



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 697 35 021 T2 2006.08.31

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 350 462 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 697 35 021.5

(96) Europäisches Aktenzeichen: 03 010 436.8

(96) Europäischer Anmeldetag: 10.10.1997

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 08.10.2003

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: 28.12.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 31.08.2006

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: A61B 5/0408 (2006.01)  
A61B 5/0428 (2006.01)

(30) Unionspriorität:  
730638 11.10.1996 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT, BE, CH, DE, FR, GB, LI

(73) Patentinhaber:  
Aspect Medical Systems, Inc., Newton, Mass., US

(72) Erfinder:  
Devlin, Philip H., Brookline, MA 02167, US;  
Shambroom, John R., Arlington, MA 02174, US;  
Cordero, Rafael M., Tewksbury, MA 01876, US;  
Fendrock, Charles, Sudbury, MA 01776, US;  
Chamoun, Nassib B., West Roxbury, MA 02131,  
US; McDaniel, Terrie L., San Antonie, TX 78209, US

(74) Vertreter:  
Uexküll & Stolberg, 22607 Hamburg

(54) Bezeichnung: Elektrodenanordnung zur Messung elektrophysiologischer Signale

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

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

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft physiologisch elektrische Signalmonitore und insbesondere selbstvorbereitende Mehrfachelektrodenanordnungen, um solche Monitore zu verbinden.

**[0002]** Chirurgische Verfahren werden zunehmend nicht-invasiv und als ein Ergebnis hat die Verwendung von nicht-invasiver, elektrophysiologischer Überwachung signifikant zugenommen, um allgemeine Veränderungen einer Patientenverfassung während chirurgischer Prozesse abzuschätzen. Es werden jetzt z.B. EEG-Monitore dazu verwendet, um die Cerebralfunktion während intra-operativen Verfahren zu überwachen. Von speziellem Interesse sind die Abschätzung der Effekte, der Anästhetika, die Einschätzung der asymmetrischen Aktivität zwischen der linken und rechten Hemisphäre des Gehirns, um cerebrale Ischämie zu detektieren, und die Detektion von Signalfolgenunterdrückung.

**[0003]** Eines der größten Hindernisse, um intra-operative EEG-Überwachung weit verbreiteter in der medizinischen Gemeinschaft zu machen, ist die traditionelle Verwendung von Mehrfachelektroden in der Internationalen Standard (10-20)-Elektrodenplatzierung auf dem Kopf, primär auf der Kopfhaut. Es kostet eine beträchtliche Menge an Zeit und Übung, um sie anzubringen, es erfordert viele, separate und zeitaufwendige Hautvorbereitungsschritte und hinterlässt die Kopfhaut des Patienten und das Haar in einem unordentlichen Zustand.

**[0004]** Verschiedene Kopfhörer und Kappen sind mit unterschiedlichen Elektrodenausführungen ausgestattet, um diesen Prozess zu beschleunigen, aber solche Kopfhörer und Kappen sind im Allgemeinen nicht wegwerfbar (und müssen folglich gereinigt werden), müssen justiert werden, um die breit variierenden Dimensionen von Patientenköpfen unterzubringen, und erfordern eine beträchtliche Menge an Vorauskosten. Anderen Problemen begegnet man in dem gegenwärtigen medizinischen Umfeld, wenn solche Kopfhörer und Kappen dazu entworfen sind, Einmal-Einweggeräte zu sein, da solche Geräte gelegentlich trotz Warnungen wiederverwendet werden, was dazu führen kann, dass sich Infektionen ausbreiten. Solche Kopfhörer und Kappen sind ferner mit Ausrüstung verwendet worden, für die sie nicht entworfen waren, was eine gutgemeinte kostensparende Praxis sein kann, aber zu verminderter Leistungsfähigkeit des Geräts führen könnte.

**[0005]** Die am meisten verwendeten Elektroden sind die wiederverwendbaren "Goldbecher"-Stilelektroden, dies sind kleine, reine zinn-, silber- oder goldbeschichtete Metallbecher an dem Ende der unabgeschirmten Kabel, dass mehrere Fuß lang sein kann. Solche Elektroden können es erfordern, dass die Mehrfachkopf- und -vorderkopflektrodenpositionen erst durch Messen und Markieren des Kopfes ausgemacht werden müssen. Bevor die Elektroden angebracht werden, müssen dann solche Stellen vorbereitet werden, um einen guten elektrischen Kontakt herzustellen. Die Vorbereitung wird normalerweise durch das Abschleifen der Elektrodenstellen mit einer Schleifmittel-getränkten Lösung oder mit einigen anderen aggressiven Mitteln erreicht, um die äußeren Schichten der Haut zu entfernen, die den schlechten elektrischen Kontakt bewirken. Die Elektroden, bis zu 19 auf der Kopfhaut für die komplette Internationale (10-20) Elektrodenplatzierung, werden dann einzeln mit Haftmittel auf die vorbereiteten Stellen aufgebracht, die in Kontakt mit einer blutangereicherten Hautschicht sind, und werden dann mit einer leitfähigen Elektrolytcreme durch das Loch in der Spitze der Elektrode injiziert, dadurch bieten sie ein relativ niedrigen elektrischen Kontaktwiderstand. Dieser Prozess hinterlässt einen Patienten mit abgescheuerten Stellen, Haftmittel und Elektrolytcreme überall auf der Kopfhaut. Häufig tritt Kontakt zwischen der Metallelektrode und der Haut auf, was eine zeitabhängige Offsetspannung bewirkt, was zu einer "Basislinienwanderung" führt. Die Elektroden müssen ferner mit einer angemessenen Genauigkeit platziert werden, um die Standardplatzierungen oder -montagen zu erreichen und um dazu in der Lage zu sein, dieselbe Messung zu einer späteren Zeit zu wiederholen.

**[0006]** Die Notwendigkeit, multiple, separate Vorbereitungsschritte zu verwenden, macht den Aufbau zu einem sehr zeitaufwendigen Verfahren, was etwa bis zu einer halben Stunde der Zeit eines medizinisch-technischen Assistenten für gerade eine kleine Teilmenge der vollen Internationalen (10-20) Elektrodenplatzierung in Anspruch nimmt. Die Menge an Erfahrung und Zeit, die erforderlich ist um den Patienten vorzubereiten, ist zurzeit ein Hindernis, damit die intra-operative EEG-Überwachung breiter praktiziert wird. Ferner ist Sorgfalt erforderlich, um die unabgeschirmten Kabel zu bündeln, um elektrische Rauschinterferenz zu reduzieren. Des Weiteren müssen, nachdem die Prozedur vorbei ist, die Goldbecherelektroden und jegliche Platzierungsverkabelung gereinigt und sterilisiert werden, da sie nicht für den Einweggebrauch gedacht sind.

**[0007]** Etliche Mehrfachelektrodenanordnungen des Stands der Technik sind für die EEG-Überwachung entwickelt worden. Die US-Patente Nr. 4,595,013, ausgestellt auf Jones, Nr. 4,928,696, ausgestellt auf Henderson, Nr. 4,638,807, ausgestellt auf Ryder, Nr. 4,072,145, ausgestellt auf Silva, und Nr. 3,490,439, ausgestellt auf Rolston, sind etliche Beispiele. Bevor sie auf den Körper aufgebracht werden, benötigen allerdings diese

Mehrfachelektrodenanordnungen alle einige oder sämtliche der vielfachen, separaten und zeitaufwendigen Schritte der Hautpräparation, die oben beschrieben sind, um den Kontaktwiderstand mit der Haut zu reduzieren. Ferner machen es diese gesonderten Hautvorbereitungsschritte schwierig, den Kontaktwiderstand zu verbessern, sobald die Elektrode einmal auf den Patienten aufgebracht worden ist oder nachdem das medizinische Verfahren am Laufen ist. Wenn die Vorbereitung zu dem Zeitpunkt, wenn die Mehrfachelektrodenanordnung angebracht wird, unzureichend war, muss sie entfernt und die Haut wieder abgeschabt werden und höchstwahrscheinlich würde eine neue Elektrodenanordnung wieder angebracht werden müssen, was einen zusätzlichen Aufwand für die zusätzliche Vorbereitungszeit bedeutet. Zuviel Hautabschürfung kann eine Hautverletzung oder Bluten bewirken, was dem Patienten mit einer nachhaltigen Wunde hinterlässt. Einzelne Instrumente, die dazu erforderlich sind, um die Haut abzuschürfen, bewirken durch den potentiellen Kontakt mit Blut und durch die mögliche Krankheitsübertragung während der Vorbereitung Gefahr für den Applikator.

**[0008]** Es gibt ferner eine Anzahl von Mehrfachelektrodenanordnungen des Standes der Technik, die selbstpräparierend sind. Das US-Patent Nr. 4,709,702 und die zugehörige Elektrode, US-Patent Nr. 4,640,290, beide ausgestellt auf Sherwin, verwenden eine Anordnung von federgeladenen Metall-"Tulpen"-Elektroden in einem wiederverwendbaren Kopfhörer, das die äußeren toten Hautschichten durchdringt, um einen niedrigen Kontaktwiderstand zu erreichen. Ferner verwenden das US-Patent Nr. 4,770,180 und die zugehörige Elektrode, US-Patent Nr. 4,706,679, beide ausgestellt auf Schmidt, eine Anordnung von steifen, gebündelten Metalldrähten, die die Haut des Patienten berühren und durchdringen. Der Nachteil beider dieser Anordnungen ist, dass der Metallkontakt mit der Haut höchst unerwünschte, zeitlich variierende Offsetspannungen bewirkt, die mit der sensitiven Messung der kleinen Signalspannungen des Körpers interferiert. Ferner benötigen beide dieser Anordnungen und andere Anordnungen, die einen Kopfhörer oder eine Kappe, wie z.B. die Anordnung, die in US-Patent Nr. 4,967,038 beschrieben ist, ausgestellt auf Gevins, verwenden, einige Anpassung, um die Elektroden auf den breit variierenden Abmessungen des Kopfs des Patienten richtig zu positionieren, und sie erfordern hohe Vorauskosten und Reinigung nach Verwendung.

**[0009]** Das US-Patent Nr. 4,936,306, ausgestellt auf Doty, verwendet eine Spiralwindungselektrode, die metallisch sein kann und die Korkenzieher in der Patientenhaut verwendet, um einen geringen Kontaktwiderstand zu erreichen. Obwohl dies einen niedrigen Kontaktwiderstand bewirkt, hat es den signifikanten Nachteil von Beschwerden für den Patienten und erzeugt wegen der tiefen Hauteinstichstellen, die durch die Spiralwindungen gemacht worden sind, mögliche Infektionsstellen. Wenn sie aus Metall hergestellt worden sind, bewirken die Spiralwindungen ferner zeitlich variierende Spannungen. Schließlich werden die Elektroden eigentlich individuell angebracht, da sie in die Patientenhaut hineingeschraubt werden müssen, was Zeit zu dem Verfahren hinzufügt.

**[0010]** Das US-Patent Nr. 4,683,892, ausgestellt auf Johansson, verwendet einen Kopfhörer mit Mehrfachelektroden, die durch komprimierte Luft aktiviert werden, die gegen die Patientenkopfhaut stößt, und die ferner Elektrolytpaste abgeben, um den Kontakt zu verbessern. Dies ist ein komplexer und teurer Apparat, der nicht für allgemeine, Routineverwendung in einer intra-operativen Umgebung vorgesehen ist. Die WO-A-9 611 631 offenbart eine Anordnung gemäß des Oberbegriffs von Anspruch 1.

**[0011]** Es ist daher eine Hauptaufgabe der vorliegenden Erfindung, eine wegwerfbare, vorgeformte, selbstpräparierende Mehrfachelektrodenanordnung zu bieten, die die Haut einfach und verlässlich vorbereitet, um einen relativ niedrigen Kontaktwiderstand anzunehmen.

**[0012]** Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, eine selbstpräparierende Mehrfachelektrodenanordnung zu bieten, die nicht die Verwendung von mehr als einer Komponente benötigt, um von einer Person bedient zu werden, die das Gerät anbringt, und die den meisten Kopfgrößen in der allgemeinen Patientenbevölkerung passt.

**[0013]** Noch ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, eine Mehrfachelektrodenanordnung zu bieten, die ohne die Verwendung von Elektroden, die in die Kopfhaut platziert worden sind, die cerebrale Funktion überwachen kann und die einfach auf den Kopf angepasst werden kann.

**[0014]** Ein weiteres Objekt der vorliegenden Erfindung ist es, eine Mehrfachelektrodenanordnung zu bieten, die ihren Gebrauch mit Überwachungsausrüstung, mit der sie nicht zu verwenden gedacht war, verhindert.

#### Zusammenfassung der Erfindung

**[0015]** Die Erfindung ist definiert wie in dem angefügten Satz Ansprüche.

**[0016]** Eine Elektrodenanordnung ist konstruiert worden, um es dem Benutzer zu ermöglichen, sie leicht auf die korrekte Größe des Patientenkopfs abzustimmen. Die Anordnung ist selbsthaftend, vorgeformt und wegwerbar. Die Anordnung passt leicht über die Schläfe und Vorderkopfbereiche, wo EEG-Signale zum Zwecke der Überwachung etlicher körperlicher Phänomene durch speziell entworfene Monitore ermittelt werden können, einschließlich, aber nicht reduziert auf die Betäubungstiefe und/oder Ischämie und Signalfolgenunterdrückung. Die Anordnung ist über einen Flachstecker, der in die wegwerfbare Einheit eingebaut ist, mit dem Monitor verbunden. Der Flachstecker ist in einen wiederverwendbaren Stecker einsetzbar, der Teil des Überwachungssystems ist.

**[0017]** Der wiederverwendbare Stecker ist durch starre Kontakte gemacht, die nebeneinander innerhalb einer abgestimmten Aushöhlung positioniert sind. Wenn die Leiter in die Aushöhlung des wiederverwendbaren Steckers eingesetzt werden, drücken die Kontakte gegen Leiter der Einweganordnung. Die Leiter der Einweganordnung sind auf einem flexiblen Schaltkreis gelegen, der aus einem Polyestersubstrat errichtet worden ist, das als Halt und Unterstützung eine Kunststoffklammer hat. Der flexible Schaltkreis bildet den Flachstecker, wenn er durch diese Klammer geführt wird. Wenn er in die wiederverwendbare Steckeraushöhlung eingesetzt ist, verbindet dieser Flachsteckersensor die Elektroden elektrisch mit dem Monitor, was die Ermittlung von elektrophysiologischen Signalen ermöglicht. Die Klammer des Flachsteckers ist selbstsichernd und benötigt folglich keine zusätzlichen Sicherungsmechanismen, um den flexiblen Schaltkreis an der Stelle zu behalten. Der wiederverwendbare Stecker und der wegwerfbare Stecker haben komplementäre Verschlussmechanismen, die für eine sichere Verbindung sorgen.

**[0018]** Abhängig von der Anbringung und der Einzigartigkeit der Anordnung kann ein Flachstecker verwendet werden, der einen Schlüssel einschließt, der nur zu spezifischen Monitoren passt. Die Anordnung kann ferner mit dem Monitor kommunizieren, um den Typ der Anwendung, die die Elektroden verwendet, und wie viele Kanäle konfiguriert werden müssen, anzuzeigen.

**[0019]** Die Anordnung enthält zwei oder mehr Elemente, die wenn sie gegen die Haut gedrückt werden, ihren Kontaktwiderstand zu der Haut verringern und somit Signale besserer Qualität liefern. Die Elemente enthalten eingebaute Ausdrücktaschen, die es zulassen, dass sich ein Gel selbst reguliert, wenn Druck auf es angelegt wird. Solche Taschen bewahren das Gel ferner davor, in die Haftmittelbereiche hineingedrückt zu werden oder in andere Elementbereiche hineinzulaufen, was bewirken könnte, dass die Kanäle kurzschießen.

**[0020]** Aus der folgenden detaillierten Beschreibung werden diese und andere Ziele und Merkmale der vorliegenden Erfindung vollständiger entnommen werden, die in Verbindung mit den begleitenden Zeichnungen gelesen werden sollte, in welchen die entsprechenden Bezugszeichen sich auf die entsprechende Teile überall in den einzelnen Ansichten beziehen.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0021]** [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Darstellung der bevorzugten Ausführung der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung;

**[0022]** [Fig. 2](#) ist eine seitliche Schnittdarstellung der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 3](#) gezeigt ist, entlang der Linien 2-2 der [Fig. 3](#);

**[0023]** [Fig. 3](#) ist eine Draufsicht von oben auf die in [Fig. 1](#) gezeigten Elektrodenanordnung;

**[0024]** [Fig. 4](#) ist eine Draufsicht von unten auf die in [Fig. 2](#) gezeigten Elektrodenanordnung;

**[0025]** [Fig. 5\(a\)](#) bis [Fig. 5\(c\)](#) sind perspektivische Ansichten einer flachen Klammeranordnung, die in der in [Fig. 1](#) gezeigten Elektrodenanordnung verwendet wird, mit einem durch sie gerichteten Substrat;

**[0026]** [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) sind Draufsichten von oben auf das EEG-Steckersystem, das mit der in [Fig. 1](#) gezeigten Elektrodenanordnung verwendet wird, mit [Fig. 6\(a\)](#), die die eingerasteten Stecker zeigt und [Fig. 6\(b\)](#), die die entkoppelten Stecker zeigt;

**[0027]** [Fig. 7\(a\)](#) bis [Fig. 7\(e\)](#) sind Aufrissansichten von Schlüsseln, die in dem in den [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) gezeigten EEG-Steckersystem verwendet werden;

**[0028]** [Fig. 8](#) ist ein schematisches Diagramm der Konfigurationsaufschlüsselung, die durch das in [Fig. 6\(a\)](#)

und [Fig. 6\(b\)](#) in seiner derzeitigen Konfiguration gezeigte EEG-Steckersystem verwendet wird;

[0029] [Fig. 9](#) ist ein Flussdiagramm der benötigen Schritte, um ein Elektrodenanordnungstyp zu identifizieren;

[0030] [Fig. 10](#) ist eine Draufsicht von unten der in [Fig. 1](#) gezeigten Elektrodenanordnung;

[0031] [Fig. 11](#) ist ein Diagramm, das die Stellen auf dem Kopf zeigt, wo Elektroden für eine Zweikanalüberwachung positioniert werden;

[0032] [Fig. 12](#) ist eine perspektivische Ansicht der Gelausdrücktaschen und Salzbrückenbarrieren die durch die in [Fig. 1](#) gezeigte Elektrodenanordnung verwendet werden;

[0033] [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) sind Darstellungen eines menschlichen Kopfs, die die Platzierungsstellen der Elektroden für eine Einkanalüberwachung zeigen;

[0034] [Fig. 14](#) ist eine Aufrissansicht, die die Schwamm-über-Zacken-Konstruktion der Elektroden der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0035] [Fig. 15\(a\)](#) ist eine Draufsicht von oben von einer alternativen Ausführungsform der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung, die zwei Elemente für eine Schläfenverbindung umfasst;

[0036] [Fig. 15\(b\)](#) ist eine Draufsicht von unten der in [Fig. 15\(a\)](#) gezeigten Elektrodenanordnung;

[0037] [Fig. 16](#) ist eine Darstellung eines menschlichen Kopfs mit einer darauf platzierten alternativen Ausführungsform der Elektrodenanordnung, die den Stecker in einer alternativen Lage arretiert;

[0038] [Fig. 17](#) ist eine weitere Darstellung eines menschlichen Kopfs, auf dem eine weitere alternative Ausführungsform der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung positioniert ist; sie verwendet die mastoiden Stellen, um zwei Satellitenelektroden zu platzieren.

[0039] [Fig. 18](#) ist eine seitliche Draufsicht eines weiblichen Bereichs einer alternativen Ausführungsform des Steckers, der in der vorliegenden Erfindung verwendet wird, und eine Draufsicht des Steckers von oben;

[0040] [Fig. 19](#) ist eine Draufsicht der Komponenten eines Systems, das die in [Fig. 1](#) gezeigte Elektrodenanordnung verwendet.

#### Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

[0041] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) bis [Fig. 4](#) ist eine Elektrodenanordnung **10** gezeigt. In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst diese Anordnung **10** drei Elektroden **12**, die selbsthaftend und selbstpräparierend für die Vorderkopf- und Schläfenbereiche sind, und die dazu verwendet werden, elektrophysiologische (EEG) Signale zu ermitteln. Diese Anordnung **10** schließt einen flexiblen Schaltkreis ein, der Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl)-Leiter **16** auf einem Polyestersubstrat enthält. Diese Leiter werden von spezifischen Montagestellen zu einem einzelnen verbindenden Streifen **18** geführt. Es kann bis zu acht (8) Leiter **16** zur Bereitstellung von bis zu 8 Signalleitungen der EEG-Daten geben, die simultan aufgenommen werden können. Dieser Streifen **18** enthält eine Klammer **20**, die Steifigkeit hinzufügt, einen Verschließmechanismus, Selbstausrichtung, Polariät und einen Schlüsselmechanismus für die Anordnung. Die Klammer **20** fügt ferner einen festen Kontaktbereich zu dem flexiblen Schaltkreis hinzu. Die Anordnung **10** umfasst einen Hauptkörper **14**, der in der gezeigten Ausführung zwei Elektroden **12a**, **12b** und einen Satellitenkörper umfasst, der eine Elektrode **12c** einschließt. Der Satellitenkörper **15** ermöglicht es dem Überwachungspersonal, die Platzierung der Elektrode **12c**, die auf dem Satellitenkörper **15** aufgebracht ist, der Patientenkopfgröße gebührend anzupassen. Die Erstreckung **17**, durch die die Leiter **16** verlaufen, verbindet den Hauptkörper **14** mit dem Satellitenkörper **15**.

[0042] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) und [Fig. 14](#) enthält jede der drei Elektroden **12**, die in der Anordnung **10** befestigt sind, eine selbstpräparierende Scheibe **30**, die einen Satz flexibler Zacken **44** umfasst, die mit Haftmittel **45** befestigt werden. Die flexiblen Zacken **44** erstrecken sich über die Oberfläche des Gels **40** hinaus, um die Haut **32** als ein Teil der normalen Anbringung der Elektrode **12** auf die Haut **32** zu kontaktieren. Wenn auf die Elektroden **12** Druck ausgeübt wird, werden die flexiblen Zacken **44** durch die Schaumschicht **42** gegen die Haut **32** gedrückt, was bewirkt, dass die Zacken **44** die äußeren Schichten der Haut **32** hoher Impedanz

zerteilen, um die blutreichen Schichten niedriger Impedanz ohne Kratzen oder Abtragen aufzudecken. Diese präparierende Scheibe ist aus einem Kunststoff wie z.B. Nylon hergestellt, der so wie die Haken von Klettverschlüssen des Typs, der oft unter der Velcro-Marke genannt wird, konstruiert ist. Diese Haken werden dann auf die korrekte Höhe und Steifheit geschnitten. Die Elektroden **12** sind umgeben von einer Haftmittelunterstützten Schaumschicht **43**. Die Anordnung enthält Markierungen **13**, die die richtigen Stellen kennzeichnen, die gedrückt werden müssen, um die erforderliche Hautimpedanz zu erreichen.

**[0043]** Bezug nehmend auf [Fig. 4](#) und [Fig. 12](#) umfasst die Anordnung zwei Ausdrücktaschen **38**, die in das Basiskissen **39** eingebaut sind, das dem Gel **40** ermöglicht, sein Volumen über eine große Fläche abzustimmen und es vom Wandern zu Bereichen abhält, wo es eine Fehlfunktion verursachen könnte, z.B. Kurzschießen der zwei zueinander benachbarten Elemente.

**[0044]** Die Ausdrücktaschen **38** werden durch Schneiden zylindrischer Formen in das Schaummaterial des Basiskissens **39** geformt. Zusätzlich zu den Ausdrücktaschen **38** umfasst die Anordnung **10** ferner zwei Salzbrückenbarrieren **46**, die das Elektrolytgel **40** einer Elektrode vor dem Kontaktieren des Gels **40** einer anderen Elektrode bewahrt, was bewirken könnte, dass die Signale kurzschießen. Die Barrieren **46** sind ebenfalls in das haftende Basiskissen **39** geschnitten.

**[0045]** In einer bevorzugten Ausführungsform wird ein flüssiges Hydrogel verwendet, das auf den Geltaschen **38** verbleibt, die innerhalb des Basiskissenmaterials **39** geschnitten sind. Das Gel **40** wird in der Tasche durch einen Polyurethanschaumschwamm **42** zurückgehalten. Der Schwamm umfasst ausreichend große Poren, die es den Zacken **44** erlauben, die Poren zu durchdringen und die Haut **32** während der Anwendung zu kontaktieren. Die Zacken **44** arbeiten dann in der gleichen Weise wie in US-Patent Nr. 5,305,746 beschrieben.

**[0046]** In einer Anzahl von Ausführungsformen ist die Anordnung **10** über dem Vorderkopf angebracht, mit der Referenzelektrode **12b** über dem Zentrum des Vorderkopfs. Wie in [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) gezeigt, ist die Erdungselektrode **12a** ebenfalls über dem Vorderkopf platziert. Die dritte Elektrode **12c** in dem Satellitenkörper **15** ist über dem Schläfenbereich positioniert. In den meisten Fällen ist entweder die rechte oder linke Schläfe annehmbar. Solch eine Anordnung kann auch für eine EMG-Detektion im Gesichtsbereich verwendet werden.

**[0047]** Der Flachstecker der vorliegenden Erfindung ist in den [Fig. 5\(a\)](#)–[Fig. 5\(c\)](#) gezeigt. In [Fig. 5\(a\)](#) sind die Leiter **16**, die auf einem flexiblen Material angebracht sind, in die Klammer **20** hinter der Ecke **46** der Klammer **20** eingelassen. Die Klammer **20** schließt ein Gelenk **47** ein, das wie in [Fig. 5\(b\)](#) gezeigt, zurückgefaltet wird, bis es, wie in [Fig. 5\(c\)](#) gezeigt, um 180° gedreht ist. Ein Schlitz **48** wird auf jeder Seite der Klammer **20** bereitgestellt, um mit dem Ausläufer **49** so abzuschließen, dass die Klammer **20**, wie in [Fig. 5\(c\)](#) gezeigt, in einer geschlossenen und versperrten Position bleibt, sodass sie benutzungsbereit ist.

**[0048]** Bezug nehmend auf [Fig. 10](#) hat der Flachstecker **18** der Anordnung **10** der bevorzugten Ausführungsform acht (8) Leiter. Drei von den acht Leitern sind EEG-Signalleitungen **16a**, **16b**, **16c** und vier sind logische Signalleitungen **16e**, **16f**, **16g**, **16h**, die dazu verwendet werden, um den zugehörigen Anordnungstyp zu identifizieren, der verbunden ist. In der gezeigten Ausführungsform wird die achte Leitung **16d** nicht verwendet. Der ungenutzte Leiter **16d** könnte in anderen Ausführungsformen als eine zusätzliche EEG-Signalleitung verwendet werden oder als ein zusätzliches Mittel, um einen Anordnungstyp zu identifizieren. Es ist wichtig, dass der Sensor die Identifikationsinformation zu dem Monitor sendet, sodass der Monitor die Anzahl der aktiven verwendeten Elementen als auch ihre Lage auf dem Kopf bestimmen kann. Auf diese Weise wird ein Monitor für eine spezielle EEG-Überwachungssitzung autokonfiguriert.

**[0049]** Die bevorzugte Ausführungsform verwendet ein Drei-Bit-Binärcode-Identifikationsschema, wie z.B. das Identifikationsschema, das in dem US-Patent 5,813,404 beschrieben ist, welches dem Zugeordneten der vorliegenden Erfindung zugeordnet ist. In solch einem Identifikationsschema ist der Code fest in dem flexiblen Schaltkreis der speziellen Anordnung **10** verdrahtet. Ein digitaler Signalamwandler in dem Monitor detektiert die Anordnungsidentifikations (ID)-Signale. Wie in [Fig. 8](#) gezeigt, wird der Code durch ein selektives Kurzschießen einer gewöhnlichen Antriebssignalleitung (SEN\_DRV) **60** mit den drei Codesignalleitungen [SEN\_0:2] **62**, **64**, **66** gesetzt. Dies sind die drei Anordnungsidentifikationssignalleitungen. Die [SEN\_DRV]-Leitung wird durch den Pulsgenerator, der auf dem digitalen Signalkonverter des Monitors angeordnet ist, auf ein logisches Hoch bei 8,192 Hz gepulst (angetrieben). Die Taktung der Leitung verhindert eine Falschbedingung, wie z.B., dass eine unterbrochene Verbindung mehr als 50 µA Strom in einen Patienten einbringt, wie bei medizinischen Ausrüstungsstandards, wie z.B. IEC-601-1 erforderlich ist.

**[0050]** Die Taktfrequenz wird so gewählt, dass sie bei der Nyquist-Frequenz des Digitalisierers ist. Diese Takte werden sich mit dem EEG-Signal nicht überschneiden, weil es bei dieser Frequenz nur in der ersten Dezimierungsstufe auf sich selbst rückwirkt, und es wird nach und nach komplett durch den digitalen Signalprozessor herausgefiltert.

**[0051]** Die Patient/Schnittstellen-Verbindungsdesignalleitungen werden durch in dem digitalen Signalkonverter **146** befindliche Widerstände **70, 72, 74** bei dem Eingang zu dem Empfängerschaltkreis **76**, was in einer bevorzugten Ausführungsform ein D-Flip-Flop ist, auf ein logisches "0" herabgesetzt. Weil die gemeinsame [SEN\_DRV] Leitung **60** durch den Taktgenerator hoch angetrieben wird, werden die Patient/Schnittstellen-Verbindungsdesignalleitungen [SEN\_0:2] **62, 64, 66** dann durch den Empfängerschaltkreis **76** gelesen (d.h. eingekoppelt), der den Binärkode zu dem Monitor **150** übermittelt. Die Patient/Schnittstellen-Verbindungsdesignalleitungen, die mit dem Antriebssignal kurzgeschlossen sind, werden als eine logische „1“ gelesen. Die Patient/Schnittstellen-Verbindungsdesignalleitungen, die offen geblieben sind, werden als ein logisches "0" gelesen. Solch ein Codierungsschema lässt für acht verschiedene PIC-Kabeltypen folgendes zu:

#	Code (PIC ID)	Kabeltyp
1	000	PIC nicht verbunden
2	001	2-Kanal bipolar (5 Signalkabel in Gebrauch)
3	010	2-Kanal referentiell (4 Signalkabel in Gebrauch)
4	011	1-Kanal Elektrodenverbindung
5	100	1-Kanal Sensorverbindung
6, 7, 8		unbelegte Reserve

**[0052]** Nun auf [Fig. 9](#) und [Fig. 19](#) Bezug nehmend, wird der Bestimmungsprozess des geeigneten PIC beschrieben. In Schritt **82** liest in dem Monitor **150** eine CPU periodisch den PIC-Code, der in einer bevorzugten Ausführungsform alle 1,75 Sekunden gelesen wird. In Schritt **84** liest die CPU im Monitor **150** auf die wie oben mit Referenz auf [Fig. 8](#) beschriebene Weise eine PIC ID. Wenn die PIC ID in Schritt **86** zu "000" bestimmt worden ist, (was darauf hindeutet, dass ein PIC nicht verbunden ist), wiederholt das System den Prozess nach jeder 1,75 Sekunden-Verzögerung und fährt damit fort, zu versuchen eine neue PIC ID zu lesen.

**[0053]** Wenn die PIC ID in Schritt **88** zu "010" bestimmt ist, wird ein referentieller 2-Kanal-EEG-Elektrodensatz detektiert und der Monitor **150** wird für referentielle 2-Kanal-EEG-Verarbeitung in Schritt **90** konfiguriert. Der digitale Signalkonverter wird in Schritt **92** auf Referenzbetrieb gesetzt. Wenn die PIC ID in Schritt **94** mit "001" übereinstimmt, erkennt das System einen bipolaren 2-Kanal-EEG-Elektrodensatz und in Schritt **96** wird der Monitor **150** für die geeignete EEG-Verarbeitung konfiguriert. Der digitale Signalkonverter **148** wird dann in Schritt **98** auf Bipolarbetrieb gesetzt.

**[0054]** Wenn die PIC ID in Schritt **100** mit "011" übereinstimmend ermittelt wird, hat das System ein 1-Kanal-EGG-Verarbeitungskabel detektiert und in Schritt **102** wird der Monitor **150** für 1-Kanal-EEG-Verarbeitung konfiguriert. In Schritt **106** wird der digitale Signalkonverter auf Bipolarbetrieb gesetzt. Wenn irgendeine andere PIC ID detektiert worden ist, werden in Schritt **109** Fehlermeldungen erzeugt und dargestellt, die anzeigen, dass eine unerlaubte PIC ID detektiert worden ist und dass keine EEG-Verarbeitung auftreten sollte. Nachdem die CPU im Monitor **150** bestimmt, dass die PIC ID gültig ist, kontrolliert der Monitor in Schritt **107**, ob die PIC ID eine neue PIC ID ist. Wenn eine neue PIC ID erkannt worden ist, initiiert der Monitor in Schritt **108** einen Selbsttest durch einen Elektrodenimpedanztest. Nach dieser Schrittserie kehrt das System nach einer Verzögerung von 1,75 Sekunden wieder zurück, um zusätzliche PIC ID in Schritt **82** zu lesen.

**[0055]** In einer alternativen Ausführungsform, wo vier Anschlüsse für PIC IDs belegt sind, kann der digitale Signalkonverter **146** bis zu 15 verschiedene Kombinationen von Anschlusslizen-, PIC- oder Verbindungstypen erkennen.

**[0056]** Das Stromsteckersystem ermöglicht entweder eine Einzelkanalelektrodenanordnung oder eine 2-Kanalelektrodenanordnung. Wie in [Fig. 7\(a\)](#) bis [Fig. 7\(e\)](#) gezeigt, bietet es ferner eine verschlüsselnde Sicherungsmaßnahme, die dem Stecker erlaubt, selektiv für das zu sein, was physikalisch hineingesteckt werden

kann. Durch Modifizieren der Höhe der Steckerschienen **50** kann man es für eine spezifische Anordnung in Betracht ziehen, dass sie ein Hauptschlüssel ist ([Fig. 7\(a\)](#)) und dass andere Anordnungen für einen Gegenstecker spezifisch sind. Dieser Sicherungmechanismus kann z.B. dazu verwendet werden, physikalisch zwischen Anordnungstypen zu unterscheiden. Zum Beispiel eine Anordnung, die eine Einzel- und Zweikanalüberwachung ermöglicht, und eine, die nur Zweikanalüberwachung ermöglicht. Die Hauptverschlüsselung steht dann zur Verfügung, um zu allen Monitoren unterschiedslos zu verbinden. Zum Beispiel kann sie dafür verwendet werden, einen Testschaltkreis einzuführen, um den Monitor zu warten, oder dazu verwendet werden, eine Vielzweckanordnung einzuführen.

**[0057]** Bezug nehmend auf [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) hat die Flachstekkerverbindung auf der Anordnung einen Verschlussmechanismus einschließlich der Erstreckung **120** und der Aufnahmeregion **122**, die sie mit dem wiederverwendbaren Stecker **124** sichert. Der Verschließvorgang bietet dem Benutzer eine fühl- und hörbare Rückmeldung.

**[0058]** Der wiederverwendbare Stecker **124** schließt ein gedrucktes Schaltkreisbord mit Kontakten und Drähten von einem Kabel, das an es angebracht ist, ein. Das gedruckte Schaltkreisbord wird dann in eine Anordnung von zwei vorgeformten Gehäusen eingebracht, die durch Ultraschallschweißen zusammengesichert sind.

**[0059]** Die oben beschriebene Elektrodenanordnung **10** wird in Verbindung mit einer neuen nicht standardgemäßen Elektrodenpositionierung (/montage) zum Messen der Effekte von Anästhetika auf das Gehirn ebenso wie anderer cerebraler Phänomene verwendet.

**[0060]** Bezug nehmend [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) ist eine Ausführungsform dieser Montage gezeigt, in der die Referenzelektrode **12b** in der Mittel des Vorderkopfes platziert ist, wobei die Satellitenelektrode **12c** an der Schläfe auf Augenhöhe über dem Ohr platziert ist. Diese Montage hat mehrere Vorteile gegenüber vorher beschriebenen Montagen, weil sie es einfach macht, die Elektroden auf dem Patienten anzuordnen, die Elektroden sind einfach auf den Patienten aufzubringen und das EEG-Signal und die Amplitude solcher Signale sind ausreichend für die Zwecke, für die sie verwendet werden.

**[0061]** Die Lage der Elektroden ist wichtig für die Überwachung der Effekte der Anästhetika. Der Stand der Technik für die Beobachtung der Effekte von Anästhetika hat EEG-Systeme beschrieben, die zwei bis 19 EEG-Kanäle benutzen, wo die Elektrodenstellen durch die 10-20 internationalen Systeme identifiziert worden sind. Die oben beschriebenen Elektrodenanordnungen verwenden ein oder zwei EEG-Kanäle. Die in diesem Patent beschriebenen spezifischen Elektrodenpositionierungen sind in einer einzigartigen vorderen Fläche des Probandenkopfs positioniert, wo traditionell keine EEG-Signale abgenommen werden. Diese vorderplatzierten Anordnungen zieht einen Vorteil aus der allgemeinen Natur der Effekte der Anästhetika auf das Gehirn. Nämlich, dass die allgemeinen Effekte der Anästhetika in dem EEG reflektiert werden, das in der Nähe des vorderen cerebralen Kortex abgenommen worden ist. Die oben beschriebene Elektrodenanordnung liefert wegen des Abstands zwischen den Elektroden, der ausgewählt worden ist, ein ziemlich großes EEG-Signal. Die Elektroden sind jedoch nicht soweit voneinander beabstandet, um ein Rauschsignal zu verstärken, das durch den Probanden (z.B. EKG) erzeugt worden ist. In jedem Signalverarbeitungssystem ist eine Zunahme der Signalamplitude ohne der Zunahme der Rauschamplitude erstrebenswert. Dies ist insbesondere zutreffend bei der EEG-Überwachung, da das EEG in der Größenordnung von 100 Mal kleiner als das Elektrokardiogramm (EKG) ist. Die Elektrodenanordnung **10** ermöglicht die Platzierung der Elektroden **12** auf Positionen, die sich auf einfach zu identifizierende anatomische Markierungen (d.h. Center des Vorderkopfs, Augenhöhle) beziehen. Zusätzlich sind die Elektrodenstellen sämtlich außerhalb der Haare des Probanden. Dies sorgt für eine einfache Anbringung der Elektroden, ohne die Notwendigkeit, das Haar des Probanden zu rasieren oder anderweitig zu lösen.

**[0062]** Ein System, das die Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung verwendet, kann in Ein- oder Zweikanalüberwachungsbetrieb konfiguriert sein. Für den in [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) gezeigten Zweikanalbetrieb misst ein EEG-Kanal von einer Elektrodenstelle auf dem Vorderkopf des Probanden bis zu dem linken des unteren Schläfenbereichs in der Nähe der linken Augenhöhle (Wangenbein). Der zweite EEG-Kanal misst von derselben Vorderkopf-Elektrode bis zu dem rechten unteren Schläfenbereich in der Nähe der Augenhöhle. Eine Nicht-Messungs-Erdungselektrode ist auch auf dem Vorderkopf des Patienten platziert. Das Zwei-Kanal-System hat die Vorteile der Signalredundanz (zwei Signalkanäle anstelle eines Kanals) und des verbesserten Signal-Rausch-Verhältnisses. Die Ein-Kanalkonfiguration, von der in [Fig. 1](#) ein Beispiel gezeigt ist, verwendet die mittige Vorderkopf-Elektrode zuzüglich entweder der oben beschriebenen linken oder rechten Elektrode zuzüglich der Erdungselektrode. Die Ein-Kanalkonfiguration hat den Vorteil, dass sie weniger Platz auf dem Kopf

des Probanden benötigt, wodurch sie das Arbeiten auf dem Kopf einfacher macht, weil dort eine größere Fläche ist, über die manövriert werden kann. Wegen der Verwendung von einer Elektrode weniger ist die Ein-Kanalkonfiguration einfacher anzubringen.

**[0063]** Bezug nehmend auf [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) ist eine alternative Ausführungsform der vorliegenden Erfindung gezeigt, in der die Anordnung **10** der Elektroden **12** zwei Schläfenelektroden **12c** einschließt, die Betäubungstiefe, Signalfolgeunterdrückung, Ischämieüberwachung und EEG-Aufnahmen sowie EMG-Detektion Rechnung tragen. Wenn ein Zwei-Kanalsystem verwendet wird, können die Signale zusammengemittelt werden oder der zweite Kanal kann als Sicherungssignal verwendet werden, wenn die Signale des ersten Kanals verloren gegangen sind. Die Platzierung der Elektroden auf einen menschlichen Kopf bei solch einem Zwei-Kanalsystem ist in [Fig. 11](#) gezeigt. Bezug nehmend auf [Fig. 10](#) wird der Leiter **16d** dazu verwendet, um das Signal von der zweiten Schläfe zu liefern.

**[0064]** Bezug nehmend auf [Fig. 16](#) ist dieselbe Anordnung **10**, die oben in Verbindung mit [Fig. 1](#) beschrieben worden ist, auf eine unterschiedliche Weise verwendet worden, wobei die Mitte des Hauptkörpers **15** der Anordnung **10** über der Schläfe platziert ist und die Elektrode **12c** auf dem Satellitenkörper **15** die Referenzelektrode wird. Diese Konfiguration bietet den Vorteil, dass sie das Kabel von dem Gesicht des Patienten weghält.

**[0065]** Wie in [Fig. 17](#) gezeigt, ist eine weitere Anordnung **10** der Elektroden **12** mit einer Erdungsverbindung **12a**, zwei Vorderverbindungen und zwei mastoiden Verbindungen gezeigt, die für die Betäubungstiefe, Signalfolgenunterdrückung, Ischämieüberwachung und EEG-Aufnahmen sowie EMG-Detektion verwendet werden können. Wie bei den in [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) gezeigten Ausführungsformen kann die in [Fig. 17](#) gezeigte Konfiguration dazu verwendet werden, um ein Gehirnhälftensignal auf jeder Seite des Kopfes aufzunehmen, um bipolare Ablesung zu erzielen.

**[0066]** In alternativen Ausführungsformen wird eine Anordnung von Elektroden zum Zwecke der Erzeugung eines Codes zur Selbstkonfiguration andere passive Bauteile enthalten, wie z.B. -aber nicht beschränkt auf- Widerstände, Kondensatoren oder Brücken.

**[0067]** In einer anderen in [Fig. 18](#) gezeigten Ausführungsform umfasst die Anordnung **10** an Mehrfachelektroden **12** einen flexiblen Schaltkreis mit Leitern, die auf einer Steckerverbindung enden, die doppelseitig ist. Der Gegenstecker **124** hat oben und unten Kontakte **125**. Dies ermöglicht eine Zunahme in der Dichte des Schaltkreises, während die Größe des Steckers auf einem kleinen Profil gehalten wird. Es ermöglicht ferner die Trennung der Signale, die digitaler Natur sind, von denen physioelektrischer Natur. Dies vermindert die Rauschmenge auf den EEG-Signalen.

**[0068]** Nun Bezug nehmend auf [Fig. 19](#) ist die Elektrodenanordnung **10** in Gebrauch mit einem EEG-Monitor gezeigt. Die Elektrodenanordnung **10** ist durch einen Stecker über einen wiederverwendbaren Stecker **124** mit dem Patientenzwischenstückkabel **142** verbunden, das wiederum mit einem Litzenkabel **144** verbunden ist. Das Litzenkabel **144** ist mit einem digitalen Signalkonverter **146** verbunden, der wiederum über das Monitorzwischenstückkabel **148** mit dem Monitor **150** verbunden ist. In einer anderen Ausführungsform kann der Digitalsignalkonverter in den Monitor eingebettet sein, wodurch der Bedarf an Kabeln **144**, **148** behoben wird, oder die Elektrodenanordnung **10** könnte auch mit dem Kabel **144** verbunden sein, wodurch der Bedarf für das Kabel **142** beseitigt wird.

**[0069]** Obwohl die vorangehende Erfindung mit Bezug auf ihre bevorzugten Ausführungsformen beschrieben worden ist, werden Fachleuten verschiedene Neuerungen und Modifikationen in den Sinn kommen. Alle solche Neuerungen und Modifikationen sind dafür bestimmt, in den Geltungsbereich der angefügten Ansprüche zu fallen.

### Patentansprüche

1. Anordnung (**10**) von einer oder mehreren Elektroden (**12**) zum Überwachen von physiologischen elektrischen Signalen, wobei die Anordnung (**10**) einen flexiblen Körper und wenigstens eine Elektrode (**12**) aufweist, die an dem flexiblen Körper befestigt ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Anordnung (**10**) weiter eine Einrichtung zum Speichern eines Codes an dem flexiblen Körper in einem Stecker aufweist, der an der Elektrodenanordnung (**10**) befestigt ist, wobei der Code für die Anordnung (**10**) eindeutig ist.

2. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 1, wobei Leiter (**16**) auf den flexiblen Körper positioniert sind, um Signale von den Elektroden (**12**) zu

übertragen.

3. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 2, wobei die Anordnung (10) weiter einen nicht-leitfähigen Flachstecker (18) aufweist, der eine Klammer (20) hat, in die die Leiter (16) eingesetzt und darin fixiert sind.

4. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 3, wobei der Flachstecker (18) aufweist:  
 einen nicht-leitenden Körper, in den die Leiter eingesetzt werden, wobei der Körper ein erstes und ein zweites Ende aufweist, und  
 ein Gelenk (47), das zwischen dem ersten Ende und dem zweiten Ende angeordnet ist und um das das zweite Ende drehbar ist, um in enger Nachbarschaft zu dem zweiten Ende zu sein,  
 einen Fixiermechanismus (48, 49) zum Fixieren des zweiten Endes nahe an dem ersten Ende.

5. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 1, die weiterhin nicht-leitende Zacken (44) umfasst, die unterhalb jeder Elektrode (12) zur Trennung von Hautschichten (32) des Patienten angeordnet sind.

6. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 1, die weiter ein Ausdrückvolumen (38) zum Bereithalten von elektrolytischem Gel (40) außer Kontakt mit Gel (40) von irgendeiner anderen Elektrode (12) aufweist.

7. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 3, wobei der Flachstecker (18) wenigstens zwei Schienen (50) zur Führung des Steckers (18) in einem wiederverwendbaren Stecker (124) des Monitors (150) umfasst, wobei die Schienen (50) spezifisch für eine bestimmte Anwendung dimensioniert sind.

8. Anordnung (10) von Elektroden (12) zum Überwachen von physiologischer elektrischer Signale nach Anspruch 1, die weiterhin eine Salzbrückenbarriere (35) umfasst, um zu verhindern, dass elektrolytisches Gel (40), das Kontakt mit einer Elektrode (12) hat, in Kontakt mit elektrolytischem Gel (40) kommt, das in Kontakt mit einer zweiten der Elektroden (12) ist, wobei die Salzbrückenbarriere (46) Vertiefungen in einem haftenden Schaum (39) aufweist, der an dem flexiblen einheitlichen Körper befestigt ist.

9. Anordnung (10) von Elektroden (12) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Anordnung weiter nur drei Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer elektrischer Signale aufweist,  
 wobei ein flexibler, einheitlicher Körper einen Hauptabschnitt (14), einen Satellitenbereich (15) und eine flexible Verlängerung (17) hat, die zwischen dem Hauptabschnitt (14) und dem einen Satellitenbereich (15) liegt,  
 wobei zwei Elektroden (12a, 12b) der drei Elektroden (12) permanent an dem Hauptabschnitt (14) fixiert sind und eine dritte Elektrode (12c) der drei Elektroden (12) auf dem Satellitenbereich (15) positioniert ist.

10. Anordnung (10) von Elektroden (12) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Anordnung (10) weiterhin nur vier Elektroden (12) zum Überwachen physiologischer Signale aufweist,  
 wobei ein flexibler Körper einen Hauptabschnitt (14), wenigstens einen oder zwei Satellitenbereiche (15) und eine flexible Verlängerung (17) hat, die zwischen dem Hauptabschnitt (14) und jeder der wenigstens einen oder zwei Satellitenbereiche (15) angeordnet ist,  
 wobei wenigstens zwei Elektroden (12a, 12b) der vier Elektroden (12) an dem Hauptabschnitt (14) positioniert sind und eine Elektrode (12c) der vier Elektroden (12) an jedem der Satellitenbereiche (15) positioniert ist.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

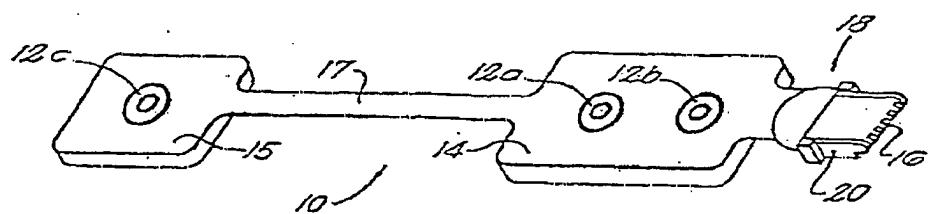


FIG. 1

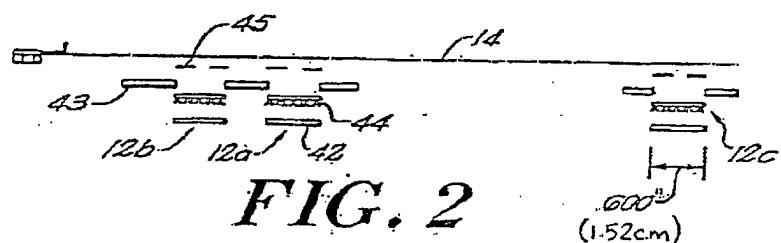


FIG. 2

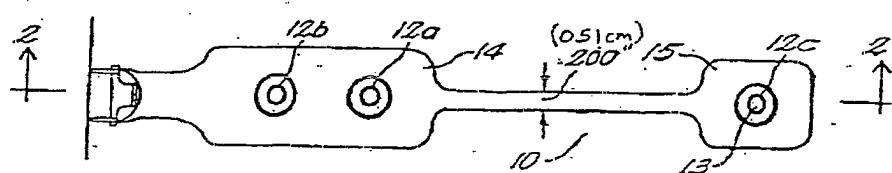


FIG. 3

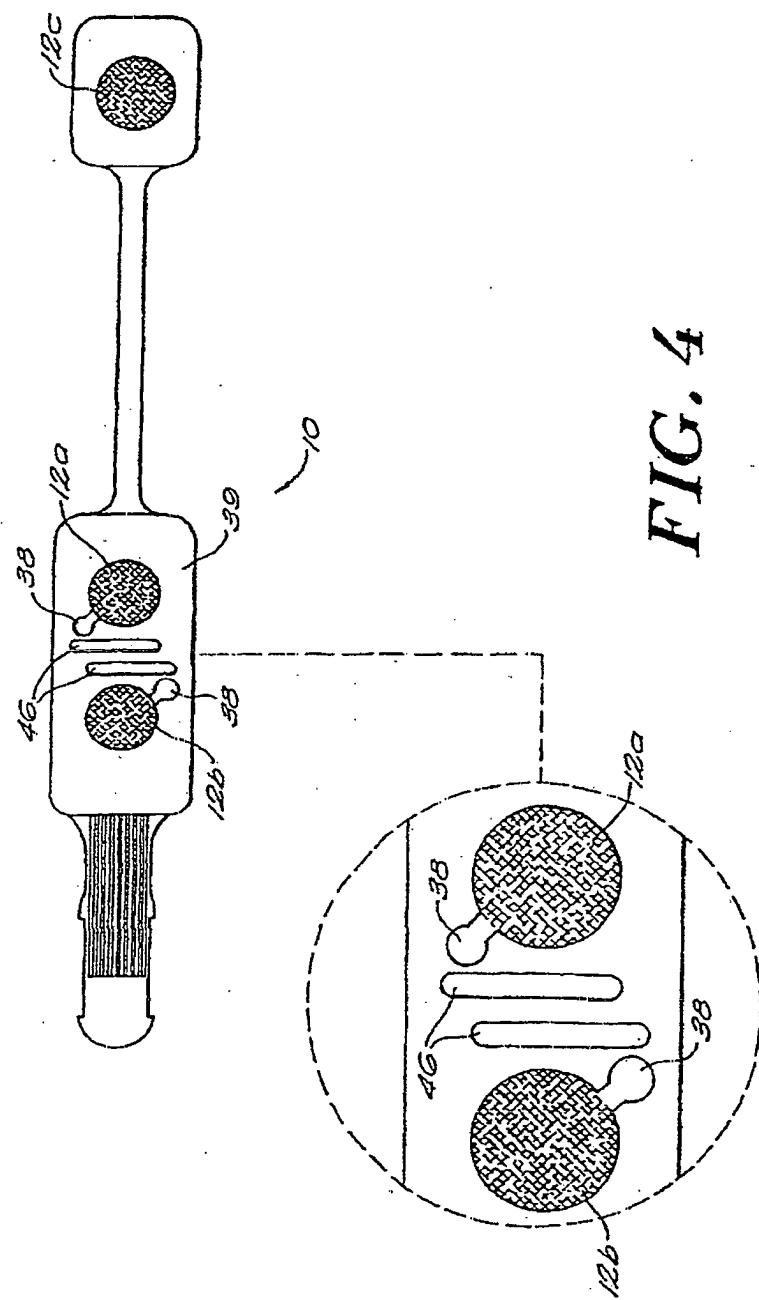


FIG. 4

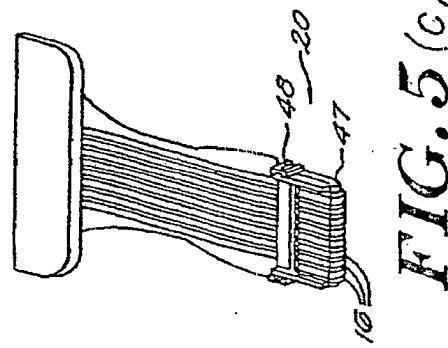


FIG. 5(c)

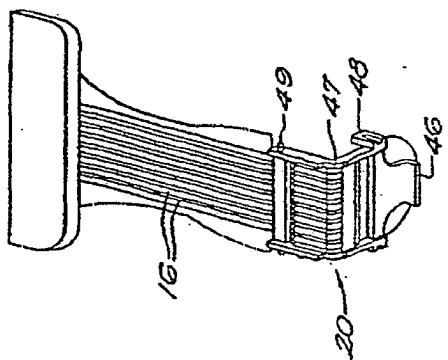


FIG. 5(b)

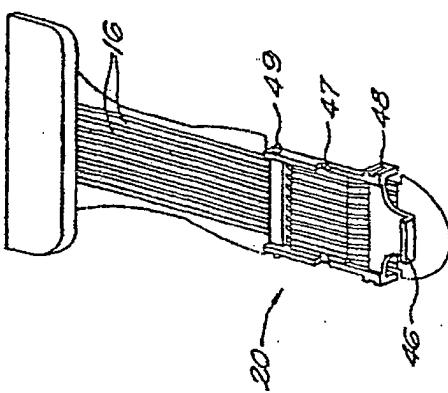


FIG. 5(a)

FIG. 6(b)

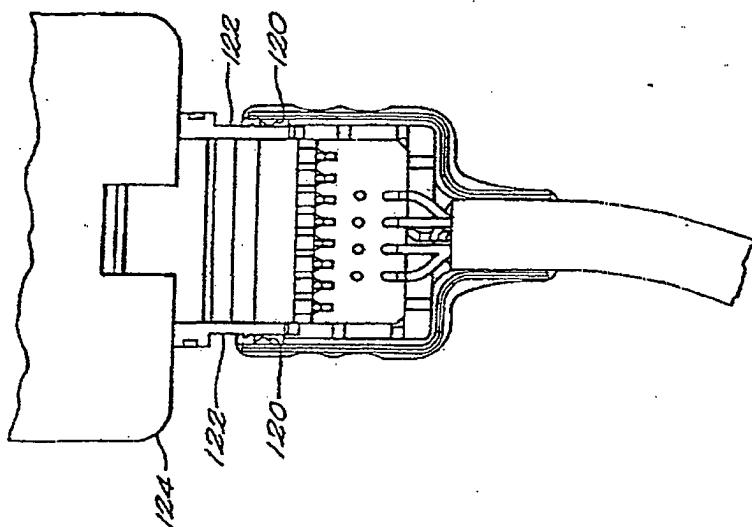
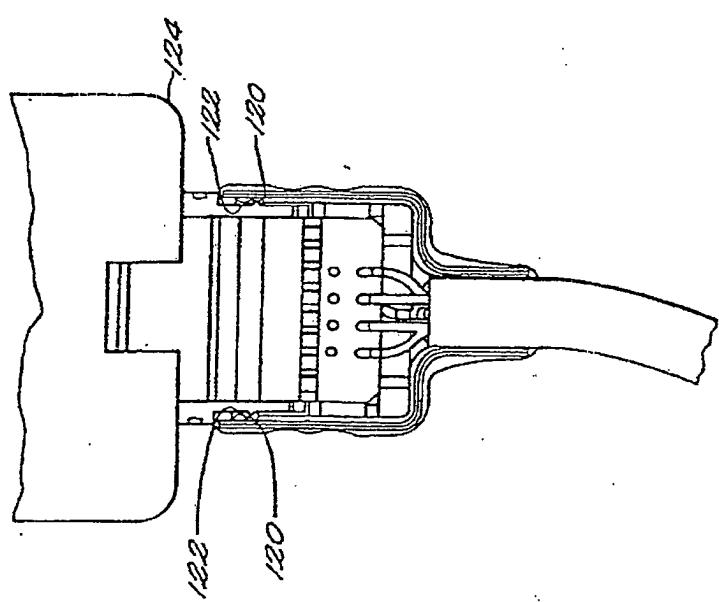
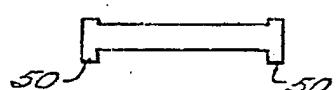
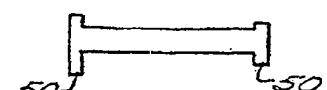


FIG. 6(a)

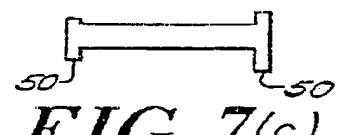




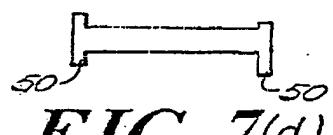
**FIG. 7(a)**



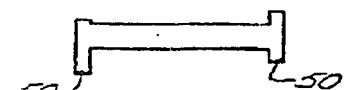
**FIG. 7(b)**



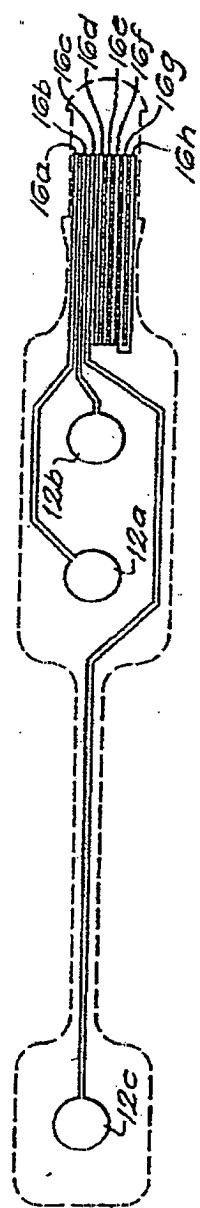
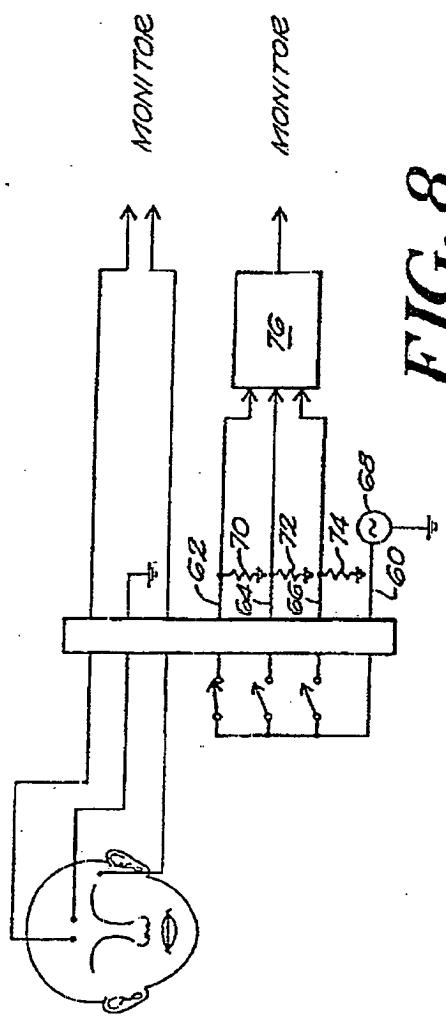
**FIG. 7(c)**



**FIG. 7(d)**



**FIG. 7(e)**



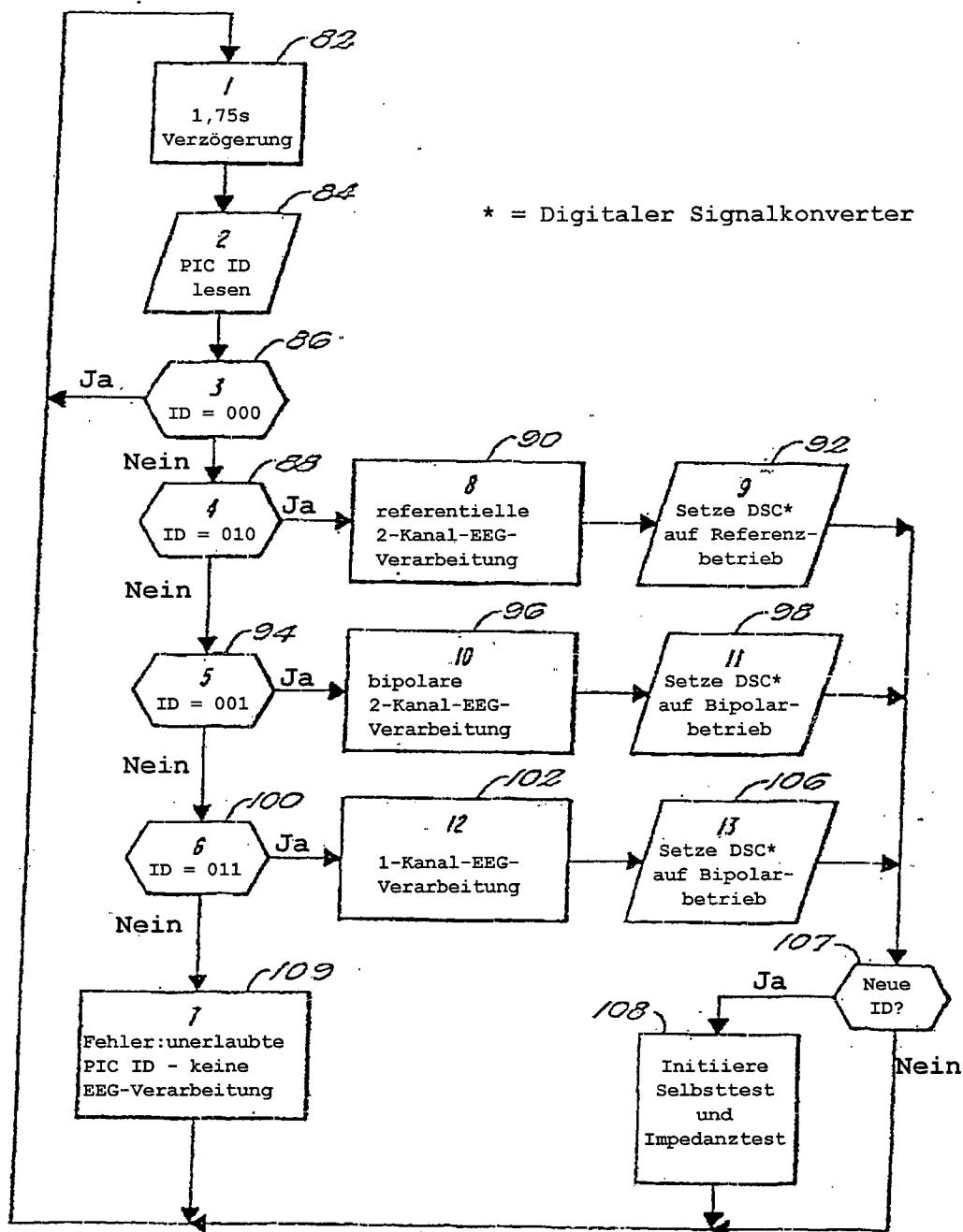


FIG. 9

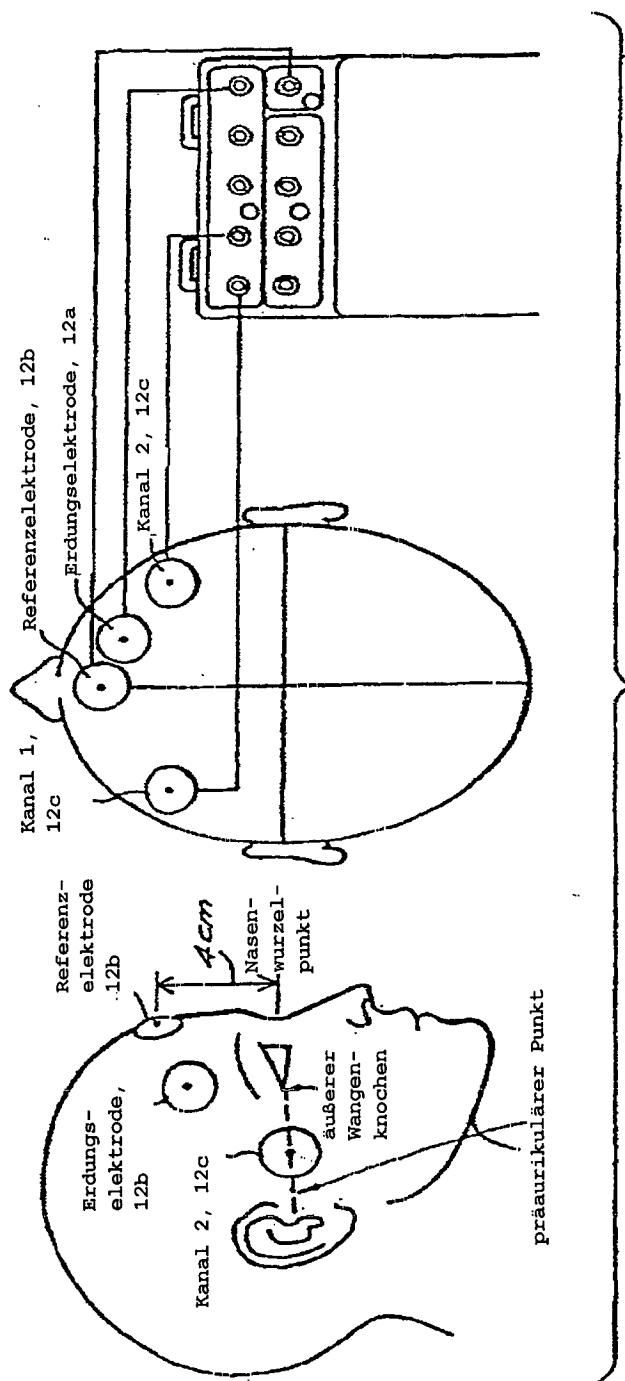
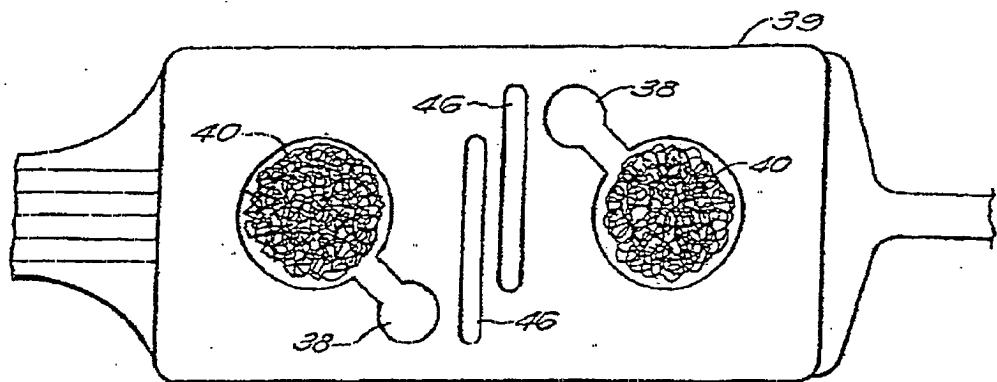
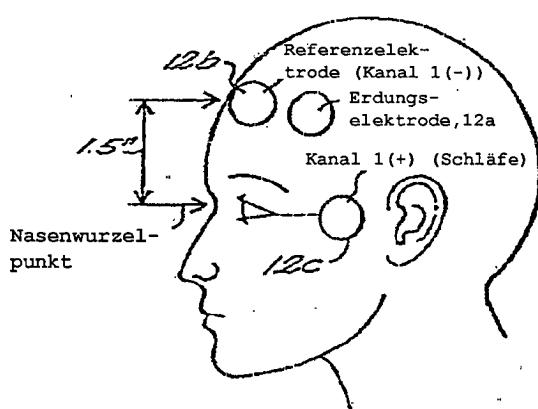


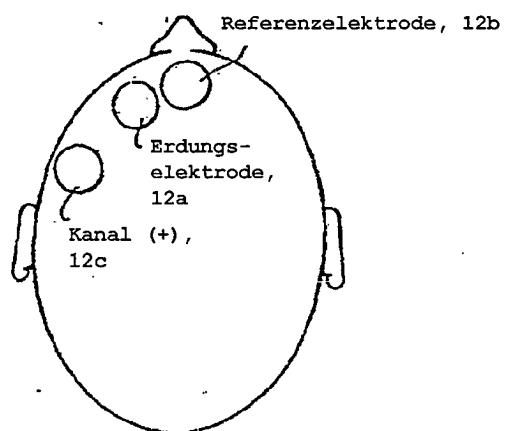
FIG. II



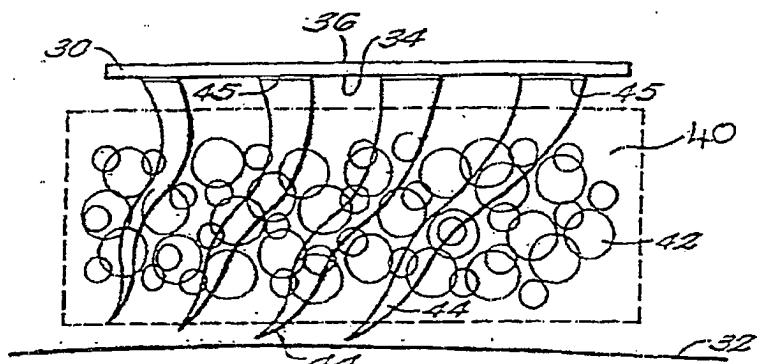
*FIG. 12*



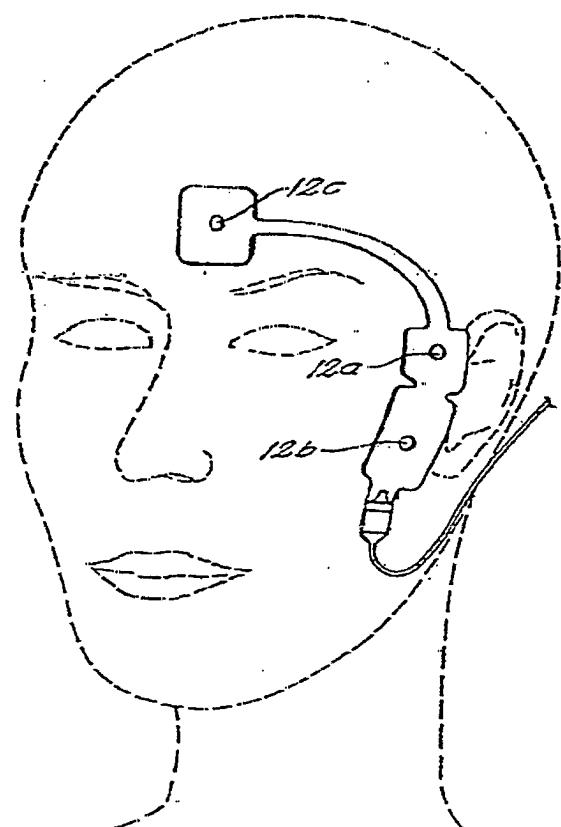
*FIG. 13(a)*



*FIG. 13(b)*



**FIG. 14**



**FIG. 16**

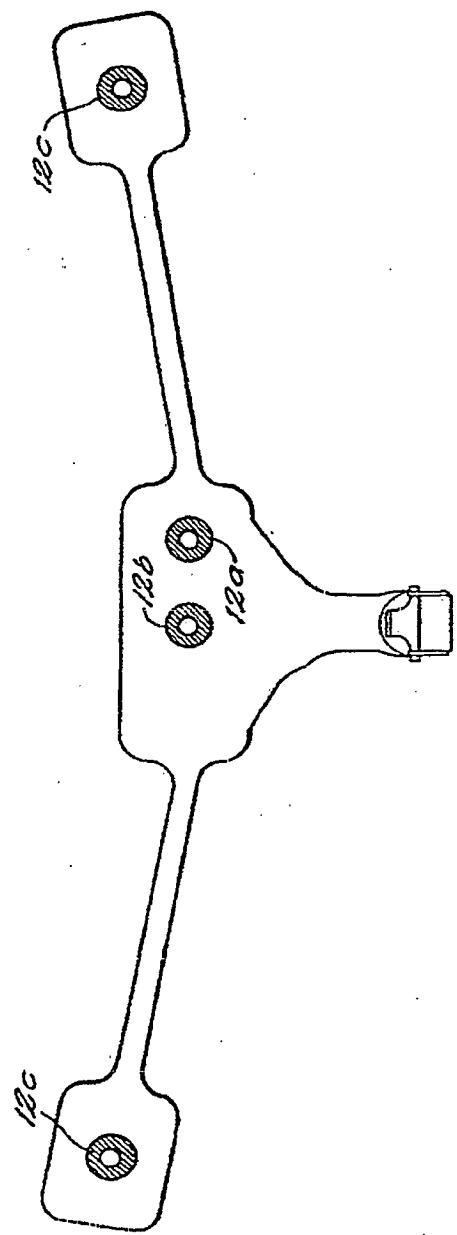


FIG. 15(a)

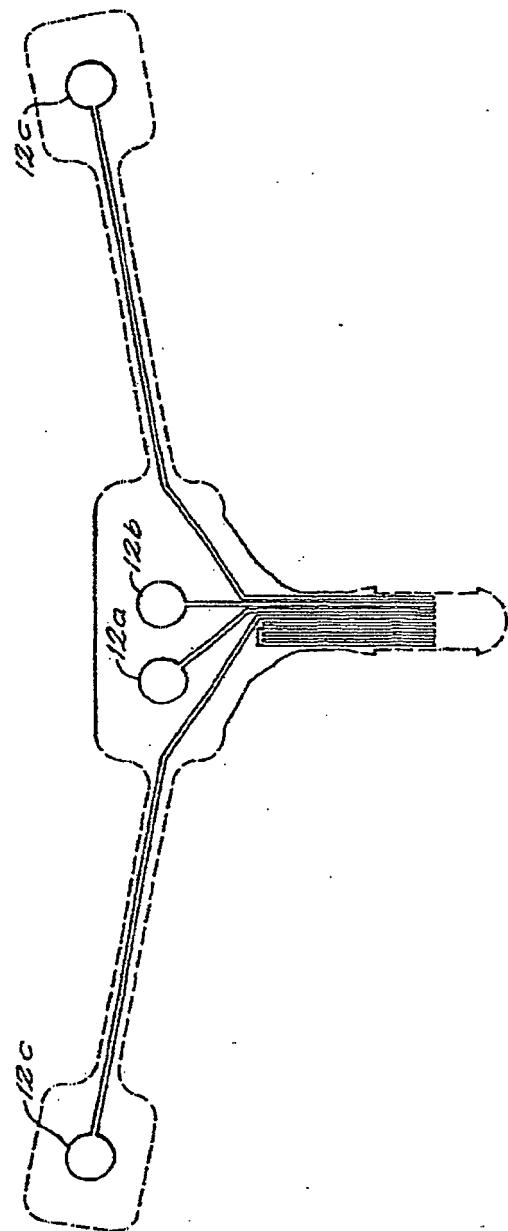
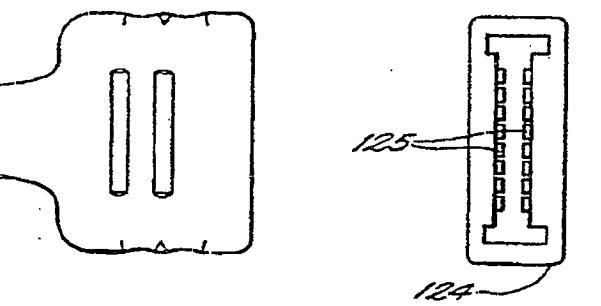
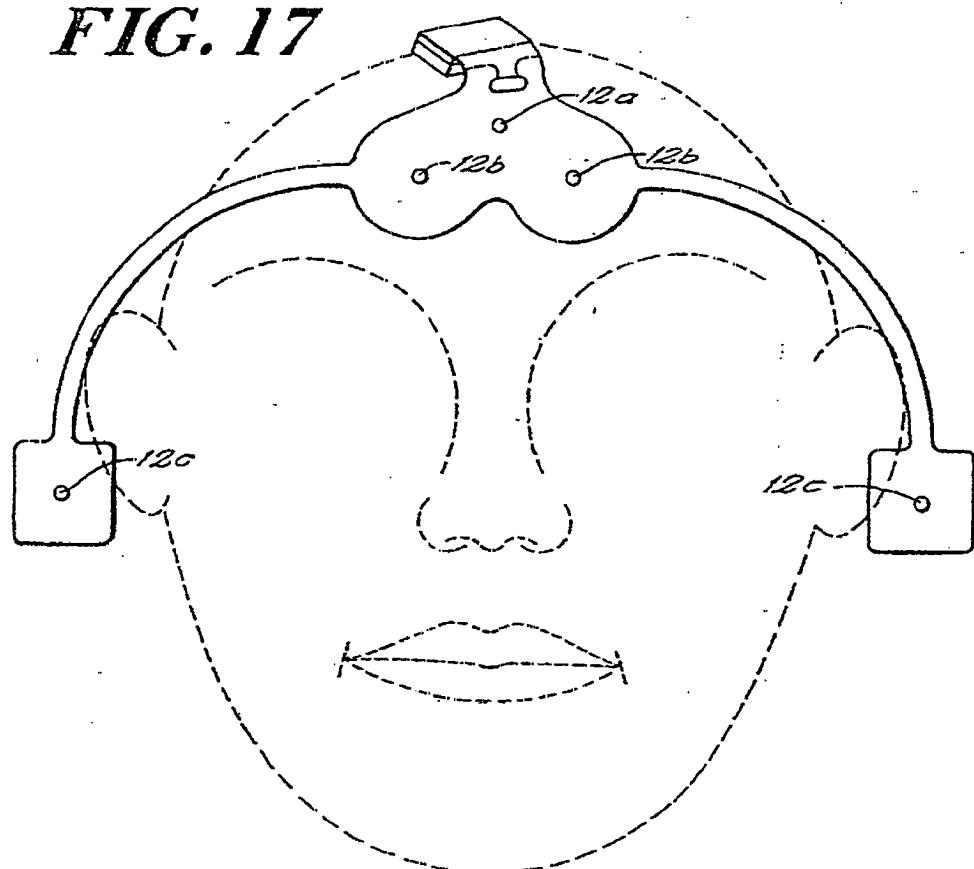


FIG. 15(b)

**FIG. 17**



**FIG. 18**

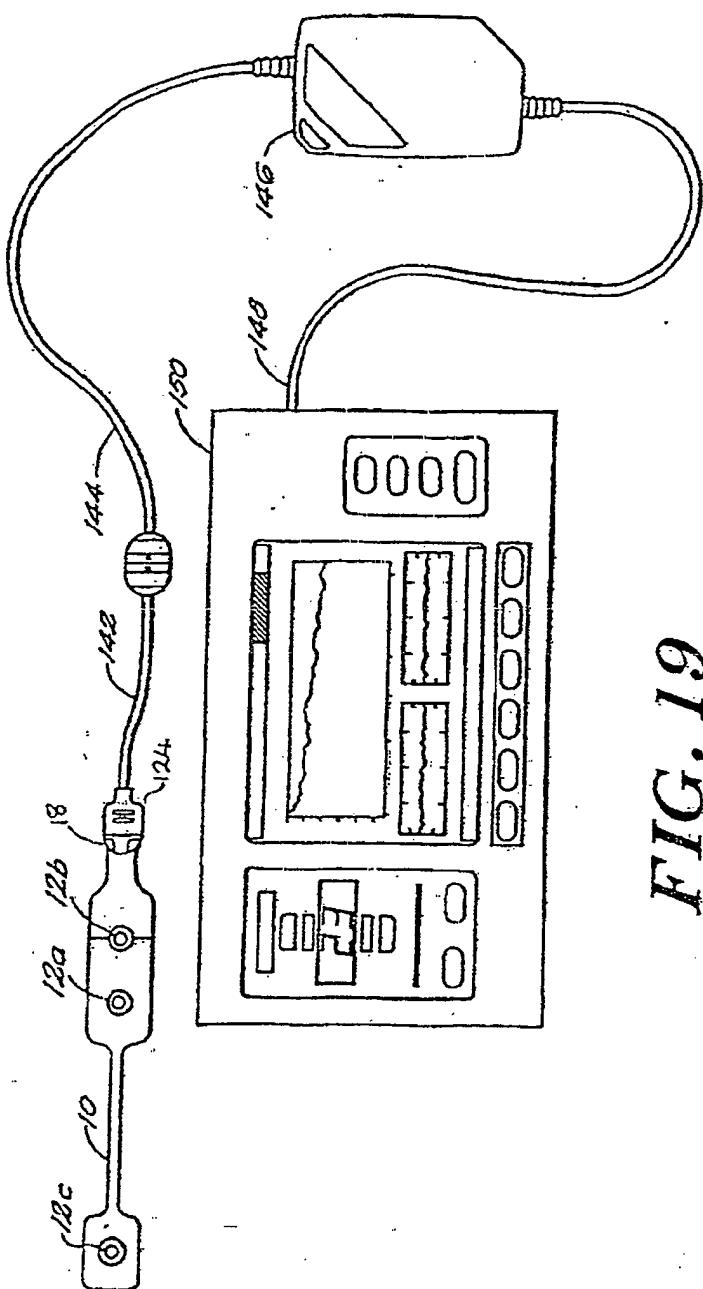


FIG. 19