Gehirn erzeugten Magnetfelds" und "Enzephalomagnetfeld-Signalverlauf" bedeutet einen "Signalverlauf, der durch ein Magnetoenzephalogramm (MEG) angegeben wird, das durch eine Enzephalomagnetfeld-Messung erhalten wird".

**[0012]** Jede der herkömmlichen isomagnetischen Feldkarten mit jeweiligen Komponenten hat spezifische Merkmale. Beim Vorliegen eines einzelnen Stromdipols können die Position, die Stärke und die Richtung einer Stromquelle leicht unter Verwendung einer isomagnetischen Feldkarte der Normalenkomponente  $B_z$  analysiert werden. Andererseits können durch eine isomagnetische Feldkarte der zweidimensionalen Vektorstärke  $B_{xy}$ , wie aus Messergebnissen der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  erhalten, auch beim Vorliegen mehrerer Stromdipole individuelle Stromdipole leicht voneinander unterschieden werden. Jedoch sind zum Erfassen eines Ma-

gnetfelds Spulen erforderlich, die in der x- und der y-Richtung angebracht werden müssen, und die Anzahl von Spulen ist im Vergleich zum Fall verdoppelt, in dem nur die Normalenkomponente  $B_z$  gemessen werden muss. Für eine Vektormessung zum Messen aller Komponenten  $B_x$ ,  $B_y$  und  $B_z$  ist die Anzahl der erforderlichen Spulen im Vergleich zum Fall zu verdreifachen, in dem nur die Normalenkomponente  $B_z$  gemessen wird. Demgemäß ist die Anzahl der Magnetfeldsensoren, die aus einer Erfassungsspule und einem SQUID bestehen, erhöht, und außerdem ist die Anzahl der Signalverarbeitungsschaltungen und dergleichen erhöht, was zum Problem führt, dass das System zur Messung des Biomagnetfelds teuer wird. Ferner ist die erste bekannte Technik dahingehend von Nachteil, dass Pfeile lediglich an Messpunkten angezeigt werden und kaum detaillierte Verteilungszustände von Stromquellen unterschieden werden können.

**[0013]** Aus einer isomagnetischen Feldkarte, die hinsichtlich einer Biomagnetfeld-Komponente angezeigt wird, können die Position, die Stärke und die Richtung einer Stromquelle in einem lebenden Körper zu einem gewünschten Zeitpunkt analysiert werden, und es kann detaillierte Information zu Änderungen der Position, Stärke und Richtung der Stromquelle erkannt werden. Herkömmlicherweise werden dynamische Änderungen verschiedener Arten von Einzelinformationen unter Verwendung vieler Zahlen erfasst, die angezeigt oder an das Gerät geliefert werden, um eine Krankheit zu diagnostizieren. Bei den bekannten Techniken sind jedoch viele Diagramme oder Karten, die verschiedene Arten von Einzelinformationen anzeigen, zur Diagnose erforderlich, und anomale Änderungen verschiedener Arten von Einzelinformationen sind nur empirisch bekannt. Wie es aus dem Vorstehenden ersichtlich ist, wird bei den bekannten Techniken keine Verarbeitung ausgeführt, gemäß der in einer einzelnen Karte systematische Information dahingehend angezeigt wird, was die Stärke von Stromflüssen durch jeweilige Teile eines lebenden Körpers ist, und durch welche Bereiche ein anomaler Biostrom läuft. Im Fall einer Potentialkarte für die Körperoberfläche wurde über eine Isointegraltechnik berichtet. Diese Isointegralkarte wurde dadurch gezeichnet, dass eine Verbindung zwischen gleichen Integralwerten über ein gewünschtes Zeitintervall (z. B. ein Intervall, in dem Q-, R- und S-Wellen bzw. Zacken erzeugt werden, und ein Invertall, in dem die S- und die T-Welle erzeugt werden) gezogen wurde. Der Vorteil dieser Isointegralkarte ist derjenige, dass Information zum Herz aus einer einzelnen elektrokardiographischen Figur erhalten werden kann. Wenn jedoch für eine Isopotentialkarte angenommen wird, dass die Stromquelle im Herz ein einzelner Stromdipol ist, ergibt sich in nachteiliger Weise eine Figur, in der ein positiver und ein negativer Spitzenwert nicht unmittelbar über dem Stromdipol vorliegen, sondern sie an einer Position vorliegen,

die von einem Punkt unmittelbar über dem Stromdipol entfernt ist. Ferner ändern sich, wenn die Position des Stromdipols unverändert bleibt, sich aber die Richtung des Stromdipols ändert, die Positionen des Anoden- und des Kathoden-Spitzenwerts, was zum Problem führt, dass dann, wenn das Potential integriert wird, die Entsprechung zwischen der Stromquelle und dem Spitzenwert des integrierten Werts beeinträchtigt ist. Wie im Fall eines Elektrokardiogramms trifft die bloße Integration einer Komponente eines Biomagnetfelds, wie durch eine Biomagnetfeld-Messung erhalten, auf ein Problem dahingehend, dass die Position des Spitzenwerts der Biomagnetfeld-Komponente nicht mit der Position der Stromquelle übereinstimmt. Ferner ist es dann, wenn nur eine aus einem Elektrokardiogramm erhaltene Isointegralkarte vorliegt, schwierig, wegen individuellen Unterschieden hinsichtlich der Position und der Größe innerer Organe, eine Anomalität wie eine Krankheit genau dadurch zu bestimmen, dass einfach Daten aus der Isointegralkarte erfasst werden.

**[0014]** In dem Fachartikel "Multichannel SQUID system detecting tangential components of the cardiac magnetic field", Rev. Sci. Instrum. 66(10), 1995, Seiten 5085–5091, offenbaren Tsukada u. a. ein SQUID-System zum Messen der x- und y-Komponenten eines Biomagnetfelds.

**[0015]** Der Artikel "An Eight-channel Neuromagnetometer", Instruments and Experimental Techniques, Vol. 38, Nr. 1, Teil 2, 1995, Seiten 111–118, beschreiben Wedensky u. a. ein Magnetometer zur Untersuchung des menschlichen Gehirns.

**[0016]** Ein weiteres Verfahren zu Messung der Biostromverteilung ist aus DE 691 12 886 T2 bekannt.

**[0017]** Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung zu schaffen, die den gesamten Zustand eines Teils eines lebenden Körpers unter Verwendung von Karten erfassen können, deren Anzahl im Vergleich zur Anzahl von Karten, wie sie bei bekannten Techniken erforderlich sind, stark verringert ist.

**[0018]** Diese Aufgabe ist hinsichtlich des Verfahrens durch die Lehren der unabhängigen Ansprüche 1 und 2, sowie hinsichtlich der Vorrichtung durch die Lehren der unabhängigen Ansprüche 7 und 8 gelöst. Die Unteransprüche betreffen bevorzugte Ausführungsbeispiele.

**[0019]** Im folgenden ist im kartesischen Koordinatensystem  $(x, y, z)$  die Richtung rechtwinklig zur Körperoberfläche als z-Achse definiert, die erste Richtung ist als z-Richtung definiert, die zweite Richtung ist als x-Richtung definiert, und die dritte Richtung ist als y-Richtung definiert. Im Polarkoordinatensystem  $(r, Q, F)$  ist die Richtung rechtwinklig zur Körper-

oberfläche als r-Achse definiert, die erste Richtung ist als r-Richtung definiert, die zweite Richtung ist als Q-Richtung definiert und die dritte Richtung ist als F-Richtung definiert.

**[0020]** Bei einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung erfassen die Fluss-Messeinrichtungen die zeitliche Änderung einer Komponente eines Biomagnetfelds, wobei diese Komponente in einer ersten Richtung zeigt, die rechtwinklig zur Oberfläche des lebenden Körpers steht, die Operationen-Verarbeitungseinheit führt eine Berechnung zum Bestimmen der zeitlichen Änderung eines Werts proportional zur Wurzel der Summe von Quadraten der Änderungsraten der Magnetkomponente in der ersten Richtung in der zweiten und dritten Richtung, die die erste Richtung überschneiden, und eine Berechnung zum Integrieren der zeitlichen Änderung des Werts über ein vorbestimmtes Intervall, um einen integrierten Wert zu bestimmen, aus, und die Anzeigeeinheit zeigt den integrierten Wert an.

**[0021]** Bei den Vorrichtungen zur Biomagnetfeld-Messung gemäß den Ansprüchen 7 und 8 wird eine Isointegralkarte zum Verbinden von Punkten mit gleichen integrierten Werten durch Interpolation und Extrapolation erhalten und auf der Anzeigeeinheit angezeigt, und die Operationen-Verarbeitungseinheit führt eine Berechnung zum Integrieren der zeitlichen Änderung des Werts über ein vorbestimmtes Intervall zum Bestimmen des integrierten Werts über mehrere vorbestimmte Intervalle zum Bestimmen mehrerer integrierter Werte sowie eine Berechnung zum Bestimmen des Verhältnisses oder der Summe oder der Differenz zwischen den mehreren integrierten Werten aus, und die mehreren Fluss-Messeinrichtungen sind mit gleichen Intervallen an der Oberfläche des lebenden Körpers angeordnet.

**[0022]** Bei einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung können Komponenten eines durch ein Herz erzeugten Magnetfelds, d. h. eine Normalenkomponente und eine Tangentialkomponente, die rechtwinklig bzw. parallel zur Brustoberfläche verlaufen, gleichzeitig angezeigt werden.

**[0023]** Bei der Erfindung wird im wesentlichen, wenn die Richtung rechtwinklig zur Oberfläche des lebenden Körpers als z-Achse im kartesischen Koordinatensystem  $(x, y, z)$  angenommen wird, und die Ebene parallel zur Oberfläche des lebenden Körpers als  $(x, y)$ -Ebene angenommen wird, eine Normalenkomponente  $B_z(x, y)$  eines Biomagnetfelds rechtwinklig zur Körperoberfläche erfasst, und Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  des Biomagnetfelds parallel zur Körperoberfläche werden aus Änderungsraten der Normalenkomponente  $B_z$  in den Richtungen x bzw. y hergeleitet.

**[0024]** Gemäß der Erfindung kann, ohne dass es erforderlich ist, sich auf Erfassungsspulen zum Messen der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  zu stützen, eine isomagnetische Karte erhalten werden, die die Projektion der Stromverteilung auf die zweidimensionale  $(x, y)$ -Ebene anzeigt, aus dem Spitzenwertmuster in der isomagnetischen Karte kann eine Stromquelle im lebenden Körper erkannt werden, und es können  $(x, y)$ -Koordinatenpositionen mehrerer Stromdipole erkannt werden.

**[0025]** Es wird nun der Inhalt der Operationenverarbeitung beschrieben, wie sie von der Operationen-Verarbeitungseinheit (ein Computer wie ein PC zum Sammeln von durch mehrere Fluss-Messeinrichtung erfassten Signalen und zum Vornehmen der folgenden Operationenverarbeitung an den gesammelten Signalen, oder eine elektronische Schaltung in Form von Hardware, die speziell für die Operationenverarbeitung vorhanden ist) ausgeführt wird.

**[0026]** Wenn mehrere Fluss-Messeinrichtungen, von denen jede ein SQUID enthält, dazu verwendet werden, Tangentialkomponenten (parallel zur Oberfläche eines lebenden Körpers)  $B_x(x, y, t)$  und  $B_y(x, y, t)$  eines Magnetfelds zu erfassen, wie es vom lebenden Körper an einer Position  $(x, y)$  an der Körperoberfläche erzeugt wird (wobei im Cartesischen Koordinatensystem  $(x, y, z)$  die Ebene parallel zur Körperoberfläche als  $xy$ -Ebene angenommen ist und die Achse rechtwinklig zur Körperoberfläche als  $z$  angenommen ist), wird die zweidimensionale Vektorstärke  $|B_{xy}(x, y)|$  (nachfolgend repräsentiert  $||$  den Absolutwert) aus der Wurzel der Summe der Quadrate der Tangentialkomponenten  $B_x(x, y, t)$  und  $B_y(x, y, t)$  gemäß der folgenden Gleichung (3) bestimmt:

$$|B_{xy}(x, y, t)| = \sqrt{\{B_x(x, y, t)^2 + B_y(x, y, t)^2\}} \quad (3)$$

**[0027]** Anschließend wird der integrierte Wert  $I_1(x, y)$  des Signalverlaufs  $|B_{xy}(x, y)|$  an jedem Punkt  $(x, y)$  über ein gewünschtes Intervall gemäß der folgenden Gleichung (4) erhalten, es wird eine Isointegralkarte, bei der Punkte miteinander verbunden sind, an denen die integrierten Werte  $I_1(x, y)$  an jeweiligen Punkten  $(x, y)$  einander gleich sind, durch Interpolation und Extrapolation erhalten, und diese isointegrale Karte wird auf dem Anzeigeschirm angezeigt.

$$I_1(x, y) = \int |B_{xy}(x, y, t)| dt \quad (4)$$

**[0028]** Nachfolgend werden Schätzwerte für die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  aus der gemessenen Magnetfeldkomponente  $B_z(x, y, t)$  rechtwinklig zur Körperoberfläche beschrieben.

**[0029]** Es wird die Tatsache genutzt, dass die Tangentialkomponente eines Biomagnetfelds parallel zur Körperoberfläche denjenigen Strom am besten widerspiegelt, der durch einen Abschnitt unmittelbar un-

ter der Körperoberfläche fließt, und unter Berücksichtigung der Beziehung zwischen der Stromflussrichtung und der Magnetfeldrichtung kann die Stromverteilung im lebenden Körper, projiziert auf eine zweidimensionale Ebene parallel zur Körperoberfläche, dadurch überwacht werden, dass ein Tangentialvektor  $(B_x, B_y)$  des gemessenen Magnetfelds in Gegenuehrzeigerichtung um  $90^\circ$  gedreht wird. Genauer gesagt, kann, wenn  $e_x$  und  $e_y$  Einheitsvektoren in den Richtungen der  $x$ - bzw. der  $y$ -Achse repräsentieren, ein durch die folgende Gleichung (5) angezeigter Stromvektor  $J$  aus den Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  an jeweiligen Messpunkten bestimmt werden, und er kann an den jeweiligen Messpunkten  $(x, y)$  als Verteilung (Pfeilkarte) von Stromvektorfeldern ausgedrückt werden:

$$J = -B_y e_y + B_x e_x \quad (5)$$

**[0030]** Andererseits wird dann, wenn es um die Normalenkomponente  $B_z$  des Magnetfelds rechtwinklig zur Körperoberfläche geht, eine Pfeilkarte unter Verwendung eines durch die Gleichung (1) ausgedrückten Stromvektors definiert (erste bekannte Technik: H. Hosaka und D. Cohen (1976)):

$$J = (\partial B_z / \partial y) e_x - (\partial B_z / \partial x) e_y \quad (1)$$

**[0031]** Durch Vergleichen der Gleichung (1) mit der Gleichung (5) haben die Erfinder die Möglichkeit erkannt, dass die Gleichungen (6) und (7) gelten, d. h. die Möglichkeit, dass die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  aus der Normalenkomponente  $B_z$  des gemessenen Magnetfelds hergeleitet werden können, und sie haben dazu verschiedene Wege untersucht. Die Ergebnisse der Untersuchungen werden nachfolgend detaillierter beschrieben.

$$B_x = -(\partial B_z / \partial x) \quad (6)$$

$$B_y = -(\partial B_z / \partial y) \quad (7)$$

**[0032]** [Fig. 1](#) ist ein Diagramm, das zum Erläutern einer Modellbildung für die Erzeugung eines Magnetfelds aufgrund einer Herzwirkung (Herzmagnetfeld) durch ein von einem Stromdipol in einem horizontal liegenden Leiter und zum Analysieren des Modells von Nutzen ist. In [Fig. 1](#) bezeichnet P einen horizontal liegenden Schichtleiter, dessen Fläche in der  $xy$ -Ebene des Cartesischen Koordinatensystems  $(x, y, z)$  liegt, Q kennzeichnet das Moment eines Stromdipols, der an einer durch einen Positionsvektor  $r_0$  ( $x_0, y_0, z_0$ ) gekennzeichneten Position liegt und  $r(x, y, z)$  kennzeichnet einen Positionsvektor an einem Messpunkt, an dem die Magnetflussdichte  $B(r)$  (Magnetfeld) gemessen wird. Beim durch [Fig. 1](#) veranschaulichten Modell kann das außerhalb des horizontal liegenden Schichtleiters P erzeugte Magnetfeld  $B(r)$  gemäß Sarvas (Literaturstelle: Phys. Med. Biol., Vol. 32,

Nr. 1, S. 11–22 (1987)) definiert und durch die folgende Gleichung (8) wiedergegeben werden:

$$B(r) = \{\mu_0/(4\pi K^2)\}(Q \times a \cdot e_z \nabla K - K e_z \times Q) \quad (8)$$

**[0033]** In der Gleichung (8) repräsentiert  $\mu_0$  die magnetische Permeabilität des Vakuums,  $e_z$  repräsentiert einen Einheitsvektor in Richtung der z-Achse, "x" repräsentiert  $\nabla$  das Vektorprodukt, "." repräsentiert ein skalares Produkt und repräsentiert Grad =  $(\partial/\partial x, \partial/\partial y, \partial/\partial z)$ . Dann ist a durch die Gleichungen (9) und (10) gegeben, K ist durch die Gleichung (11) gegeben und  $\nabla K$  ist durch die Gleichung (12) gegeben. | | kennzeichnet den Absolutwert:

$$a = r(x, y, z) - r_0(x_0, y_0, z_0) \quad (9)$$

$$a = |a| \quad (10)$$

$$K = a(a + a \cdot e_z) \quad (11)$$

$$\nabla K = (2 + a^{-1}a \cdot e_z)a + a e_z \quad (12)$$

**[0034]** Die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  von B (r), wie durch die Gleichung (8) gegeben, die parallel zum horizontalen Schichtleiter P liegen, und die Normalenkomponente  $B_z$  rechtwinklig zum horizontalen Schichtleiter P sind durch die Gleichungen (13), (14) bzw. (15) gegeben:

$$B_x = \{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)](\nabla K)_x + K Q_y\} \quad (13)$$

$$B_y = \{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_y(y - y_0) - Q_x(x - x_0)](\nabla K)_x + K Q_x\} \quad (14)$$

$$B_z = \{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times [Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)](\nabla K)_z \quad (15)$$

**[0035]** Andererseits ist das Differential der durch die Gleichung (3) angegebenen Normalenkomponente  $B_z$  in x-Richtung durch die folgende Gleichung (16) gegeben:

$$\partial B_z/\partial x = \{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)]\{-2(\nabla K)_z(\nabla K)_x/K - a^{-3}(x - x_0)(z - z_0)^2 + a^{-1}(x - x_0)\} - (\nabla K)_z Q_y\} \quad (16)$$

**[0036]** Auf ähnliche Weise ist das Differential der Normalenkomponente  $B_z$  in y-Richtung durch die folgende Gleichung (17) gegeben:

$$\partial B_z/\partial y = -\{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)]\{2(\nabla K)_z(\nabla K)_y/K + a^{-3}(y - y_0)(z - z_0)^2 - a^{-1}(y - y_0)\} + (\nabla K)_z Q_x\} \quad (17)$$

**[0037]** Wenn in die Gleichungen (16) und (17) die folgenden Gleichungen

$$\alpha = (\nabla K)_z/K \quad (18)$$

$$\beta_x = -a^{-3}(x - x_0)(z - z_0)^2 + a^{-1}(x - x_0) \quad (19)$$

$$\beta_y = -a^{-3}(y - y_0)(z - z_0)^2 + a^{-1}(y - y_0) \quad (20)$$

eingesetzt werden, reduzieren sich diese Gleichungen (16) und (17) auf die folgenden Gleichungen (21) und (22):

$$\partial B_z/\partial x = -\{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)]\{2\alpha(\nabla K)_x - \beta_x\} + \alpha K Q_y\} \quad (21)$$

$$\partial B_z/\partial y = -\{\mu_0/(4\pi K^2)\} \times \{[Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)]\{2\alpha(\nabla K)_y - \beta_y\} + \alpha K Q_x\} \quad (22)$$

**[0038]** Zur Vereinfachung werden die Gleichungen (13), (21), (14) und (22) durch einen gemeinsamen Faktor  $\{\mu_0/(4\pi K^2)\}$  normiert, wodurch sie sich auf die folgenden Gleichungen (13'), (21'), (14') und (22') reduzieren:

$$B_x = (\nabla K)_x\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} + K Q_y \quad (13')$$

$$\partial B_z/\partial x = -2\alpha(\nabla K)_x\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} - \alpha K Q_y + \beta_x\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} = -2\alpha B_x + \alpha K Q_y + \beta_x\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} \quad (21')$$

$$B_y = (\nabla K)_y\{Q_y(y - y_0) - Q_x(x - x_0)\} + K Q_x \quad (14')$$

$$\partial B_z/\partial x = -2\alpha(\nabla K)_y\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} - \alpha K Q_x + \beta_y\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} = -2\alpha B_y + \alpha K Q_x + \beta_y\{Q_x(y - y_0) - Q_y(x - x_0)\} \quad (22')$$

**[0039]** Wie es aus den Gleichungen (13') und (21') erkennbar ist, entspricht der Wert von  $\partial B_z/\partial x$  einem Wert, wie er erhalten wird, wenn zwei zusätzliche Terme zu einem Term addiert werden, der das  $(-2\alpha)$ -fache der Tangentialkomponente  $B_x$  ist, und, wie es aus den Gleichungen (14') und (22') erkennbar ist, entspricht der Wert  $\partial B_z/\partial x$  einem Wert, wie er erhalten wird, wenn zwei zusätzliche Terme zu einem Term addiert werden, das  $(-2\alpha)$ -fache der Tangentialkomponente  $B_y$  ist.

**[0040]** Wenn am Punkt  $r_0(0, 0, -z_0)$  das Moment  $Q = (Q_x, Q_y, 0)$ , mit  $Q_x = Q_y = 50$  [nAm], innerhalb des horizontalen Schichtleiters P vorliegt, wie es in der schematischen Positionsbeziehung von Fig. 2 dargestellt ist, wird  $B_x$  (Gleichung (13)) mit  $-\partial B_z/\partial x$  (Gleichung (16)) verglichen. Durch Einsetzen von  $x_0 = y_0 = y = 0$  und  $Q_0 = 0$  in die Gleichungen (13) und (16) werden die folgenden Gleichungen (23) und (24) erhalten;

$$B_y(x, 0) = (\mu_0/(4\pi K^2))\{-(\nabla K)_x Q_y x + K Q_y\} \quad (23)$$

$$\partial B_z(x, 0)/\partial x = \{\mu_0/(4\pi K^2)\}\{2\alpha(\nabla K)_x Q_y x - \alpha K Q_y - \beta_x Q_y x\} \quad (24)$$

**[0041]** Fig. 3 zeigt  $B_x$  (Gleichung (23)) und  $-\partial B_z/\partial x$  (Gleichung (24)) am horizontalen Schichtleiter P durch Kurven  $C_1$  und  $C_2$  für die Relativstärke des Ma-

gnettfelds, wobei diese Werte durch die Maximalwerte von  $B_x$  und  $-\partial B_z/\partial x$  normiert sind. Genauer gesagt, repräsentiert die Kurve  $C_1$  den Verlauf  $B_x(x, 0)/\max|B_x(x, 0)|$ , während die Kurve  $C_2$  den Verlauf  $\{-\partial B_z(x, 0)/\partial x\}/\max|\partial B_z(x, 0)/\partial x|$  repräsentiert. Wie es aus der **Fig. 3** erkennbar ist, hat die Verteilung von sowohl  $B_x$  als auch  $-\partial B_z/\partial x$  am Ursprung ( $x = 0$ ), der unmittelbar über einem vorhandenen Stromdipol liegt, einen Spitzenwert, was anzeigt, dass die maximalen Signale von sowohl  $B_x$  als auch  $-\partial B_z/\partial x$  erfasst werden können, wenn der Messpunkt unmittelbar über dem Punkt liegt, an dem der Stromdipol existiert. Die Kurve  $C_2$  weist einen schärferen Spitzenwert als die Kurve  $C_1$  auf, was anzeigt, dass die Magnetfeldverteilung aufgrund von  $-\partial B_z/\partial x$  (Gleichung (16)) eine höhere räumliche Auflösung als die Magnetfeldverteilung aufgrund von  $B_x$  (Gleichung (13)) zeigt.

**[0042]** Die in **Fig. 4** dargestellten Kurven  $C_3$ ,  $C_4$  und  $C_5$  zur Stärke des Magnetfelds repräsentieren den ersten, zweiten bzw. dritten Term von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$ . Gemäß den gesamten in **Fig. 4** dargestellten Ergebnissen ist der dritte Term im Vergleich zum ersten und zweiten Term vernachlässigbar, so dass davon ausgegangen werden kann, dass die Form von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$  durch den ersten und zweiten Term bestimmt ist, und dann kann die Gleichung (24) durch die folgende Gleichung (24') angenähert werden:

$$\partial B_z(x, 0)/\partial x = (\mu_0/(4\pi K^2))\{2\alpha(\nabla K)_x Q_y x - \alpha K Q_y\} \quad (24)$$

**[0043]** **Fig. 5** zeigt Kurven, die die Relativstärke des Magnetfelds anzeigen, wie sie erhalten wird, wenn der erste Term mit dem zweiten Term jeder der Gleichungen (13) und (16) nach einer Normierung verglichen wird. In **Fig. 5** repräsentiert die Kurve  $C_6$  {erster Term von  $B_x(x, 0)/\max|B_x(x, 0)|$ , d. h.  $\{-(K)_x Q_y x\}/\max|B_x(x, 0)|$ , die Kurve  $C_7$  repräsentiert {erster Term von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x\}/\max|\partial B_z(x, 0)/\partial x|$ , d. h.  $\{-2\alpha(-K)_x Q_y x\}/\max|\partial B_z(x, 0)/\partial x|$ , die Kurve  $C_8$  repräsentiert {zweiter Term von  $B_x(x, 0)/\max|B_x(x, 0)|$ , d. h.  $\{K Q_y\}/\max|B_x(x, 0)|$ , und die Kurve  $C_9$  repräsentiert {zweiter Term von  $\partial B_z(x, 0)/\partial x\}/\max|\partial B_z(x, 0)/\partial x|$ , d. h.  $\{\alpha K Q_y\}/\max|\partial B_z(x, 0)/\partial x|$ .

**[0044]** Die Ergebnisse von **Fig. 5** zeigen, dass die Verteilung sowohl des ersten als auch des zweiten Terms von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$  schärfer als die Verteilung sowohl des ersten als auch des zweiten Terms von  $B_x(x, 0)$  ist, und die Schärfe der Verteilung ist durch  $\alpha = (\nabla K)_z/K$ , wie durch die Gleichung (18) definiert, bestimmt.

**[0045]** In **Fig. 6** repräsentiert die Magnetfeldkurve  $C_{10}$  den Verlauf  $\alpha = (\nabla K)_z/K$ , die Magnetfeldkurve  $C_{11}$  repräsentiert  $\{-\text{erster Term der Gleichung (24)}\}/\{\text{erster Term der Gleichung (23)}\}$ , d. h.  $2\alpha(\nabla K)_x Q_y x/(\nabla K)_x Q_y x = 2\alpha$ , und die Magnetfeldkurve  $C_{12}$  repräsentiert  $\{-\text{zweiter Term der Gleichung (24)}\}/\{\text{zweiter$

Term der Gleichung (23)}\}, d. h.  $\alpha K Q_y/K Q_y = \alpha$ . Wie es in **Fig. 6** dargestellt ist, hat  $\alpha = (\nabla K)_z/K$  (Kurve  $C_{10}$ ) am Ursprung, an dem der Stromdipol vorliegt, einen Spitzenwert, und der Spitzenwert beträgt  $2/(z - z_0)$ . Die Stärke von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$  unterscheidet sich von der von  $B_x(x, 0)$  am Spitzenpunkt durch  $2/(z - z_0)$ . Der Stromdipol existiert in einer Tiefe, die durch  $(z - z_0)$  repräsentiert ist. Es ist schwierig,  $(z - z_0)$  aus einer in der Praxis ausgeführten Messung eines Magnetfelds zu bestimmen. Durch Vergleichen der Gleichungen (23) und (24') wird die folgende Gleichung (25) erhalten:

$$\begin{aligned} -\partial B_z(x, 0)/\partial x &= (\mu_0/(4\pi K^2))\{-2\alpha(\nabla K)_x Q_y x + \alpha K Q_y\} \\ &= 2\alpha B_x(x, 0) - \{\mu_0/(4\pi K)\}\alpha Q_y \end{aligned} \quad (25)$$

**[0046]** D. h., dass dann, wenn in der Gleichung (25) der zweite Term kleiner als der erste Term ist, ungefähr die folgende angenäherte Gleichung (26) gilt:

$$-\partial B_z(x, 0)/\partial x = 2\alpha B_x(x, 0) \quad (26)$$

**[0047]** Verallgemeinert gilt, wenn die zwei anderen zusätzlichen Terme neben  $-2\alpha B_x$  in der Gleichung (21') kleiner als  $-2\alpha B_x$  sind, die folgende angenäherte Gleichung (27):

$$\partial B_z/\partial x = -2\alpha B_x \quad (27)$$

**[0048]** Vorstehend sind die Ergebnisse zu Untersuchungen für die Beziehung zwischen  $-\partial B_z/\partial x$  und  $B_x$  beschrieben, jedoch gilt entsprechendes für die Beziehung zwischen  $-\partial B_z/\partial x$  und  $B_y$ , und es ist davon auszugehen, dass ungefähr die folgende angenäherte Gleichung (28) zur Gleichung (22') gilt:

$$\partial B_z/\partial x = -2\alpha B_y \quad (28)$$

**[0049]** Nachfolgend wird detaillierter der Ablauf zum Bestimmen einer isomagnetischen Karte beschrieben, wobei die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  aus der gemessenen Normalenkomponente  $B_z$  ausgehend von der Annahme abgeschätzt werden, dass  $B_x$  proportional zu  $-\partial B_z/\partial x$  ist und  $B_y$  proportional zu  $\partial y$  ist, und zwar gemäß den Gleichungen (27) und (28).

**[0050]** Wenn eine Magnetfeldkomponente  $B_z(x, y, t)$  rechtwinklig zur Oberfläche eines lebenden Körpers erfasst wird, werden die Änderungsrate  $\partial B_z(x, y, t)/\partial x$  in x-Richtung von  $B_z(x, y, t)$  sowie die Änderungsrate  $\partial B_z(x, y, t)/\partial y$  in y-Richtung von  $B_z(x, y, t)$  bestimmt und es wird die Wurzel  $S(x, y, t)$  der Summe der Quadrate der Änderungsraten gemäß der folgenden Gleichung (33) bestimmt:

$$S(x, y, t) = \sqrt{\{\partial B_z(x, y, t)/\partial x\}^2 + \{\partial B_z(x, y, t)/\partial y\}^2} \quad (33)$$

**[0051]** Danach wird der Signalverlauf  $S_t(t, x, y)$  an jedem Punkt  $(x, y)$  über ein gewünschtes Intervall integriert, um einen integrierten Wert  $I_2(x, y)$  gemäß der folgenden Gleichung (34) zu bestimmen, und dann wird auf dem Anzeigeschirm eine Isointegralkarte dargestellt, bei der Punkte verbunden sind, an denen die integrierten Werte  $I_2(x, y)$  an den jeweiligen Punkten  $(x, y)$  einander gleich sind, was durch Interpolation und Extrapolation erfolgt:

$$I_2(x, y) = \int |S_t(x, y, t)| dt \quad (34)$$

**[0052]** Wenn z. B. ein Herz den zu messenden Gegenstand bildet, werden Intervalle für den Integrationsbereich in den Gleichungen (4) und (34) verwendet, während denen jeweilige Zacken Q, R und S erzeugt werden, ein Intervall, während dem eine QRS-Welle (QRS-Komplex) für die Erzeugung von der Q- bis zur S-Zacke erzeugt werden, und ein Intervall, in dem eine T-Welle erzeugt wird. Ferner werden in den Gleichungen (4) und (34) mehrere Integrationsbereiche verwendet, um mehrere integrierte Werte zu bestimmen, es wird eine Berechnung zum Bestimmen der Summe, der Differenz oder des Verhältnisses zwischen den integrierten Werten ausgeführt, durch Interpolation und Extrapolation wird eine Isointegralkarte zum Verbinden von Punkten, an denen die Berechnungsergebnisse denselben Wert aufweisen, bestimmt, und diese Isointegralkarte wird auf dem Anzeigeschirm angezeigt. Z. B. wird als erster Integrationsbereich ein Intervall  $T_1$  eingestellt, während dem die QRS-Welle erzeugt wird, und als zweiter Integrationsbereich wird ein Intervall  $T_2$  eingestellt, während dem die T-Welle erzeugt wird, für das Intervall  $T_1$  werden gemäß der Gleichung (4) integrierte Werte  $I_{1,T1}(x, y)$  und  $I_{2,T1}(x, y)$  bestimmt, und für das Intervall  $T_2$  werden gemäß der Gleichung (34) integrierte Werte  $I_{1,T2}(x, y)$  und  $I_{2,T2}(x, y)$  bestimmt, und es wird die Summe  $I_{sum}(x, y)$  einschließlich einer Gleichgewichtung, die Differenz  $I_{dif}(x, y)$  oder das Verhältnis  $r(x, y)$  zwischen den integrierten Werten  $I_{1,T1}(x, y)$  und  $I_{1,T2}(x, y)$  oder den integrierten Werten  $I_{2,T1}(x, y)$  und  $I_{2,T2}(x, y)$  gemäß den Gleichungen (35) und (36), den Gleichungen (37) und (38) oder den Gleichungen (39) und (40) bestimmt;

$$I_{sum}(x, y) = w_1 \times I_{1,T1}(x, y) + w_2 \times I_{1,T2}(x, y) \quad (35)$$

$$I_{sum}(x, y) = w_1 \times I_{2,T1}(x, y) + w_2 \times I_{2,T2}(x, y) \quad (36)$$

$$I_{dif}(x, y) = w_2 \times I_{1,T2}(x, y) - w_1 \times I_{1,T1}(x, y) \quad (37)$$

$$I_{dif}(x, y) = w_2 \times I_{2,T2}(x, y) - w_1 \times I_{2,T1}(x, y) \quad (38)$$

$$r(x, y) = I_{1,T1}(x, y) / I_{1,T2}(x, y) \quad (39)$$

$$r(x, y) = I_{2,T1}(x, y) / I_{2,T2}(x, y) \quad (40)$$

**[0053]** Die Ergebnisse der Operationen gemäß den Gleichungen (35) und (36), den Gleichungen (37) und

(38) und den Gleichungen (39) und (40) unterdrücken Unregelmäßigkeiten in der Isointegralkarte aufgrund individueller Differenzen, und es können Anomalitäten der Funktionen eines lebenden Körpers, aufgrund von Krankheiten, erkannt werden.

**[0054]** Durch die gemäß der Erfindung erhaltene Isointegralkarte können Zustände aller Teile eines lebenden Körpers unter Verwendung einer Anzahl von Karten erfasst werden, die viel kleiner als die Anzahl von Karten ist, die gemäß dem Stand der Technik erforderlich waren, ohne dass biologische Effekte unter Verwendung vieler Karten zu analysieren sind, wie beim Stand der Technik erforderlich, die Zustände von Teilen eines lebenden Körpers zu jeweiligen Zeitpunkten zeigen. Da die Spitzenwertposition in der unter Verwendung der Tangentialkomponente oder der Normalenkomponente eines Biomagnetfelds erhaltenen Isointegralkarte mit demjenigen Teil in einem lebenden Körper übereinstimmt, durch den ein Strom großer Stärke fließt, kann aus der Isointegralkarte erkannt werden, durch welchen Teil eines lebenden Körpers innerhalb einer gewünschten Zeitzone ein starker Strom fließt. Die Biomagnetfeld-Verteilung unterscheidet sich stark von einem Individuum zum anderen, jedoch wird gemäß der Erfindung ein Wert verwendet, der über ein gewünschtes Intervall integriert wurde, das aus einem Signalverlauf erhalten wurde, das die zeitliche Änderung einer Komponente in jeder Richtung des Biomagnetfelds repräsentiert, und daher kann unter Verwendung einer kleineren Anzahl von Karten eine eher quantitative Biomagnetfeldverteilung angezeigt werden, und Krankheiten und Anomalitäten können für jedes Individuum objektiv und quantitativ erfasst werden.

**[0055]** Ferner kann durch die Erfindung eine isomagnetische Karte erhalten werden, die einer herkömmlichen, auf  $B_{xy}$  beruhenden isomagnetischen Karte entspricht, indem nur die Normalenkomponente  $B_z$  gemessen wird, ohne dass die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  durch Vektormessung erfasst werden. Bei der herkömmlichen isomagnetischen Karte, die unmittelbar aus der Normalenkomponente  $B_z$  erhalten wird, können mehrere Stromquellen nur schwer unterschieden werden, jedoch erscheint bei der isomagnetischen Karte gemäß der Erfindung das Muster des Spitzenwerts unmittelbar über der Stromquelle, wie im Fall einer herkömmlichen auf  $B_{xy}$  beruhenden isomagnetischen Karte, wodurch die Vorteile erzielt sind, dass mehrere Stromquellen in einem lebenden Körper unmittelbar beobachtet werden können und das umgekehrte Problem einer Analyse der Position und der Größe von mehreren Stromquellen leicht gelöst werden kann.

**[0056]** Um die Erfindung zusammenzufassen, wird auf [Fig. 7](#) Bezug genommen. Genauer gesagt, verfügt eine erfindungsgemäße Biomagnetfeld-Messvorrichtung zum Messen der Verteilung eines Bio-

magnetfelds innerhalb eines Abschirmungsraums **1** über mehrere Fluss-Messeinrichtungen, die jeweils ein SQUID aufweisen und so arbeiten, dass sie ein von einem lebenden Körper **2** erzeugtes Biomagnetfeld in Form eines Signal erfassen, eine Operationen-Verarbeitungseinheit **8** zum Ausführen einer Operationenverarbeitung am Signal und eine Anzeigeeinheit zum Anzeigen von Ergebnissen der Operationenverarbeitung. Die Fluss-Messeinrichtungen erfassen die zeitliche Änderung einer rechtwinkligen Magnetfeldkomponente, die eine Komponente des Biomagnetfelds in einer ersten Richtung repräsentiert, die rechtwinklig auf der Oberfläche des lebenden Körpers steht, und die Operationen-Verarbeitungseinrichtung führt eine Berechnung zum Bestimmen der zeitlichen Änderung eines Werts proportional zur Wurzel der Summe der Quadrate der Änderungsraten der rechtwinkligen Magnetfeldkomponente in einer zweiten und einer dritten Richtung, die die erste Richtung schneiden, und eine Berechnung zum Bestimmen des integrierten Werts der zeitlichen Änderung über ein vorbestimmtes Intervall aus, und die Anzeigeeinrichtung zeigt den integrierten Wert an. Da die quantitative Verteilung des Biomagnetfelds unter Verwendung einer kleinen Anzahl von Karten dargestellt wird, können Krankheiten und Anomalitäten jedes Individuums objektiv und quantitativ erfasst werden.

**[0057]** Ferner kann durch die Erfindung eine isomagnetische Karte, die einer herkömmlichen isomagnetischen Karte auf Grundlage von  $B_{xy}$  entspricht, dadurch erhalten werden, dass lediglich die Normalenkomponente  $B_z$  gemessen wird, ohne dass die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  durch Vektormessung gemessen werden, und wenn die Anzahl und die Positionen von Spitzenwerten im Muster der erhaltenen isomagnetischen Karte auf einen Anfangszustand gesetzt werden, kann das umgekehrte Problem einer Analyse der Position und der Größe der Stromquelle im lebenden Körper leicht gelöst werden.

**[0058]** Die Erfindung wird im folgenden anhand von durch Figuren veranschaulichten Ausführungsbeispielen näher beschrieben.

**[0059]** **Fig. 1** ist ein Diagramm zum Erläutern eines Analysevorgangs für die Erzeugung eines Herzmagnetfelds unter Verwendung eines Modells eines Magnetfelds, das von einem Stromdipol in einem horizontalen Schichtleiter erzeugt wird.

**[0060]** **Fig. 2** ist ein Diagramm, das schematisch die Position des Moments eines Stromdipols zeigt, der bei der Erfindung innerhalb des horizontalen Schichtleiters vorhanden ist.

**[0061]** **Fig. 3** ist ein Kurvenbild, das Kurven  $C_1$  und  $C_2$  zur Relativstärke des Magnetfelds zeigt, wie durch Normieren von  $B_x$  und  $-\partial B_z/\partial x$  auf den horizontalen

Schichtleiter mittels ihrer Maximalwerte bei der Erfindung erhalten.

**[0062]** **Fig. 4** ist ein Kurvenbild, das Kurven  $C_3$ ,  $C_4$  und  $C_5$  zur Magnetfeldstärke zeigt, die den ersten, zweiten bzw. dritten Term in  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$  repräsentieren.

**[0063]** **Fig. 5** ist ein Kurvenbild, das Kurven  $C_6$ ,  $C_7$ ,  $C_8$  und  $C_9$  zur relativen Stärke des Magnetfelds zeigt, wie durch Normieren des ersten und des zweiten Terms von  $B_x$  und  $-\partial B_z/\partial x$  erhalten, wobei dann die normierten Werte bei der Erfindung verglichen werden.

**[0064]** **Fig. 6** ist ein Kurvenbild, das Kurven  $C_{10}$ ,  $C_{11}$  und  $C_{12}$  zur Relativstärke des Magnetfelds zeigt, die bei der Erfindung folgendes repräsentieren:  $(\nabla K)_z/K$ , {erster Term von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$ }/ {erster Term von  $B_x(x, 0)$ } und zweiter Term von  $-\partial B_z(x, 0)/\partial x$ }/ {zweiter Term von  $B_x(x, 0)$ }.

**[0065]** **Fig. 7** ist eine perspektivische Ansicht, die schematisch den Aufbau einer Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messungen zum Ausführen der Erfindung zeigt.

**[0066]** **Fig. 8** ist eine perspektivische Ansicht, die die Anordnung von Magnetfeldsensoren bei der Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messungen zum Ausführen der Erfindung zeigt.

**[0067]** **Fig. 9** ist eine perspektivische Ansicht, die den Aufbau eines einzelnen Magnetfeldsensors zum Erfassen einer Normalenkomponente eines Magnetfelds in der Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messungen zum Ausführen der Erfindung zeigt.

**[0068]** **Fig. 10** ist eine perspektivische Ansicht, die den Aufbau eines einzelnen Magnetfeldsensors zum Erfassen einer Tangentialkomponente des Magnetfelds bei der Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messungen zum Ausführen der Erfindung zeigt.

**[0069]** **Fig. 11** ist ein Diagramm, das die Positionsbeziehung zwischen der Anordnung von Magnetfeldsensoren und der Brust eines Körpers bei der Magnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messung zum Ausführen der Erfindung zeigt.

**[0070]** **Fig. 12A**, **Fig. 12B** und **Fig. 12C** sind Diagramme, die zeitliche Signalverläufe jeweiliger Komponenten eines vom Herz einer gesunden Person erzeugten Magnetfelds zeigen, wie an den Positionen der jeweiligen Magnetfeldsensoren bei einem Ausführungsbeispiel gemessen.

[0071] [Fig. 13](#) ist ein zeitbezogenes Diagramm, das Tangentialkomponenten ( $B_x$ ) in zwei spezifizierten Kanälen zeigt, wie bei einer gesunden Person bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gemessen.

[0072] [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) sind eine isomagnetische Karte für das Moment am Spitzenwert der Q-Zacke, eine isomagnetische Karte für das Moment am Spitzenwert der R-Zacke bzw. eine isomagnetische Karte für das Moment am Spitzenwert der S-Zacke, wobei diese Karten aus dem Herzmagnetfeld-Signalverlauf einer gesunden Person erhalten wurden, für die die Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  des Magnetfelds gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gemessen wurden.

[0073] [Fig. 15](#) ist eine Isointegralkarte, die aus zwei Tangentialkomponenten erhalten wurde, die innerhalb einer zeitlichen Zone erfasst wurden, während der eine QRS-Welle (QRS-Komplex) des Herzmagnetfeld-Signalverlaufs einer gesunden Person bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftritt.

[0074] [Fig. 16](#) ist eine Isointegralkarte für

$$\sqrt{(\partial B_z / \partial x)^2 + (\partial B_z / \partial y)^2},$$

die aus einer Normalenkomponente erhalten wurde, die innerhalb der Zeitzone erfasst wurde, während der der QRS-Komplex des Herzmagnetfeld-Signalverlaufs einer gesunden Person bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftritt.

[0075] [Fig. 17](#) ist eine Isointegralkarte, die aus zwei Tangentialkomponenten erhalten wurde, die innerhalb einer Zeitzone erfasst wurden, während der eine T-Welle des Herzmagnetfeld-Signalverlaufs einer gesunden Person bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftritt.

[0076] [Fig. 18](#) ist eine Karte, die die Differenz repräsentiert, wie sie dadurch erhalten wird, dass die in [Fig. 15](#) dargestellte Isointegralkarte von der in [Fig. 17](#) dargestellten Isointegralkarte bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung abgezogen wird.

[0077] [Fig. 19](#) ist eine Isointegralkarte, die aus zwei Tangentialkomponenten erhalten wurde, die innerhalb einer Zeitzone erfasst wurden, während der ein QRS-Komplex im Herzmagnetfeld-Signalverlauf eines Patienten mit Myokardinfarkt bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftritt.

[0078] [Fig. 20](#) ist eine Isointegralkarte, die aus zwei Tangentialkomponenten erhalten wurde, die innerhalb einer Zeitzone erfasst wurden, während der eine T-Welle des Herzmagnetfeld-Signalverlaufs des Pati-

enten mit Myokardinfarkt bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftritt.

[0079] [Fig. 21](#) ist eine Karte, die durch Subtrahieren der in [Fig. 19](#) dargestellten Isointegralkarte von der in [Fig. 20](#) dargestellten Isointegralkarte bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung erhalten wurde.

[0080] [Fig. 22](#) ist ein Diagramm, das ein Beispiel eines Ausgabebilds auf einem PC der Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Herzmagnetfeld-Messungen beim Ausführen der Erfindung zeigt.

[0081] [Fig. 23](#) ist ein Diagramm, das Beispiele verarbeiteter Bilder zeigt, die auf der Anzeige der erfindungsgemäßen Biomagnetfeld-Messvorrichtung angezeigt werden.

[0082] [Fig. 24A](#), [Fig. 24B](#) und [Fig. 24C](#) sind isomagnetische Karten zum Zeitpunkt, zu dem Extremwerte der Q-Zacke, der R-Zacke und der S-Zacke in einem Magnetokardiogramm (MKG) auftreten, das gemäß dem herkömmlichen Verfahren durch Messen der Normalenkomponente  $B_z$  erhalten wurde.

[0083] [Fig. 25A](#), [Fig. 25B](#) und [Fig. 25C](#) sind isomagnetische Karten von  $B_{xy}$ , wie durch Messen der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  eines Herzmagnetfelds und durch Zusammensetzen der Tangentialkomponenten zum einem Zeitpunkt erhalten, zu dem Extremwerte der Q-Zacke, der R-Zacke und der S-Zacke bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftreten.

[0084] [Fig. 26A](#), [Fig. 26B](#) und [Fig. 26C](#) sind isomagnetische Karten zu jeweiligen Zeitpunkten, wie gemäß den Gleichungen (43) und (44) unter Verwendung von Daten zu einer isomagnetischen Karte für die Normalenkomponente  $B_z$  zum Zeitpunkt erhalten, zu dem Extremwerte der Q-Zacke, der R-Zacke und der S-Zacke, wie in den [Fig. 24A](#), [Fig. 24B](#) und [Fig. 24C](#) dargestellt, bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung auftreten.

[0085] [Fig. 27](#) ist eine Schnittansicht, die einen Teil des Innenaufbaus eines Dewargefäßes für Enzephalomagnetfeld-Messung in einem Magnetoenzephalogramm (MEG)-System zeigt, das ein Enzephalomagnetfeld misst.

[0086] [Fig. 28](#) ist ein Diagramm zum Erläutern der Beziehung zwischen einer Magnetfeldkomponente, wie sie durch das in [Fig. 27](#) dargestellte MEG-System messbar ist, und einem Kopf.

[0087] [Fig. 29A](#) und [Fig. 29B](#) sind Diagramme, die Beispiele von Isomagnetfeld-Karten zeigen, die durch das in [Fig. 27](#) dargestellte MEG-System erhalten wurden.

**[0088]** Bei den Ausführungsbeispielen wird für Biomagnetfeld-Messungen als Koordinatensystem das Cartesische Koordinatensystem  $(x, y, z)$  verwendet, bei dem die Magnetfeldkomponenten  $B_x$ ,  $B_y$  oder  $B_z$  sind, sowie das Polarkoordinatensystem  $(r, \theta, \phi)$ . Wenn ein zu messendes Objekt das Herz oder dergleichen ist, wird das Cartesische Koordinatensystem  $(x, y, z)$  mit solcher Ausrichtung verwendet, dass eine  $xy$ -Ebene der Brustwand entspricht. Wenn das zu messende Objekt das Gehirn oder dergleichen ist, wird das Polarkoordinatensystem  $(r, \theta, \phi)$  verwendet, bei dem die Magnetfeldkomponenten  $B_r$ ,  $B_\theta$  und  $B_\phi$  sind, da der Kopf ungefähr Kugelform aufweist. Beim vorliegenden Ausführungsbeispiel wird eine Magnetfeldkomponente rechtwinklig zur Oberfläche eines lebenden Körpers (Normalenkomponente) durch  $B_z$  oder  $B_r$  repräsentiert, und Komponenten parallel zur Oberfläche des lebenden Körpers (Tangentialkomponenten) werden durch  $B_x$  und  $B_y$  oder  $B_\theta$  und  $B_\phi$  repräsentiert. Das vorliegende Ausführungsbeispiel wird nachfolgend unter Verwendung des Cartesischen Koordinatensystems  $(x, y, z)$  beschrieben, jedoch können, wenn das Polarkoordinatensystem  $(r, \theta, \Phi)$  verwendet wird, anstelle von  $B_z$ ,  $B_x$  und  $B_y$  die Werte  $B_r$ ,  $B_\theta$  und  $B_\phi$  gelesen werden.

**[0089]** [Fig. 7](#) zeigt schematisch den Aufbau einer Biomagnetfeld-Messvorrichtung zum Ausüben der Erfindung. Diese Biomagnetfeld-Messvorrichtung für Messungen des Herzmagnetfelds verwendet mehrere Magnetfeldsensoren, von denen jeder ein SQUID verwendet. Zum Beseitigen des Einflusses von Störsignalen aus dem umgebenden Magnetfeld wird die Herzmagnetfeld-Messung innerhalb eines magnetisch abgeschirmten Raums **1** ausgeführt. Eine zu untersuchende Person **2** liegt auf einem Bett **3**, um eine Messung zu erfahren (das Cartesische Koordinatensystem  $(x, y, z)$  ist, wie es in [Fig. 1](#) dargestellt ist, so angeordnet, dass seine  $xy$ -Ebene mit der Bettoberfläche zusammenfällt). Ein Dewargefäß **4**, das mehrere Magnetfeldsensoren aufnimmt, von denen jeder aus einer Kombination aus einem SQUID und einer mit diesem verbundenen Messspule besteht und das mit flüssigem He gefüllt ist, ist über der Brust der Untersuchungsperson **2** angeordnet. Das flüssige He wird kontinuierlich durch eine automatische He-Einleitungs Vorrichtung **5** aufgefüllt, das außerhalb des magnetisch abgeschirmten Raums **1** angeordnet ist.

**[0090]** Das Ausgangssignal des Magnetfeldsensors wird an eine Flusssynchronisierte Schleife (FLL = flux locked loop) **6** geliefert, die eine Spannung proportional zur Stärke des durch die Messspule erfassten Magnetfelds liefert. Die FLL-Schaltung hebt eine Änderung des am SQUID wirkenden Biomagnetfelds durch eine Rückkopplungsspule auf, um das Ausgangssignal des SQUIDs konstant zu halten. Durch Umsetzen des durch die Rückkopplungsspule fließenden Stroms in eine Spannung kann eine Ausgangsspannung proportional zu einer Änderung des

Biomagnetfeld-Signals erhalten werden. Die Ausgangsspannung wird durch einen Verstärker (nicht dargestellt) verstärkt, dessen Frequenzband durch eine Filterschaltung **7** ausgewählt wird, und das sich ergebende Signal wird einer AD-Umsetzung durch einen AD-Wandler (nicht dargestellt) unterzogen, um in einen Computer **8** aufgenommen zu werden. Im Computer **8** werden verschiedene Arten von Operationenverarbeitungen ausgeführt, und die Ergebnisse der Operationenverarbeitungen werden auf der Anzeige angezeigt und an einen Drucker geliefert.

**[0091]** Als Messspulen zum Erfassen von Tangentialkomponenten eines Magnetfelds werden zwei Spulen verwendet, deren Spulenebenen in der  $x$ - bzw. der  $y$ -Richtung ausgerichtet sind. Als Spule zum Erfassen einer Normalenkomponente des Magnetfelds wird eine in der  $z$ -Richtung ausgerichtete Spule verwendet. Die Anordnung dieser Magnetfeldsensoren (**20-1** bis **20-8**, **21-1** bis **21-8**, **22-1** bis **22-8**, **23-1** bis **23-8**, **24-1** bis **24-8**, **25-1** bis **25-8**, **26-1** bis **26-8** und **27-1** bis **27-8**) ist in [Fig. 8](#) dargestellt. Die Magnetfeldsensoren stehen innerhalb des Dewargefäßes von dessen Unterseite her aufrecht, und die jeweiligen Sensoren sind in  $x$ - und  $y$ -Richtung äquidistant voneinander beabstandet, damit eine abstandsabhängige Änderung des Magnetfelds genau erfasst werden kann. Hierbei beträgt der Abstand zwischen den Sensoren 25 mm, und die Anzahl der Sensoren ist  $8 \times 8 = 64$  (Kanäle).

**[0092]** Einer der auf die oben angegebene Weise angeordneten Magnetfeldsensoren ist schematisch in den [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) dargestellt. Der in [Fig. 9](#) dargestellte Magnetfeldsensor ist so ausgebildet, dass er eine Komponente  $B_z$  rechtwinklig zur Körperoberfläche erfasst, und er verfügt über eine Spule aus einem Supraleiter (Nb-Ti-Leiter), deren Ebene in der  $z$ -Richtung ausgerichtet ist. In dieser Spule sind zwei umgekehrte Spulen, von denen die eine eine Messspule **10** nahe am lebenden Körper und die andere eine Bezugsspule entfernt vom lebenden Körper mit einer Ausbildung zum Beseitigen von Störsignalen von einem externen Magnetfeld ist, so kombiniert, dass ein Gradientenmesser erster Ordnung erzeugt ist. Beispielsweise beträgt der Spulendurchmesser 20 mm, und die Grundlinie zwischen den Spulen beträgt 50 mm. Störsignale von einem externen Magnetfeld werden von Signalquellen entfernt vom lebenden Körper erzeugt, und sie können in gleicher Weise durch die Mess- und die Bezugsspule erfasst werden. Andererseits wird ein Signal vom lebenden Körper durch die nahe am lebenden Körper liegende Messspule **10** stärker als durch die Bezugsspule **11** erfasst. Daher kann die Messspule **11** sowohl das Signal als auch die Störsignale erfassen, jedoch kann die Bezugsspule **11** nur die Störsignale erfassen. Demgemäß kann, wenn die Differenz zwischen den durch die zwei Spulen erfassten Magnetfeldern

gebildet wird, eine Messung mit hohem S/R-Verhältnis ausgeführt werden.

**[0093]** Der Gradientenmesser erster Ordnung ist über eine supraleitende Leitung eines Gehäusesubstrats, das das SQUID **12** aufnimmt, mit der Eingangsspule desselben verbunden, um das durch die Messspule erfasste Biomagnetfeld an das SQUID zu übertragen.

**[0094]** In [Fig. 10](#) ist schematisch der Aufbau eines Magnetfeldsensors zum Erfassen von Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  des Biomagnetfelds dargestellt. Der Magnetfeldsensor verwendet ebene Spulen, von denen eine Messspule **10** und eine Bezugsspule **11'** in einer Ebene angeordnet sind, während eine Messspule **10''** und eine Bezugsspule **11''** in einer anderen Ebene angeordnet sind. Die Spulengröße beträgt  $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ , und die Grundlinie beträgt  $50 \text{ mm}$ . Wie bei der Spule für die Normalenkomponente sind diese Spulen mit Gehäusesubstraten von SQUIDs **12'** und **12''** verbunden. Ein Sensor für ein Magnetfeld in x-Richtung, der allgemein durch die Bezugszahl **13** gekennzeichnet ist, und ein Sensor für ein Magnetfeld in y-Richtung, der allgemein durch die Bezugszahl **14** gekennzeichnet ist, sind an zwei zueinander rechtwinkligen Flächen eines Trägers in Form eines Prismas befestigt, um einen Magnetfeldsensor zu bilden, der eine x- und eine y-Komponente erfassen kann. Die Prismen sind arrayförmig angeordnet, wie es in [Fig. 8](#) dargestellt ist.

**[0095]** Das Dewargefäß mit den darin enthaltenen Magnetfeldsensoren wird auf der Brust der auf dem Bett liegenden Untersuchungsperson angeordnet, um ein vom Herz erzeugtes Magnetfeld zu erfassen. Hierbei ist die Querrichtung des Körpers als x-Richtung definiert, und die Längsrichtung desselben ist als y-Richtung definiert. Die Positionsbeziehung zwischen der Anordnung der Magnetfeldsensoren (**20-1** bis **20-8**, **21-1** bis **21-8**, **22-1** bis **22-8**, **23-1** bis **23-8**, **24-1** bis **24-8**, **25-1** bis **25-8**, **26-1** bis **26-8** und **27-1** bis **27-8**) und der Brust **30** ist in [Fig. 11](#) dargestellt. Biomagnetfeld-Signale, wie sie bei den obigen Positionsbeziehungen erfasst werden, sind in den [Fig. 12A](#), [Fig. 12B](#) und [Fig. 12C](#) dargestellt.

**[0096]** Die [Fig. 12A](#), [Fig. 12B](#) und [Fig. 12C](#) zeigen zeitliche Änderungen eines vom Herz einer gesunden Person erzeugten Magnetfelds, die durch die jeweiligen Magnetfeldsensoren (es sind  $8 \times 8$  Magnetfeldsensoren arrayförmig angeordnet) erfasst werden, wobei in jeder Figur die Abszisse von 64 Signalverläufen die zeitliche Achse repräsentiert, während die Ordinate die Stärke des erfassten Magnetfelds repräsentiert. Genauer gesagt, zeigt [Fig. 12A](#) die Zeit (Abszissen)-abhängigen Änderungen der Tangentialkomponente  $B_x$ , [Fig. 12B](#) zeigt die zeitabhängigen Änderungen der Tangentialkomponente  $B_y$ , und [Fig. 12C](#) zeigt die zeitabhängigen Änderungen der

rechtwinkligen Komponente  $B_z$ , wobei die dargestellten Werte der jeweiligen Komponenten durch den Absolutwert der Signalstärke normiert sind, wie von einem Kanal erhalten, der die maximale Signalstärke liefert.

**[0097]** Zeitweilige Signalverläufe (zeitbezogene Diagramme) der Tangentialkomponente ( $B_x$ ), wie mit durchgezogenen und gestrichelten Kurven in [Fig. 13](#) dargestellt, werden durch zwei spezifizierte Kanäle erhalten, wenn Messungen an einer gesunden Person ausgeführt werden. Zwei Zeitpunkte, zu denen Spitzenwerte (Extremwerte) der Q-, der R- und der S-Zacke innerhalb einer Zeitzone  $T_1$  für das Auftreten einer QRS-Welle, die sich aus einer Depolarisation des Herzventrikels ergibt, auftreten, sind in [Fig. 13](#) durch  $t_Q$ ,  $t_R$  bzw.  $t_S$  gekennzeichnet. Ferner ist eine Zeitzone für das Auftreten einer T-Welle, die den Prozess der Umpolarisation des Herzens zeigt, durch  $T_2$  gekennzeichnet, und der Zeitpunkt, zu dem der Spitzenwert (Extremwert) auftritt, ist durch  $t_T$  gekennzeichnet.

**[0098]** In [Fig. 13](#) kennzeichnet die P-Welle die Erregung (Depolarisation) des Atriums, die aus der Q-, der R- und der S-Zacke bestehende QRS-Welle kennzeichnet die Erregung (Depolarisation) des Ventrikels, und die T-Welle ist eine allmähliche Auslenkung, die die Umpolarisation des Myokards kennzeichnet. Die Depolarisation repräsentiert einen Prozess, bei dem sich die Erregung anfänglich im Muskel ausbreitet, und die Umpolarisation repräsentiert einen Prozess, bei dem der erregte Muskel in den Stillstand zurückkehrt.

**[0099]** Die [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) zeigen isomagnetische Karten, in denen Punkte verbunden sind, an denen die Stärken der Herzmagnetfelder zu den Zeitpunkten  $t_Q$ ,  $t_R$  bzw.  $t_S$  einander gleich sind. Jede der [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) zeigt die zweidimensionale Verteilung der Vektorstärke, wie durch  $|B_{xy}(x, y, t)|$  der Gleichung (4) angezeigt, und wie durch Zusammensetzen der an 64 Punkten gemessenen Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  erhalten. Ferner zeigen in jeder der [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) Pfeile zweidimensionale Vektoren unter der Annahme, dass Stromquellen an den 64 Messpunkten Magnetfelder an den jeweiligen Messpunkten erzeugen. Unter Verwendung der Stromvektoren können die Richtung und die Verteilung der Ströme im Herz angenommen werden. In jeder der [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) kennzeichnen die Abszisse  $x$  und die Ordinate  $y$  die Koordinaten, an denen die Magnetfeldsensoren liegen. Der im Herz fließende Strom fließt zum Zeitpunkt des Spitzenwerts der Q-Zacke in der Richtung nach rechts unten in der Ventrikelscheidewand, wie in [Fig. 14A](#) dargestellt, ein starker Strom fließt im gesamten linken Ventrikel zum Zeitpunkt des Spitzenwerts der R-Zacke schräg nach unten, wie es in [Fig. 14B](#) dargestellt ist, und

ein Strom fließt zum Zeitpunkt des Spitzenwerts der S-Zacke schräg nach oben zur Ventrikelbasis, was zeigt, dass der Depolarisationsprozess des Ventrikels endet. Daraus ist es erkennbar, dass es die isomagnetischen Karten der [Fig. 14A](#), [Fig. 14B](#) und [Fig. 14C](#) ermöglichen, aktive Teile und die Stromrichtung im Herz zu jeweiligen Zeitpunkten sichtbar zu machen.

**[0100]** [Fig. 15](#) zeigt eine Isointegralkarte, wie sie durch Integrieren zweidimensionaler Vektorstärken  $|B_{xy}(x, y, t)|$  an jeweiligen Punkten  $(x, y)$  erhalten wurden, wie aus zwei Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  erhalten, die innerhalb der Zeitzone  $T_1$  gemessen wurden, innerhalb der die die Zacken Q bis S überdeckende QRS-Welle im Herzmagnetfeld-Signalverlauf auftritt, was gemäß der Gleichung (4) erfolgte, und dadurch, dass Punkte verbunden wurden, an denen die integrierten Werte gleich sind. In [Fig. 15](#) repräsentieren die x- und die y-Achse die Koordinaten der an der Körperoberfläche angeordneten Magnetfeldsensoren, und die an die schwarzen Kreise, die den jeweiligen Kurven der Isointegralkarte zugeordnet sind, angeschriebenen Zahlenwerte bezeichnen die Integrationswerte für die jeweiligen Kurven. Aus [Fig. 15](#) ist es erkennbar, dass die stärksten Ströme, wie sie im Myokard innerhalb der Zeitzone der QRS-Welle fließen, im linken Ventrikel auftreten, in dem das Myokard dick ist, und dass die Spitzenposition in der Isointegralkarte genau demjenigen Teil entspricht, in dem die Stärke des im Herz fließenden Stroms groß ist.

**[0101]** [Fig. 16](#) zeigt eine Isointegralkarte, die dadurch erhalten wurde, dass Normalenkomponenten  $B_z$  an jeweiligen Punkten  $(x, y)$  bei derselben gesunden Person für die die Daten von [Fig. 15](#) aus den [Fig. 12A](#), [Fig. 12B](#) und [Fig. 12C](#) bestimmt wurden, gemessen wurden, Wurzeln  $S(x, y)$  gemäß der Gleichung (33) bestimmt wurden, die sich ergebenden Wurzeln über die Zeitzone  $T_1$  der QRS-Welle gemäß der Gleichung (34) integriert wurden und diejenigen Punkte miteinander verbunden wurden, an denen die integrierten Werte gleich waren. In den [Fig. 16](#) bis [Fig. 21](#) repräsentieren die x- und die y-Achse Positionskoordinaten (mit der Einheit m) der an der Körperoberfläche angeordneten Magnetfeldsensoren. In den [Fig. 16](#) bis [Fig. 21](#) repräsentieren die an schwarze Kreise, die den Kurven zugeordnet sind, angeschriebenen Werte die für die entsprechenden Kurven geltenden integrierten Werte.

**[0102]** Es zeigte sich, dass das Muster der Isointegralkarte von [Fig. 15](#), wie aus den Magnetfeld-Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  bestimmt, mit dem Muster der Isointegralkarte von [Fig. 16](#) zusammenfällt, die aus der Magnetfeld-Normalenkomponente  $B_z$  bestimmt wurde. Die Übereinstimmung bedeutet, dass durch die Versuchsdaten bestätigt wurde, dass

die Gleichungen (6) und (7) oder die Gleichungen (27) und (28) im wesentlichen gelten.

**[0103]** [Fig. 17](#) zeigt eine Isointegralkarte, die dadurch erhalten wurde, dass zweidimensionale Vektorstärken  $|B_{xy}(x, y)|$  an jeweiligen Punkten  $(x, y)$  erhalten wurden, wobei diese aus den zwei Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  erhalten wurden, die innerhalb der Zeitzone  $T_2$  der T-Welle bei derselben gesunden Person, für die [Fig. 15](#) bestimmt wurde, gemessen wurden, und zwar gemäß der Gleichung (4), und dass diejenigen Punkte miteinander verbunden wurden, an denen die integrierten Werte gleich sind.

**[0104]** [Fig. 18](#) zeigt eine Konturlinienkarte, die die Differenz gemäß der Gleichung (37) zwischen dem über die Zeitzone  $T_2$  gemäß der Gleichung (4) integrierten Wert und dem über die Zeitzone  $T_2$  zum Erzeugen der QRS-Welle gemäß der Gleichung (4) integrierten Wert zeigt. Anders gesagt, wird die Karte von [Fig. 18](#) dadurch erhalten, dass die in [Fig. 15](#) dargestellte Isointegralkarte von der in [Fig. 17](#) dargestellten abgezogen wird. Die Zeitzone  $T_2$  der T-Welle ist länger als die Zeitzone  $T_1$  der QRS-Welle. Das Muster in [Fig. 17](#) ähnelt demjenigen in [Fig. 15](#). Daher verfügt die in [Fig. 18](#) dargestellte Konturlinienkarte insgesamt über positive Werte. Die Zahlenwerte, wie sie an die den Kurven in den [Fig. 17](#) und [Fig. 18](#) zugehörigen schwarzen Kreise angeschrieben sind, repräsentieren jeweils den obengenannten Differenzwert zwischen den Integrationswerten, wie sie für die entsprechende Kurve gelten.

**[0105]** Als nächstes sind in den [Fig. 19](#), [Fig. 20](#) und [Fig. 21](#) Ergebnisse zu Herzmagnetfeld-Messungen für einen Patienten mit Myokardinfarkt dargestellt. [Fig. 19](#) zeigt eine Isointegralkarte, die ähnlich wie [Fig. 15](#) für die Zeitzone  $T_1$  der QRS-Welle erhalten wurde, [Fig. 20](#) zeigt eine Isointegralkarte, die ähnlich wie [Fig. 17](#) für die Zeitzone  $T_2$  der T-Welle erhalten wurde, und [Fig. 21](#) zeigt eine Konturlinienkarte, die ähnliche wie [Fig. 18](#) erhalten wurde, um die Differenz gemäß der Gleichung (35) zwischen dem über die Zeitzone  $T_2$  der T-Welle gemäß der Gleichung (4) erhaltenen Integrationswert und dem über die Zeitzone  $T_1$  der QRS-Welle gemäß der Gleichung (4) erhaltenen Integrationswert anzuzeigen. Anders gesagt, ist [Fig. 21](#) eine Karte, die dadurch erhalten wird, dass die in [Fig. 19](#) dargestellte Isointegralkarte von der in [Fig. 20](#) dargestellten abgezogen wird. Zahlenwerte, die an die den Kurven in den [Fig. 19](#) und [Fig. 20](#) zugehörigen schwarze Kreise angeschrieben sind, repräsentieren die Integrationswerte, wie sie für die jeweiligen Kurven gelten, und die Zahlenwerte die an die den Kurven in [Fig. 21](#) zugeordneten schwarzen Kreise angeschrieben sind, repräsentieren den Differenzwert zwischen den Integrationswerten, wie sie für die jeweilige Kurve gelten.

**[0106]** Die in [Fig. 19](#) dargestellte Isointegralkarte für die Zeitzone  $T_1$  verfügt über ein Muster, das sich leicht von denjenigen der in den [Fig. 15](#) und [Fig. 16](#) dargestellten Isointegralkarten unterscheidet, wobei angezeigt ist, dass ein Strom großer Stärke durch den linken Ventrikel gelaufen ist. Jedoch verfügt die in [Fig. 20](#) dargestellte Isointegralkarte für die Zeitzone  $T_2$  über ein Muster, das sich von dem der in [Fig. 19](#) dargestellten Isointegralkarte für die Zeitzone  $T_2$  unterscheidet, was deutlich zeigt, dass sich das Muster der Stärke des durch das Herz innerhalb der Zeitzone  $T_1$  fließenden Stroms aufgrund des Myokardinfarkts stark von demjenigen unterscheidet, der innerhalb der Zeitzone  $T_2$  fließt. Ferner weist die in [Fig. 21](#) dargestellte Konturlinienkarte insgesamt negative Werte auf, und sie unterscheidet sich stark von der in [Fig. 18](#) dargestellten Konturlinienkarte einer gesunden Person mit insgesamt positiven Werten, was deutlich zeigt, dass im Patienten mit Myokardinfarkt der innerhalb der Zeitzone  $T_2$  durch das Herz fließende Strom eine Verdrängung erleidet.

**[0107]** Wie oben beschrieben, kann durch Abbilden der Herzmagnetfeld-Stärke innerhalb der Zeitzonen  $T_1$  und  $T_2$  der gesunde Zustand innerhalb einer kurzen Zeitspanne von weniger als einer Minute auf einfache Weise nicht-invasiv gegenüber einem anomalen Zustand (z. B. Zustand mit Myokardinfarkt, ischämischer Herzzustand oder dergleichen) unterschieden werden, ohne dass dem Patienten Schmerz zugeführt wird. Anders gesagt, kann für frühes Auffinden und Vorhersehen eines erkrankten Teils gesorgt werden, ohne dass das umgekehrte Problem zu lösen wäre.

**[0108]** [Fig. 22](#) zeigt ein Beispiel eines verarbeiteten Bilds auf dem Schirm des Computers der Biomagnetfeld-Messvorrichtung. Der Schirm ist vom Mehrfenstertyp, und in den jeweiligen Fenstern können einzelne verarbeitete Bilder dargestellt werden. Während in den [Fig. 15](#) bis [Fig. 21](#) in Zuordnung zu den einzelnen Kurven Zahlenwerte angeschrieben sind, um die Magnetfeldstärke und den Integrationswert deutlich zu machen, wird auf der Anzeige eine Farbgebung entsprechend dem Pegel der Konturlinie bewirkt, um für eine dreidimensionale Farbanzeige zu sorgen. Gleichzeitig können auch das in [Fig. 13](#) dargestellte Zeitdiagramm (Magnetokardiogramm) wie auch ein Elektrokardiogramm angezeigt werden, um eine systematische Analyse einer Herzkrankheit zu ermöglichen.

**[0109]** [Fig. 23](#) zeigt Beispiele verarbeiteter Bilder, wie sie auf der Anzeige der erfindungsgemäßen Biomagnetfeld-Messvorrichtung angezeigt werden. In [Fig. 23](#) bezeichnet MKG ein Beispiel eines Magnetokardiogramms, QRS bezeichnet ein Beispiel einer ersten isomagnetischen Karte, die gemäß der Gleichung (34) erhalten wird, wenn der Integrationsbereich auf das Intervall  $T_1$  zur Erzeugung der QRS-

Welle eingestellt wird, T bezeichnet ein Beispiel einer zweiten isomagnetischen Karte, die gemäß der Gleichung (34) erhalten wird, wenn der Integrationsbereich auf das Intervall  $T_2$  zum Erzeugen der T-Welle eingestellt wird, und (T-QRS) zeigt ein Beispiel für die Differenz zwischen der ersten und der zweiten isomagnetischen Karte.

**[0110]** In den Gleichungen (4) und (34) können  $I_1(x, y)$  und  $I_2(x, y)$  durch ein vereinfachtes Verfahren bestimmt werden, das die Integration ersetzt. Genauer gesagt, werden  $I_1(x, y)$  und  $I_2(x, y)$  aus den folgenden Gleichungen (41) bis (44) bestimmt, und dann werden die Gleichungen (35) bis (40) angewandt. Wenn die Tangentialkomponenten (Komponenten parallel zur Oberfläche eines lebenden Körpers)  $B_x(x, y, t)$  und  $B_y(x, y, t)$  eines durch den lebenden Körper erzeugten Magnetfelds gemessen werden (wobei im Cartesischen Koordinatensystem  $(x, y, z)$  die Ebene parallel zur Körperoberfläche die  $xy$ -Ebene ist, während die Achse vertikal zur Körperoberfläche die  $z$ -Achse ist), wird die zweidimensionale Vektorstärke  $|B_{xy}(x, y)|$ , wobei  $||$  den Absolutwert repräsentiert, aus der Wurzel der Summe der Quadrate der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  gemäß der Gleichung (41) bestimmt:

$$|B_{xy}(x, y, t_0)| = \sqrt{\{(B_x(x, y, t_0))^2 + (B_y(x, y, t_0))^2\}} \quad (41)$$

**[0111]** Anschließend wird für jeweilige Punkte  $(x, y)$ , wobei Werte  $I_1(x, y)$  eines Signalverlaufs  $|B_{xy}(x, y, t_0)|$  zu einem gewünschten Zeitpunkt gemäß der Gleichung (14) bestimmt werden, eine Isointegralkarte durch Interpolation und Extrapolation erhalten, in dem Punkte miteinander verbunden werden, an denen die Werte von  $I_1(x, y)$  an den jeweiligen Punkten  $(x, y)$  einander gleich sind, und diese Isointegralkarte wird auf dem Anzeigeschirm angezeigt:

$$I_1(x, y) = |B_{xy}(x, y, t_0)| \quad (42)$$

**[0112]** Wenn die magnetische Komponente  $B_z(x, y, t)$  rechtwinklig zur Oberfläche des lebenden Körpers gemessen wird, werden die Änderungsrate  $\partial B_z(x, y, t_0)/\partial x$  in der  $x$ -Richtung der rechtwinkligen magnetischen Komponente  $B_z$  sowie die Änderungsrate  $\partial B_z(x, y, t_0)/\partial y$  in der  $y$ -Richtung von  $B_z(x, y, t_0)$  bestimmt, und es wird die Wurzel  $S(x, y, t)$  der Summe der Quadrate bestimmt, wie es in der folgenden Gleichung (43) angegeben ist:

$$S(x, y, t_0) = \sqrt{\{[\partial B_z(x, y, t_0)/\partial x]^2 + [\partial B_z(x, y, t_0)/\partial y]^2\}} \quad (43)$$

**[0113]** Anschließend wird für die jeweiligen Punkte  $(x, y)$ , nachdem die Werte  $I_2(x, y)$  eines Signalverlaufs  $S_{t_0}(t_0, x, y)$  zu einem gewünschten Zeitpunkt gemäß der Gleichung (44) bestimmt wurden, durch Interpolation und Extrapolation eine Isointegralkarte bestimmt,

um Punkte zu verbinden, für die an diesen jeweiligen Punkten  $(x, y)$  die Werte von  $I_2(x, y)$  einander gleich sind, und die Isointegralkarte wird auf dem Anzeigeschirm angezeigt:

$$I_2(x, y) = |S_{t_0}(x, y, t_0)| dt \quad (44)$$

**[0114]** Wenn z. B. ein Herz den zu messenden Gegenstand bildet, ist  $t_0$  in den Gleichungen (41) bis (44) der Zeitpunkt, zu dem sich der Maximalwert von Q, R oder S auf eine Ventrikelkontraktion hin ergibt. Ferner werden in den Gleichungen (41) bis (44) mehrere Zeitpunkte  $t_0$  festgesetzt, es wird eine Berechnung zum Bestimmen der Summe der Differenz oder des verhältnisses zwischen mehreren ermittelten Werten ausgeführt, durch Interpolation und Extrapolation wird eine Isointegralkarte zum Verbinden von Punkten bestimmt, an denen die Berechnungsergebnisse einander gleich sind, und diese Isointegralkarte wird auf dem Anzeigeschirm angezeigt. Auch auf diese Weise können im wesentlichen dieselben Ergebnisse erhalten werden, wie sie durch das zuvor beschriebene Verfahren unter Verwendung der Gleichungen (4) und (34) erhalten werden.

**[0115]** Isomagnetische Karten für den Zeitpunkt, zu dem die Extremwerte der Q-, der R- und der S-Zacke in einem Magnetokardiogramm eines Patienten X durch Messen der Normalenkomponente  $B_z$  gemäß dem herkömmlichen Verfahren erhalten werden, sind in den [Fig. 24A](#), [Fig. 24B](#) und [Fig. 24C](#) dargestellt. In diesen Figuren kennzeichnen gestrichelte Linien eine isomagnetische Karte eines negativen Magnetfelds, durchgezogene Linien kennzeichnen eine isomagnetische Karte eines positiven Magnetfelds, und ein hohler Pfeil kennzeichnet die Stärke und die Richtung eines Stromdipols. In den Darstellungen der isomagnetischen Karten der [Fig. 24A](#), [Fig. 24B](#) und [Fig. 24C](#) ist der hohle Pfeil an der Position eines Stromdipols angeordnet, wenn angenommen ist, dass im Herz eine eigene Stromquelle existiert. Zum Zeitpunkt, zu dem der Extremwert der Q-Zacke auftritt, fließt in der Ventrikelscheidewand ein Strom in der Richtung nach rechts unten, wie es in [Fig. 24A](#) dargestellt ist. Zum Zeitpunkt, zu dem der Extremwert der R-Zacke auftritt, fließt ein großer Strom im gesamten linken Ventrikel schräg nach unten, wie es in [Fig. 24B](#) dargestellt ist, und zum Zeitpunkt, zu dem der Extremwert der S-Zacke auftritt, fließt ein Strom schräg nach oben zur Ventrikelbasis, wie es in [Fig. 24C](#) dargestellt ist, was anzeigt, dass der Depolarisationsprozess im Ventrikel endet.

**[0116]** Isomagnetische Karten, die durch Messen der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  eines vom Herz des obengenannten Patienten X erzeugten Magnetfelds und durch Zusammensetzen der Tangentialkomponenten gemäß den Gleichungen (41) und (42) zum Zeitpunkt, zu dem der Extremwert der Q-,

der R- und der S-Zacke auftritt, erhalten wurden, sind in den [Fig. 25A](#), [Fig. 25B](#) bzw. [Fig. 25C](#) dargestellt.

**[0117]** Das Muster von [Fig. 25A](#) fällt im wesentlichen mit demjenigen von [Fig. 24A](#) zusammen, das Muster von [Fig. 25B](#) fällt im wesentlichen mit dem von [Fig. 24B](#) zusammen, und das Muster von [Fig. 25C](#) fällt im wesentlichen mit dem von [Fig. 24C](#) zusammen. Jedoch wirkt im Muster von [Fig. 25B](#), das zum Zeitpunkt erhalten wurde, zu dem der Extremwert der R-Zacke auftritt, das Myokard in einem weiten Bereich, wobei klargestellt ist, dass mehrere Stromquellen, die im Muster von [Fig. 24B](#) nicht deutlich sind, das im Moment des Auftretens des Extremwerts der R-Zacke erhalten wurde, leicht unterschieden werden können, was es ermöglicht zu erkennen, dass eine Stromquelle in der Richtung nach links existiert, während eine andere Stromquelle nach unten hin existiert.

**[0118]** In den [Fig. 26A](#), [Fig. 26B](#) und [Fig. 26C](#) sind isomagnetische Karten für den Zeitpunkt dargestellt, zu dem die jeweiligen Extremwerte der Q-, der R- bzw. der S-Zacke auftreten, wie gemäß den Gleichungen (43) und (44) unter Verwendung von Einzeldaten für die isomagnetische Karte für die Normalenkomponente  $B_z$  zum Zeitpunkt des Auftretens der jeweiligen Extremwerte der Q-, R- bzw. S-Zacke erhalten. Aus den in den [Fig. 26A](#), [Fig. 26B](#) und [Fig. 26C](#) dargestellten Ergebnissen können mehrere Stromquellen unterschieden werden, die unter Verwendung der in den [Fig. 24A](#), [Fig. 24B](#) und [Fig. 24C](#) dargestellten isomagnetischen Karten zur Normalenkomponente  $B_z$  oder der auf der Gleichung (1) beruhenden Pfeilkarte kaum unterschieden werden können. Es ist zu beachten, dass die Muster der [Fig. 26A](#), [Fig. 26B](#) und [Fig. 26C](#) denjenigen (isomagnetische Karten von  $B_{xy}$ , wie durch Zusammensetzen der Tangentialkomponenten  $B_x$  und  $B_y$  erhalten) entsprechen, die in den [Fig. 25A](#), [Fig. 25B](#) und [Fig. 25C](#) dargestellt sind. Dies bedeutet, dass es sich durch Versuchsdaten in der Praxis gezeigt hat, dass die Gleichungen (6) und (7) oder die Gleichungen (27) und (28) im wesentlichen gelten.

**[0119]** In jeder der [Fig. 24A](#) bis [Fig. 26C](#) repräsentieren die Abszisse  $x$  und die Ordinate  $y$  Positionskordinaten der an der Oberfläche des lebenden Körpers angeordneten Magnetfeldsensoren.

**[0120]** Während vorstehend die Erfindung beispielhaft für Herzmagnetfeld-Messungen beschrieben wurde, kann sie auch sogar bei Enzephalomagnetfeld-Messungen verwendet werden, um ein Magnetoenzephalogramm (MEG) zu erhalten.

**[0121]** [Fig. 27](#) zeigt in Schnittform einen Teil des Innenaufbaus eines Dewargefäßes für Messungen eines Enzephalomagnetfelds in einem Enzephalomagnetfeld-Messsystem. Wenn ein Enzephalomagnet-

feld gemessen wird, ist das zu untersuchende Objekt ein Kopf, der sich von der Brust zum Beispiel dadurch unterscheidet, dass er kugelförmig ist, weswegen die Unterseite eines Dewargefäßes **102** für einen Messkopf mit SQUID-Flussmessgeräten **103-1**, **103-2**, ..., **103-N** so ausgebildet ist, wie es in **Fig. 27** dargestellt ist, dass sie die Form einer Halbkugel einnimmt, die einen Kopf **100** überdeckt. Die SQUID-Flussmesseinrichtungen **103-1**, **103-2**, ..., **103-N** sind radial entlang der Innenfläche des Dewargefäßes **102** für die Kopfmessung angeordnet, und die Vorderendfläche (Magnetfeld-Messfläche) jeder SQUID-Flussmesseinrichtung ist im wesentlichen parallel zur Tangentialebene der Halbkugeloberfläche angeordnet. Der Radius der Halbkugel ist unter der Annahme eingestellt, dass das Gehirn im Kopf die Form einer Kugel hat, deren Zentrum im wesentlichen mit dem Zentrum der Halbkugel zusammenfällt, wobei der Wert bis ungefähr 10 cm beträgt, was eine Messung auch für erwachsene Personen erlaubt. Innerhalb des Dewargefäßes **102** für Kopfmessungen ist eine Wärmestrahlungs-Abschirmung **104** angeordnet, und die Oberseite des Dewargefäßes ist durch eine obere Platte **105** abgedichtet verschlossen. Von den SQUID-Flussmesseinrichtungen **103-1**, ..., **103-N** werden aus dem Dewargefäß für Kopfmessungen über Signalleitungen **106-1**, ... **106-N** nach außen entnommen.

**[0122]** **Fig. 28** ist von Nutzen, um die Beziehung zwischen einer durch das in **Fig. 27** dargestellte Enzephalomagnetfeld-Messsystem messbaren Magnetfeldkomponente und dem Kopf zu erläutern. Die Komponente eines Enzephalomagnetfelds  $B_r$ , wie durch eine SQUID-Flussmesseinrichtung messbar, die radial über dem Kopf an einer von mehreren Positionen  $O'$  angeordnet ist, ist eine Komponente  $B_r$  in der Richtung  $r$  (Normalenkomponente) im Polarkoordinatensystem  $(r, \theta, \phi)$ , dessen Ursprung in  $O$  liegt. In **Fig. 28** kennzeichnen Komponenten  $B_r$  und  $B_\phi$  Tangentialkomponenten parallel zur Kopffläche, und der Ursprung ist das Zentrum einer Kugel, beruhend auf der Annahme, dass das Gehirn kugelförmig ist. Als Körperstimulation wird eine elektrische Stimulation an den rechten Mittelfinger gegeben, und die Normalenkomponente  $B_r$  wird durch das in **Fig. 27** dargestellte Enzephalomagnetfeld-Messsystem gemessen, und es wird eine isomagnetische Karte für den Zeitpunkt erhalten, zu dem eine Hirnwelle maximal ist, nämlich ungefähr 100 ms nach Anlegen der elektrischen Stimulation. Die **Fig. 29A** und **Fig. 29B** zeigen Beispiele für eine isomagnetische Karte, wie sie mit dem in **Fig. 27** dargestellten Enzephalomagnetfeld-Messsystem erhalten wird. Die isomagnetische Karte der Normalenkomponente  $B_r$ , wie in **Fig. 29A** dargestellt, wurde gemäß dem herkömmlichen Verfahren erhalten, während die isomagnetische Karte von **Fig. 29B** unter Verwendung der folgenden Gleichung (45) gemäß der Erfindung erhalten wurde. Wie eine auf einem Globus dargestellte Karte zeigt die

isomagnetische Karte die Stärkeverteilung des Enzephalomagnetfelds, wie sie sich auf der Oberfläche der Kugel zeigt, die an das Gehirn angenähert ist:

$$S(\theta, \phi, t) = \sqrt{\{(\partial B_r(t)/\partial \theta)^2 + \{\partial B_r(t)/\partial \phi\}^2\}} \quad (45)$$

**[0123]** In der in **Fig. 29A** dargestellten isomagnetischen Karte ist angenommen, dass ein Stromdipol, wenn im Gehirn eine einzelne Stromquelle existiert, an der Stelle eines hohlen Pfeils liegt, der der Darstellung überlagert ist. In **Fig. 29A** repräsentieren gestrichelte Linien eine isomagnetische Karte eines negativen Magnetfelds, durchgezogene Linien repräsentieren eine isomagnetische Karte eines positiven Magnetfelds, und ein hohler Pfeil kennzeichnet die Stärke und die Richtung eines Stromdipols. Es ist unmittelbar und auf einfache Weise erkennbar, dass die Stromquelle (durch den durch den hohlen Pfeil gekennzeichneten Stromdipol repräsentiert), die herkömmlicherweise auf Grundlage der in **Fig. 29A** dargestellten isomagnetischen Karte für die Normalenkomponente  $B_r$  abgeschätzt wurde, entsprechend der Spitzenwertposition  $A$  in der in **Fig. 29B** dargestellten isomagnetischen Karte liegt. Der andere Teil des Enzephalomagnetfeld-Messsystems, der in **Fig. 27** nicht dargestellt ist, ist im wesentlichen identisch mit der in **Fig. 7** dargestellten Biomagnetfeld-Messvorrichtung aufgebaut.

**[0124]** Als Verfahren zum Analysieren einer Magnetfeldquelle unter Verwendung isomagnetischer Karten betreffend ein Herzmagnetfeld und ein Enzephalomagnetfeld, wie durch die insoweit beschriebenen Verfahren der Erfindung erhalten, sind verschiedene Arten von Algorithmen zum Lösen des umgekehrten Problems denkbar. Bei einem vereinfachten Algorithmus, wie er bei praktischen Anwendungen häufig verwendet wird, werden ein einzelner oder z. B. zwei Stromdipole als Magnetfeldquelle angenommen, Positionskoordinaten, an denen diese Stromdipole existieren, werden nach Wunsch als Anfangsbedingung angenommen, und auf der Annahme, dass die an den einzelnen Positionskoordinaten vorhandenen Stromdipole Magnetfelder gemäß dem Biot-Savart-Gesetz erzeugen, werden Magnetfelder an tatsächlichen Magnetfeld-Messpunkten  $(x, y)$  berechnet. Eine der Gleichung (17) entsprechende Auswertungsfunktion, die durch die Differenz zwischen dem berechneten Magnetfeld  $B_c(x, y)$  und dem tatsächlich gemessenen Magnetfeld  $V_m(x, y)$  repräsentiert ist, wird für  $m = 1, 2, \dots, M$  berechnet, wobei die Gesamtanzahl von Messpunkten, an denen die Magnetfelder tatsächlich gemessen werden, durch  $M$  repräsentiert ist, und der Minimalwert der Auswertungsfunktion  $L$  wird analytisch durch Ändern der Positionskoordinaten der einzelnen Stromdipole bestimmt. In der folgenden Gleichung (46) repräsentiert  $G$  eine Konstante,  $n_s$  repräsentiert einen Einheitsvektor in der Normalen- oder der Z-Richtung, und das Additionssymbol  $F$  repräsentiert die Addition betreffend  $M = 1, 2, \dots, M$ :

$$L = \sum \{V_m(x, y) - G([B_c(x, y)] \cdot n_s)\}^2 \quad (46)$$

**[0125]** Bei dem auf der Gleichung (46) beruhenden Verfahren tritt jedoch ein Fall auf, bei dem die Ergebnisse der Analyse zur Magnetfeldquelle nicht auf einen Minimalwert konvergieren, wenn ein großer Messbereich für das Magnetfeld analysiert wird. Bei der Erfindung werden die Anfangsbedingungen für die Positionen und die Anzahl der Dipole im Verlauf der Berechnung der Auswertungsfunktion L so vorbestimmt, dass die Spitzwertposition in der isomagnetischen Karte auf Grundlage der Gleichung (4), (34) oder (44) die Position des Dipols ist, während die Anzahl der Spitzenwerte in der isomagnetischen Karte die Anzahl der Dipole ist. Durch Lösen der Auswertungsfunktion L unter den so bestimmten Anfangsbedingungen können Ergebnisse der Analyse zur Magnetfeldquelle ohne Fehlschlag konvergieren. Durch Spezifizieren jeweiliger Spitzenwertpositionen in den isomagnetischen Karten betreffend ein Herzmagnetfeld und ein Enzephalomagnetfeld auf Grundlage der Gleichung (4), (34) oder (44) können die Koordinaten der jeweiligen Spitzenwertpositionen und die zugehörige Anzahl automatisch als Anfangswerte in die Vorrichtung eingegeben werden, und die Auswertungsfunktion L kann gelöst werden, um konvergierende Ergebnisse für die Analyse zur Magnetfeldquelle zu liefern.

**[0126]** Demgemäß können, im Gegensatz zum herkömmlichen Einstellen von Anfangswerten auf empirische Weise, die Anfangswerte im wesentlichen sicher und einfach auf Grundlage von Daten aus der isomagnetischen Karte bestimmt werden, wie sie als Ergebnis einer Messung erhalten wird, und es kann das umgekehrte Problem wirkungsvoll und genauer gelöst werden.

**[0127]** In jeder der Figuren, die eine in der vorstehenden Beschreibung verwendete isomagnetische Karte zeigen, ist die rechte Seite des Körpers auf der linken Seite der Zeichnung dargestellt, während die linke Seite des Körpers auf der rechten Seite der Zeichnung dargestellt ist, was in Übereinstimmung mit der üblichen Vorgehensweise steht, wie sie auf dem Gebiet medizinischer Behandlungen angewandt wird.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Biomagnetfeld-Messung, umfassend:  
einen ersten Schritt des Messens einer zeitlichen Änderung einer Komponente ( $B_z$ ) eines durch einen lebenden Körper (2) erzeugten Biomagnetfelds unter Verwendung mehrerer Fluss-Messeinrichtungen (20-1 bis 20-8, ... 27-1 bis 27-8), die außerhalb des lebenden Körpers angeordnet sind und jeweils ein SQUID (12) enthalten, wobei die Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in eine erste Richtung (z) zeigt, die recht-

winklig auf der Oberfläche des lebenden Körpers steht;

einen zweiten Schritt des Bestimmens einer zeitlichen Änderung der Quadratwurzel von

$$B_{xy}^2 = (\partial B_z(x, y)/\partial x)^2 + (\partial B_z(x, y)/\partial y)^2,$$

also der Summe der Quadrate der Ableitungswerte der Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in der ersten Richtung und derjenigen in einer zweiten und einer dritten Richtung (x, y), die die erste Richtung (z) schneiden; einen dritten Schritt des Integrierens der zeitlichen Änderung des im zweiten Schritt erhaltenen Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1$ ;  $T_2$ ) zum Bestimmen eines Integralwerts; und einen vierten Schritt des Anzeigens des im dritten Schritt erhaltenen Integralwerts.

2. Verfahren zur Biomagnetfeld-Messung, umfassend:

einen ersten Schritt des Messens zeitlicher Änderungen von Komponenten ( $B_x$ ,  $B_y$ ) eines durch einen lebenden Körper (2) erzeugten Biomagnetfelds unter Verwendung mehrerer Fluss-Messeinrichtungen (20-1 bis 20-8, ... 27-1 bis 27-8), die außerhalb des lebenden Körpers angeordnet sind und jeweils ein SQUID (12) enthalten, wobei die Komponenten ( $B_x$ ,  $B_y$ ) des Magnetfelds in einer ersten bzw. einer zweiten Richtung (x, y) zeigen, die parallel zur Oberfläche des lebenden Körpers verlaufen; einen zweiten Schritt des Bestimmens einer zeitlichen Änderung der Quadratwurzel von

$$B_{xy}^2 = B_x(x, y)^2 + B_y(x, y)^2,$$

also der Summe der Quadrate der Magnetfeldkomponenten ( $B_x$ ,  $B_y$ ) in der ersten und der zweiten Richtung (x, y);

einen dritten Schritt des Integrierens der zeitlichen Änderung des im zweiten Schritt erhaltenen Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1$ ;  $T_2$ ) zum Bestimmen eines Integralwerts; und einen vierten Schritt des Anzeigens des im dritten Schritt erhaltenen Integralwerts.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei im vierten Schritt die Integralwerte dazu verwendet werden, eine Isointegralkarte anzuzeigen, in der Punkte miteinander verbunden sind, an denen die Integralwerte gleich sind.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei

das Integrieren der zeitlichen Änderung des im zweiten Schritt erhaltenen Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1$ ;  $T_2$ ), um im dritten Schritt einen Integralwert zu bestimmen, über mehrere vorbestimmte Intervalle ( $T_1$ ,  $T_2$ ) ausgeführt wird, um mehrere Integralwerte zu bestimmen, und

eine Berechnung zum Bestimmen des Verhältnisses oder der Summe, einschließlich einer Isogewichtung, oder der Differenz zwischen den mehreren Integralwerten ausgeführt wird.

5. Verfahren zur Biomagnetfeld-Messung nach Anspruch 1, ferner mit den folgenden Schritten:

Bestimmen einer Komponente ( $B_x$ ) des Biomagnetfelds in der zweiten Richtung (x), die rechtwinklig zur ersten Richtung (z) verläuft, aus einem Ableitungswert für die zweite Richtung (x) der Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in der ersten Richtung; und  
Bestimmen einer Komponente ( $B_y$ ) des Magnetfelds in der dritten Richtung (y), die rechtwinklig zur ersten und zweiten Richtung (z, x) verläuft, aus der Änderungsrate in der dritten Richtung (y) der Magnetfeldkomponente ( $B_z$ ) in der ersten Richtung.

6. Verfahren zur Biomagnetfeld-Messung nach einem der vorstehenden Ansprüche, ferner mit einem Schritt des Anzeigens der Positionsverteilung der Integralwerte.

7. Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung, umfassend:

mehrere Fluss-Messeinrichtungen (**20-1** bis **20-7**, ... **27-1** bis **27-8**), die außerhalb des lebenden Körpers (**2**) angeordnet sind und jeweils ein SQUID (**12**) enthalten, um ein vom lebenden Körper erzeugtes Biomagnetfeld zu erfassen, wobei die mehreren Fluss-Messeinrichtungen so arbeiten, dass sie die zeitliche Änderung einer Komponente ( $B_z$ ) des Biomagnetfelds in einer ersten Richtung (z) messen, die rechtwinklig zur Oberfläche des lebenden Körpers verläuft; eine Operationen-Verarbeitungseinrichtung (**8**) zum Ausführen einer Berechnung zum Bestimmen der zeitlichen Änderung der Quadratwurzel von

$$B_{xy}^2 = (\partial B_z(x, y)/\partial x)^2 + (\partial B_z(x, y)/\partial y)^2,$$

also der Summe der Quadrate der Änderungsraten der Magnetfeldkomponente (B) in der ersten Richtung in einer zweiten bzw. einer dritten Richtung (x, y), die die erste Richtung (z) schneiden, und zum Ausführen einer Berechnung zum integrieren der zeitlichen Änderung dieses Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1$ ;  $T_2$ ), um einen Integralwert zu bestimmen; und  
eine Anzeigeeinrichtung (**8**) zum Anzeigen des Integralwerts.

8. Vorrichtung zur Biomagnetfeld-Messung, umfassend:

mehrere Fluss-Messeinrichtungen (**20-1** bis **20-7**, ... **27-1** bis **27-8**), die außerhalb des lebenden Körpers (**2**) angeordnet sind und jeweils ein SQUID (**12**) enthalten, um ein vom lebenden Körper erzeugtes Biomagnetfeld zu erfassen, wobei die mehreren Fluss-Messeinrichtungen so arbeiten, dass sie die zeitliche Änderung von Komponenten ( $B_x$ ,  $B_y$ ) des Biomagnet-

felds in einer ersten und einer zweiten Richtung (x, y) messen, die parallel zur Oberfläche des lebenden Körpers verlaufen;

eine Operationen-Verarbeitungseinrichtung (**8**) zum Ausführen einer Berechnung zum Bestimmen der zeitlichen Änderung der Quadratwurzel von

$$B_{xy}^2 = B_x(x, y)^2 + B_y(x, y)^2,$$

also der Summe der Quadrate der Magnetfeldkomponente ( $B_x$ ,  $B_y$ ) in der ersten und der zweiten Richtung (x, y), und zum Ausführen einer Berechnung zum Integrieren der zeitlichen Änderung dieses Werts über ein vorbestimmtes Intervall ( $T_1$ ;  $T_2$ ), um einen Integralwert zu bestimmen; und  
eine Anzeigeeinrichtung (**8**) zum Anzeigen des Integralwerts.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 oder 8, wobei auf der Anzeigeeinrichtung (**8**) eine Isointegralkarte angezeigt wird, in der Punkte miteinander verbunden sind, für die gleiche Integralwerte gelten.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, wobei die Operationen-Verarbeitungseinrichtung (**8**) dazu ausgelegt ist,

die Berechnung zum Bestimmen des Integralwerts über mehrere vorbestimmte Intervalle ( $T_1$ ,  $T_2$ ) auszuführen, um mehrere Integralwerte zu bestimmen, und eine Berechnung zum Bestimmen des Verhältnisses, der Summe, einschließlich einer Isogewichtung, oder der Differenz zwischen den mehreren Integralwerten auszuführen.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 10, wobei die mehreren Fluss-Messeinrichtungen mit gleichem Abstand an der Außenseite des lebenden Körpers (**2**) angeordnet sind.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, wobei die Anzeigeeinrichtung (**8**) ferner zum Anzeigen des Werts  $B_y$  ausgelegt ist.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 12, wobei die Anzeigeeinrichtung (**8**) ferner zur Bilderzeugung und Anzeige betreffend die Stärkeverteilung des Biomagnetfelds innerhalb einer Zeitzone ( $T_1$ ), während der der Ventrikel des Herzens des lebenden Körpers (**2**) polarisiert, sowie innerhalb einer Zeitzone ( $T_2$ ), während der die Umpolarisierung des Ventrikels abläuft, ausgelegt ist.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 12, wobei die Größenverteilung des Biomagnetfelds innerhalb einer Zeitzone ( $T_1$ ), während der der Ventrikel des Herzens des lebenden Körpers depolarisiert, sowie innerhalb einer Zeitzone ( $T_2$ ), innerhalb der die Umpolarisation des Ventrikels abläuft, abgebildet und auf der Anzeigeeinrichtung (**8**) angezeigt wird.

15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 12, wobei die Anzeigeeinrichtung (8) dazu ausgelegt ist, die Verteilung des Biomagnetfelds innerhalb einer Zeitzone ( $T_1$ ) anzuzeigen, während der eine QRS-Welle des Magnetokardiogramms des lebenden Körpers auftritt, sowie innerhalb einer Zeitzone ( $T_2$ ), während der eine T-Welle im Magnetokardiogramm auftritt.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, wobei die Anzeigeeinrichtung (8) die Verteilung der Differenz zwischen dem Biomagnetfeld innerhalb der Zeitzone ( $T_1$ ), während der eine QRS-Welle des Magnetokardiogramms auftritt, und dem Biomagnetfeld innerhalb der Zeitzone ( $T_2$ ), während der eine T-Welle des Magnetokardiogramms auftritt, anzeigt.

Es folgen 22 Blatt Zeichnungen

FIG.1

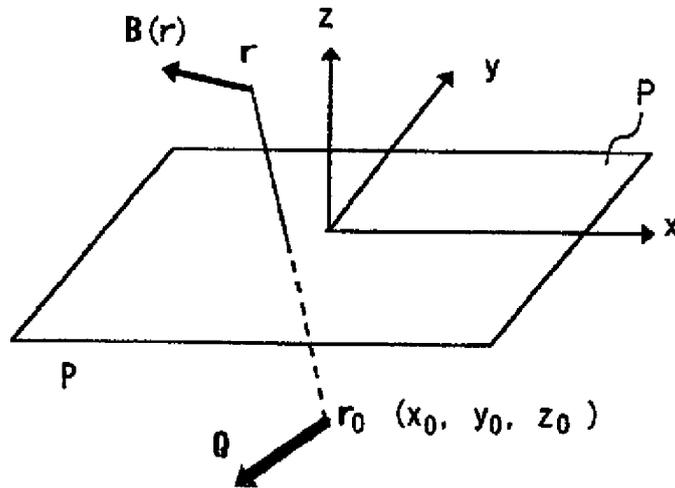


FIG.2

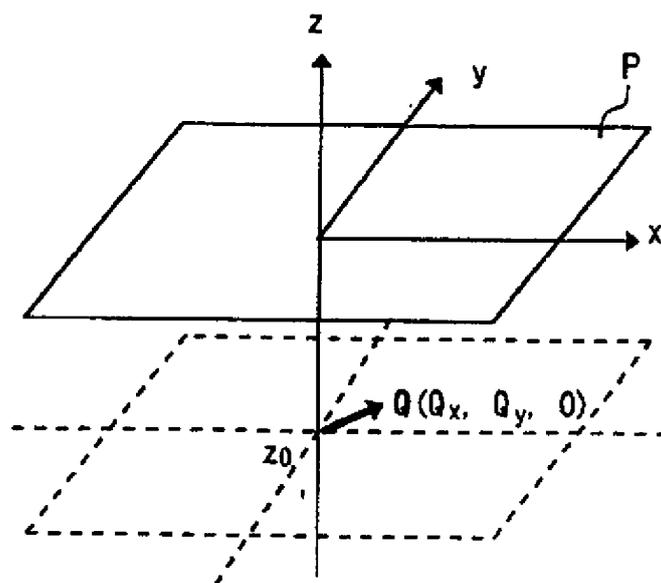


FIG.3

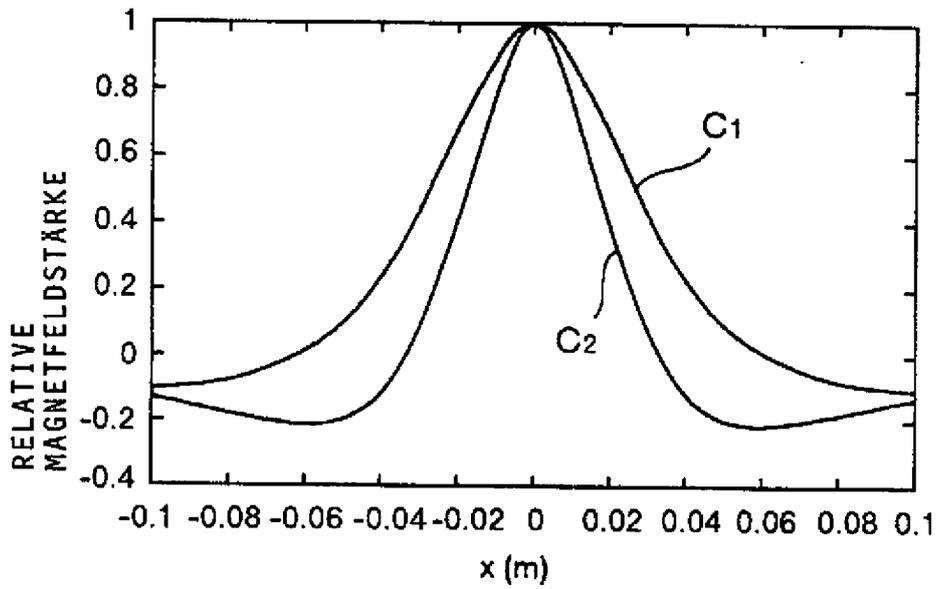


FIG.4

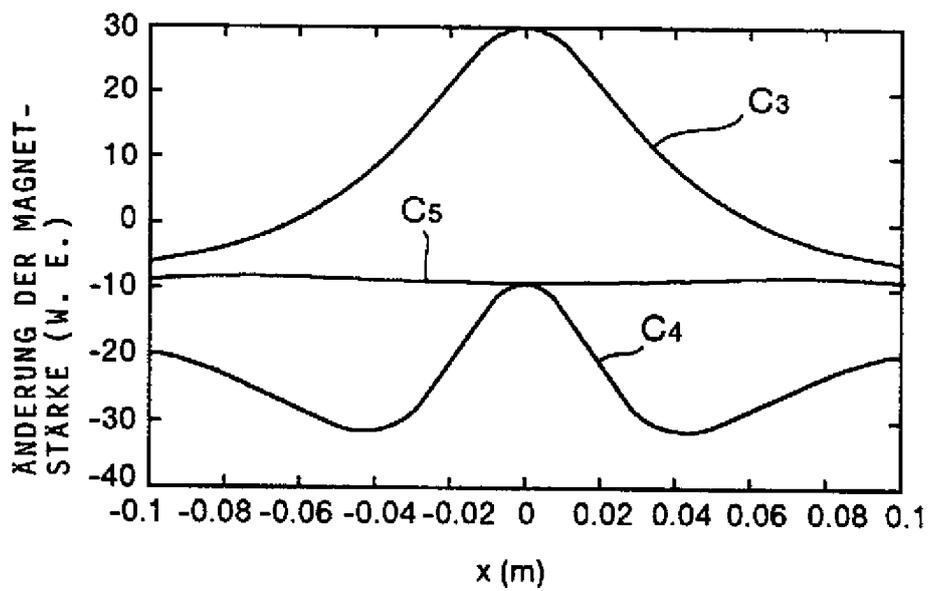


FIG.5

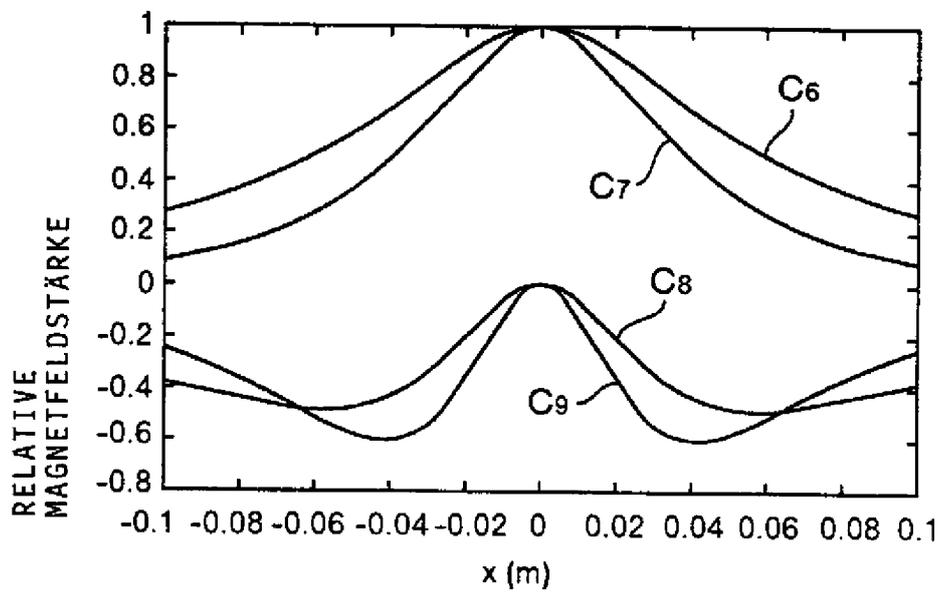


FIG.6

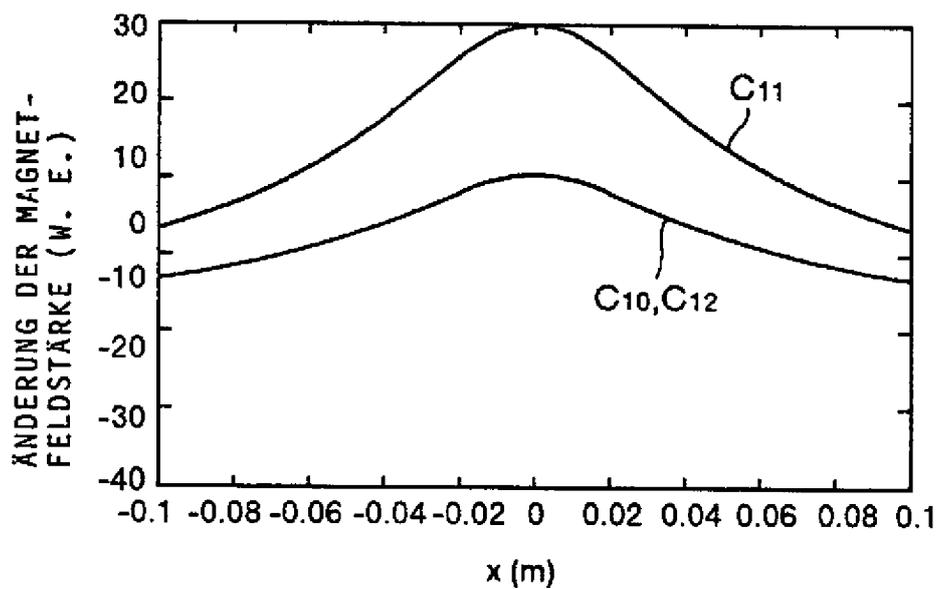


FIG.7

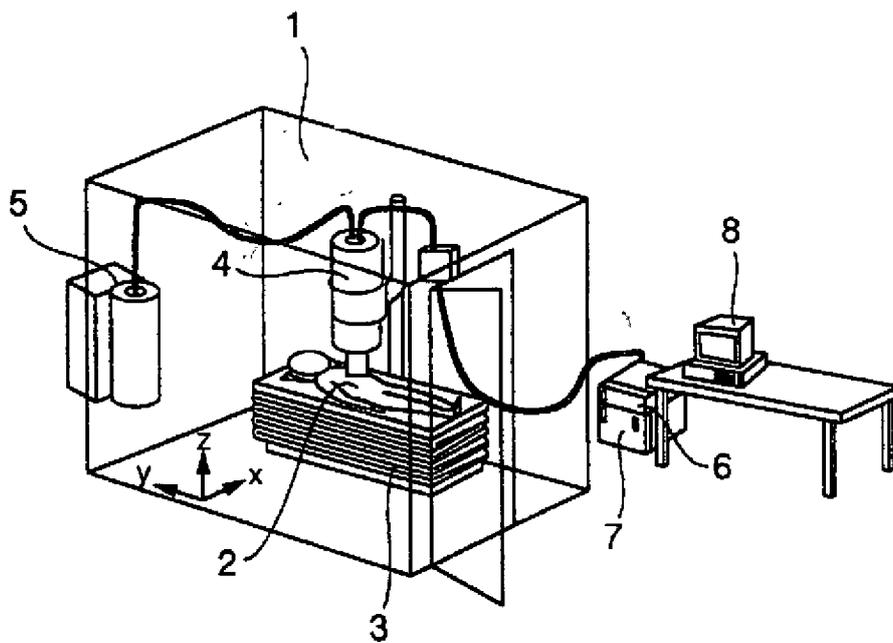


FIG. 8

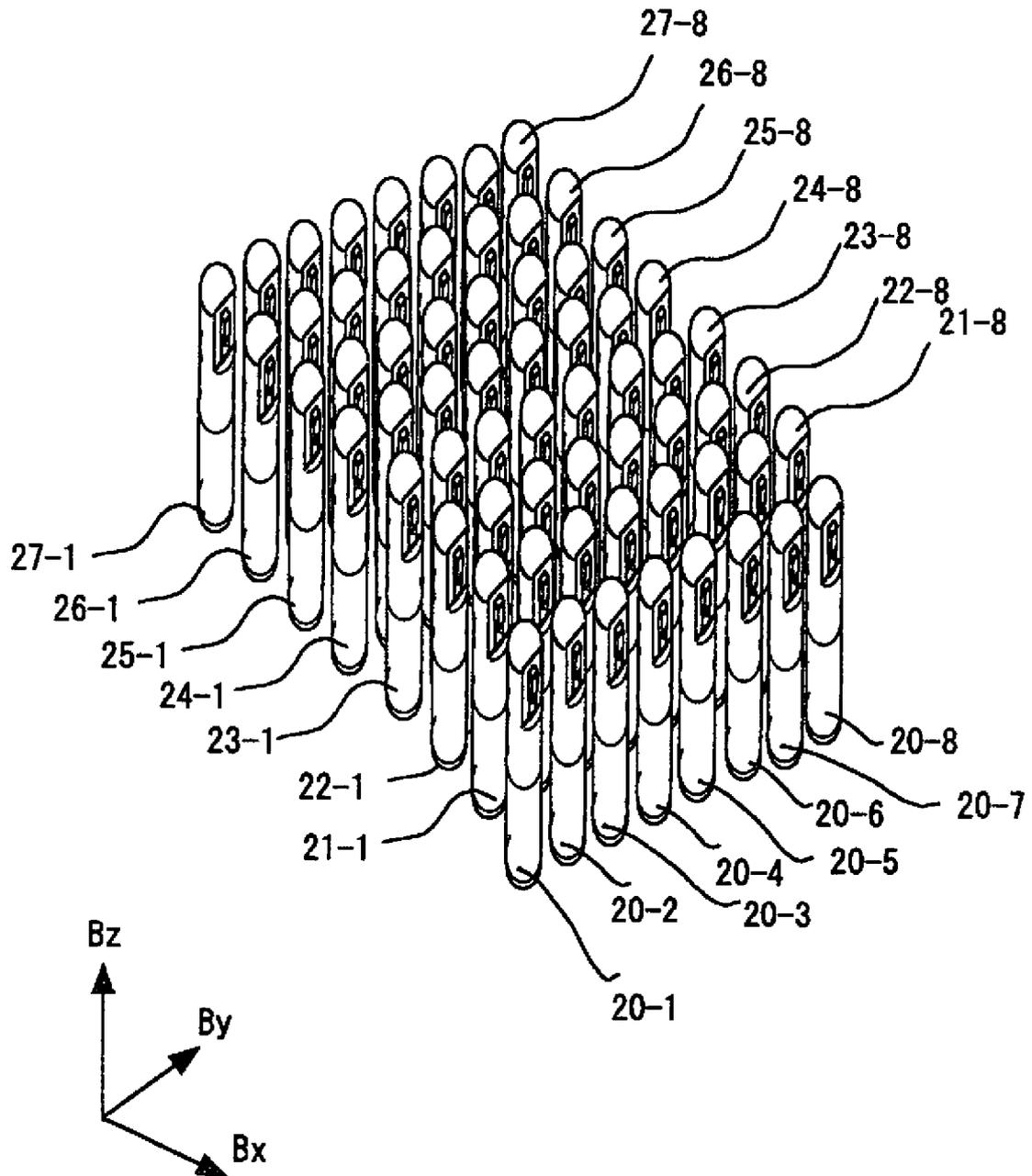


FIG. 9

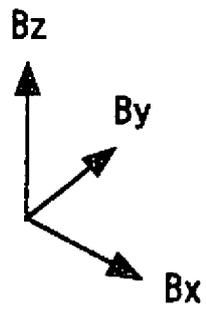
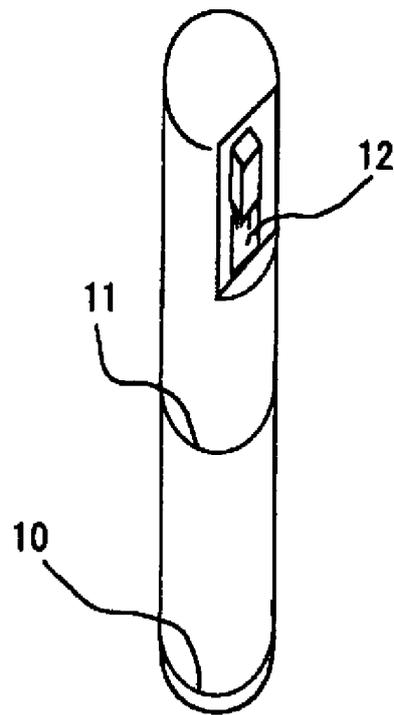


FIG.10

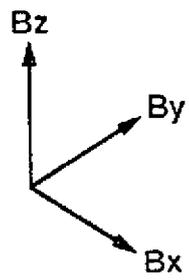
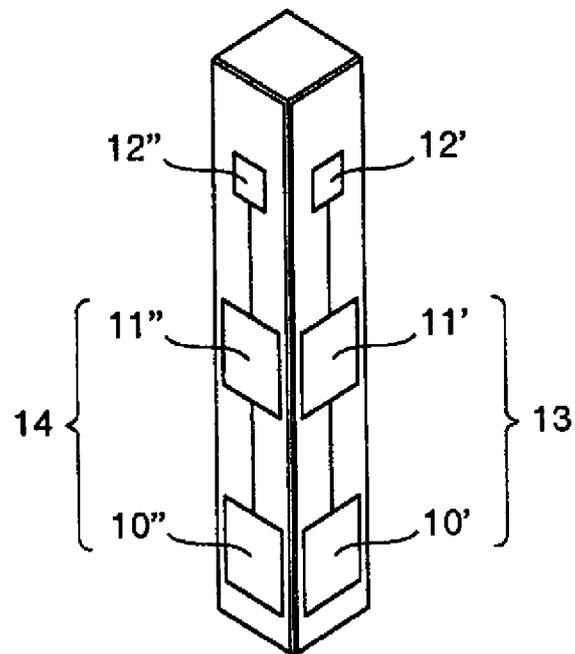


FIG.11

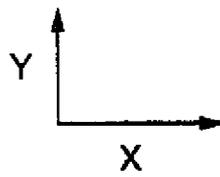
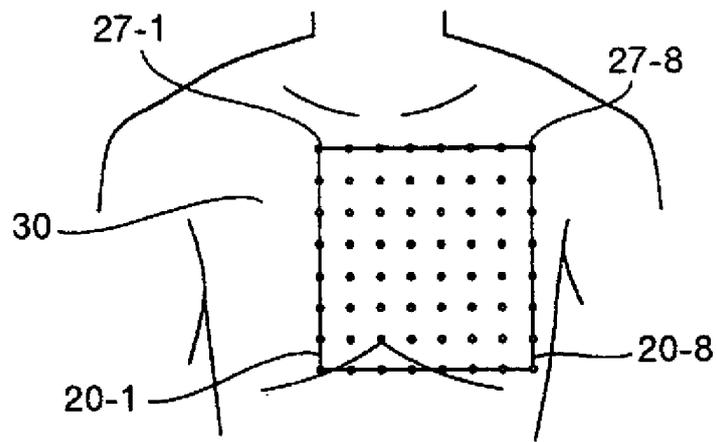


FIG.12A

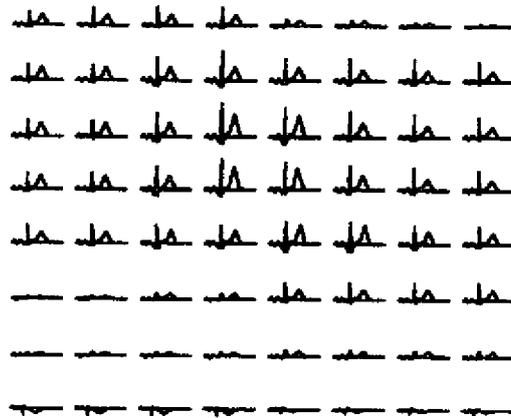


FIG.12B

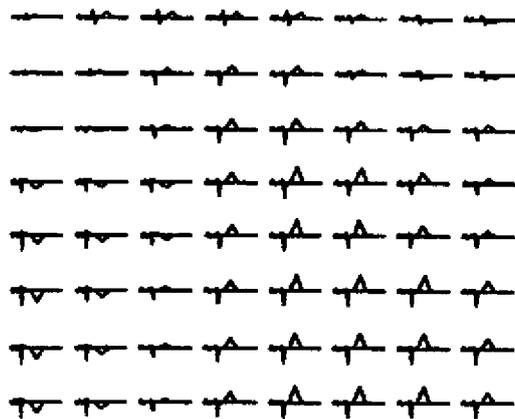


FIG.12C

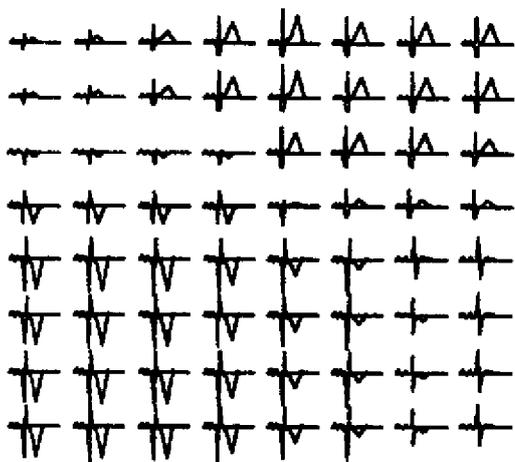


FIG.13

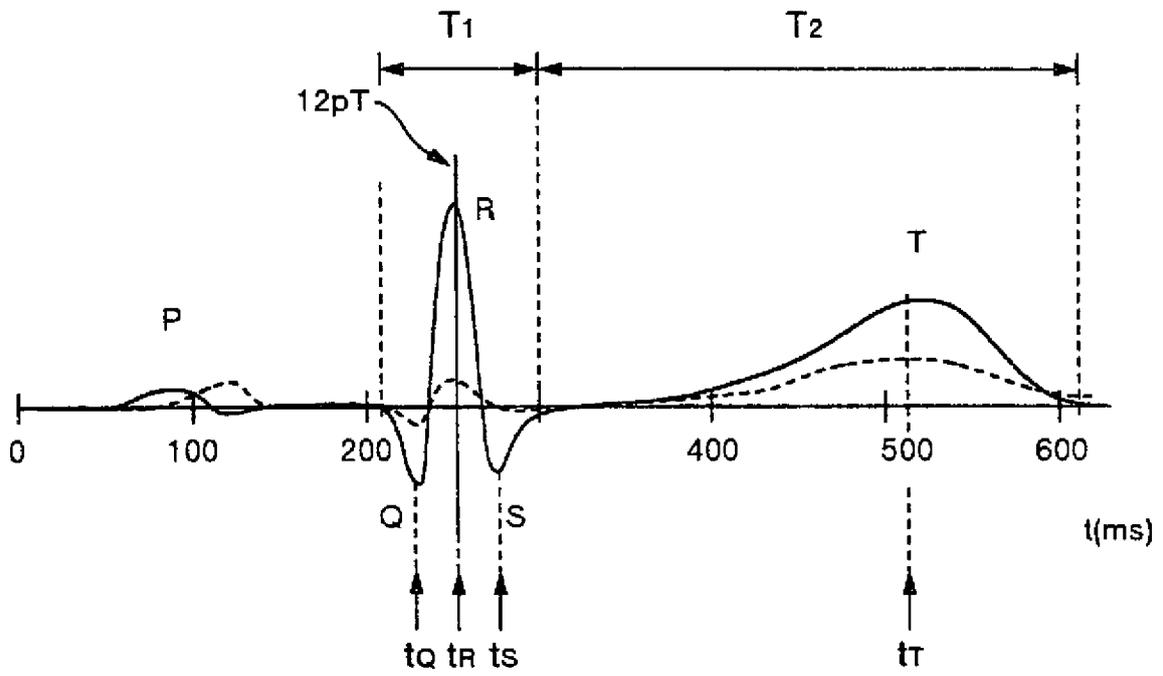


FIG.14A

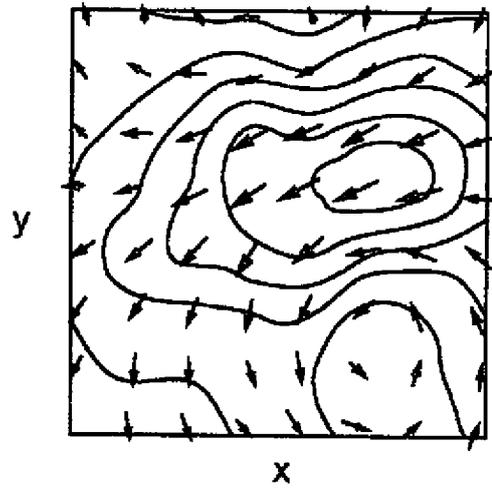


FIG.14B

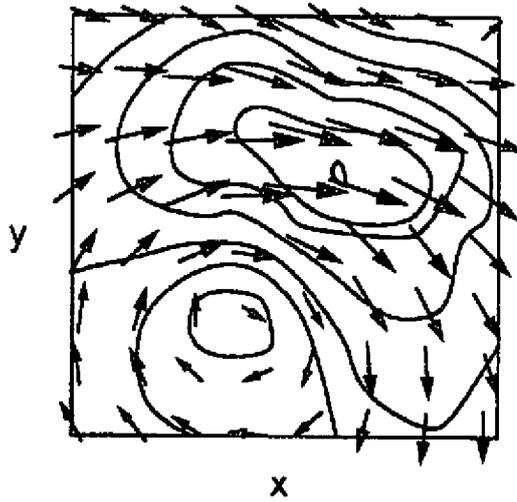


FIG.14C

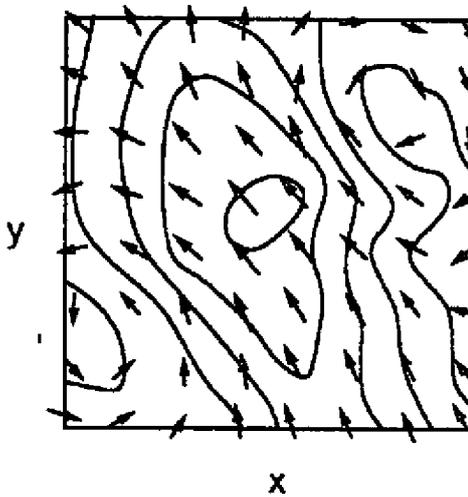


FIG.15

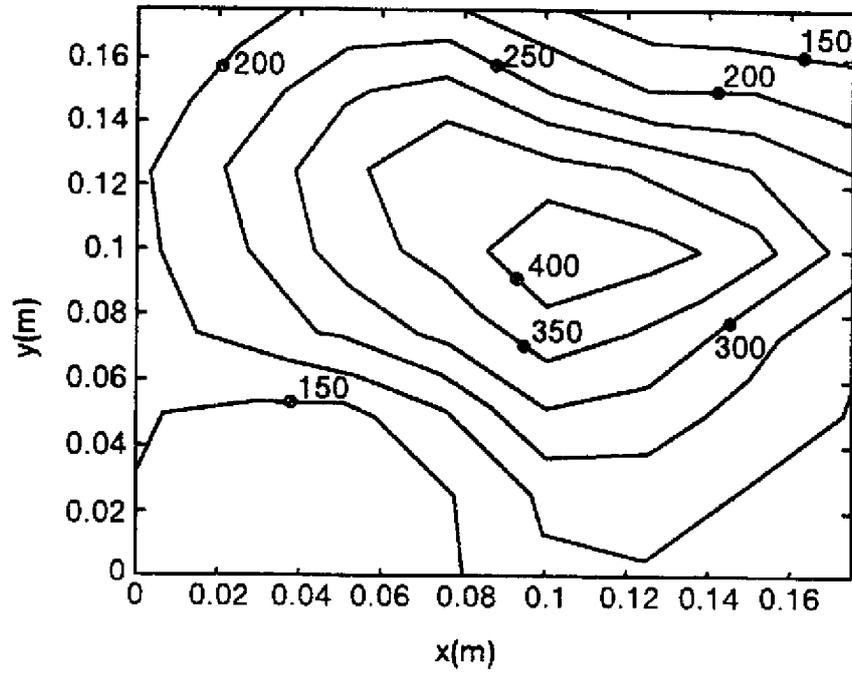


FIG.16

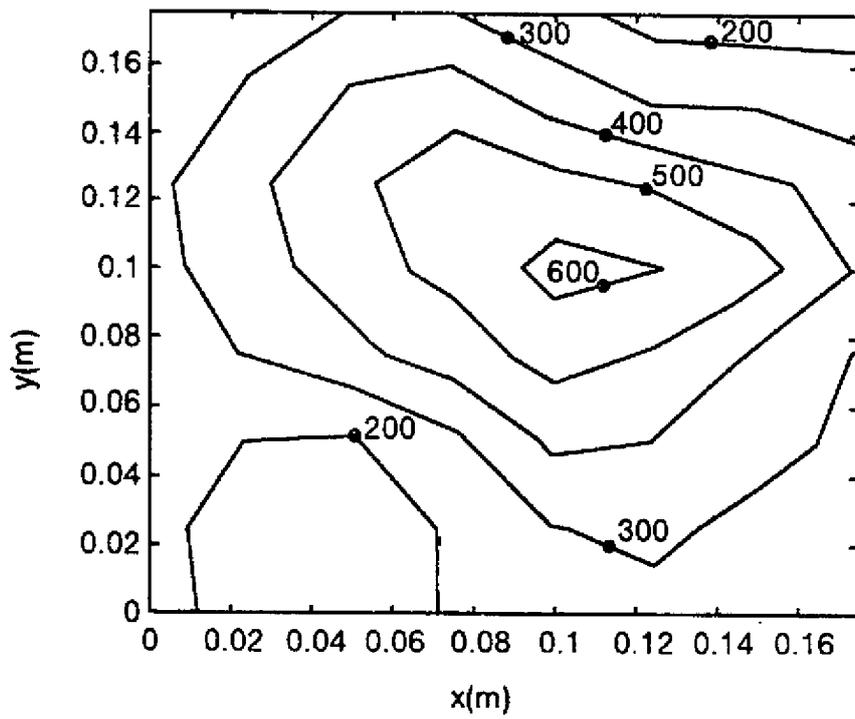


FIG.17

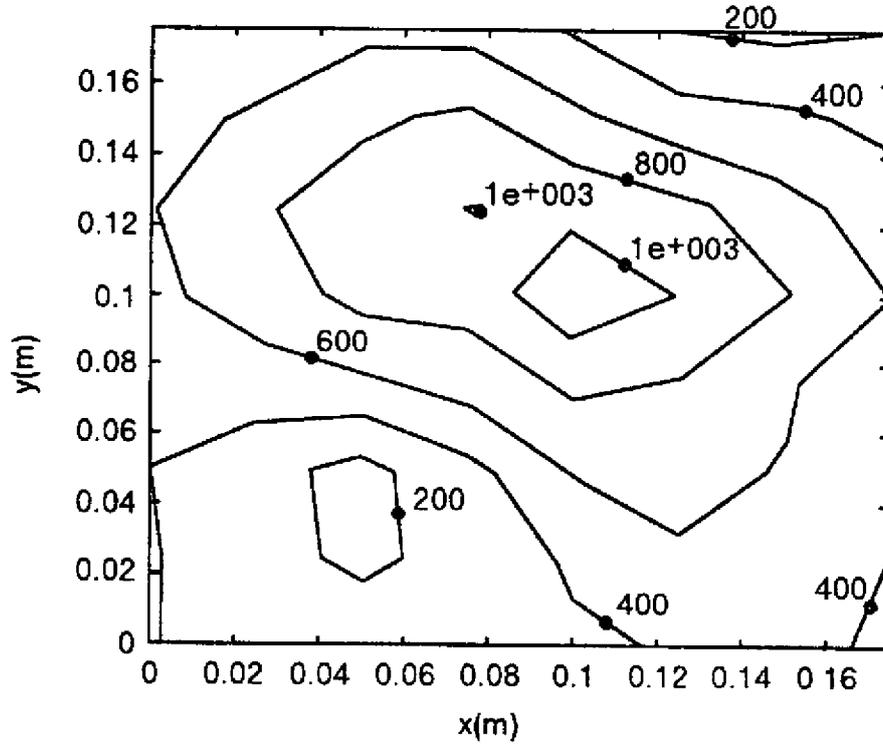


FIG.18

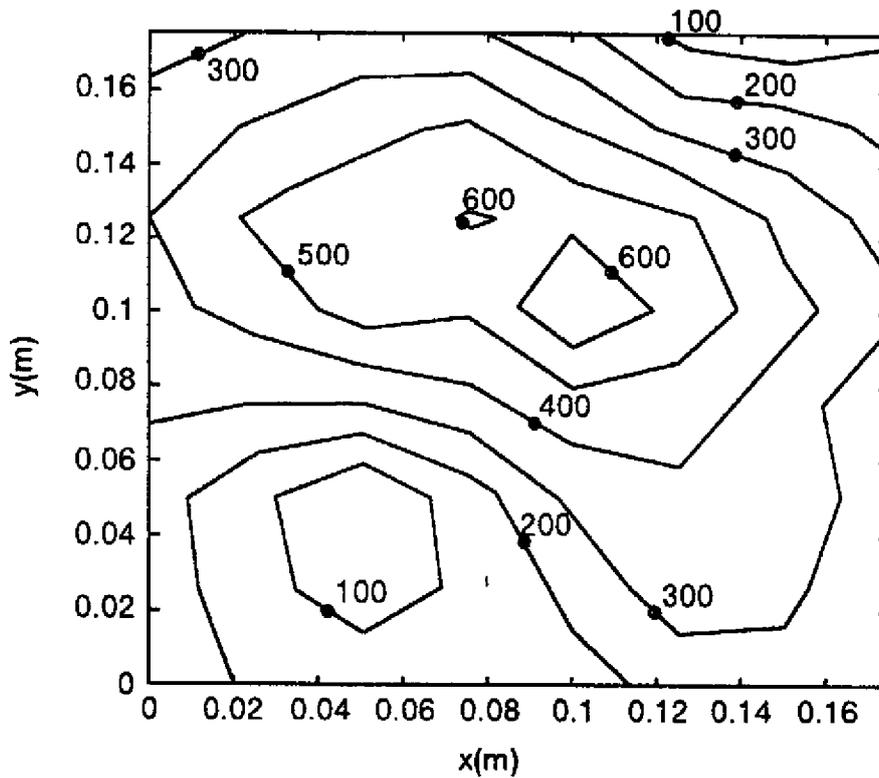


FIG.19

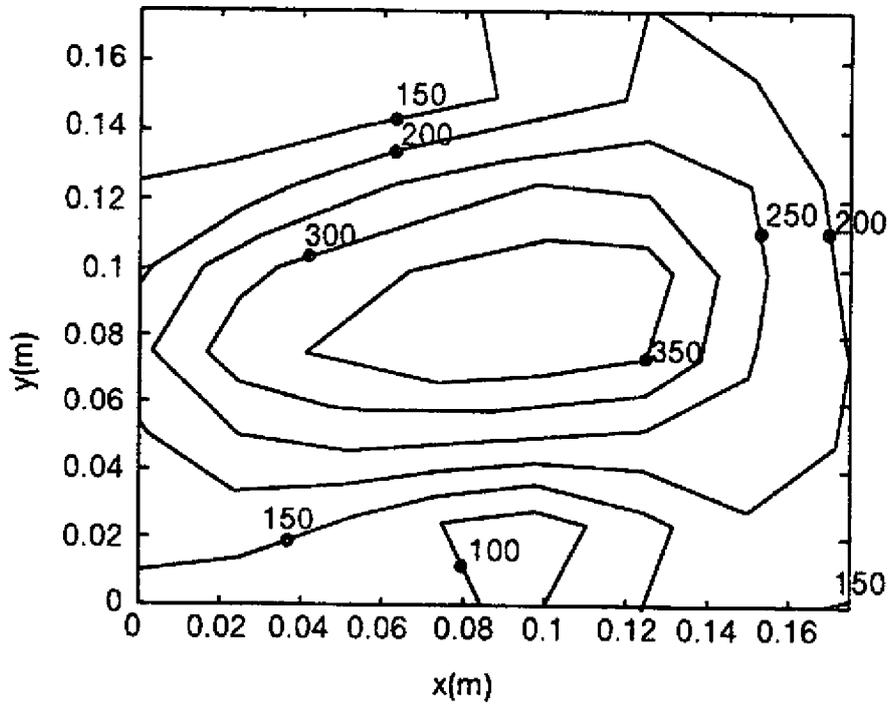


FIG.20

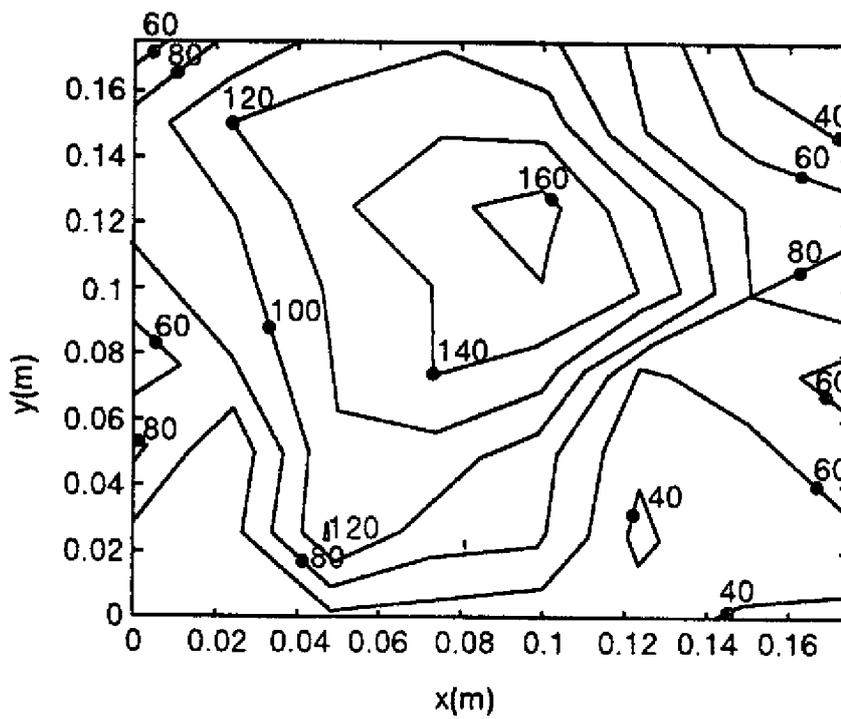


FIG.21

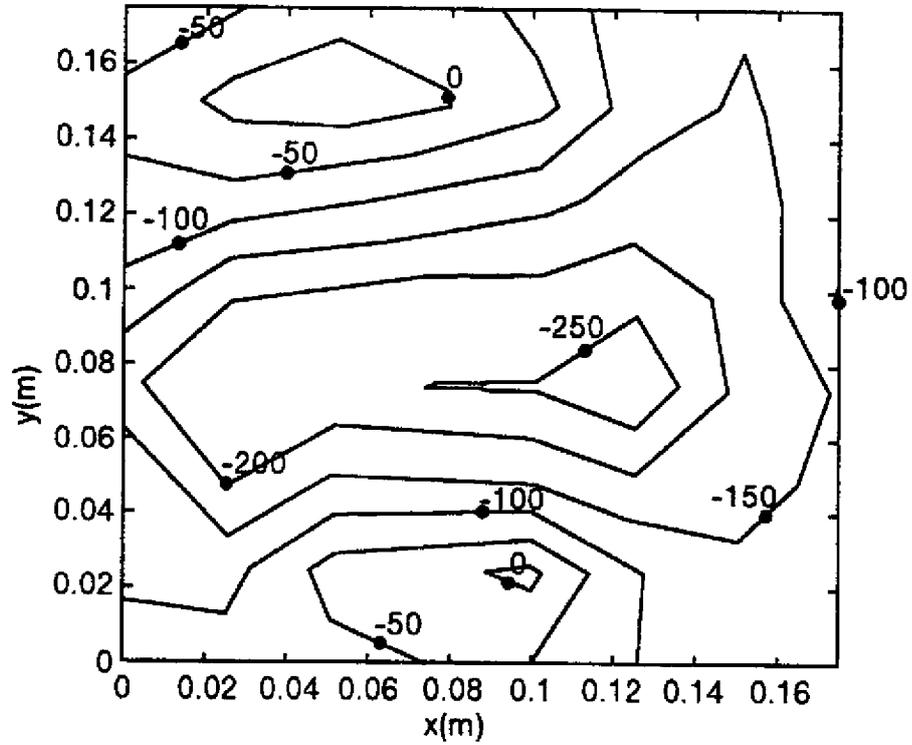


FIG.22

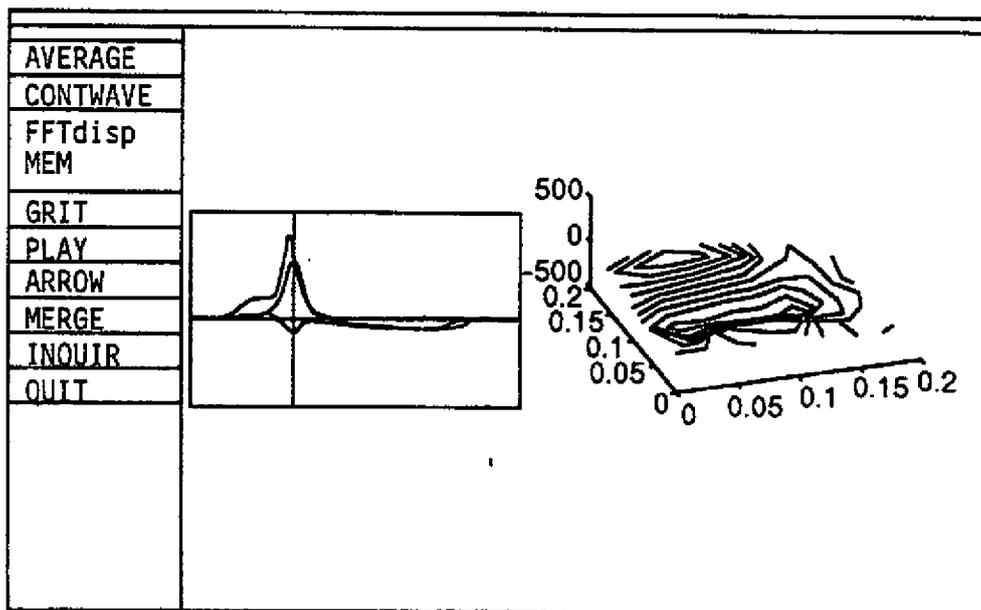


FIG.23

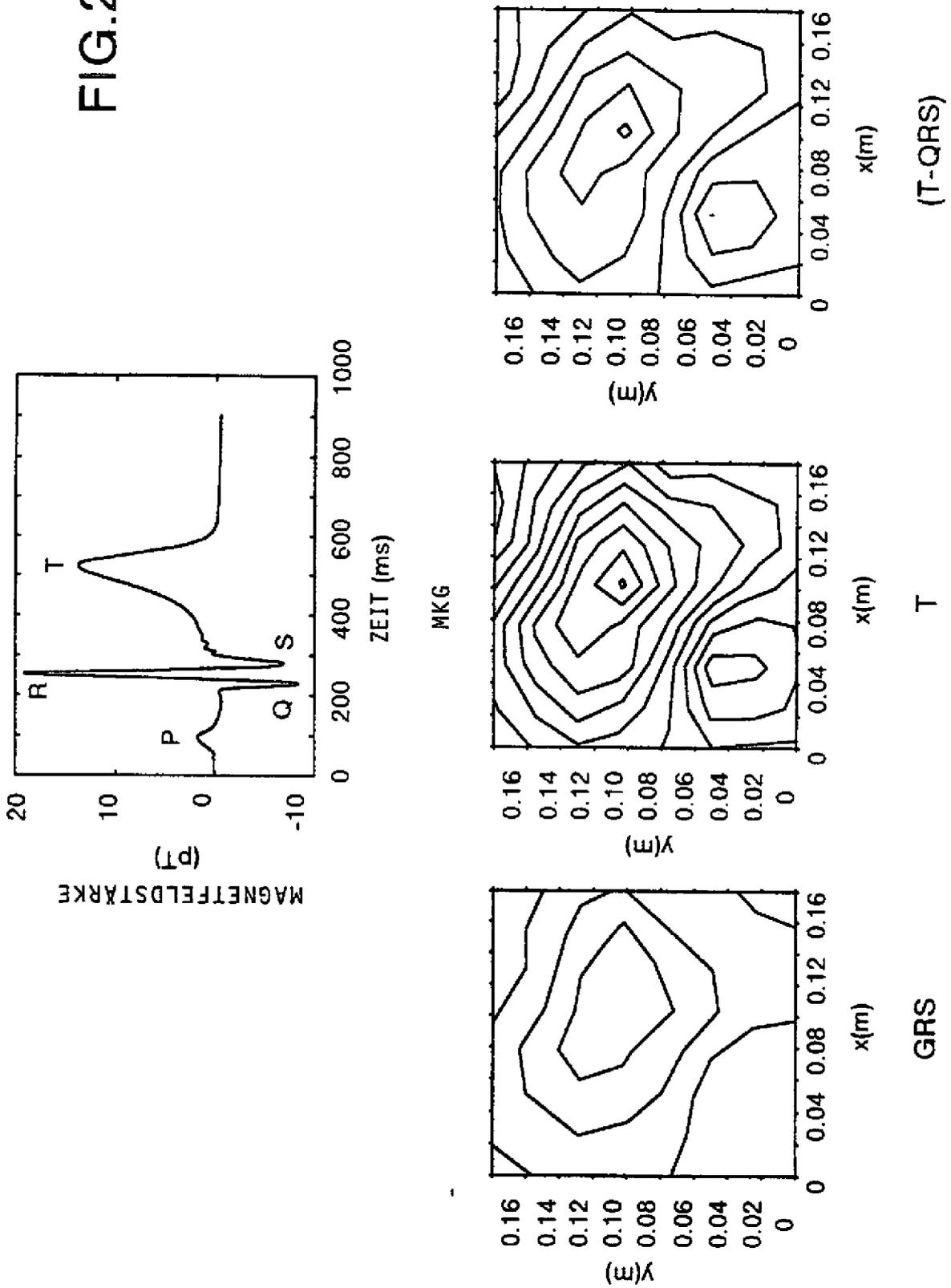


FIG.24A

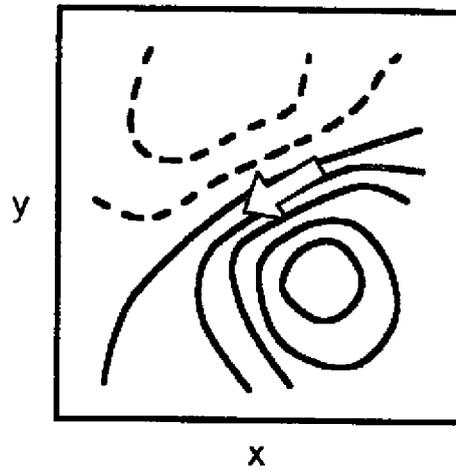


FIG.24B

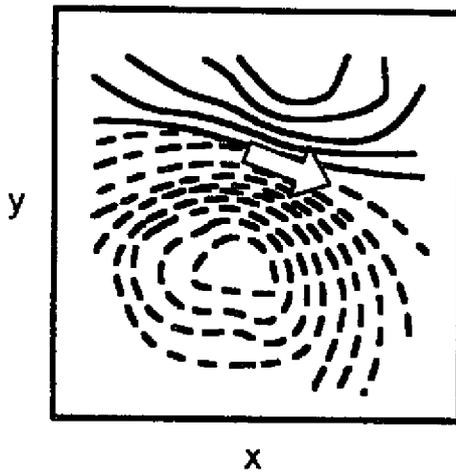


FIG.24C

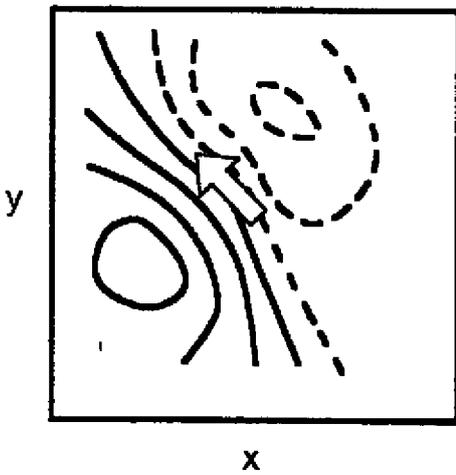


FIG.25A

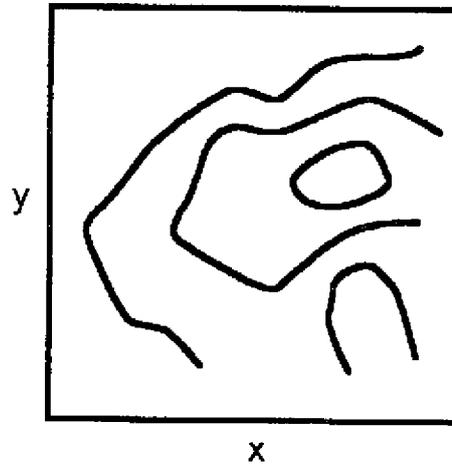


FIG.25B

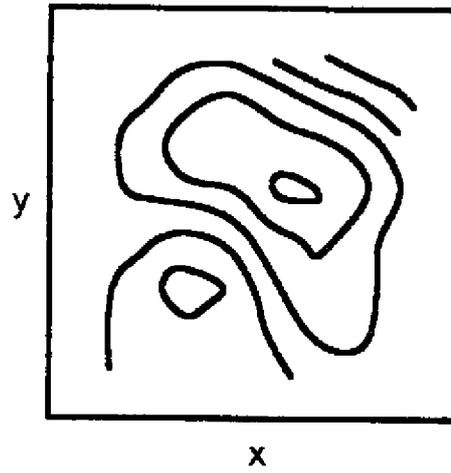


FIG.25C

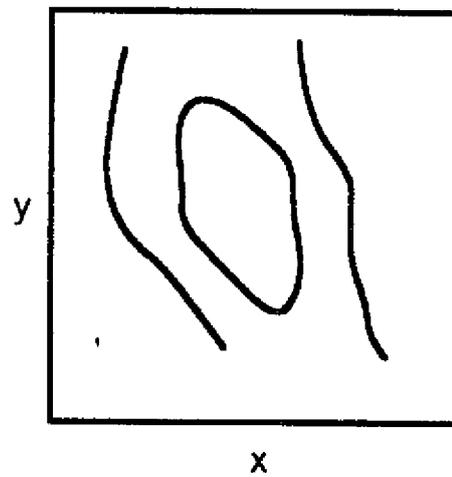


FIG.26A

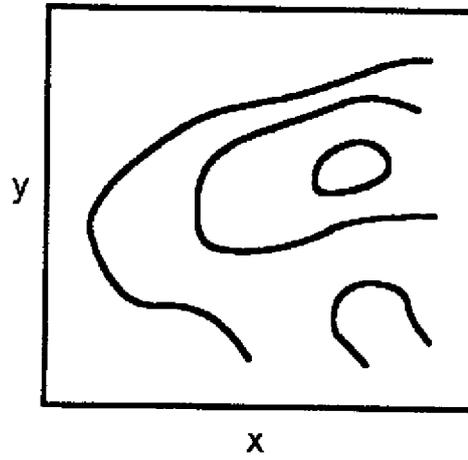


FIG.26B

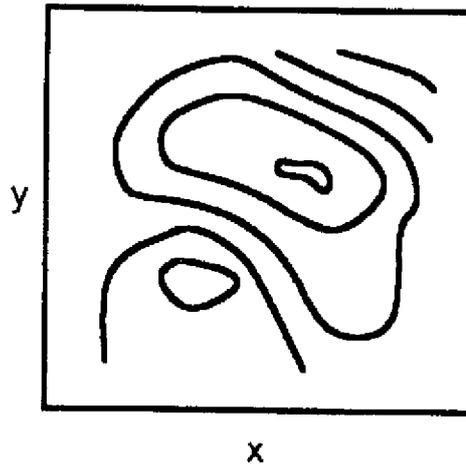


FIG.26C

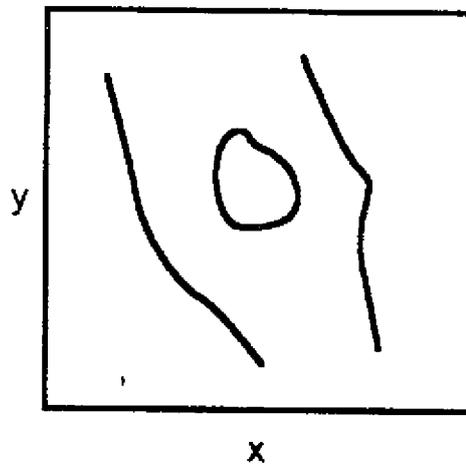


FIG.27

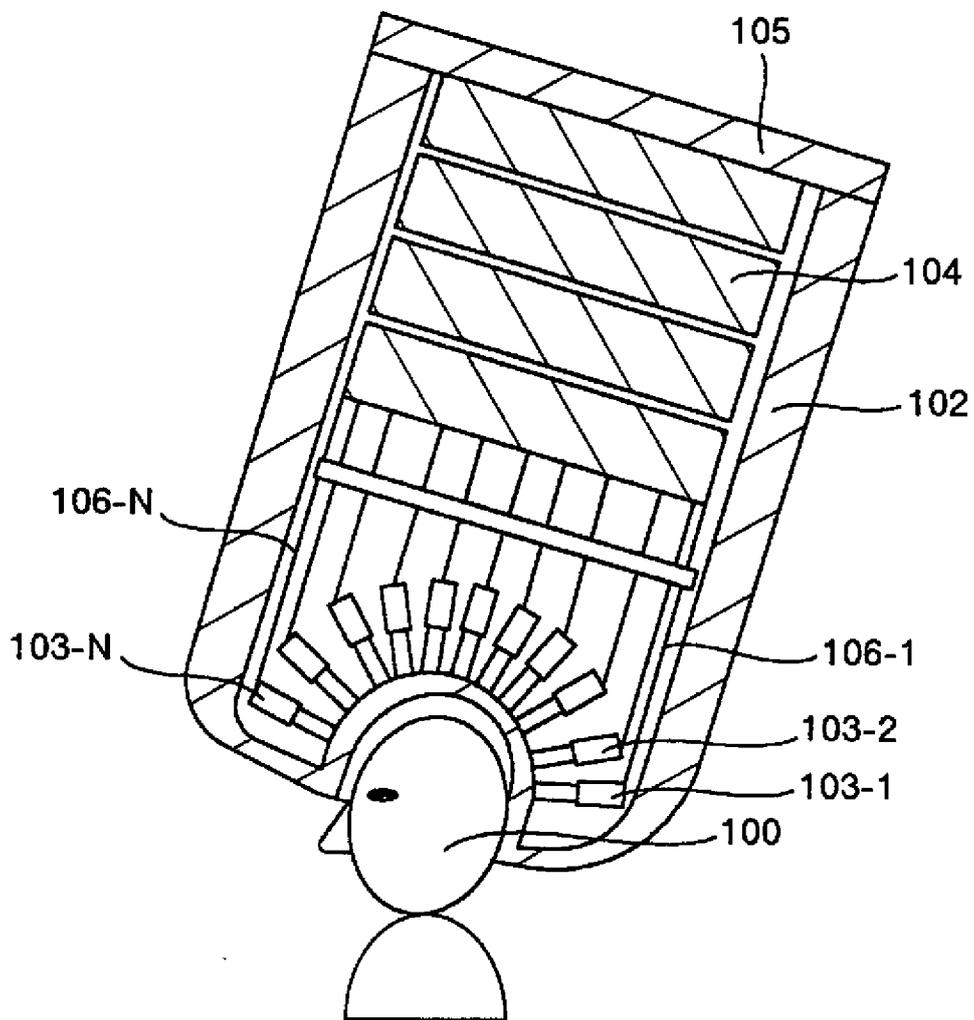


FIG.28

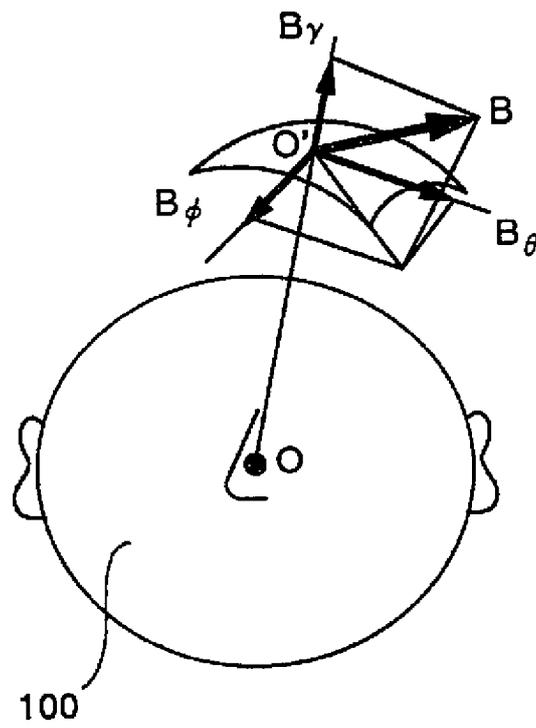


FIG.29A

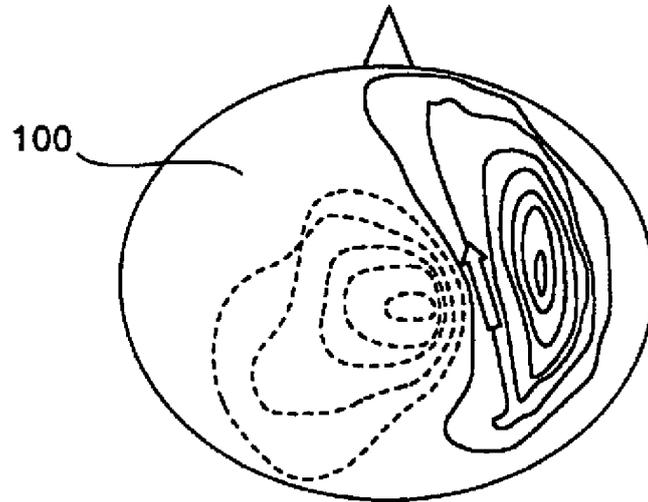


FIG.29B

