



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 197 04 696 B4** 2008.07.17

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **197 04 696.7**  
 (22) Anmeldetag: **07.02.1997**  
 (43) Offenlegungstag: **14.08.1997**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **17.07.2008**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G01R 33/385** (2006.01)  
**G01R 33/421** (2006.01)  
**G01R 33/422** (2006.01)  
**G01R 33/3875** (2006.01)  
**A61B 5/055** (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:  
**8-024093 09.02.1996 JP**

(73) Patentinhaber:  
**Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP**

(74) Vertreter:  
**HOFFMANN & EITLE, 81925 München**

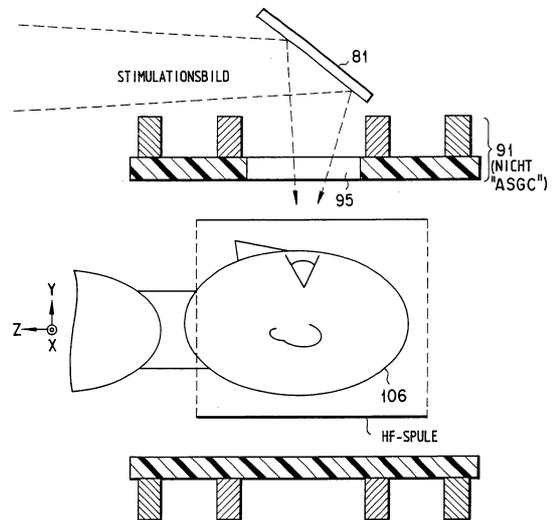
(72) Erfinder:  
**Yui, Masao, Kawasaki, JP; Mori, Kiyomi, Otawara, Tochigi, JP; Calderon, Arturo, Kawasaki, JP; Kuhara, Shigehide, Zama, Kanagawa, JP**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:  
**DE 44 22 782 A1**  
**US 53 55 885**  
**US 51 34 373**  
**US 47 63 075**

(54) Bezeichnung: **Gradientenspulenvorrichtung und Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung**

(57) Hauptanspruch: Gradientenspulenvorrichtung, umfassend:

- a) Hauptspulen (103) zur Erzeugung eines Gradientenmagnetfelds;
- b) Abschirmspulen (104) zur Erzeugung von Magnetfeldern, um Leckmagnetfelder aus den Hauptspulen (103) zu vermindern;
- c) einen Stimulationsausgabeabschnitt (119) zur Ausgabe einer Stimulation an ein Subjekt (106); wobei
- d) der Stimulationsausgabeabschnitt (119) zwischen zwei Spulen (142, 143, 144, 145, 151, 152) der Hauptspulen (103) angeordnet ist.



**Beschreibung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung, insbesondere auf eine Gradientenspulen Vorrichtung zur Erzeugung eines Gradientenmagnetfeldes, dessen Intensität des Magnetfeldes sich räumlich verändert.

**[0002]** Ein Magnetresonanz-Bilderzeugungsverfahren ist ein Verfahren, bei welchem interne Daten eines Subjekts aus einem äußeren Abschnitt erhalten werden können. Dieses Magnetresonanz-Bilderzeugungsverfahren ist bekannt. Genauer gesagt wird ein Hochfrequenz-Magnetfeld, welches mit einer spezifischen Frequenz rotiert, auf ein unbekanntes Atom angewendet, welches sich in einem gleichmäßigen statischen Magnetfeld befindet, d. h. an einen Magnetisierungsspin. Im Ergebnis absorbiert der Magnetisierungsspin Energie. Wenn das Hochfrequenz-Magnetfeld abgeschaltet wird, gibt der Magnetisierungsspin die absorbierte Energie ab. Ein solches Phänomen des Absorbierens und Abgebens ist ein Magnetresonanz-Phänomen.

**[0003]** In einem solchen Magnetresonanz-Bilderzeugungsverfahren kann die Gewebestruktur der Interpolation des Subjekts mit hohem Kontrast als Bild wiedergegeben werden. Darüber hinaus kann der Blutfluß und die Gehirnfunktion im Bild wiedergegeben werden.

**[0004]** Die Gehirn-Abbildung ist ein Verfahren, bei welchem der Sehsinn und der Gehörsinn durch Blitzlicht und Klang stimuliert werden, so daß die Reaktion des Gehirns auf die Stimulation erhalten werden kann. Es gibt beispielsweise ein BOLD-Verfahren (Blond Oxygenations Level Dependent = abhängig vom Blutsauerstoffpegel). Gemäß des BOLD-Verfahrens kann ein aktives Gebiet, welches auf die Stimulation reagiert, durch die Differenzierung von Bilder extrahiert werden, wobei eines erhalten wird, indem dem Gehirn eine Stimulation gegeben wird, und das andere erhalten wird, indem dem Gehirn keine Stimulation gegeben wird.

**[0005]** Bei dem Gehirnfunktion-Bilderzeugungsverfahren ist darüber hinaus ein EPI-Verfahren (Echo Planer Imaging = Echoplanare Bilderzeugung) nützlich. Gemäß dem EPI-Verfahren können Daten, welche zur Rekonstruktion eines Bildes notwendig sind, für eine extrem kurze Zeitperiode gesammelt werden, beispielsweise 20 msec. Die Datensammlung während kurzer Zeit wird wiederholt. Dadurch ist es möglich, den Zustand des Gehirns einzufangen, bei welchem das Gehirn allmählich durch Stimulation aktiviert wird, und allmählich beruhigt wird. Darüber hinaus, da bei EPI die Zahl der Signalfehler, welche durch den Blutfluß verursacht werden, klein ist, gibt es den Vorteil, daß die Reaktion des Gehirns auf die Stimulation mit hoher Genauigkeit bereitgestellt wer-

den kann.

**[0006]** Bei EPI ist es jedoch erforderlich, daß das Gradientenmagnetfeld mit einer hohen Intensität von 20 mT/m oder mehr mit hoher Geschwindigkeit für eine kurze Zeitperiode alterniert wird, wie 0,1 msec. Eine solche Hochgeschwindigkeits-Alternierung führt zum Auftreten eines Wirbelstroms in einem magnetischen Teil, wie einem Strahlschutz eines supraleitenden Magneten und einem Heliumbehälter. Ein Wirbelmagnetfeld, welches von dem Wirbelstrom verursacht wird, wird in eine Richtung entgegen dem Gradientenmagnetfeld erzeugt. Aufgrund dessen, da die Signalform des Gradientenmagnetfeldes verzerrt ist, tritt ein Phasenfehler in einem MR-Signal auf, und es wird ein Artefakt auf dem schließlich rekonstruierten Bild erzeugt.

**[0007]** Um das obige Problem zu lösen, ist eine Gradientenspule des Aktivabschirmtyps (Active Shield Type Gradient Coil = ASGC) bei EPI erforderlich. Die Gradientenspule des Aktivabschirmtyps wird verwendet, um das Magnetfeld auszulöschen, welches aus der Hauptspule für die Erzeugung des Gradientenmagnetfeldes herausleckt, in dem durch die Schildspule erzeugten Magnetfeld. Im Ergebnis wird die Erzeugung des Wirbelmagnetfeldes verhindert.

**[0008]** Wie oben erwähnt, da das Gradientenmagnetfeld mit einer hohen Intensität von 20 mT/m für die kurze Zeitperiode von beispielsweise 0,1 msec alterniert werden muß, ist die Belastung der Spannungsversorgung extrem groß. Um die Induktivität der Spule zur Reduzierung der Belastung kleiner zu machen, wurde eine Vorrichtung entwickelt, welche eine Gradientenspule hat, deren Größe reduziert ist, um für einen lokalen Abschnitt, wie dem Kopf, vorgesehen zu sein.

**[0009]** Bei der konventionellen Gehirnfunktion-Bilderzeugung wurde das Subjekt einfach durch Blitzlicht stimuliert. In der nahen Zukunft ist es jedoch denkbar, daß dem Subjekt hauptsächlich ein optisches Bild gezeigt wird, um die komplizierte Reaktion zu beobachten. Konventionell, wie in [Fig. 1](#) gezeigt, wurde ein optisches Bild aus einem Anzeigengenerator (nicht abgebildet) eines äußeren Abschnitts durch einen Spiegel **81** reflektiert, um an ein Subjekt **106** übertragen zu werden, durch ein Fenster **95**, welches in der Gradientenspulen Vorrichtung **91** gebildet ist.

**[0010]** In der ASGC kann das oben erwähnte Bildübertragungsverfahren jedoch nicht verwendet werden. Genauer gesagt muß das Fenster nicht nur in der Hauptspule gebildet sein, sondern auch in einer Schildspule, um das konventionelle Bildübertragungsverfahren bei der ASGC zu verwenden. Daher leckt das Magnetfeld aus dem Fenster der Abschirmspule, und der ursprüngliche Abschirmeffekt des Magnetfeldes bei ASGC wird deutlich vermindert. Dieses Problem kann gelöst werden, indem ein optischer

Pfad und ein Spiegel zwischen der Hauptspule und der Abschirmspule eingerichtet wird. Wenn jedoch eine solche Anordnung gewählt wird, wird die Gradientenspulen Vorrichtung vergrößert.

**[0011]** Wie oben erwähnt, war es in dem konventionellen Fall unmöglich, das Gehirn des Subjekts durch ein optisches Bild bei Verwendung einer ASGC in der Gradientenspulen Vorrichtung zu stimulieren.

**[0012]** US 5 134 373 A zeigt eine Magnetresonanzbildgebungsvorrichtung, bei der eine optische Vorrichtung, die ein Spiegelprojektionsschirm beinhaltet, in die Spulen Vorrichtung so eingebaut ist, dass eine untersuchte Person das Schirmbild betrachten kann.

**[0013]** US 5 355 885 A zeigt eine weitere Magnetresonanz Vorrichtung, bei der mit Hilfe einer in die Spulen Vorrichtung eingebauten Beleuchtungseinrichtung ein Patient über den Fortschritt der Untersuchung und/oder erfolgreiche Untersuchungsabschnitte mittels Lichtintensität, Farbe, Kontrollsignalen etc. informiert werden kann.

**[0014]** DE 44 22 782 A1 lehrt eine aktivgeschirmte transversale Gradientenspulen Anordnung, die eine in radialem Abstand zueinander angeordnete Primär- und Sekundärspule beinhaltet. Die Anordnung dient dazu, die parasitäre Flussdichte zu minimieren.

**[0015]** US 4 763 075 zeigt einen weiteren Magnetresonanztomographen, der mit Messeinrichtungen zur Aufzeichnung von Patientenparametern versehen ist, deren Erfassung dazu dient, optimale Zeitpunkte für tomographische Messungen zu bestimmen.

**[0016]** Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Gradientenspulen Vorrichtung zu schaffen, welche in Lage ist einem Subjekt eine Stimulation zu übertragen, und dabei ein Magnetfeldlecken von Hauptspulen zu verhindern, z. B. bei Verwendung einer Gradientenspule des Aktivabschirmtyps (ASGC).

**[0017]** Gemäß einem ersten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird eine Gradientenspulen Vorrichtung geschaffen, welche umfasst:

Hauptspulen zur Erzeugung eines Gradientenmagnetfelds;

Abschirmspulen zur Erzeugung von Magnetfeldern, um Leckmagnetfelder aus den Hauptspulen zu vermindern;

einen Stimulationsausgabeabschnitt zur Ausgabe einer Stimulation an ein Subjekt, wobei der Stimulationsausgabeabschnitt zwischen zwei Spulen der Hauptspulen und dem Subjekt angeordnet ist, so dass die Stimulation an das Subjekt übertragen werden kann.

**[0018]** Gemäß einem zweiten Aspekt der vorliegen-

den Erfindung wird eine Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung geschaffen, welche die Gradientenspulen Vorrichtung gemäß dem ersten Aspekt hat, wobei sie ferner einen Magneten für ein statisches Magnetfeld und eine HF-Spule umfasst zur Abbildung eines internen Abschnittes des Subjekts durch Verwenden eines Magnetresonanzphänomens.

**[0019]** Zusätzliche Aufgaben und Vorteile der Erfindung werden in der folgenden Beschreibung dargelegt, und werden teilweise aus der Beschreibung offensichtlich, oder können durch praktische Umsetzung der Erfindung erlernt werden. Die Aufgaben und Vorteile der Erfindung können durch Mittel und Kombinationen verwirklicht und erhalten werden, welche in den angehängten Ansprüchen besonders herausgestellt sind.

**[0020]** Die begleitenden Zeichnungen, welche in die Beschreibung einbezogen sind und hiervon einen Teil bilden, zeigen gegenwärtig bevorzugte Ausführungen der Erfindung, und dienen zusammen mit der obigen allgemeinen Beschreibung und der folgenden ausführlichen Beschreibung der bevorzugten Ausführungen dazu, die Prinzipien der Erfindung zu erklären.

**[0021]** [Fig. 1](#) ist eine vertikale Querschnitteinsicht, welche eine konventionelle Gradientenspulen Vorrichtung zeigt, zum Reflektieren eines optischen Bildes durch ein Spiegel, um an eine Subjekt übertragen zu werden;

**[0022]** [Fig. 2](#) ist ein Blockdiagramm, welches eine Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung gemäß einer ersten Ausführung der vorliegenden Erzeugung zeigt;

**[0023]** [Fig. 3](#) ist eine Ansicht, welche ein erstes Beispiel einer Z-Spule als einer Hauptspule für eine ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

**[0024]** [Fig. 4](#) ist eine Ansicht, welche ein erstes Beispiel einer X-Spule als einer Hauptspule für eine ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

**[0025]** [Fig. 5](#) ist eine Ansicht, welche ein erstes Beispiel einer Y-Spule als einer Hauptspule für eine ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

**[0026]** [Fig. 6](#) ist eine Ansicht, welche ein zweites Beispiel der X-Spule als einer Hauptspule für eine ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

**[0027]** [Fig. 7](#) ist eine Ansicht, welche ein zweites Beispiel der Y-Spule als einer Hauptspule für eine ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

**[0028]** [Fig. 8](#) ist eine Ansicht, welche ein drittes Beispiel der Y-Spule als einer Hauptspule für die ASGC

der [Fig. 1](#) zeigt;

[0029] [Fig. 9](#) ist eine Ansicht, welche eine Stromdichteverteilung der Y-Spule der [Fig. 8](#) zeigt;

[0030] [Fig. 10](#) ist eine Ansicht, welche eine Y-Spule einer Abschirmspule zeigt, welche der Y-Spule als einer Hauptspule der [Fig. 8](#) entspricht;

[0031] [Fig. 11](#) ist eine Ansicht, welche eine Stromdichteverteilung der Y-Spule der [Fig. 10](#) zeigt;

[0032] [Fig. 12](#) ist eine Ansicht, welche ein viertes Beispiel der Y-Spule als einer Hauptspule für die ASGC der [Fig. 1](#) zeigt;

[0033] [Fig. 13](#) ist eine Ansicht, welche eine Stromdichteverteilung der Y-Spule der [Fig. 12](#) zeigt;

[0034] [Fig. 14](#) ist eine Ansicht, welche eine Y-Spule einer Abschirmspule zeigt, welche der Y-Spule als einer Hauptspule der [Fig. 12](#) entspricht;

[0035] [Fig. 15](#) ist eine Ansicht, welche eine Stromdichteverteilung der Y-Spule der [Fig. 12](#) zeigt;

[0036] [Fig. 16](#) ist eine vertikale Querschnittsansicht, welche die Gradientenspulen Vorrichtung dieser Ausführung zeigt;

[0037] [Fig. 17](#) ist eine horizontale Querschnittsansicht, welche die Gradientenspulen Vorrichtung dieser Ausführung zeigt;

[0038] [Fig. 18](#) ist eine Ansicht, welche eine HF-Abschirmung der [Fig. 2](#) zeigt;

[0039] [Fig. 19](#) ist eine Ansicht, welche ein Vergleichsbeispiel für die Gradientenspulen Vorrichtung dieser Ausführung zeigt;

[0040] [Fig. 20](#) ist eine vertikale Querschnittsansicht der Gradientenspulen Vorrichtung der [Fig. 18](#);

[0041] [Fig. 21](#) ist eine vertikale Querschnittsansicht einer Gradientenspulen Vorrichtung für eine ausschließliche Verwendung eines lokalen Teils, gemäß einer zweiten Ausführung der vorliegenden Erfindung; und

[0042] [Fig. 22](#) ist eine Ansicht, welche eine Anwendung der Gradientenspulen Vorrichtung der [Fig. 21](#) zeigt.

[0043] Ausführungen der vorliegenden Erfindung werden nun unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben. Im folgenden wird als Beispiel eine MRI-Vorrichtung (Magnetic Resonance Imaging = Magnetresonanz-Bilderzeugung bzw. Magnetresonanz-Abbildung) für eine exklusive Verwendung eines lokalen Teils beschrieben. Um die Induktivität der

Spule kleiner zu machen, um so die Belastung der Spannungsversorgung zu reduzieren und den Anstieg der Gradientenmagnetfeldes und die Hochgeschwindigkeits-Schaltleistungsfähigkeit zu verbessern, wird die MRI-Vorrichtung für eine exklusive Verwendung eines lokalen Teils entwickelt. Genauer gesagt ist die Größe der MRI-Vorrichtung gebildet, um kleiner zu sein als jene der MRI-Vorrichtung für die Verwendung eines ganzen Körpers, um so hauptsächlich die lokalen Teile des Körpers im Bild wiederzugeben, wie beispielsweise eines Kopfabschnitts, der Arme oder der Beine.

[0044] In diesem Beispiel wird das folgende optische Bild angenommen.

[0045] Genauer gesagt wird ein optisches Bild gezeigt, welches nicht nur eine Untersuchung für eine komplizierte Reaktion auf verschiedene Arten von Stimuli wie Blitzlicht, Klang, Geruch, usw. durchführen kann, um das Gehirn zu stimulieren, sondern auch die Übertragung von verschiedenen Arten von Botschaften an ein Subjekt. Somit kann die Kommunikation zwischen einem geübten Bediener und dem Subjekt verbessert werden.

#### ERSTE AUSFÜHRUNG

[0046] [Fig. 2](#) ist ein Blockdiagramm, welches eine MRI-Vorrichtung für eine exklusive Verwendung eines lokalen Teils gemäß einer ersten Ausführung der vorliegenden Erfindung zeigt. Eine Spulenordnung **100** umfaßt einen Magneten **101** für ein statisches Magnetfeld, Trimmspulen **108**, eine Gradientenspulen Vorrichtung **120** für eine exklusive Verwendung eines lokalen Teils, eine HF(Hochfrequenz)-Abschirmung **112**, und eine HF-Spule (Sonde) **111**, welche von außen zusammengebaut sind, um ein zylindrisches Bilderzeugungsgebiet zu umgeben.

[0047] Der Magnet **101** für das statische Magnetfeld ist eine normal- oder supraleitende Spule. Eine Energieversorgung **102** für die Magnetisierung liefert kontinuierlich oder vorübergehend Strom an den Magneten **101** für das statische Magnetfeld, in Übereinstimmung mit der Anweisung eines System-Controllers **116** (Systemsteuerung). Als Ergebnis wird von dem Magneten **101** für das statische Magnetfeld ein Magnetfeld im Bilderzeugungsgebiet erzeugt. Der Konvention halber wird ein realer Raum durch drei Achsen (X-, Y- und Z-Achsen), welche senkrecht zueinander sind, im Mittelpunkt eines Bilderzeugungsgebietes definiert. Die Z-Achse ist parallel zur der Richtung des statischen Magnetfeldes.

[0048] Die Trimmspulen **108** umfassen eine Vielzahl von Spulen. Diese Spulen sind im inneren des Magneten **101** für das statische Magnetfeld verteilt angeordnet. Ein Trimmspulen-Verstärker **109** liefert einen Strom an die Trimmspulen **108** in Übereinstim-

mung mit der Anweisung des System-Controllers **116**. Im Ergebnis wird ein Magnetfeld erzeugt, welches zur Verbesserung der Gleichmäßigkeit des Magnetfeldes notwendig ist.

**[0049]** Ein Verstärker **105** für die Gradientenspulen verstärkt ein Wellensignal, welches aus dem System-Controller **116** ausgegeben wird und von einer Wirbelkompensationsschaltung **107** kompensiert wird. Dann wird das verstärkte Signal (Strompuls) einer Gradientenspulenvorrichtung **120** zugeführt. Die Gradientenspulenvorrichtung **120** erzeugt ein Gradientenmagnetfeld in dem Bilderzeugungsgebiet, wenn sie den Strom aus dem Verstärker **105** empfängt.

**[0050]** Ein Sender **110** liefert ein Hochfrequenzsignal, beispielsweise eine Sinuswelle, usw., an die HF-Spule **111**, in Übereinstimmung mit der Steuerung des System-Controllers **116**. Im Ergebnis wird eine Magnetisierungsspin angeregt, oder es wird ein Hochfrequenz-Magnetfeld zur Reservierung der Phase des Magnetisierungsspin von der HF-Spule **111** erzeugt. Die HF-Spule **11** ist von dem äußerem Abschnitt durch die HF(Hochfrequenz)-Abschirmung **112** abgeschirmt.

**[0051]** Ein Empfänger **113** verstärkt ein schwaches MR-Signal, welches von der HF-Spule empfangen wird, um es zu erfassen und in ein Digitalsignal umzuwandeln. Ein Datensammler **114** sammelt Datenausgaben aus dem Empfänger **113** während einer Pulssequenz. Ein Datenprozessor **115** rekonstruiert ein MR-Bild aus Daten, welche von dem Datensammler **114** gesammelt wurden, beispielsweise eine zweidimensionale inverse Fourier-Transformation. Eine Bildanzeige **118** ist vorgesehen, um das rekonstruierte MR-Bild anzuzeigen. Eine Konsole **117** ist vorgesehen, um verschiedene Bedienerbefehle einzugeben.

**[0052]** Im folgenden wird speziell die Gradientenspulenvorrichtung **120** für eine exklusive Verwendung eines lokalen Teils beschrieben.

**[0053]** In diesem Fall wird eine Gradientenspulenvorrichtung **120** des Aktivabschirmtyps verwendet. Eine Gradientenspulenvorrichtung **121** des Aktivabschirmtyps (ASGC) umfaßt eine Hauptspule **103** zur Erzeugung eines Gradientenmagnetfeldes und eine Abschirmspule **104** zur Erzeugung eines Magnetfeldes, um ein Leckmagnetfeld zum äußeren Abschnitt aus der Hauptspule **103** zu vermindern.

**[0054]** Die Hauptspule **103** und die Abschirmspule **104** haben jeweils X- und Y-Spulen, welche in den [Fig. 3](#) und [Fig. 6](#) gezeigt sind, und eine in [Fig. 3](#) gezeigte Z-Spule. Als Arten von X- und Y-Spulen gibt es beispielsweise solche des konzentrierten Wicklungstyps (concentrated winding type) und des Spiraltyps (Distributionstyp). Der Wicklungstyp wird aus

einem Bündel von Spulendrahtmaterialien gebildet, wie in den [Fig. 3](#) bis [Fig. 7](#) gezeigt, und der Spiraltyp (Distributionstyp) wird dadurch gebildet, daß die Spulendrahtmaterialien spiral verteilt werden, wie in den [Fig. 8](#), [Fig. 10](#), [Fig. 12](#) und [Fig. 14](#) gezeigt.

**[0055]** Als Spulenanordnung gibt es den symmetrischen Typ und den asymmetrischen Typ. Beim symmetrischen Typ sind Spulensegmente symmetrisch bezüglich dem Bilderzeugungszentrum **0** angeordnet, wie in [Fig. 3](#) bis [Fig. 5](#), [Fig. 8](#) und [Fig. 10](#) gezeigt. Beim asymmetrischen Typ sind die Spulensegmente bezüglich dem Bilderzeugungszentrum **0** asymmetrisch angeordnet, wie in [Fig. 6](#), [Fig. 7](#), [Fig. 12](#) und [Fig. 14](#) gezeigt.

**[0056]** In den [Fig. 3](#) bis [Fig. 7](#), [Fig. 8](#), [Fig. 10](#) und [Fig. 14](#) zeigt jeder der Pfeile die Stromrichtung. Beim in der Hauptspule **103** fließenden Strom erzeugen Stromkomponenten, welche in eine Umfangsrichtung um die Z-Achse fließen, den Intensitätsgradienten des Magnetfeldes bezüglich jeder der X-, Y- und Z-Achsen. Unter den Stromkomponenten wird die in eine Vorwärtsrichtung fließende Stromkomponente als eine „effektive Stromkomponente“ definiert, welche den Gradienten des Magnetfeldes in dem Bilderzeugungsgebiet erzeugt. Andererseits wird die in eine entgegengesetzte Richtung fließende Stromkomponente als eine „ineffektive Stromkomponente“ definiert, welche nicht den Gradienten des Magnetfeldes in dem Bilderzeugungsgebiet erzeugt. Solche Stromkomponenten werden durch eine vertikale Achse ausgedrückt, welche die Dichte des Stroms zeigt, und eine horizontale Achse, welche eine Position der Z-Achse anzeigt, wie in den [Fig. 9](#), [Fig. 11](#), [Fig. 13](#) und [Fig. 15](#) gezeigt. Hierdurch kann eine „Stromdichteverteilung“ gebildet werden. Die Stromdichteverteilung wird durch die räumliche Anordnung der Spulendrahtmaterialien der Hauptspule **103** bestimmt. Wie bekannt ist, wird der Entwurf der Spulenanordnung so ausgeführt, daß die notwendige Stromdichteverteilung erst bestimmt wird, um die Stromdichteverteilung zu verwirklichen.

**[0057]** Zusätzlich zur ASGC **120** ist ein Stimulationsausgabeabschnitt **119** in der Gradientenspulenvorrichtung **120** vorgesehen. [Fig. 16](#) ist eine vertikale Querschnittsansicht der Gradientenspulenvorrichtung **120**, welche dem Spulentyp der [Fig. 8](#) entspricht, und [Fig. 17](#) ist eine horizontale Querschnittsansicht. Der Stimulationsausgabeabschnitt **119** umfaßt ein optisches System. Das optische System enthält eine optische Linse, so daß ein optisches Bild, welches von einem äußeren Generator (nicht abgebildet) erzeugt wird, über ein optisches Faserbündel **25** empfangen wird. Auch enthält das optische System die optische Linse, so daß das optische Bild auf eine geeignete Größe vergrößert wird, um einem Subjekt **106** visuell bereitgestellt zu werden. Es ist möglich den Stimulationsausgabeabschnitt **119** durch ein Diodenarray,

eine Flüssigkristallanzeige, oder einen Kathodenstrahlbildschirm (CRT) zu ersetzen.

**[0058]** Ein Gehäuse **122** der Gradientenspulen Vorrichtung **120** ist ein Kunststoff-Formteil. In dem Gehäuse **122** wird der Stimulationsausgabeabschnitt **119** und das optische Faserbündel **25** vorher zusammen mit der ASGC **120** eingebaut (inkorporiert). Der Stimulationsausgabeabschnitt **119** und die ASGC **120** sind auf die folgende Weise in dem Gehäuse **122** eingebaut.

**[0059]** Genauer gesagt ist die Anordnung der Y-Spulen der Hauptspule **103** ersonnen, um einen Raum zur Platzierung eines Stimulationsausgabeabschnitts **119** zu schaffen.

**[0060]** Wenn die Y-Spulen der Hauptspule **103** Spiralspulen sind, dann sind die Y-Spulen wie folgt angeordnet:

Speziell, wie in [Fig. 9](#) und [Fig. 13](#) gezeigt, sind die Y-Spulen in der Stromdichteverteilung so angeordnet, daß die effektive Stromkomponente A verteilt ist, um in zwei Abschnitte entlang der Z-Achse getrennt zu sein, unabhängig von den symmetrischen oder asymmetrischen Typen. In diesem Fall ist jede der getrennten effektiven Stromkomponenten A eingestellt, um ein Intervall mit dem vorbestimmten Abstand  $\Delta D$  zu haben, welcher größer ist als die Breite des Stimulationsausgabeabschnitts **119**. In dem Intervall der effektiven Stromkomponente A ist die Stromdichte kontinuierlich null. In dem konventionellen Fall wurde die effektive Stromkomponente A kontinuierlich vorgesehen, ohne getrennt zu sein.

**[0061]** Wie in [Fig. 8](#) gezeigt, wenn die Typen der Y-Spulen der Hauptspule **103** symmetrisch sind, sind die Y-Spulen **131** und **132** entlang der Z-Achse angeordnet, um ein Intervall mit einem vorbestimmten Abstand  $\Delta D$  zu haben. Darüber hinaus, wie in [Fig. 12](#) gezeigt, wenn die Arten der Y-Spulen der Hauptspule **103** asymmetrisch sind, sind die Spulendrahtmaterialien in dem Verteilungsbereich der zwei effektiven Stromkomponenten A nahe bzw. eng verteilt. In diesem Fall sind die Spulendrahtmaterialien nicht in dem Intervall zwischen den Stromkomponenten A verteilt.

**[0062]** In [Fig. 16](#) zeigen Bezugsziffern **142** und **144** Bereiche an, in welchen die Spulensegmente zur Lieferung der effektiven Stromkomponente A verteilt sind. Darüber hinaus zeigen die Bezugsziffern **143** und **145** Bereiche an, in welchen die Spulensegmente zur Zuführung der nicht effektiven Stromkomponente B verteilt sind.

**[0063]** Sogar wenn die effektive Stromkomponente A in zwei Abschnitte verteilt ist, muß die Linearität des Gradientenmagnetfeldes in dem Bilderzeugungsbereich sichergestellt sein. Daher ist die Breite des Stimulationsausgabeabschnitts **119** enger begrenzt als

das Intervall, welches erlaubt werden kann, um eine maximale Linearität sicherzustellen.

**[0064]** Auf diese Weise ist der Stimulationsausgabeabschnitt **119** in dem Intervall eingebaut (inkorporiert), welches erlaubt werden kann, um die maximale Linearität sicherzustellen. In anderen Worten sind die Y-Spulen der Hauptspule **103** in einem Gebiet angeordnet, welches von dem Gebiet verschieden ist, welches sich sandwichartig zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem Subjekt **106** befindet.

**[0065]** Ein Teil des Spulenträgers **116** ist dem Gebiet überlagert, welches sich sandwichartig zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem Subjekt **106** befindet. Der Teil ist aufgeschnitten, um als Fenster **123** verwendet zu werden. Das Subjekt **106** kann das optische Bild sehen, welches von dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** ausgegeben wird, durch das Fenster **123**.

**[0066]** Wie oben erwähnt, ist die effektive Stromkomponente mit dem Intervall in zwei Abschnitte getrennt. Der Stimulationsausgabeabschnitt **119** ist in dem Intervall zwischen diesen getrennten effektiven Stromkomponenten eingebaut (inkorporiert). Als Ergebnis kann das optische Bild dem Subjekt **106** bei Verwendung der ASGC **120** übermittelt werden. Dieser Effekt kann ohne Vergrößerung der Vorrichtung erzielt werden.

**[0067]** Darüber hinaus können die Y-Spulen der Hauptspule **103** im Innern der Y-Spulen der Abschirmspule **104** zusammen mit dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** angeordnet sein. In anderen Worten können die Y-Spulen der Abschirmspule **104** entlang der Richtung der Z-Achse, wie in [Fig. 10](#) und [Fig. 14](#) gezeigt, im wesentlichen gleichmäßig verteilt sein. Diese Y-Spulen sind so verteilt, daß das Intervall, dessen Stromdichte null wird, in der Stromdichteverteilung nicht gebildet wird, wie in [Fig. 11](#) und [Fig. 15](#) gezeigt. Im Ergebnis kann eine Lecken des Magnetfeldes verhindert werden.

**[0068]** Wenn die Y-Spulen der Hauptspule **103** Spulen mit konzentrierten Wicklungen sind, sind die Y-Spulen wie folgt angeordnet:

Speziell, wie in [Fig. 5](#) und [Fig. 7](#) gezeigt, sind die Y-Spulen so angeordnet, daß die zwei Spulenbündel, bei welchen die effektive Stromkomponente A fließt, entlang der Z-Achse vorgesehen sind, unabhängig von den symmetrischen oder asymmetrischen Typen. In diesem Fall ist jedes der Spulenbündel eingestellt, um ein Intervall mit einem vorbestimmten Abstand  $\Delta D$  zu haben, welcher größer ist als die Breite des Stimulationsausgabeabschnitts **119**. In anderen Worten, wie in [Fig. 5](#) gezeigt, wenn die Typen der Y-Spulen der Hauptspule **103** symmetrisch sind, sind die Y-Spulen **151** und **152** entlang der X-Achse angeordnet, um ein Intervall mit einem vorbestimmten Ab-

stand  $\Delta D$  zu haben. Darüber hinaus, wie in [Fig. 7](#) gezeigt, wenn die Arten der Y-Spulen der Hauptspule **103** asymmetrisch sind, sind die Spulenbündel, bei welchen die effektive Stromkomponenten A fließt, entlang der Z-Achse angeordnet. Diese Spulenbündel sind angeordnet, um eingestellt zu sein, ein Intervall mit einem vorbestimmten Abstand  $\Delta D$  zu haben, welcher größer ist als die Breite des Stimulationsausgabeabschnitts **119**. Somit ist der Stimulationsausgabeabschnitt **119** in dem Intervall zwischen zwei Spulenbündeln, bei welchen die effektive Stromkomponente A fließt, eingebaut (inkorporiert). In anderen Worten sind die Y-Spulen der Hauptspule **103** in einem Gebiet angeordnet, welches verschieden ist von dem Gebiet, welches sich sandwichartig zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem Subjekt **106** befindet. Ein Teil des Spulenträgers **106** ist dem Gebiet überlagert, welches sich sandwichartig zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem Subjekt **106** befindet. Der Teil ist ausgeschnitten, um als Fenster **123** verwendet zu werden. Das Subjekt **106** kann das optische Bild sehen, welches von dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** ausgegeben wird, durch das Fenster **123**. Somit, sogar im Fall der Verwendung des Typs mit konzentrierter Wicklung, kann das optische Bild dem Subjekt **106** bei Verwendung der ASGC übermittelt werden, ähnlich wie beim Spiraltyp. Dieser Effekt kann ohne Vergrößern der Vorrichtung verwirklicht werden. Darüber hinaus kann das Lecken des Magnetfelds verhindert werden.

**[0069]** Die HF-Abschirmung **112** ist zwischen der Hauptspule **103** der ASGC **121** und der HF-Spule **111** gebildet, um den Qualitätsfaktor der HF-Spule **111** zu erhöhen. Normalerweise ist die HF-Abschirmung **112** an der Innenwand des Spulenträgers **116** der Hauptspule **103** festgemacht.

**[0070]** Wie in [Fig. 18](#) gezeigt, ist zumindest ein Teil der HF-Abschirmung **112** (ein Abschnitt, welcher dem Gebiet zwischen den Augen des Subjekts und dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** überlagert ist) aus einem Maschenleiter **44** gebildet, so daß die HF-Abschirmung **112** sich nicht optisch zwischen dem Subjekt **106** und dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** befindet. Darüber hinaus kann in diesem Teil ein Schlitz gebildet sein. Oder dieser Teil kann ein transparenter Leiter sein, wie eine transparente Elektrode eines Touch-Panels.

**[0071]** Gemäß der obigen Ausführung ist der Stimulationsausgabeabschnitt **119** in die ASGC **121** eingebaut (inkorporiert), so daß das optische Bild an das Subjekt **106** übertragen werden kann, unter Verwendung der ASGC **121**. Dieser Effekt kann ohne Vergrößerung der Vorrichtung verwirklicht werden. Darüber hinaus kann das Lecken des Magnetfeldes verhindert werden.

**[0072]** Wie oben erwähnt, ist der Stimulationsausgabeabschnitt **119** in die Hauptspule **103** eingebaut (in ihr inkorporiert). Sogar wenn der Innendurchmesser der Gradientenspulen Vorrichtung **120** verkleinert wird, kann das folgende Problem vereinfacht werden. Das Problem ist speziell, daß das Subjekt **106** das optische Bild nicht klar erkennen kann, nachdem der Abstand zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und den Augen des Subjektes größer gemacht wird. Im Ergebnis, da es leicht zu übersehen ist, kann der Bediener das Bild dem Subjekt zeigen. Oder der Bediener kann dem Subjekt gleichzeitig eine Vielzahl von lichtaussendenden Materialien zeigen. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, daß ein anderes Untersuchungsergebnis herbeigeführt wird, zwischen einer Gehirnuntersuchung, welche unter einer Bedingung durchgeführt wird, daß das breite Gesichtsfeld leicht übersehen werden kann, und einer Gehirnuntersuchung, welche unter einer Bedingung ausgeführt wird, daß eine Fokuseinstellung zwangsweise durchgeführt werden muß. Erstere Bedingung ist selbstverständlich vorzuziehen. Auch wird durch Verwendung des Stimulationsausgabeabschnitts **119** nicht nur das optische Bild für die Stimulation angezeigt, sondern der Bediener kann dem Subjekt auch ein Bild zur Entspannung des Subjekts zeigen.

**[0073]** Wie in [Fig. 19](#) und [Fig. 20](#) gezeigt, ähnlich dem konventionellem Fall, kann der Stimulationsausgabeabschnitt **119** im inneren der Hauptspule **103** angebracht sein, d. h. an der Innenwand des Spulenträgers **116**. In diesem Fall sind die Drahtmaterialien der Spiralspulen so angeordnet, daß die effektiven Stromkomponenten A kontinuierlich verteilt sind. Es besteht jedoch insofern ein Problem, daß das Subjekt **106** das optische Bild nicht klar erkennen kann, da der Abstand zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem Subjekt **106** zu kurz ist. Um das Problem zu lösen kann der Stimulationsausgabeabschnitt **119** dünn gemacht werden, kann eine Form haben, so daß der Stimulationsausgabeabschnitt **119** auf einer Innenfläche des Spulenträgers **116** gestapelt werden kann, oder der Innendurchmesser der Gradientenspulen Vorrichtung **120** kann vergrößert werden.

**[0074]** Im Falle der X-Spulen, da die X-Spulen sich nicht mit dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** stören, ist es unnötig das oben beschriebene Intervall zu bilden. Die vorliegende Erfindung kann jedoch auf die X-Spulen angewendet werden. Als ein Fall der Anwendung der vorliegenden Erfindung auf die X-Spulen, beispielsweise bei der Verwendung einer Stimmenstimulation, sind die Stimmenstimulations-Ausgabeabschnitte (beispielsweise Lautsprecher) auf beiden Seiten des Subjekts angeordnet. In Betracht kommen Lautsprecher, welche Strukturen haben, welche von den Gradientenspulen nicht beeinflusst werden. Wie bekannt ist, entsprechen die X-Spulen dem Fall, bei welchem die Y-Spulen um  $90^\circ$  um die Z-Ach-

se rotiert sind. Daher kann die vorliegende Erfindung, ähnlich wie bei den Y-Spulen, auf die X-Spulen angewendet werden.

## ZWEITE AUSFÜHRUNG

**[0075]** Ein kurzsichtiges oder weitsichtiges Subjekt **106** kann das optische Bild ohne Brille nicht gut erkennen. Es darf jedoch nicht erlaubt werden, daß ein Subjekt **106** mit einer Brille in das Bilderzeugungsgelände eintritt. Eine Aufgabe dieser Ausführung ist, daß das weitsichtige oder das kurzsichtige Subjekt **106** das optische Bild gut sehen kann, ohne das Tragen einer Brille.

**[0076]** [Fig. 21](#) ist eine vertikale Querschnittsansicht der Gradientenspulen Vorrichtung der zweiten Ausführung der vorliegenden Erfindung. Die gleichen Bezugsziffern wie in [Fig. 16](#) sind den der [Fig. 16](#) gemeinsamen Abschnitten hinzugefügt, und deren Beschreibung wird weggelassen. In dieser Ausführung ist eine optische Linse **61** vorgesehen, welche als Veränderungsvorrichtung für den optischen Pfad dient, in einem Abschnitt zwischen dem Subjekt **106** und dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** und dem inneren des Fensters **123**. Als optische Pfadveränderungsvorrichtung kann eine Fresnellinse, ein Spiegel, usw., anstelle der optischen Linse verwendet werden. Darüber hinaus, wie in [Fig. 22](#) gezeigt, ist der Abstand zwischen der optischen Linse **61** und den Augen des Subjekts **106** vorzugsweise beweglich eingestellt, durch ein Bewegungsmechanismus **72** für die optische Linse, einschließlich einer Spannungsquelle und einer Antriebsquelle. Die optische Linse **61** kann selbstverständlich so eingestellt sein, daß sie durch einen manuellen Betrieb anstelle des elektrischen Betriebs beweglich ist.

**[0077]** Wie oben erwähnt, kann das Subjekt **106** durch Verwendung der optischen Linse **61** das auf dem Stimulationsausgabeabschnitt **119** abgebildete Bild gut sehen, sogar wenn das Subjekt eine weitsichtige oder eine kurzsichtige Person ist.

**[0078]** Zusätzliche Vorteile und Abwandlungen werden dem Fachmann leicht in den Sinn kommen. Daher ist die Erfindung in seinen breiteren Aspekten nicht auf die spezifischen Details und die repräsentativen Ausführungen beschränkt, welche hier gezeigt und beschrieben wurden. Dementsprechend können verschiedene Modifikationen durchgeführt werden, ohne sich vom Geist oder Umfang des allgemeinen erfinderischen Konzepts zu entfernen, wie es durch die angehängten Ansprüche und deren Äquivalente definiert wird.

## Patentansprüche

1. Gradientenspulen Vorrichtung, umfassend:  
a) Hauptspulen (**103**) zur Erzeugung eines Gradienten-

magnetfelds;

b) Abschirmspulen (**104**) zur Erzeugung von Magnetfeldern, um Leckmagnetfelder aus den Hauptspulen (**103**) zu vermindern;

c) einen Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zur Ausgabe einer Stimulation an ein Subjekt (**106**); wobei

d) der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zwischen zwei Spulen (**142**, **143**, **144**, **145**, **151**, **152**) der Hauptspulen (**103**) angeordnet ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptspulen (**103**) mindestens zwei Spulen (**151**, **152**) enthalten, welche symmetrisch um eine Bilderzeugungszentraloberfläche angeordnet sind und einen vorbestimmten Abstand haben, und der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zwischen den zwei Spulen (**151**, **152**) angeordnet ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptspulen (**103**) so angeordnet sind, dass effektive Stromkomponenten (A) zur Bildung eines Magnetfeldgradienten in einem Bilderzeugungsbereich an zwei Abschnitten entlang einer Richtung eines statischen Magnetfeldes verteilt sind, die zwei Abschnitte mit einem Intervall, das einen vorbestimmten Abstand hat, getrennt sind, und der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) in dem Intervall vorgesehen ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) ein optisches System und/oder ein Diodenarray und/oder eine Flüssigkristallanzeige und/oder eine Kathodenstrahlanzeige hat, um dem Subjekt (**106**) ein Bild anzuzeigen.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) und die Hauptspulen (**103**) im Inneren der Abschirmspulen (**104**) vorgesehen sind.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptspulen (**103**) und die Abschirmspulen (**104**) angeordnet sind, um die Linearität des Magnetfeldgradienten in dem Bilderzeugungsbereich sicherzustellen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie ferner eine HF-Abschirmung (**112**) umfasst, welche zwischen den Hauptspulen (**103**) und dem Subjekt (**106**) vorgesehen ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Teil der HF-Abschirmung (**112**) aus einem Maschenleiter (**44**) gebildet ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Teil der HF-Ab-

schirmung (**112**) ausgebildet ist, um einen Schlitz zu haben.

10. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Teil der HF-Abschirmung (**112**) aus einem transparenten Leiter besteht.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie ferner eine Übertragungspfad-Veränderungsvorrichtung (**61**) umfasst, welche zwischen dem Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) und dem Subjekt (**106**) vorgesehen ist, zur Veränderung eines Übertragungswegs der Stimulation von dem Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zum Subjekt (**106**).

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass sie ferner eine Verschiebevorrichtung (**72**) enthält, zur Verschiebung der Übertragungspfad-Veränderungsvorrichtung.

13. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Übertragungspfad-Veränderungsvorrichtung eine optische Linse (**61**), eine Fresnellinse oder einen Spiegel enthält.

14. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Hauptspulen (**103**) zwei Spulen (**151**, **152**) enthalten, welche angeordnet sind, um entlang einer Richtung eines statischen Magnetfeldes einen vorbestimmten Abstand zu haben, und der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zwischen diesen zwei Spulen (**151**, **152**) vorgesehen ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptspulen (**103**) so angeordnet sind, dass effektive Stromkomponenten so verteilt sind, dass sie ein Intervall ( $\Delta D$ ) aufweisen, dessen Stromdichte im Wesentlichen Null ist, und dass der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) in dem Intervall angeordnet ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Stimulationsausgabeabschnitt (**119**) zwischen den zwei Spulen (**142**, **143**, **144**, **145**), so angeordnet ist, dass der Stimulationsausgabeabschnitt von effektiven Stromkomponenten (A) gleicher Richtung umgeben ist.

17. Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung, welche die Gradientenspulen Vorrichtung nach Anspruch 1 hat, wobei die Magnetresonanz-Bilderzeugungsvorrichtung ferner einen Magneten (**101**) für ein statisches Magnetfeld und eine HF-Spule (**111**) umfasst, zur Abbildung eines internen Abschnittes des Subjekts (**106**) durch Verwenden eines Magnetresonanzphänomens.

Es folgen 13 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

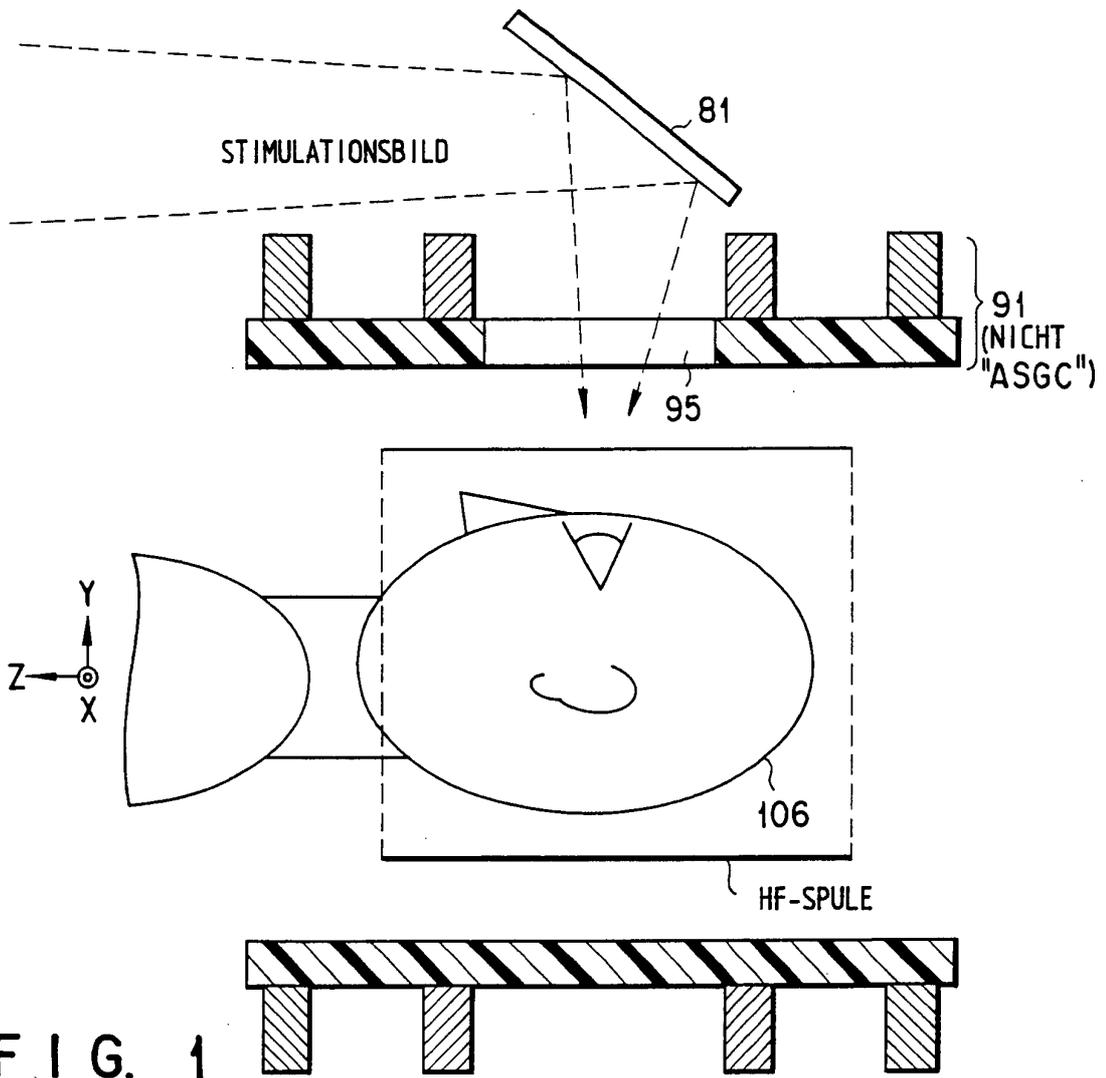


FIG. 1

STAND DER TECHNIK

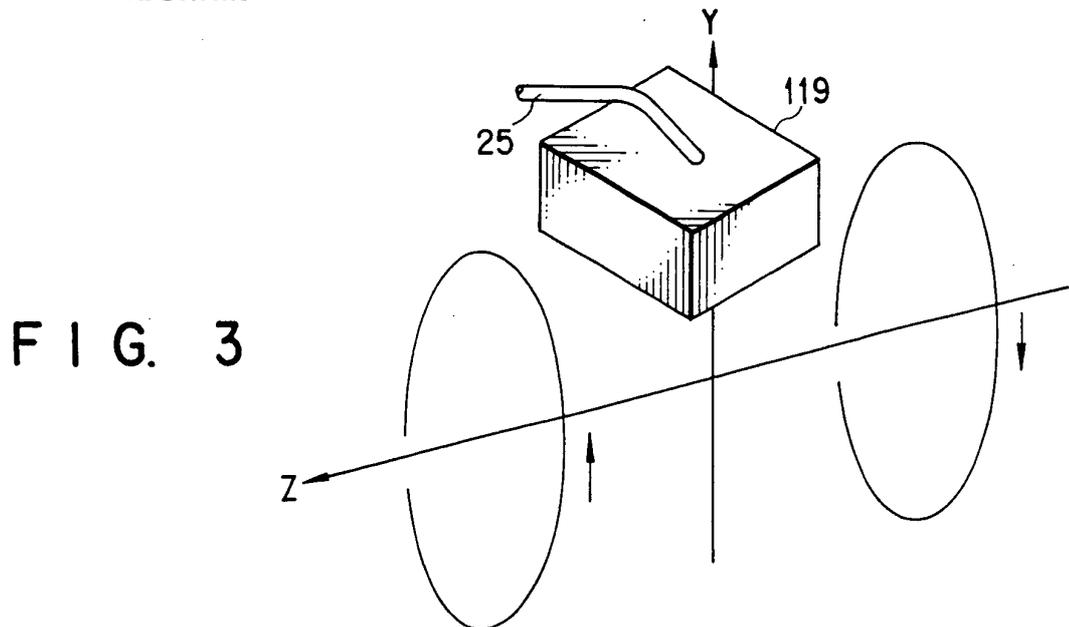


FIG. 3

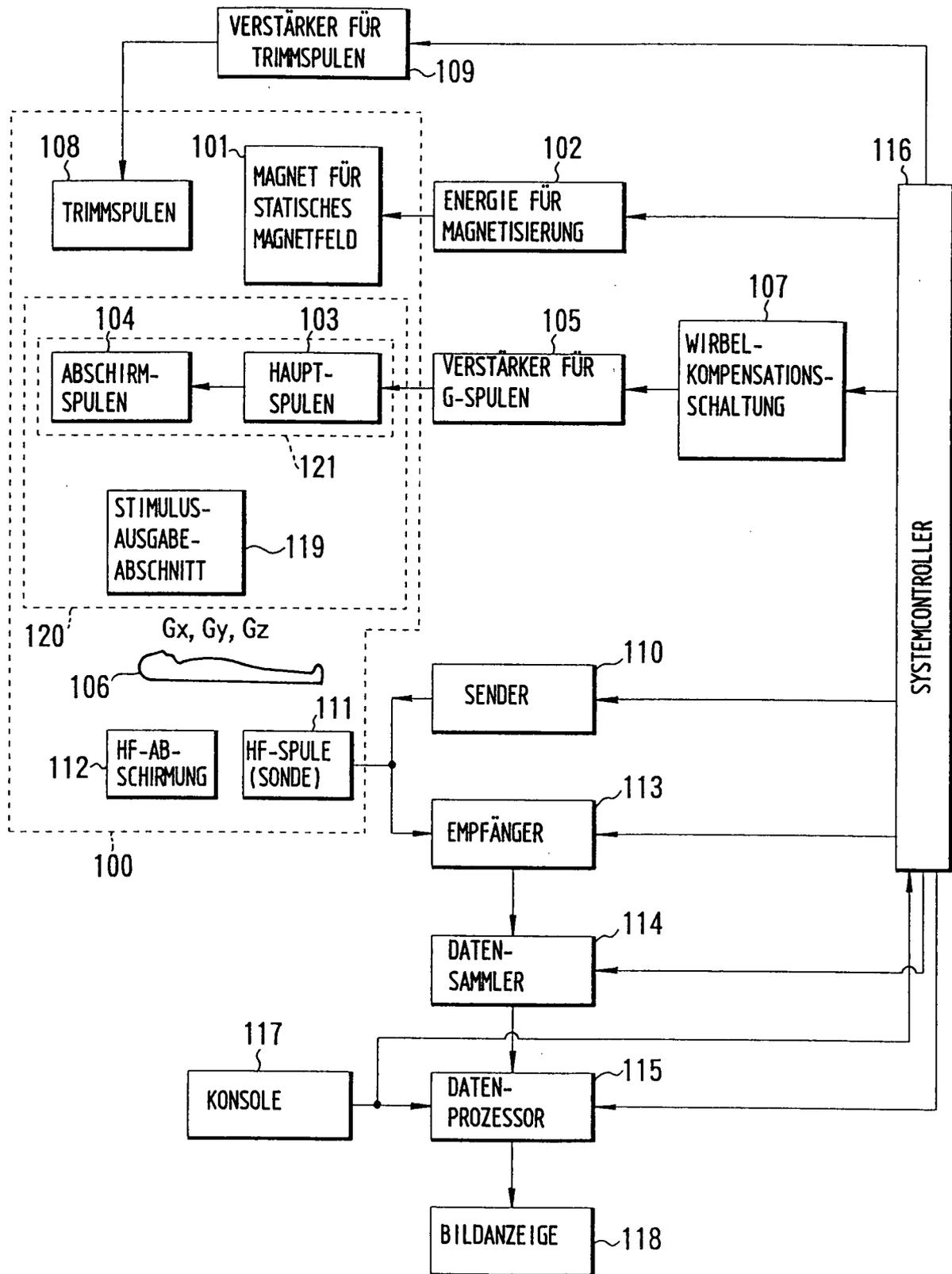


FIG. 2

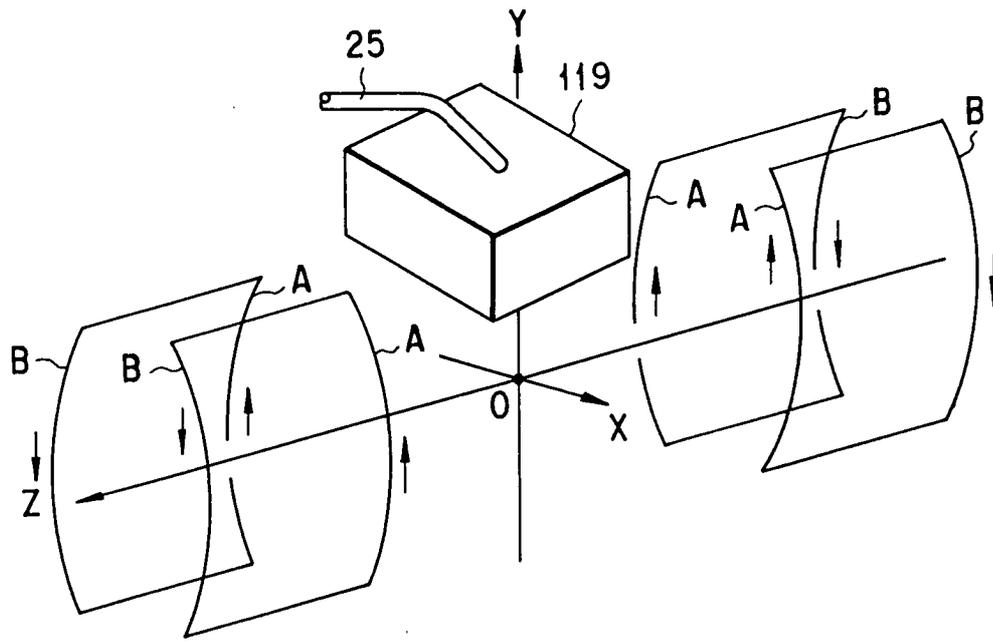


FIG. 4

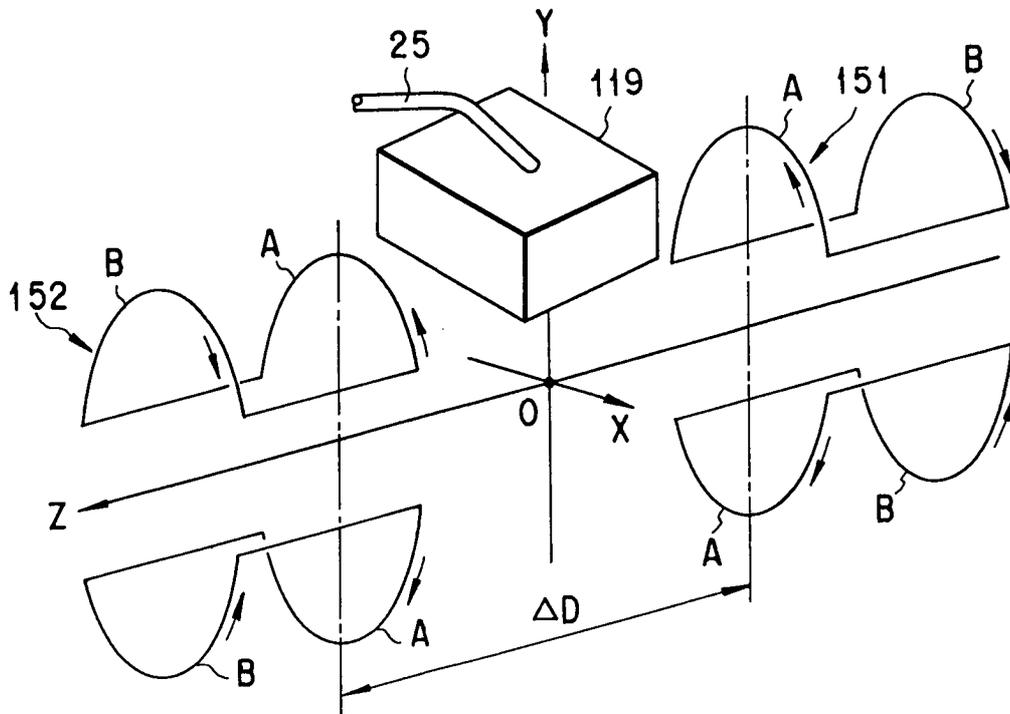


FIG. 5

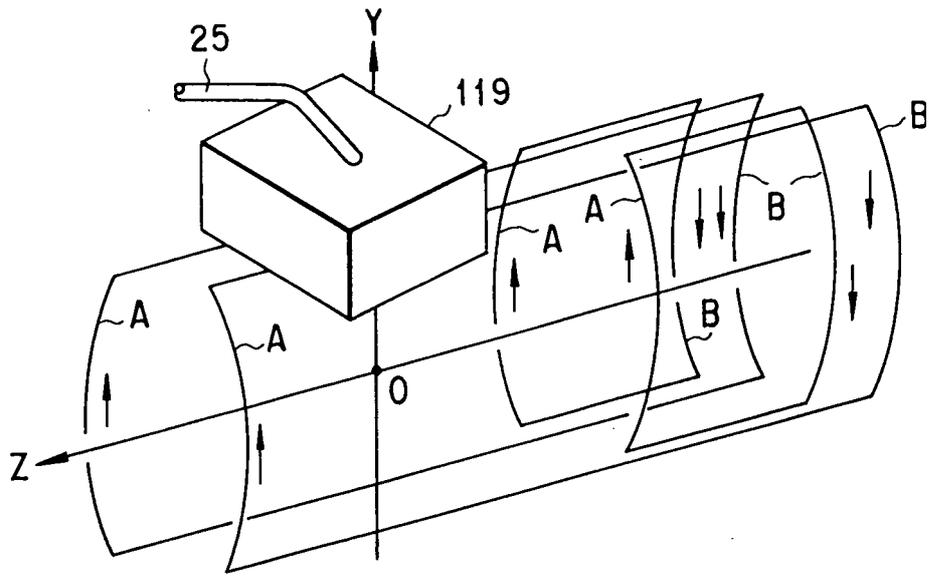


FIG. 6

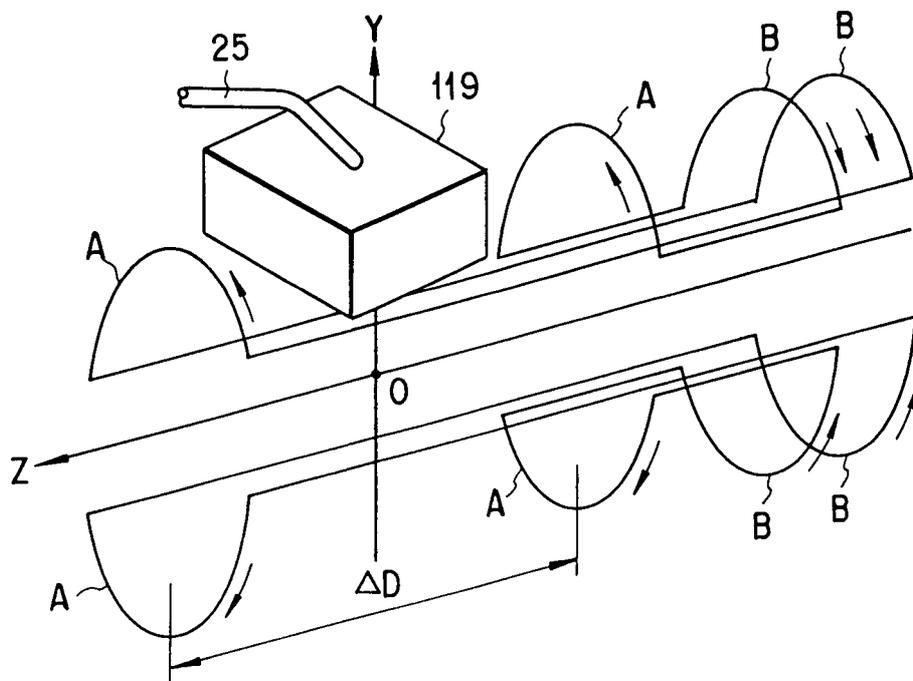


FIG. 7

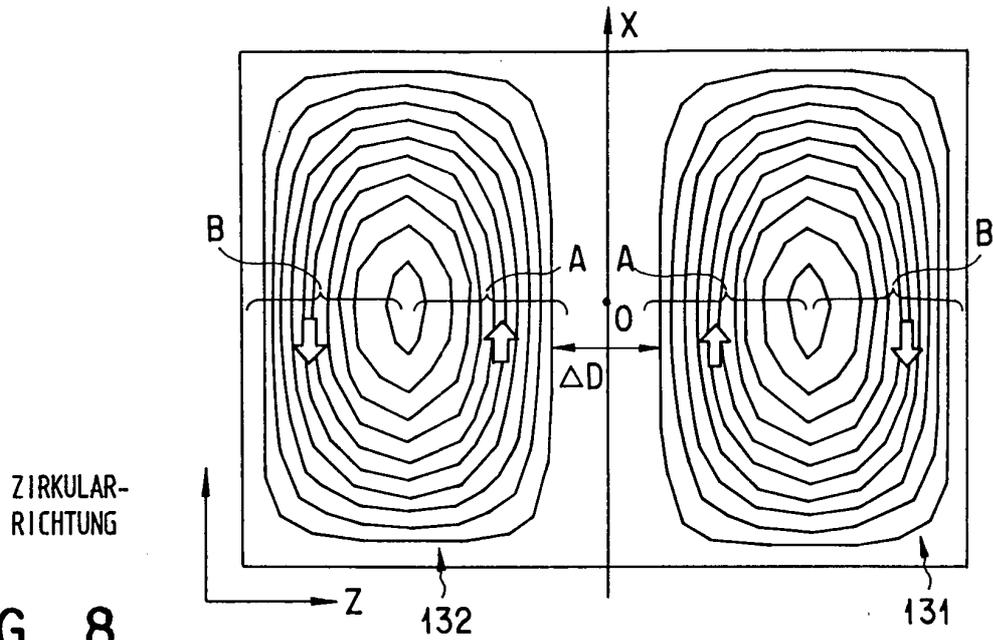


FIG. 8

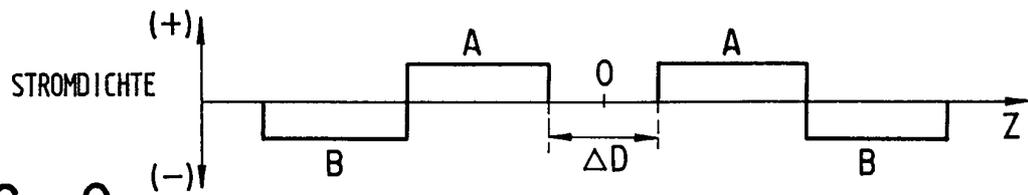


FIG. 9

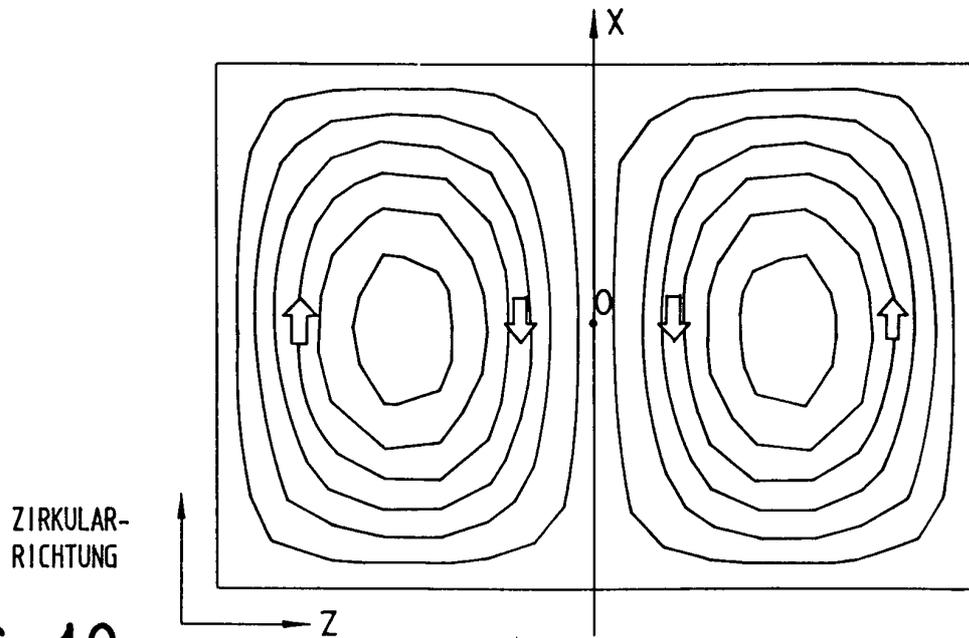


FIG. 10

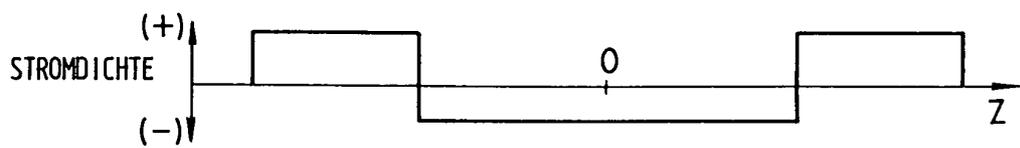


FIG. 11

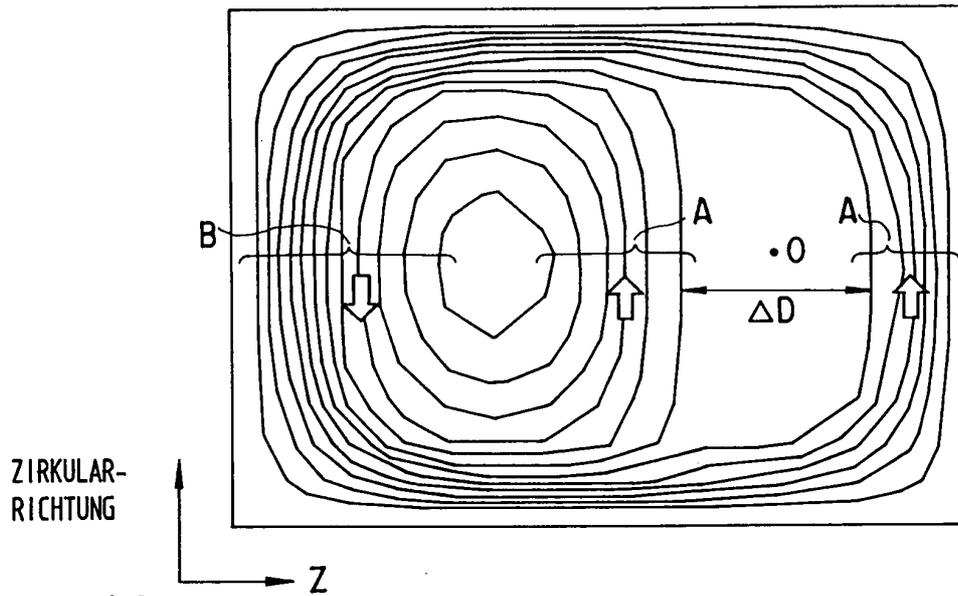


FIG. 12

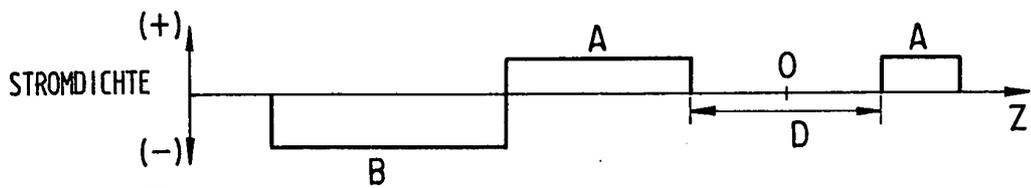


FIG. 13

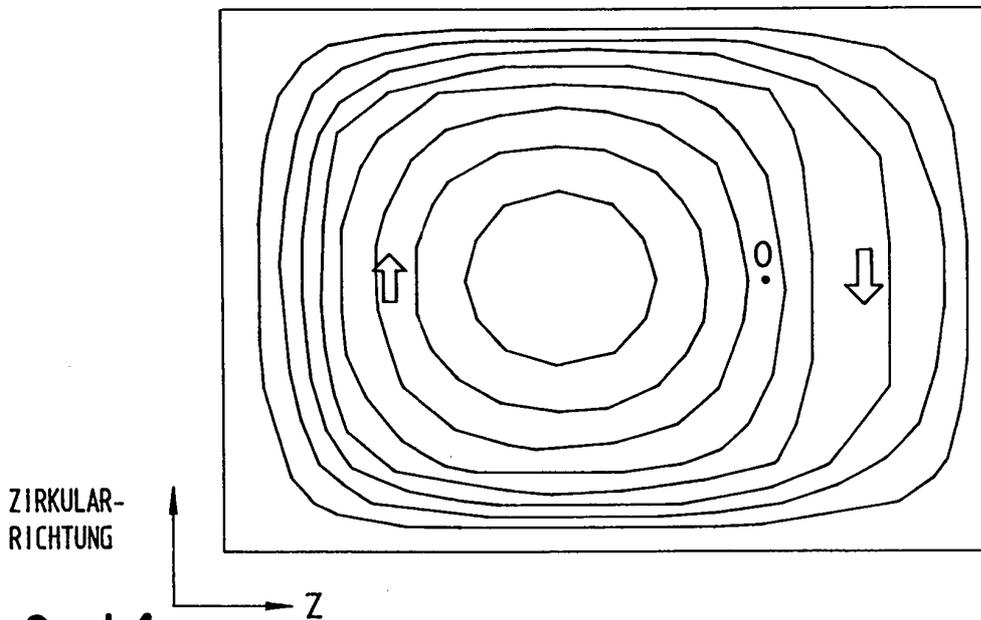


FIG. 14

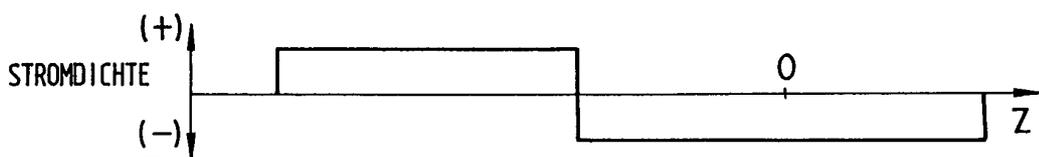


FIG. 15

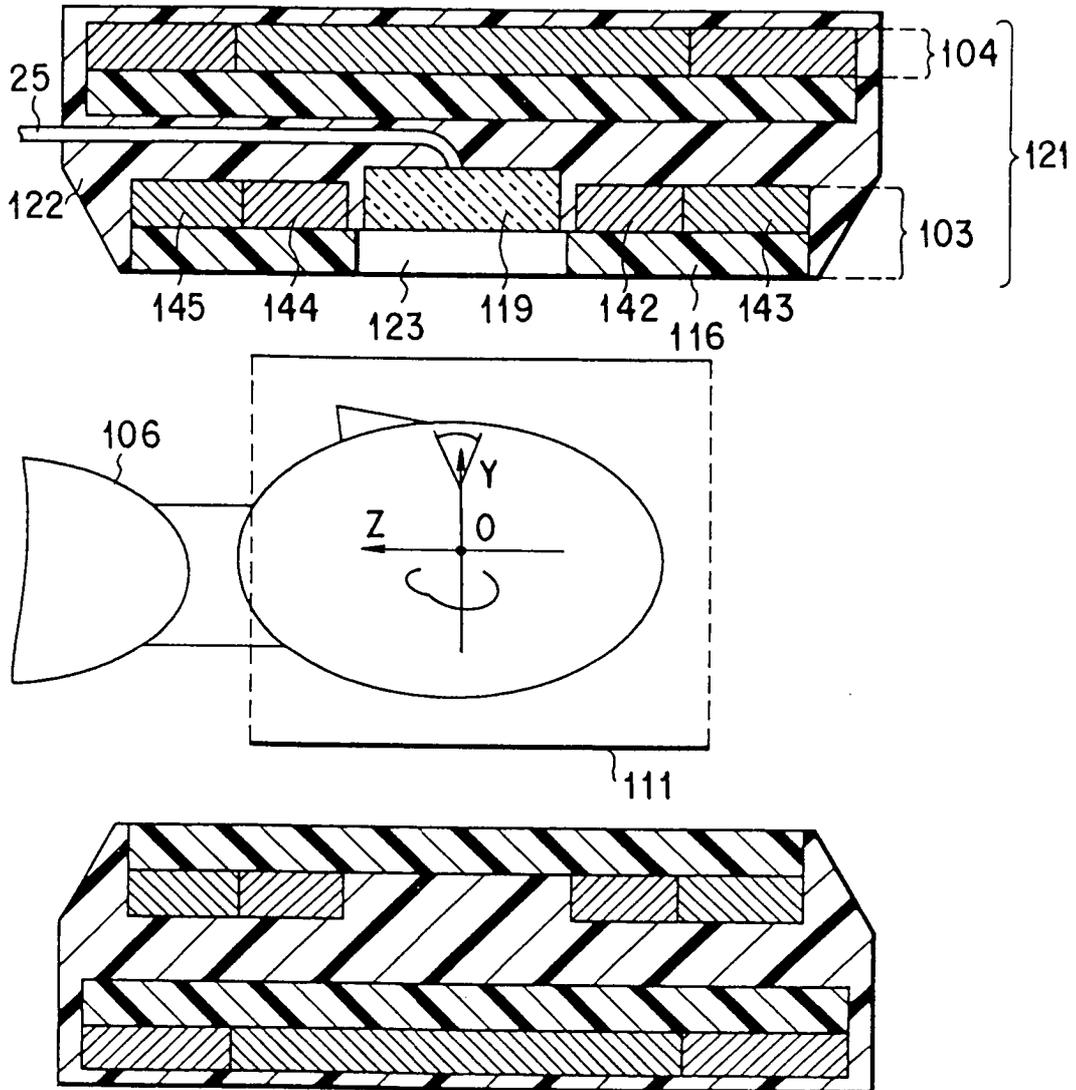


FIG. 16

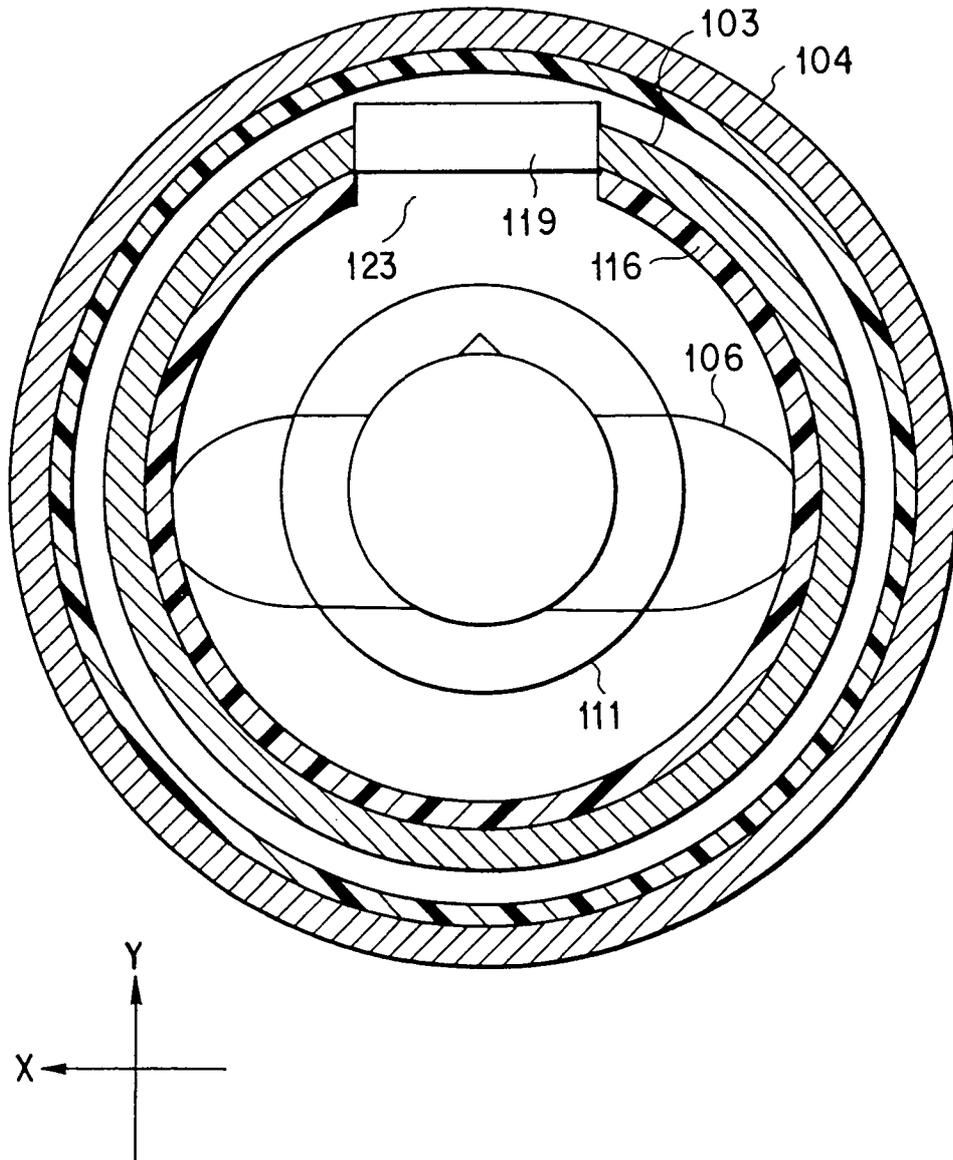


FIG. 17

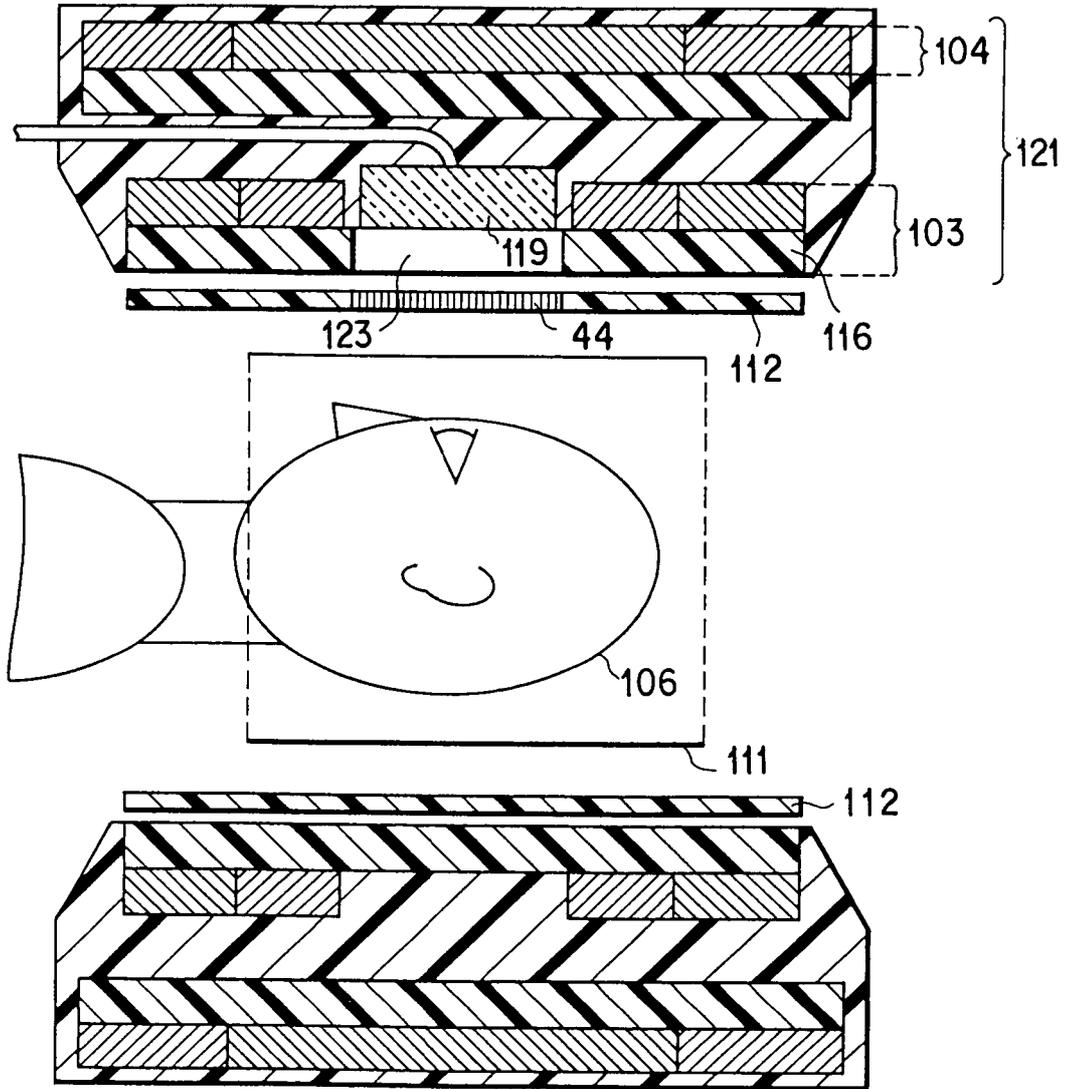


FIG. 18

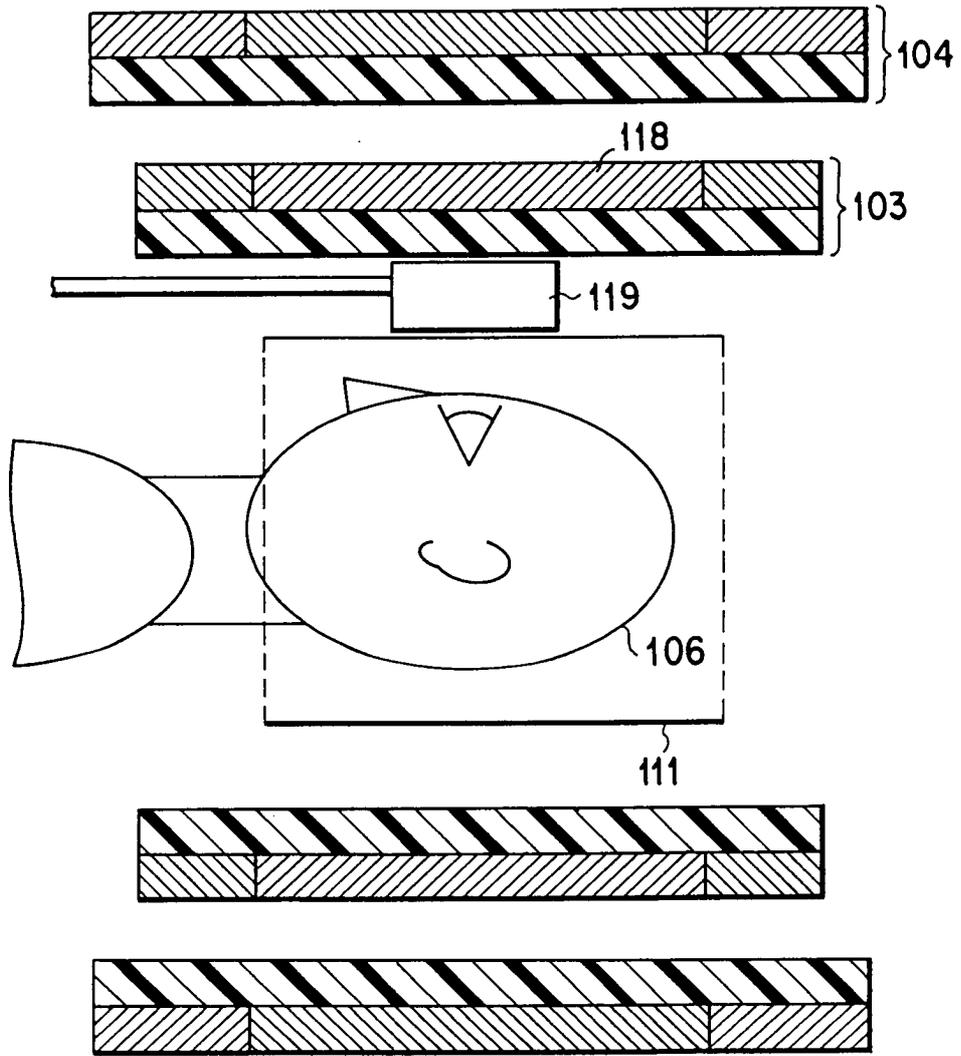


FIG. 19

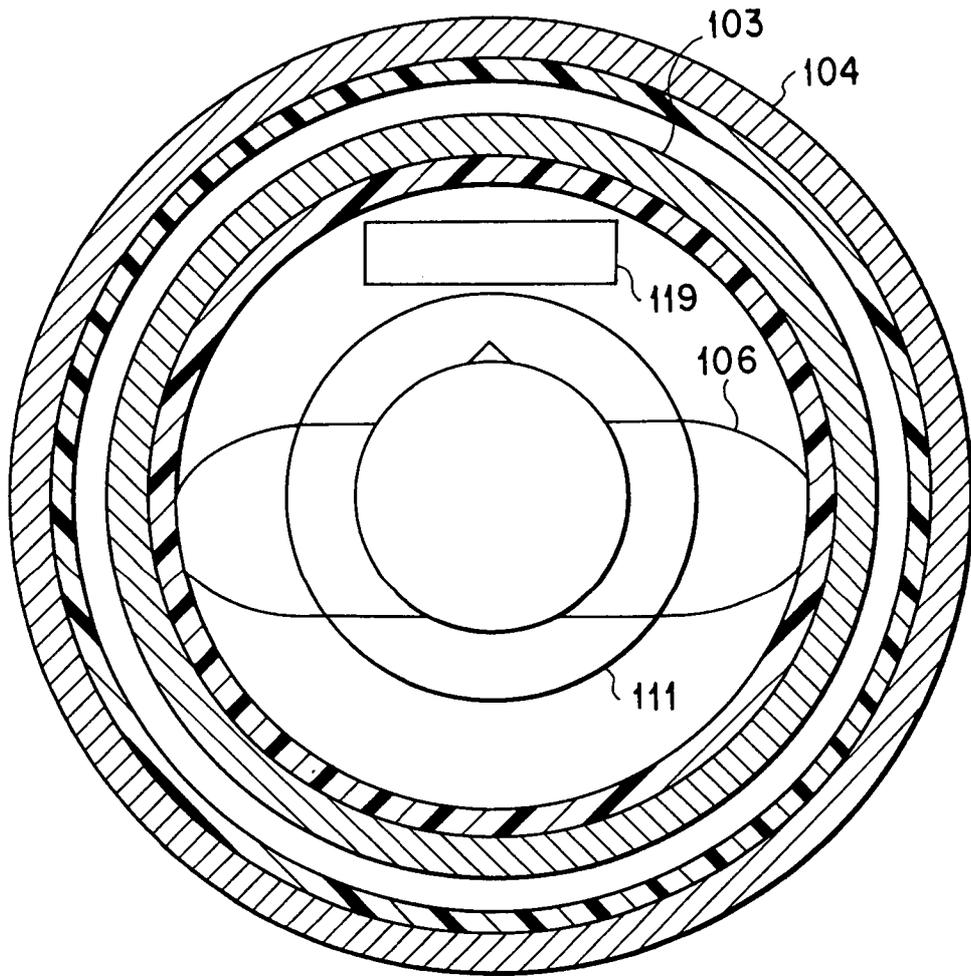


FIG. 20

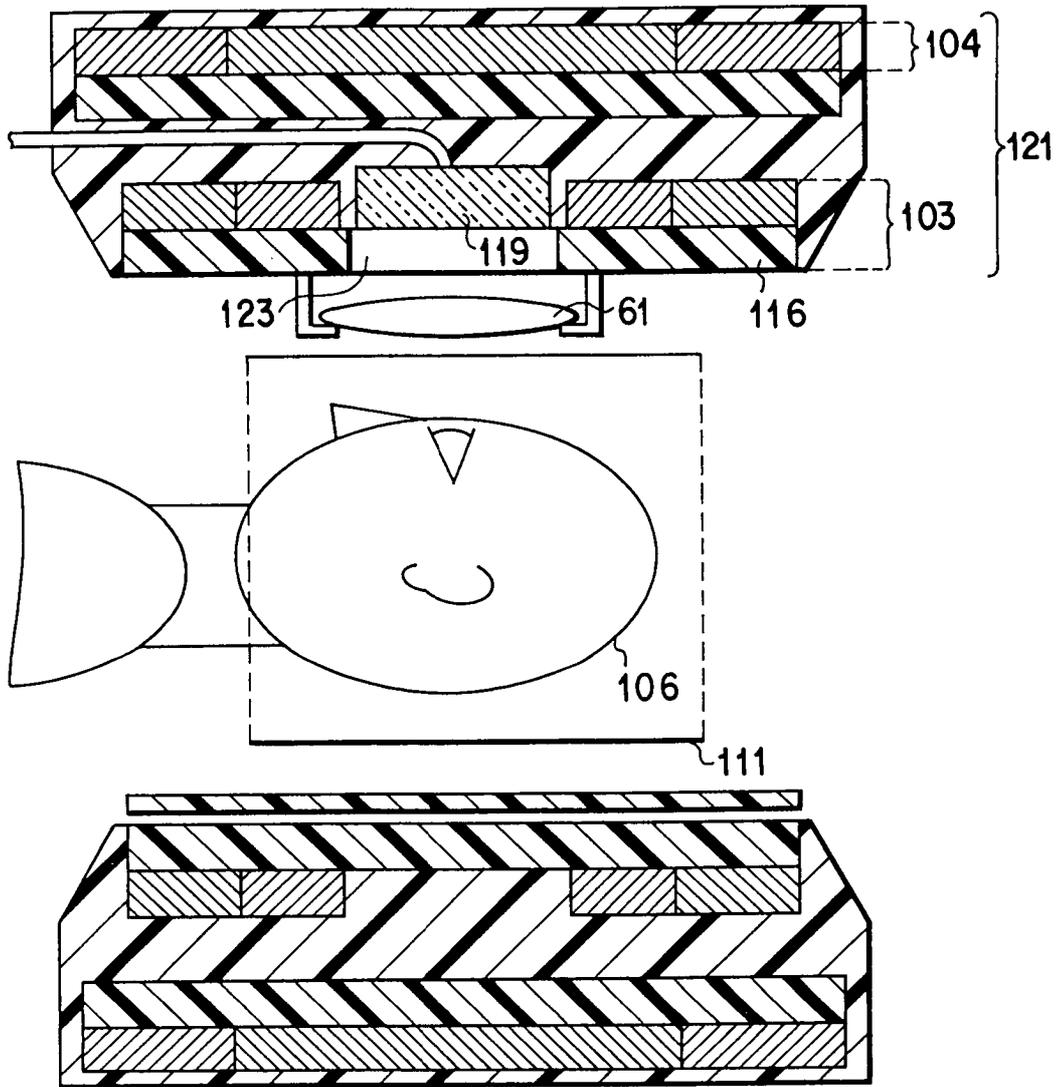


FIG. 21

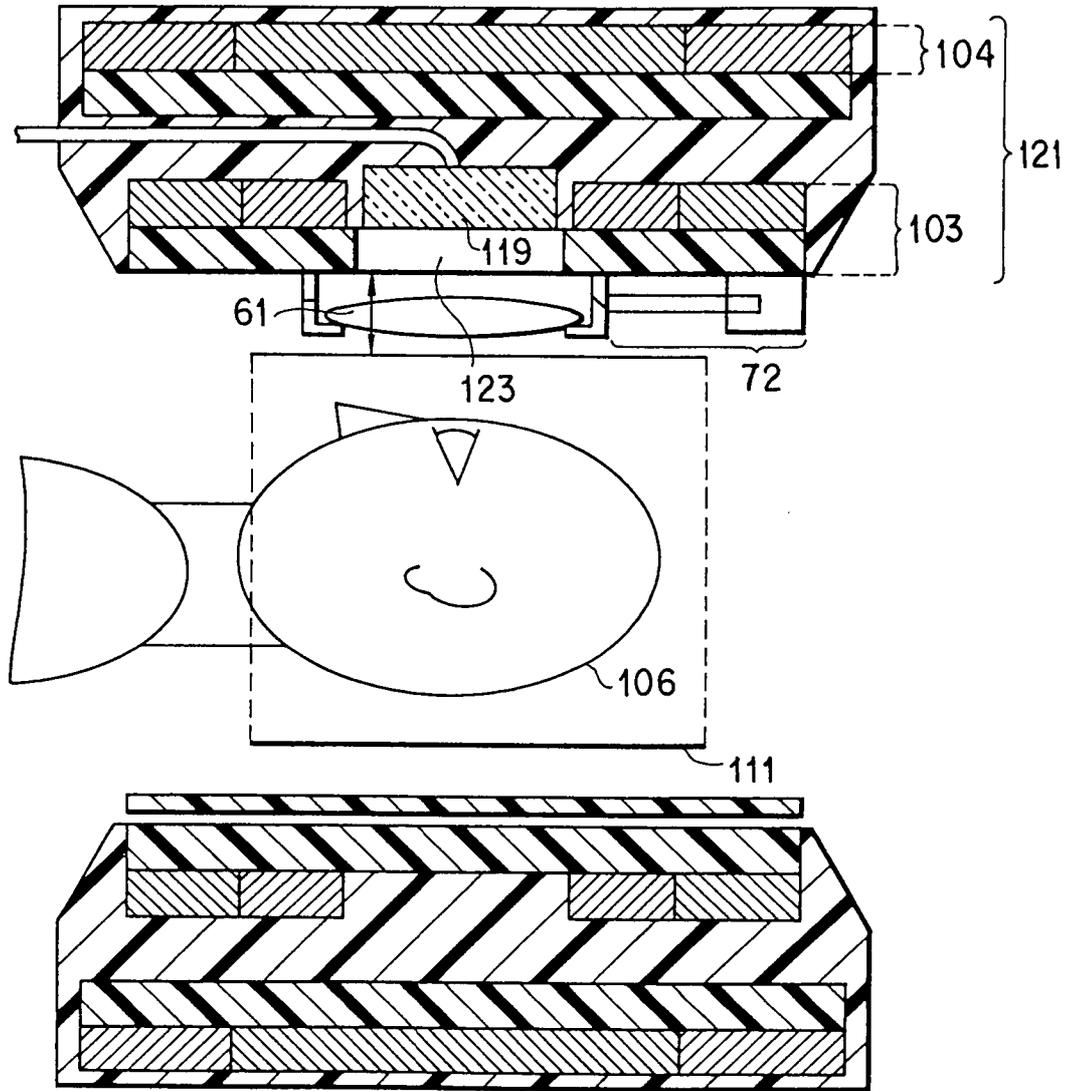


FIG. 22