



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 697 32 790 T2 2006.04.06

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 0 951 233 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 697 32 790.6

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US97/18833

(96) Europäisches Aktenzeichen: 97 911 789.2

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 98/016152

(86) PCT-Anmeldetag: 10.10.1997

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 23.04.1998

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 27.10.1999

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 16.03.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 06.04.2006

(51) Int Cl.⁸: 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

(74) Vertreter:

Kuhnen & Wacker Patent- und
Rechtsanwaltsbüro, 85354 Freising

(72) Erfinder:

DEVLIN, H., Philip, Brookline, US; CORDERO, M.,
Rafael, Tewksbury, US; CHAMOUN, B., Nassib,
West Roxbury, US; SHAMBROOM, R., John,
Arlington, US; FENDROCK, Charles, Sudbury, US;
McDANIEL, L., Terrie, San Antonio, US

(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] Diese Erfindung betrifft eine Anordnung von Elektroden mit nur drei oder vier Elektroden zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen.

[0002] Chirurgische Verfahren sind zunehmend nicht-invasiv, und folglich hat die Anwendung nicht-invasiver, elektrophysiologischer Überwachung deutlich zugenommen, um umfassende Veränderungen der Verfassung eines Patienten während chirurgischer Verfahren zu evaluieren. Beispielsweise werden nun EEG-Monitore verwendet, um die Hirnfunktion während intraoperativer Verfahren zu überwachen. Von besonderem Interesse ist die Untersuchung der Wirkungen von Anästhetika, die Evaluierung der asymmetrischen Aktivität zwischen der linken und rechten Hirnhälfte, um zerebrale Ischämie festzustellen, und die Erfassung von Impulsunterdrückung.

[0003] Eines der größten Hindernisse bei der Durchführung einer intraoperativen EEG-Überwachung, die im medizinischen Bereich weithin praktiziert wird, ist die übliche Verwendung mehrerer Elektroden nach der Internationalen (10–20) Standard-Elektrodenplatzierung auf dem Kopf, vor allem auf der Kopfhaut.

[0004] Ihre Anbringung erfordert einen erheblichen Zeitaufwand und fachliche Kompetenz, verlangt mehrfache, separate und zeitraubende Hautpräparationsschritte und hinterlässt Kopfhaut und Haare des Patienten in Unordnung. Verschiedene Kopfsets und Hauben sind mit verschiedenartigen Elektroden bestückt, um dieses Verfahren zu beschleunigen, doch solche Kopfsets und Hauben sind im Allgemeinen nicht wegwerbar (und müssen daher gereinigt werden), müssen eingestellt werden, um den stark unterschiedlichen Kopfgrößen der Patienten angepasst werden zu können und erfordern beträchtliche Kosten im Voraus. Andere Probleme ergeben sich im derzeitigen medizinischen Bereich, wenn solche Kopfsets und Hauben als einmalige, wegwerbbare Geräte entworfen sind, da solche Geräte bei Gelegenheit trotz Warnungen wieder verwendet werden, was eine Verbreitung von Infektionen zur Folge hat. Solche Kopfsets und Hauben wurden auch mit medizinischen Geräten verwendet, für die sie nicht entwickelt wurden, was zwar eine wohlgemeinte, Kosten sparende Praxis ist, jedoch zu einer beeinträchtigten Leistung des Gerätes führen kann.

[0005] Die am häufigsten verwendeten Elektroden sind die wieder verwendbaren „Gold Cup“-Elektroden, die klein und mit reinem Zinn, Silber oder Gold überzogene Metallschalen am Ende der nicht abgeschirmten Drähte, die mehrere Fuß lang sein können, sind. Solche Elektroden können erfordern, dass die vielfachen Kopfhaut- und StirnElektrodenstellen zuerst mittels Messungen und Markierungen des Kopfes gesucht werden müssen. Solche Stellen müssen dann vor dem Anbringen der Elektrode präpariert werden, um guten elektrischen Kontakt zu erhalten. Diese Präparation wird üblicherweise durch Abschleifen der Elektrodenstelle mit einer feinkörnig-imprägnierten Lösung oder mit einem anderen abrasiven Mittel ausgeführt, um die äußeren Hautschichten zu entfernen, welche den schlechten elektrischen Kontakt verursachen. Die Elektroden, bis zu 19 Stück auf der Kopfhaut nach der vollständigen Internationalen (10–20) Elektrodenplatzierung, werden dann einzeln mit einem Kleber auf den präparierten Stellen mit einer blutreichen Hautschicht in Kontakt gebracht und werden anschließend mit leitender Elektrolytcreme durch die Öffnung am oberen Ende der Elektrode injiziert, wobei ein relativ niedriger elektrischer Kontaktwiderstand vorgesehen ist. Dieses Verfahren lässt den Patienten mit abgeschliffenen Flecken, Kleber und Elektrolytcreme überall auf der Kopfhaut zurück. Häufig entsteht ein Kontakt zwischen der Metallelektrode und der Haut, der eine zeitveränderliche Offsetspannung bewirkt, die zu „Baseline-Wander“ führt. Die Elektroden müssen auch mit ausreichender Genauigkeit angelegt werden, um die Standard-Platzierungen oder Anbringungen zu erzielen und um in der Lage zu sein, dieselbe Messung zu einem späteren Zeitpunkt zu wiederholen.

[0006] Das Erfordernis, mehrere separate Präparationsschritte anzuwenden, macht die Vorbereitung zu einem sehr zeitaufwändigen Verfahren, wofür ein Medizintechniker auch für ein kleines Teilset nach der vollständigen Internationalen (10–20) Elektrodenplatzierung möglicherweise bis zu einer halben Stunde benötigt. Das Ausmaß an Expertise und Zeit, die erforderlich sind, um einen Patienten vorzubereiten, ist zurzeit ein Hindernis für die intraoperative EEG-Überwachung, wie sie weithin praktiziert wird. Außerdem ist auch Vorsicht geboten, die nicht abgeschirmten Ableitungen zu bündeln, um die elektrische Geräuschbeeinträchtigung zu reduzieren. Außerdem müssen, nachdem das Verfahren beendet ist, die „Goldcup“-Elektroden und jegliche Platzierungshilfsmittel gereinigt und sterilisiert werden, da sie nicht als wegwerbar vorgesehen sind.

[0007] Eine Anzahl von Anordnungen mehrerer Elektroden wurde nach dem Stand der Technik zur EEG-Überwachung entwickelt. U.S.-Patente Nr. 4,595,013, erteilt an Jones, Nr. 4,928,696, erteilt an Henderson, Nr. 4,638,807, erteilt an Ryder, Nr. 4,072,145, erteilt an Silva und Nr. 3,490,439, erteilt an Rolston, sind einige Beispiele dafür. Diese Anordnungen mehrerer Elektroden erfordern jedoch alle einige oder alle der viel-

fachen, separaten und zeitaufwändigen Hautpräparationsschritte, die oben beschrieben sind, um den Kontaktwiderstand mit der Haut zu reduzieren, bevor sie auf den Körper angelegt werden. Diese separaten Hautpräparationsschritte machen es auch schwierig, den Kontaktwiderstand zu verbessern, sobald die Elektrode am Patienten angelegt wurde oder nachdem das medizinische Verfahren im Gange ist. Falls die Präparation zum Zeitpunkt der Anlegung der Anordnung mehrerer Elektroden mangelhaft war, muss diese entfernt werden, die Haut nochmals abgeschliffen und voraussichtlich eine neue Elektrodenanordnung nochmals angebracht werden, was zu weiteren Kosten zur zusätzlichen Präparationszeit führt. Zu viel Abschleifung kann eine Hautverletzung oder Blutung verursachen und lässt den Patienten mit einer bleibenden Wunde zurück. Separate Geräte, die erforderlich sind, um die Haut abzuschleifen, bedeuten bei potenziellem Kontakt mit Blut und bei möglicher Krankheitsübertragung während der Vorbereitung ein Risiko für den Anwender.

[0008] Es gibt auch eine Anzahl von Anordnungen mehrerer Elektroden, die gebrauchsfertig sind. U.S. Patent Nr. 4,709,702 und das zugehörige Elektroden-U.S. Patent Nr. 4,640,290, beide an Sherwin erteilt, verwenden eine Anordnung von federbeaufschlagten „Tulip“-Elektroden aus Metall in einem wieder verwendbaren Kopfset, das die äußeren, abgestorbenen Hautschichten durchdringt, um einen geringen Kontaktwiderstand zu erreichen. Auch U.S.-Patent Nr. 4,770,180 und das zugehörige Elektroden-U.S. Patent Nr. 4,706,679, beide an Schmidt erteilt, verwenden eine Anordnung aus steifen, gebündelten Metalldrähten, welche die Haut des Patienten kontaktieren und durchdringen. Der Nachteil beider Anordnungen liegt darin, dass der Metallkontakt mit der Haut hohe, unerwünschte, zeitveränderliche Offsetspannungen verursacht, die eine störende Auswirkung auf die empfindliche Messung der schwachen Signalspannungen des Körpers haben. Weiters benötigen beide Anordnungen und andere Anordnungen, die ein Kopfset oder eine Haube verwenden, wie beispielsweise die Anordnung, die im U.S.-Patent Nr. 4,967,038, erteilt an Gevins, beschrieben ist, irgendeine Anpassung, um die Elektroden den sehr unterschiedlichen Kopfgrößen der Patienten entsprechend zu positionieren und erfordern hohe Kosten im Voraus sowie Reinigung nach der Verwendung.

[0009] U.S.-Patent Nr. 4,936,306, erteilt an Doty, verwendet eine Spiralspulen-Elektrode, die aus Metall sein kann, und Korkenzieher in der Haut des Patienten, um einen niedrigen Kontaktwiderstand zu erreichen. Während diese geringen Kontaktwiderstand erzielen kann, hat sie signifikante Nachteile, wie Unbequemlichkeit für den Patienten und infolge der tiefen Hautpunktionen Erzeugung von Stellen einer möglichen Infektion, die durch die Spiralspulen entstehen. Falls die Elektrode aus Metall besteht, verursachen die Spiralspulen auch zeitveränderliche Spannungen. Schließlich werden diese Elektroden tatsächlich individuell angelegt, da sie in die Kopfhaut des Patienten geschraubt werden müssen, was das Verfahren noch zeitaufwändiger macht.

[0010] U.S.-Patent Nr. 4,683,892, erteilt an Johansson, verwendet ein Kopfset mit mehreren Elektroden, die durch Druckluft aktiviert werden, gegen die Kopfhaut des Patienten drücken und die zudem eine elektrolytische Paste verteilen, um den Kontakt zu verbessern. Dies ist ein komplexes und teures Gerät, das nicht für eine allgemeine, routinemäßige Verwendung in einem intraoperativen Umfeld vorgesehen ist.

[0011] U.S.-Patent Nr. 5,265,579, erteilt an Ferrari, zeigt eine Elektrodenanordnung, die eine zusammenhängende Konstruktion bestehend aus einem Paar Elektroden auf einem Substrat und einer entfernt liegenden Elektrode auf einem zweiten Substrat ist. Bis die Elektrodenanordnung für die Anwendung bereit ist, wird sie auf einer Abziehfolie aufbewahrt.

[0012] WO-A-9611631 zeigt eine Vielzahl von Elektroden, die vor der Anwendung auf einer Abziehfolie angebracht sind.

[0013] EP-A-0381480 offenbart Elektrodenanordnungen gemäß den Oberbegriffen der Ansprüche 1 bzw. 8.

[0014] Es ist daher ein Hauptziel der vorliegenden Erfindung, eine wegwerfbare, vorgelierte, gebrauchsfertige Anordnung mehrerer Elektroden zur Verfügung zu stellen, welche einfach und sicher die Haut präpariert, um einen relativ geringen Kontaktwiderstand anzunehmen.

[0015] Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, eine gebrauchsfertige Anordnung mehrerer Elektroden bereitzustellen, welche nicht die Verwendung von mehr als einem Bestandteil erfordert, um von der Person, die das Gerät anlegt, bedient zu werden, und die den üblichen Kopfgrößen der meisten Patienten entspricht.

[0016] Noch ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, eine Anordnung mehrerer Elektroden zur Verfügung zu stellen, welche die Gehirnfunktion ohne die Verwendung von Elektroden auf der Kopfhaut überwachen kann, und die einfach auf dem Kopf ausgerichtet werden kann.

[0017] Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, eine Anordnung mehrerer Elektroden bereitzustellen, die deren Verwendung mit Überwachungsausrüstungen, für die sie nicht vorgesehen ist, verhindert.

[0018] Eine Elektrodenanordnung ist konstruiert, um dem Anwender zu ermöglichen, sie einfach der genauen Größe des Kopfes des Patienten anzupassen. Diese Anordnung umfasst einen flexiblen, einheitlichen Körper mit einem Hauptabschnitt, einem Satellitenabschnitt und einer flexiblen Verlängerung, die zwischen dem Hauptabschnitt und einem Satellitenabschnitt angeordnet ist; zwei Elektroden der drei Elektroden sind auf dem Hauptabschnitt angeordnet und eine dritte Elektrode der drei Elektroden ist auf dem Satellitenabschnitt angeordnet, wobei Leiter auf dem flexiblen, einheitlichen Körper angeordnet sind, um Signale von den Elektroden zu übertragen, wobei die Leiter über ihre ganze Länge direkten Kontakt mit dem flexiblen, einheitlichen Körper haben. Die Anordnung ist selbstklebend, vorgelitet und wegwerfbar. Die Anordnung lässt sich gut den Schläfen- und Stirnregionen anpassen, wo EEG-Signale mittels eigens entwickelter Monitore zum Zwecke der Überwachung einer Anzahl von Körperphänomenen, einschließlich aber nicht beschränkt auf Narkosetiefe, und/oder Ischämie und Impuls-Unterdrückung, erfasst werden können. Die Anordnung ist mit dem Monitor über einen Tab-Konnektor verbunden, der im wegwerfbaren Gerät integriert ist. Der Tab-Konnektor kann in einem wieder verwendbaren Konnektor eingesetzt werden, der Teil eines Überwachungssystems ist.

[0019] Der wieder verwendbare Konnektor besteht aus starren Kontakten, die nebeneinander innerhalb einer Passform aufweisenden Hohlraumes angeordnet sind. Die Kontakte drücken gegen Leiter der wegwerfbaren Anordnung, sobald die Leiter in den Hohlraum des wieder verwendbaren Konnektors eingesetzt werden. Die Leiter der wegwerfbaren Anordnung werden auf einen flexiblen Schaltkreis gelegt, der aus einem Polyestersubstrat besteht, das einen Kunststoffclip als Unterlage und Abstützung aufweist. Der flexible Schaltkreis bildet, sobald er durch diesen Clip geleitet wird, den Tab-Konnektor. Dieser Sensor-Tab-Konnektor verbindet, wenn er in den wieder verwendbaren Konnektor-Hohlraum gesteckt wird, die Elektroden elektrisch mit dem Monitor und ermöglicht die Erfassung von elektrophysiologischen Signalen. Der Clip des Tab-Konnektors ist selbstsichernd und benötigt daher keine zusätzlichen Sicherungsmechanismen, um den flexiblen Schaltkreis an der Stelle zu halten. Der wieder verwendbare Konnektor und der wegwerfbare Konnektor weisen komplementäre Verriegelungsmechanismen auf, die für eine sichere Verbindung sorgen.

[0020] In Abhängigkeit von der Anbringung und der Einzigartigkeit der Anordnung kann ein Tab-Konnektor verwendet werden, der einen Schlüssel umfasst, der nur zu bestimmten Monitoren passt. Die Anordnung kann auch mit dem Monitor kommunizieren, um die Art der Anbringung unter Verwendung der Elektroden anzugeben und um anzugeben, wie viele Kanäle konfiguriert werden müssen.

[0021] Die Anordnung beinhaltet zwei oder mehrere Elemente, die, wenn sie gegen die Haut gedrückt werden, ihren Kontaktwiderstand gegen die Haut verringern und auf diese Weise für Signale besserer Qualität sorgen. Die Elemente beinhalten eingebaute, ausgenommene Taschen, die dem Gel ermöglichen, sich selbst anzupassen, wenn auf das Gel Druck ausgeübt wird. Solche Taschen verhindern auch, dass das Gel in die klebenden Flächen hineingeblasen wird oder in andere Elementbereiche eindringt, was einen Kurzschluss der Kanäle zur Folge haben kann.

[0022] In einer anderen Ausführung der Erfindung ist eine Elektrodenanordnung konstruiert, wobei die Anordnung einen flexiblen Körper mit einem Hauptabschnitt, einen oder zwei Satellitenabschnitte und eine flexible Verlängerung, die zwischen dem Hauptabschnitt und jeweils einem oder zwei Satellitenabschnitten angeordnet ist, umfasst; zumindest zwei Elektroden der vier Elektroden sind auf dem Hauptabschnitt angeordnet und eine Elektrode der vier Elektroden ist jeweils auf den Satellitenabschnitten positioniert ist, wobei Leiter auf dem flexiblen Körper angeordnet sind, um Signale von den Elektroden zu übertragen, wobei die Leiter über ihre ganze Länge direkten Kontakt mit dem flexiblen, einheitlichen Körper haben.

[0023] Diese und andere Ziele und Merkmale der vorliegenden Erfindung sind durch die folgende, ausführliche Beschreibung besser verständlich, die unter Berücksichtigung der beigefügten Zeichnungen, in denen sich die entsprechenden Bezugszeichen auf die entsprechenden Teile überall in den Ansichten beziehen, gelesen werden soll.

[0024] [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Ansicht der bevorzugten Ausführung der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung;

[0025] [Fig. 2](#) ist eine seitliche Schnittansicht der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 3](#) dargestellt ist, entlang den Linien 2-2 der [Fig. 3](#);

- [0026] [Fig. 3](#) ist eine Draufsicht der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 1](#) gezeigt ist;
- [0027] [Fig. 4](#) ist eine Schnittansicht von unten der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 2](#) gezeigt ist;
- [0028] [Fig. 5\(a\)](#) bis [Fig. 5\(c\)](#) sind perspektivische Ansichten einer Tab-Clip-Anordnung, die in der in [Fig. 1](#) dargestellten Elektrodenanordnung verwendet wird, mit einem Substrat, welches durch sie geführt ist;
- [0029] [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) sind Draufsichten des EEG-Konnektorsystems, das mit der in [Fig. 1](#) gezeigten Elektrodenanordnung verwendet wird, wobei [Fig. 6\(a\)](#) die Konnektoren verbunden und [Fig. 6\(b\)](#) die Konnektoren getrennt zeigt;
- [0030] [Fig. 7\(a\)](#) bis [Fig. 7\(e\)](#) sind Vorderansichten von Schlüsseln, die im EEG-Konnektorsystem, das in [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) gezeigt wird, verwendet werden;
- [0031] [Fig. 8](#) ist eine schematische Darstellung der Konfigurations-Codierung, die vom EEG-Konnektor-System, das in [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) in seiner gegenständlichen Konfiguration dargestellt ist, verwendet wird;
- [0032] [Fig. 9](#) ist ein Ablaufdiagramm der Schritte, die ausgeführt werden, um den Typ einer Elektrodenanordnung zu erkennen;
- [0033] [Fig. 10](#) ist eine Unteransicht der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 1](#) dargestellt ist;
- [0034] [Fig. 11](#) ist ein Diagramm, das die Stellen auf dem Kopf zeigt, wo die Elektroden für die Zweikanalüberwachung angebracht werden;
- [0035] [Fig. 12](#) ist eine perspektivische Darstellung der ausgenommenen Geltaschen und Salzbrückenbarrieren, die von der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 1](#) dargestellt ist, verwendet werden.
- [0036] [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) sind Darstellungen eines menschlichen Kopfes, welche die Stellen der Elektrodenplatzierung für eine Einkanal-Überwachung zeigen;
- [0037] [Fig. 14](#) ist eine Vorderansicht, welche den Schwamm über der Borstenkonstruktion der Elektroden der vorliegenden Erfindung zeigt;
- [0038] [Fig. 15\(a\)](#) ist eine Draufsicht einer alternativen Ausführung der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung, die zwei Elemente für eine Schläfenverbindung umfasst;
- [0039] [Fig. 15\(b\)](#) ist eine Untenansicht der Elektrodenanordnung, die in [Fig. 15\(a\)](#) dargestellt ist;
- [0040] [Fig. 16](#) ist eine Darstellung eines menschlichen Kopfes mit einer alternativen Ausführung der Elektrodenanordnung, in der der Konnektor sich an einer alternativen Stelle befindet und darauf platziert ist;
- [0041] [Fig. 17](#) ist eine weitere Darstellung eines menschlichen Kopfes auf dem eine andere, alternative Ausführung der Elektrodenanordnung der vorliegenden Erfindung angebracht ist, wobei die mastoiden Stellen verwendet werden, um zwei Satellitenelektroden zu platzieren;
- [0042] [Fig. 18](#) ist eine Seitenansicht eines weiblichen Abschnittes einer alternativen Ausführung des Konnektors, der in der vorliegenden Erfindung verwendet wird, und eine Draufsicht des Konnektors;
- [0043] [Fig. 19](#) ist ein Grundriss der Komponenten eines Systems, welches die Elektrodenanordnung, die in [Fig. 1](#) dargestellt ist, verwendet.
- [0044] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 1](#)–[Fig. 4](#) wird eine Elektrodenanordnung **10** gezeigt. In einer bevorzugten Ausführung umfasst die Elektrodenanordnung **10** drei Elektroden **12**, die selbstklebend und gebrauchsfertig für Stirn- und Schläfenbereiche sind und die verwendet werden, um elektrophysiologische (EF-G) Signale zu erfassen. Diese Anordnung **10** umfasst einen flexiblen Schaltkreis, der Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl)-Leiter **16** auf einem Polyestersubstrat enthält. Diese Leiter sind von bestimmten Anbringungsstellen zu einem einzelnen Verbindungsstreifen **18** geführt. Es kann bis zu acht (8) Leiter **16** geben, um bis zu acht Signalleitungen der EEG-Daten bereitzustellen, die simultan erfasst werden können. Dieser Streifen **18** enthält einen Clip **20**, welcher der Anordnung Steifheit, einen Verschlussmechanismus, Selbstausrichtung, Polarität und einen

Schlüsselmechanismus verleiht. Der Clip **20** sorgt auch für einen festen Passform-Mechanismus zur flexiblen Schaltung.

[0045] Die Anordnung **10** umfasst einen Hauptabschnitt **14**, der in der gezeigten Ausführung zwei Elektroden **12a**, **12b** und einen Satellitenabschnitt **15** umfasst, der eine Elektrode **12c** enthält. Der Satellitenabschnitt **15** ermöglicht dem Überwachungspersonal die Platzierung der Elektrode **12c**, die auf dem Satellitenabschnitt **15** entsprechend der Kopfgröße des Patienten angebracht ist, anzupassen. Die Verlängerung **17**, durch welche die Leiter **16** geführt sind, verbindet den Hauptabschnitt **14** mit dem Satellitenabschnitt **15**.

[0046] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 3](#) und [Fig. 14](#) enthält jede der drei Elektroden **12**, die auf der Anordnung **10** befestigt sind, eine gebrauchsfertige Scheibe **30**, die ein Set von flexiblen Borsten **44** enthält, die mit Klebstoff **45** befestigt sind. Die flexiblen Borsten **44** stehen außerhalb der Gelfläche **40** ab, um die Haut **32** zu kontaktieren, als Teil der üblichen Anbringung der Elektrode **12** auf die Haut **32**. Wenn auf die Elektroden **12** Druck ausgeübt wird, werden die flexiblen Borsten **44** durch eine Schaumschicht **42** gegen die Haut **32** gedrückt, was zur Folge hat, dass die Borsten **44** die äußeren Hautschichten **32** mit hohem Widerstand trennen und die blutreichen Schichten mit geringem Widerstand freilegen, ohne zu kratzen oder zu abradieren. Diese gebrauchsfertige Scheibe besteht aus einem Kunststoff, wie Nylon, und ist als Haken aus Klettverschluss des Typs, der unter dem Markennamen „Velco“ bekannt ist, konstruiert. Diese Haken werden dann auf die genaue Höhe und Steife abgeschnitten. Die Elektroden **12** sind von einer Schaumschicht **43** mit selbst klebender Rückseite umgeben. Die Anordnung umfasst Kennzeichnungen **13**, welche auf die korrekten Stellen hinweisen, die gedrückt werden müssen, um den gewünschten Hautwiderstand zu erreichen.

[0047] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 4](#) und [Fig. 12](#) umfasst die Anordnung zwei ausgenommene Taschen **38**, die in die Unterlagenschicht **39** eingebaut sind, die es dem Gel **40** ermöglicht, sein Volumen über einen großen Bereich anzupassen und die verhindert, dass das Gel in Bereiche eindringt, wo es eine Störung verursachen könnte, wie beispielsweise einen Kurzschluss von zwei Elementen, die nebeneinander liegen.

[0048] Die ausgenommenen Taschen **38** werden durch das Schneiden zylindrischer Formen in das Unterlagen **39**-Schaummaterial gebildet. Neben den ausgenommenen Taschen **38** umfasst die Anordnung **10** auch zwei Salzbrückenbarrieren **46**, die verhindern, dass das Elektrolytgel **40** einer Elektrode mit dem Gel **40** der anderen Elektrode in Kontakt kommt, was einen Kurzschluss der Signale zur Folge haben kann. Die Barrieren **46** sind auch in die klebende Unterlagenschicht **39** eingeschnitten.

[0049] In der bevorzugten Ausführung wird ein flüssiges Hydrogel verwendet, das auf den Geltaschen **38** ruht, die innerhalb des Unterlagenmaterials **39** eingeschnitten sind. Das Gel **40** wird innerhalb der Tasche mit einem Polyurethan-Schaumschwamm **42** aufbewahrt. Der Schwamm enthält Poren, die groß genug sind, um den Borsten **44** zu ermöglichen, durch die Poren zu dringen und mit der Haut **32** während der Verwendung in Kontakt zu kommen. Die Borsten **44** agieren dann auf dieselbe Weise, wie im U.S.-Patent Nr. 5,305,746 beschrieben ist.

[0050] In einer Anzahl von Ausführungen wird die Anordnung **10** über der Stirn mit ihrer Referenzelektrode **12b** über der Mitte der Stirn befestigt. Wie in den [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) dargestellt ist, ist die Erdungselektrode **12a** ebenfalls über der Stirn platziert. Die dritte Elektrode **12c** im Satellitenabschnitt **15** ist über dem Schlafengebiet angebracht. In den meisten Fällen ist entweder die rechte oder linke Schläfe akzeptabel. Eine solche Anordnung kann auch für eine EMG-Erfassung im Gesichtsbereich verwendet werden.

[0051] Der Tab-Konnektor der vorliegenden Erfindung wird in den [Fig. 5\(a\)](#)–[Fig. 5\(c\)](#) dargestellt. In [Fig. 5\(a\)](#) werden die Leiter **16**, die auf einem flexiblen Material befestigt sind, in den Clip **20** hinter der Kante **46** des Clips **20** eingesetzt. Der Clip **20** umfasst ein Gelenk **47**, das zurückgeklappt wird, wie in [Fig. 5\(b\)](#) dargestellt ist, bis es ganze 180° gedreht ist, wie in [Fig. 5\(c\)](#) dargestellt ist. Ein Schlitz **48** ist auf jeder Seite des Clips **20** vorgesehen, um mit der Verlängerung **49** abzuschließen, so dass der Clip **20** in einer gesperrten und geschlossenen Position bleibt, wie in [Fig. 5\(c\)](#) gezeigt ist, so dass er bereit ist, verwendet zu werden.

[0052] Unter Bezugnahme auf [Fig. 10](#) weist der Tab-Konnektor **18** der Anordnung **10** der bevorzugten Ausführung acht (8) Leiter auf. Von den acht Leitern sind drei EEG-Signal-Leitungen **16a**, **16b**, **16c**, und vier sind logische Signalleitungen **16e**, **16f**, **16g**, **16h**, die verwendet werden, um den passenden Anordnungstyp, der verbunden werden soll, zu erkennen. In der dargestellten Ausführung wird der achte Leiter **16d** nicht verwendet. Der nicht verwendete Leiter **16d** kann in anderen Ausführungen als eine zusätzliche EEG-Signalleitung oder als ein zusätzliches Hilfsmittel, um einen Anordnungstyp zu identifizieren, verwendet werden. Es ist wichtig, dass der Sensor die Identifikationsinformation an den Monitor schickt, so dass der Monitor die Anzahl der

aktiven Elemente, die verwendet werden, sowie ihre Positionierungen auf dem Kopf bestimmen kann. Auf diese Weise kann sich ein Monitor für eine bestimmte EEG-Überwachungssitzung selbst konfigurieren.

[0053] Die bevorzugte Ausführung verwendet ein Drei-Bit-binäres-Codeerkennungsschema, wie beispielsweise das Codeerkennungsschema, das im U.S.-Patent 5,813,404 beschrieben ist und an den Zessionar der vorliegenden Erfindung übertragen wurde.

[0054] In einem solchen Erkennungsschema ist der Code im flexiblen Schaltkreis der jeweiligen Anordnung **10** fest verdrahtet. Ein digitaler Signalkonverter im Monitor erfasst die ID-Signale der Anordnung. Wie in [Fig. 8](#) dargestellt ist, wird der Code durch selektives Kurzschließen einer gemeinsamen Steuersignalleitung [SEN-DRV] **60** mit den drei Codesignalleitungen [SEN-0:2] **62**, **64**, **66** festgelegt. Diese sind die drei Signalleitungen für die Anordnungsidentifikation. Die [SEN-DRV-Leitung] wird auf eine logische Höhe bei 8,192 Hz durch den Impulsgenerator, der sich auf dem Signalkonverter eines digitalen Monitors befindet, gepulst (gesteuert). Das Pulsbetreiben der Leitung verhindert, dass eine Störbedingung, wie beispielsweise eine unterbrochene Verbindung, mehr als 50 Mikroampere Strom in den Patienten einspeist, wie es in den Normen für medizinische Ausrüstung, beispielsweise in der IEC 601-1, gefordert wird. Die Impulsfrequenz wird ausgewählt, um der Nyquist-Frequenz der Digitalisierer zu entsprechen. Diese Impulse wirken nicht störend auf das EEG-Signal ein, da bei dieser Frequenz der Aliasing-Fehler lediglich in der ersten Stufe der Dezimierung auftritt und anschließend vom digitalen Signal-Prozessor vollständig herausgefiltert wird.

[0055] Die Konnektorcode-Signalleitungen des Patienten-Interface werden auf eine Logik „0“ durch die Widerstände **70**, **72**, **74** heruntergeschaltet, die sich im digitalen Signalkonverter **146** an der Eingabe zur Empfangsschaltung **76** befinden, welche in einer bevorzugten Ausführung eine D-Flip-Flopschaltung ist. Da die übliche [SEN-DRV]-Leitung **60** vom Impulsgenerator hinauf geschalten wird, werden die Konnektorcodeleitungen [SEN-0:2] **62**, **64**, **66** des Patienten-Interface anschließend von der Empfangsschaltung **76** gelesen (d.h. getaktet), welche den binären Code an den Monitor **150** überträgt. Die Konnektorcodesignaleitungen des Patienten-Interface, die mit dem Steuersignal kurzgeschlossen sind, werden als eine Logik „1“ gelesen. Die Konnektorcodesignaleitungen des Patienten-Interface, die offen gelassen wurden, werden als eine Logik „0“ gelesen. Ein solches Codierungsschema ermöglicht acht verschiedene PIC-Kabeltypen, wie folgt:

#	Code	Kabeltyp
1	000	PIC nicht angeschlossen
2	001	zweikanalig, bipolar (fünf Signalleitungen in Verwendung)
3	010	zweikanalig, referenziell (vier Signalleitungen in Verwendung)
4	011	einkanalige Elektrodenverbindung
5	100	einkanalige Sensorverbindung
6, 7, 8		nicht zugeordnete, übrige Teile

[0056] Unter nunmehriger Bezugnahme auf die [Fig. 9](#) und [Fig. 19](#) wird das Verfahren zur Bestimmung des geeigneten PIC nun beschrieben. In Schritt **82** liest eine CPU im Monitor **150** periodisch den PIC-Code, der in einer bevorzugten Ausführung alle 1,75 Sekunden gelesen wird. In Schritt **84** liest die CPU im Monitor **150** eine PIC-ID auf die Weise, die oben unter Bezugnahme auf [Fig. 8](#) beschrieben ist. Wenn die PIC-ID in Schritt **86** mit „000“ festgelegt wird (was darauf hinweist, dass ein PIC nicht angeschlossen ist), wiederholt das System das Verfahren nach jeder 1,75 Sekunden-Verzögerung und setzt den Versuch fort, eine neue PIC-ID zu lesen.

[0057] Wenn die PIC-ID in Schritt **88** mit „010“ festgelegt wird, wird ein zweikanaliges, Referenz-Elekrodenset ermittelt, und der Monitor **150** wird für eine zweikanalige, Referenz-EEG-Verarbeitung in Schritt **90** konfiguriert. Der digitale Signalkonverter wird auf den Referenzmodus in Schritt **90** eingestellt. Wenn, in Schritt **94**, die PIC-ID „010“ entspricht, erkennt das System ein zweikanaliges, bipolares EEG-Elekrodenset, und der Monitor **150** wird für die entsprechende EEG-Verarbeitung in Schritt **96** konfiguriert. Der digitale Signalkonverter **146** wird dann in Schritt **98** auf einen bipolaren Modus eingestellt.

[0058] Wenn die PIC-ID in Schritt **100** festgelegt ist, „011“ zu entsprechen, hat das System ein einkanaliges EEG-Verarbeitungskabel ermittelt, und der Monitor **150** wird für eine einkanalige EEG-Verarbeitung in Schritt **102** konfiguriert. In Schritt **106** wird der digitale Signalkonverter auf einen bipolaren Modus gesetzt. Wenn irgendeine andere PIC-ID ermittelt wird, werden Fehlermeldungen erzeugt und in Schritt **107** angezeigt, indem darauf hingewiesen wird, dass eine unzulässige PIC-ID festgestellt wurde und dass keine EEG-Verarbeitung

erfolgen soll. Nachdem die CPU in Monitor **150** festgestellt hat, dass die PIC-ID zulässig ist, überprüft der Monitor, ob die PIC-ID eine neue PIC-ID ist. Wenn eine neue PIC-ID erkannt wird, initiiert der Monitor einen Selbsttest in Schritt **108**, gefolgt von einem Elektrodenwiderstandstest in Schritt **109**. Nach dieser Folge von Schritten kehrt das System wieder nach einer 1,75 Sekundenverzögerung an den Anfang zurück und liest weitere PIC-IDs in Schritt **82**.

[0059] In alternativen Ausführungen, in denen vier Pins für PIC-IDs zugeordnet sind, kann der digitale Signalkonverter **146** bis zu 15 verschiedene Kombinationen von beweglichen Anschlusskabel-, PIC- oder Konnektortypen erkennen.

[0060] Das derzeitige Konnektorsystem ermöglicht entweder eine Einkanal-Elektrodenanordnung oder eine Zweikanalelektrodenanordnung. Wie in den [Fig. 7\(a\)](#)–[Fig. 7\(e\)](#) dargestellt ist, stellt sie auch eine Passform-Schutzmaßnahme zur Verfügung, die es dem Konnektor ermöglicht, selektiv zu sein in Hinsicht darauf, was physisch an ihn angeschlossen werden kann. Durch Modifizieren der Höhe der Konnektor-Schienen **50** ist es einer bestimmten Anordnung möglich, ein Hauptschlüssel ([Fig. 7\(a\)](#)) zu sein, und anderen Anordnungen möglich, für einen passenden Konnektor bestimmt zu sein. Dieser Passform-Mechanismus kann beispielsweise verwendet werden, um physikalisch zwischen zwei Anordnungstypen zu unterscheiden. Beispielsweise zwischen einer Anordnung, die ein- und zweikanaliges Überwachen zulässt und einer, die nur zweikanaliges Überwachen zulässt. Der Hauptschlüssel ist dann verfügbar, um alle Monitore unterschiedslos zu verbinden. Er kann beispielsweise verwendet werden, um eine Testschaltung einzuspeisen, um den Monitor zu warten oder verwendet werden, um eine Anordnung für mehrere Zweck einzustecken.

[0061] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 6\(a\)](#) und [Fig. 6\(b\)](#) weist der Tab-Konnektor auf der Anordnung einen Sperrmechanismus auf, einschließlich der Verlängerung **120** und dem Rezeptorbereich **122**, welcher den wie-der verwendbaren Konnektor **124** sichert. Der Sperrvorgang versorgt den Anwender mit taktilen und hörbaren Rückmeldungen.

[0062] Der wieder verwendbare Konnektor **124** beinhaltet eine gedruckte Schaltplatte mit Kontakten und Drähten von einem Kabel, das an diese angeschlossen ist. Die gedruckte Schaltplatte wird dann in eine Anordnung aus zwei vorgeformten Gehäusen eingesetzt, die durch Ultraschall-Schweißen aneinander gesichert sind.

[0063] Die oben beschriebene Elektrodenanordnung **10** wird in Verbindung mit einer neuen, nicht standard-gemäßigen Elektrodenpositionierung (Anbringung) zur Messung der Wirkungen von Narkosemitteln auf das Ge-hirn sowie anderer zerebraler Phänomene verwendet.

[0064] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 13\(a\)](#) und [Fig. 13\(b\)](#) ist eine Ausführung dieser Anbringung darge-stellt, in der die Referenzelektrode **12** in der Mitte der Stirn angebracht und die Satellitenelektrode **12** auf der Schläfe in Augenhöhe über dem Ohr platziert ist. Diese Anbringung weist mehrere Vorteile gegenüber den vor-her beschriebenen Anbringungen auf, da sie es einfach macht, die Elektroden am Patienten festzulegen, die Elektroden einfach am Patienten angebracht werden können und das EEG-Signal und die Amplitude eines sol-chen Signals ausreichend für die Zwecke sind, für die sie verwendet werden.

[0065] Die Festlegung der Elektroden ist wichtig für die Überwachung der Wirkungen der Narkosemittel. Nach dem Stand der Technik bezüglich der Überwachung der Wirkung von Narkosemitteln sind EEG-Systeme be-schrieben, die zwei bis 19 EEG-Kanäle verwenden, wobei die Elektrodenstellen mit den internationalen 10-20-Systemen identifiziert wurden. Die oben beschriebenen Elektrodenanordnungen verwenden einen oder zwei EEG-Kanäle. Die spezifischen Elektrodenstellen, die in diesem Patent beschrieben sind, werden in einem eindeutigen anterioren Bereich des Kopfes des Patienten positioniert, von dem EEG-Signale üblicherweise nicht erfasst werden. Diese anterior platzierten Anordnungen nutzen den Vorteil der globalen Wesensart der Wirkungen von Narkosemitteln auf das Gehirn. Das bedeutet, dass sich die globalen Wirkungen von Narkose-mitteln im EEG widerspiegeln, welches nahe an der anterioren zerebralen Cortex erfasst wird. Die oben be-schriebene Elektrodenanordnung beschreibt ein ziemlich starkes EEG-Signal auf Grund des Abstandes zwi-schen den Elektroden, der ausgewählt wurde. Die Elektroden sind jedoch nicht in so großen Abständen ange-ordnet, um ein Rauschsignal zu verstärken, das vom Patienten (z.B. EKG) erzeugt wurde. Bei jedem signal-verarbeitenden System sind Verstärkungen der Signalamplitude ohne Verstärkung der Geräuschamplitude erwünscht. Das trifft insbesondere auf die EEG-Überwachung zu, da das EEG hundertmal schwächer als das Elektrokardiogramm (EKG) ist. Die Elektrodenanordnung **10** vereinfacht die Festlegung der Elektroden **12** an Positionen, die mit einfach identifizierten, anatomischen Orientierungspunkten (d.h. Mitte der Stirn, Augenhöh-le) gekennzeichnet sind. Weiters befinden sich die Elektrodenstellen gänzlich außerhalb des Haarbereiches

des Patienten. Dies erlaubt eine einfache Anbringung der Elektroden ohne Notwendigkeit einer Rasur oder anderer Maßnahmen, das Haar des Patienten zu entfernen.

[0066] Ein System, das die Elektrodenanordnung gemäß der vorliegenden Erfindung verwendet, kann mit ein- oder zweikanaligen Überwachungsmodi konfiguriert werden. Für den Zweikanal-Modus, der in den [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) dargestellt ist, misst ein EEG-Kanal von einer Elektrodenstelle auf der Stirn des Patienten bis zur linken Seite des unteren Schläfenbereiches, proximal zur linken Augenhöhle (Wangenbein). Der zweite EEG-Kanal misst von derselben Stirnelektrode bis zum rechten unteren Schläfenbereich, proximal zur Augenhöhle. Eine nicht messende Erdungselektrode ist ebenfalls auf der Stirn des Patienten angebracht. Das Zweikanal-System weist die Vorteile der Signalredundanz (zwei Signalkanäle anstelle von einem Kanal) und ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis auf. Die Einkanal-Konfiguration, wovon ein Beispiel in [Fig. 1](#) dargestellt ist, verwendet die Elektrode in der Stirnmitte plus entweder die linke oder rechte oben beschriebene Elektrode plus die Erdungselektrode. Die Einkanal-Konfiguration hat den Vorteil, weniger Platz auf dem Kopf des Patienten zu verwenden und erleichtert daher eine Tätigkeit am Kopf, da es einen größeren Bereich gibt, auf dem man manövrieren kann. Die Einkanal-Konfiguration ist leichter anzubringen, da eine Elektrode weniger verwendet wird.

[0067] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) wird eine alternative Ausführung der vorliegenden Erfindung gezeigt, in der die Anordnung **10** der Elektroden **12** zwei Schläfenelektroden **12c** umfasst, die sowohl die Tiefe einer Anästhesie, Impuls-Unterdrückung, Ischämie-Überwachung und EEG-Aufzeichnungen sowie EMG-Erfassung ermöglichen. Wenn ein Zweikanal-System verwendet wird, können die Signale zusammen gemittelt werden oder kann der zweite Kanal als Backup-Signal verwendet werden, wenn die Erstkanal-Signale verloren gehen. Die Platzierung der Elektroden auf einem menschlichen Kopf in einem solchen Zweikanal-System ist in [Fig. 11](#) dargestellt. Unter Bezugnahme auf [Fig. 10](#) wird der Leiter **16d** in dieser Konfiguration verwendet, um das Signal von der zweiten Schläfe bereitzustellen.

[0068] Unter Bezugnahme auf [Fig. 16](#) wird dieselbe Anordnung **10**, die oben beschrieben ist, in Verbindung mit [Fig. 1](#) verwendet und zwar auf andere Weise, wobei die Mitte des Hauptabschnittes **14** der Anordnung **10** über den Schläfen platziert ist und die Elektrode **12c** auf dem Satellitenabschnitt **15** zur Bezugselektrode wird. Diese Konfiguration hat den Vorteil, dass das Kabel vom Gesicht des Patienten ferngehalten wird.

[0069] Wie in [Fig. 17](#) dargestellt ist, wird eine weitere Anordnung **10** der Elektrode **12** mit einer Erdungsverbindung **12a**, zwei vorderen Verbindungen und zwei mastoiden Verbindungen gezeigt, die für die Tiefe einer Anästhesie, für Impuls-Unterdrückung, Ischämie-Überwachung und EEG-Aufzeichnungen als auch EMG-Erfassung verwendet werden können. Was die Ausführungen, gezeigt in den [Fig. 15\(a\)](#) und [Fig. 15\(b\)](#) betrifft, kann die in [Fig. 17](#) dargestellte Konfiguration verwendet werden, um ein Hirnsignal auf jeder Seite des Kopfes zu erfassen, um bipolare Messungen zu erzeugen.

[0070] In alternativen Ausführungen umfasst eine Elektrodenanordnung weitere passive Geräte, wie beispielsweise, jedoch nicht darauf beschränkt, Widerstände, Kondensatoren oder Jumper zum Zwecke der Erzeugung eines Codes zur Selbstkonfigurierung.

[0071] In einer anderen Ausführung, die in [Fig. 18](#) dargestellt ist, umfasst die Anordnung **10** mehrere Elektroden **12** einen flexiblen Schaltkreis mit Leitern, die an einer Tab-Verbindung enden, die doppelseitig ist. Der passende Konnektor **124** weist Kontakte **125** am oberen und unteren Ende auf. Dies ermöglicht eine Verstärkung der Dichte des Schaltkreises, wobei die Größe des Koniaktors auf kleinem Profil gehalten wird. Es ermöglicht auch die Trennung der Signale, die digitaler Natur sind, von jenen, die physioelektrischer Natur sind. Dies reduziert das Geräuschmaß in Bezug auf die EEG-Signale.

[0072] Unter nunmehriger Bezugnahme auf [Fig. 19](#) wird die Elektrodenanordnung **10** in Verwendung mit einem EEG-Monitor gezeigt. Die Elektrodenanordnung **10** ist durch einen Konnektor **20** mit einem Patienten-Interface-Kabel **142** verbunden, welches wiederum mit einem beweglichen Anschlusskabel **144** verbunden ist. Das bewegliche Anschlusskabel **144** ist mit einem digitalen Signalkonverter **146** verbunden, welcher wiederum mit dem Monitor **150** über das Monitor-Interface-Kabel **148** verbunden ist. In einer weiteren Ausführung kann der digitale Signalkonverter im Monitor eingearbeitet sein, wodurch die Kabel **144**, **148** nicht mehr erforderlich sind oder die Elektrodenanordnung **10** kann mit dem Kabel **144** verbunden sein, wodurch Kabel **142** nicht mehr erforderlich ist.

[0073] Während die vorliegende Erfindung in Bezug auf ihre bevorzugten Ausführungen beschrieben wurde, sind verschiedene Änderungen und Modifikationen für einen Fachmann erkennbar. Alle diese Änderungen und

Modifikationen sollen in den Rahmen der beigefügten Ansprüche fallen.

Patentansprüche

1. Anordnung (10) von Elektroden (12) mit nur drei Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen, dadurch gekennzeichnet, dass die Anordnung (10) einen flexiblen, einheitlichen Körper mit einem Hauptabschnitt (14), einem Satellitenabschnitt (15) und einer flexiblen Verlängerung (17), die zwischen dem Hauptabschnitt (14) und einem Satellitenabschnitt (15) angeordnet ist, umfasst, wobei zwei Elektroden (12a, 12b) der drei Elektroden (12) auf dem Hauptabschnitt (14) positioniert sind und eine dritte Elektrode (12c) der drei Elektroden (12) auf dem Satellitenabschnitt (15) positioniert ist, wobei Leiter (16) auf dem flexiblen, einheitlichen Körper angeordnet sind, um Signale von den Elektroden (12) zu übertragen und wobei die Leiter (16) über ihre ganze Länge direkten Kontakt mit dem flexiblen, einheitlichen Körper haben.
2. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 1, wobei die Anordnung (10) weiters einen nicht leitenden Tab-Konnektor (18) umfasst, in den die Leiter (16) hineingesteckt und fixiert werden.
3. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 2, wobei der nicht leitende Tab-Konnektor (18) umfasst:
einen nicht leitenden Körper, in den die Leiter hineingesteckt werden, wobei der Körper ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist; ein Gelenk (47), das zwischen dem ersten Ende und dem zweiten Ende angeordnet ist, über welches das zweite Ende gedreht wird, um möglichst nah am ersten Ende positioniert zu sein; einen Fixiermechanismus (48, 49), um das an das erste Ende angrenzende zweite Ende zu fixieren.
4. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 1, die weiters nicht leitende Zacken (44) umfasst, die unterhalb jeder Elektrode (12) zur Trennung der Hautschichten (32) eines Patienten angeordnet sind.
5. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 1, die weiters eine Ausnehmung (38) zur Aufbewahrung von elektrolytischem Gel (40), das frei von Kontakt mit dem Gel (40) der anderen Elektrode (12) ist, umfasst.
6. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 2, wobei der nicht leitende Tab-Konnektor (18) weiters zumindest zwei Schienen (50) zur Führung des Konnektors (18) in einen wieder verwendbaren Konnektor (14) des Monitors (150) umfasst, wobei die Schienen (50) nur für eine bestimmte Anwendung dimensioniert sind.
7. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 1, die weiters eine Salzbrückenbarriere (35) umfasst, um zu verhindern, dass elektrolytisches Gel (40), das Kontakt mit einer der Elektroden (12) hat, in Berührung mit elektrolytischem Gel (40), das Kontakt mit einer zweiten der Elektroden (12) hat, kommt.
8. Anordnung (10) von Elektroden (12) mit nur vier Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen, dadurch gekennzeichnet, dass die Anordnung (10) umfasst:
einen flexiblen, einheitlichen Körper mit einem Hauptabschnitt (14), einem oder zwei Satellitenabschnitten (15) und einer flexiblen Verlängerung (17), die zwischen dem Hauptabschnitt (14) und jeweils einem oder zwei Satellitenabschnitten (15) angeordnet ist, wobei zumindest zwei Elektroden (12a, 12b) der vier Elektroden (12) auf dem Hauptabschnitt (14) positioniert sind und eine Elektrode (12c) der vier Elektroden jeweils auf den Satellitenabschnitten (15) positioniert ist, wobei Leiter (16) auf dem flexiblen, einheitlichen Körper angeordnet sind, um Signale von den Elektroden (12) zu übertragen und wobei die Leiter (16) über ihre ganze Länge direkten Kontakt mit dem flexiblen, einheitlichen Körper haben.
9. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 8, wobei die Anordnung (10) weiters einen nicht leitenden Tab-Konnektor (18), in den die Leiter (16) hineingesteckt und fixiert werden, umfasst.
10. Anordnung (10) von Elektroden (12) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 9, wobei der nicht leitende Tab-Konnektor (18) umfasst:
einen nicht leitenden Körper, in den die Leiter hineingesteckt werden, wobei der Körper ein erstes Ende und ein zweites Ende aufweist; ein Gelenk (47), das zwischen dem ersten Ende und dem zweiten Ende angeordnet

ist, über welches das zweite Ende gedreht wird, um möglichst nah am ersten Ende positioniert zu sein; einen Fixiermechanismus (**48, 49**), um das an das erste Ende angrenzende zweite Ende zu fixieren.

11. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 8, die weiters nicht leitende Zacken (**44**) umfasst, die unterhalb jeder Elektrode (**12**) zur Trennung der Hautschichten (**32**) eines Patienten angeordnet sind.

12. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 8, die weiters eine Ausnehmung (**38**) zur Aufbewahrung von elektrolytischem Gel (**40**), das frei von Kontakt mit dem Gel (**40**) jeder anderen Elektrode (**12**) ist, umfasst.

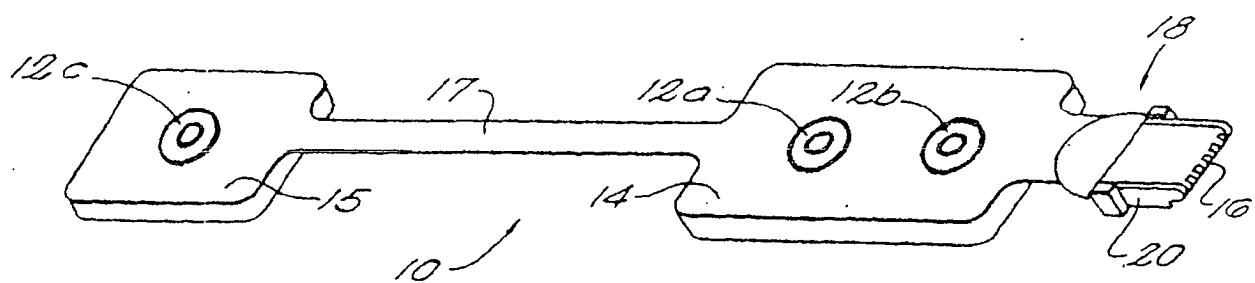
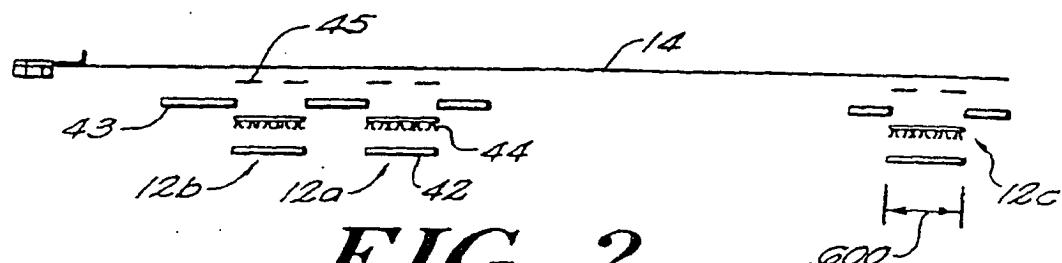
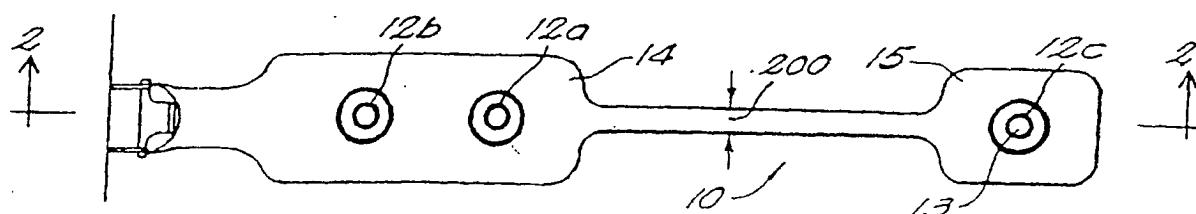
13. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 9, wobei der nicht leitende Tab-Konnektor (**18**) weiters zumindest zwei Schienen (**50**) zur Führung des Konnektors (**18**) in einen wieder verwendbaren Konnektor des Monitors (**150**) umfasst, wobei die Schienen (**50**) nur für eine bestimmte Anwendung dimensioniert sind.

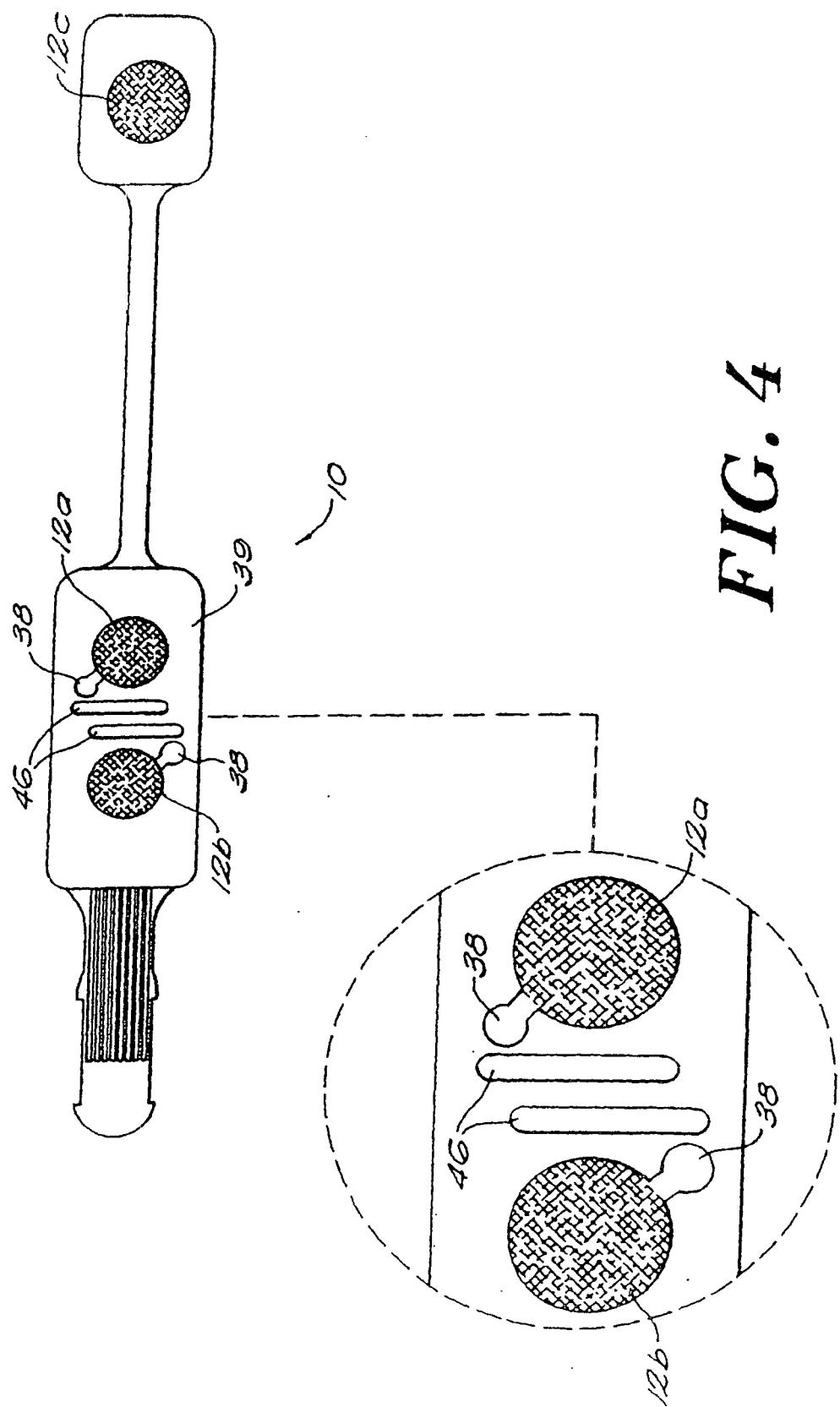
14. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach Anspruch 8, die weiters eine Salzbrückenbarriere (**46**) umfasst, um zu verhindern, dass elektrolytisches Gel (**40**), das Kontakt mit einer der Elektroden (**12**) hat, in Berührung mit elektrolytischem Gel (**40**), das Kontakt mit einer zweiten der Elektroden (**12**) hat, kommt.

15. Anordnung (**10**) von Elektroden (**12**) zur Überwachung von physiologischen, elektrischen Signalen nach jedem der Ansprüche 1 bis 14, wobei die Anordnung (**10**) weiters Speichermittel für einen der Anordnungen (**10**) eindeutig zugeordneten Code in einem Konnektor, der an die Elektrodenanordnung (**10**) angeschlossen ist, umfasst.

Es folgen 15 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

***FIG. 1******FIG. 2******FIG. 3***



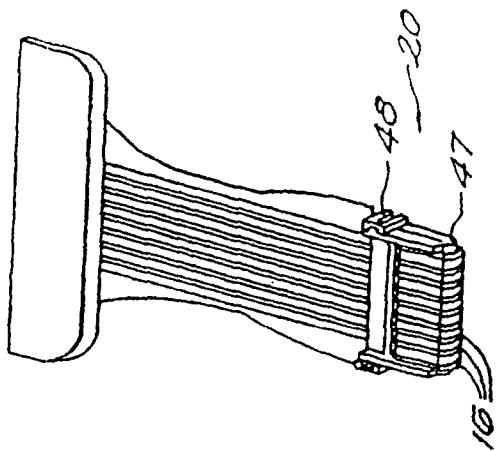


FIG. 5(c)

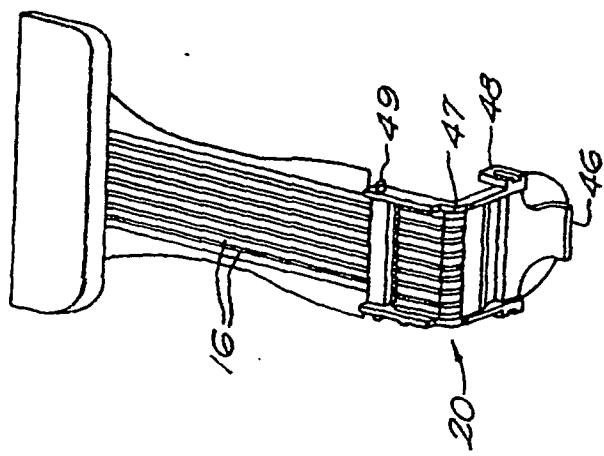


FIG. 5(b)

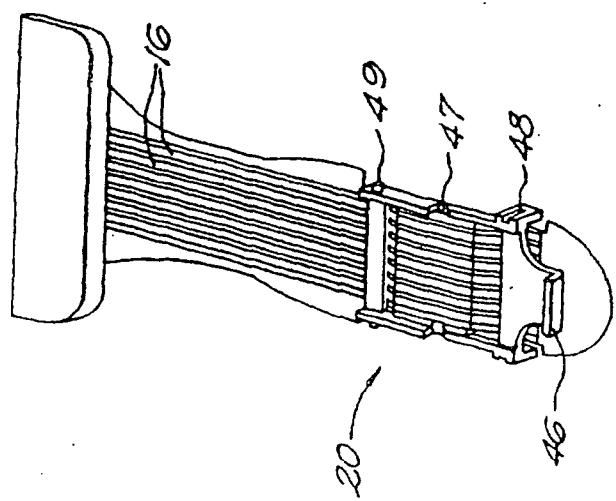
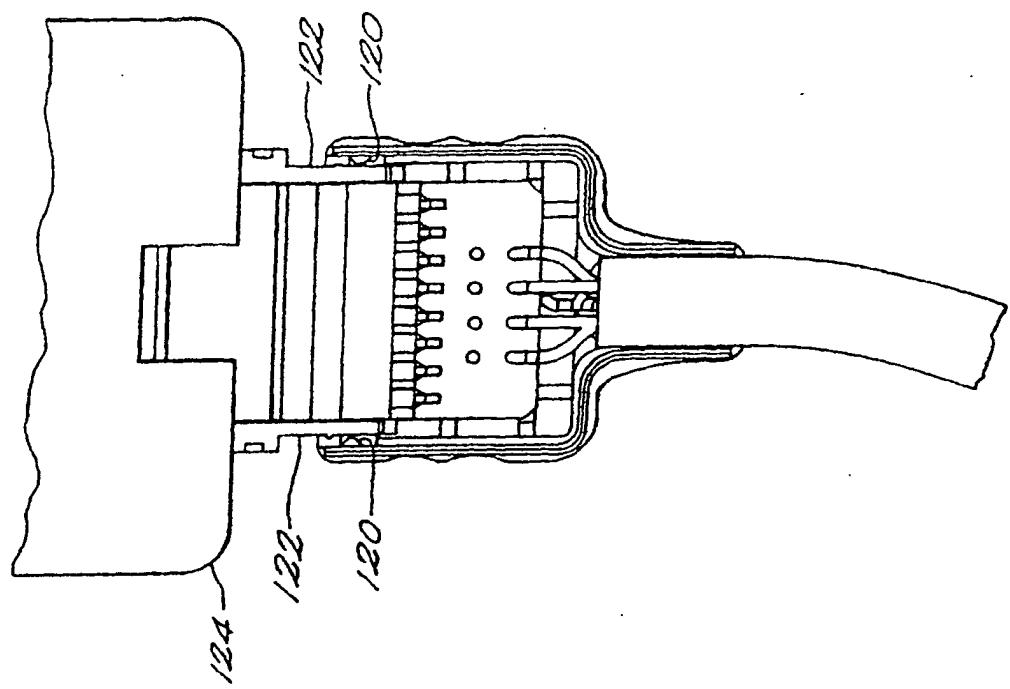
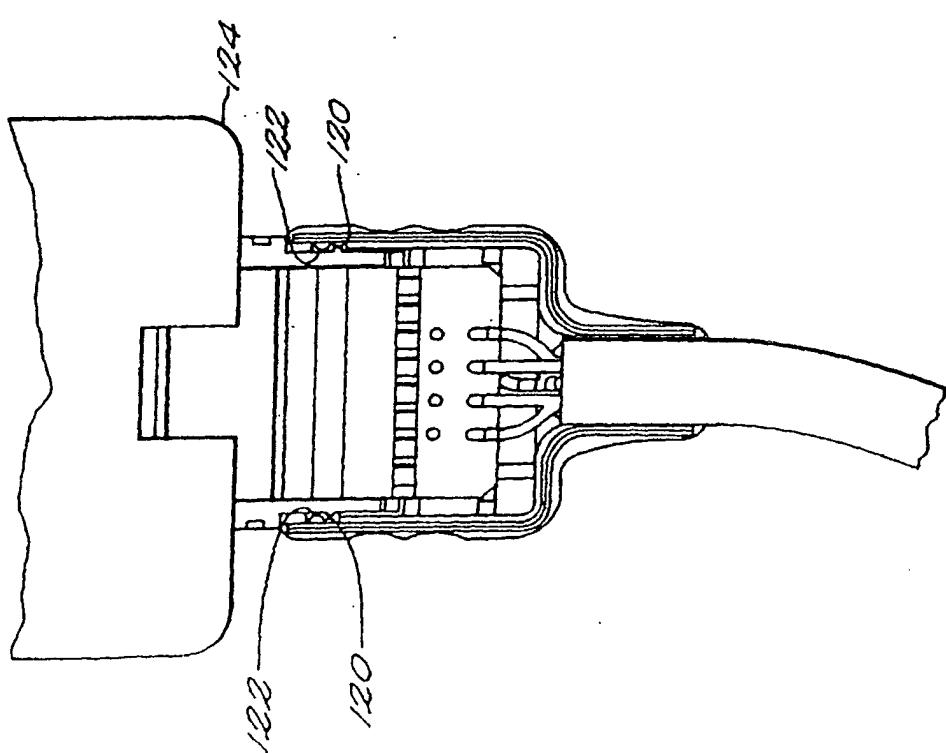


FIG. 5(a)

FIG. 6(a)



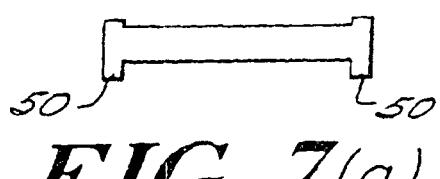


FIG. 7(a)

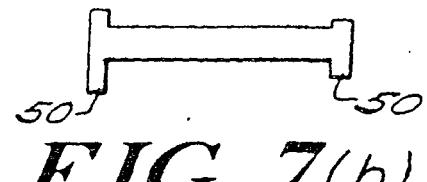


FIG. 7(b)

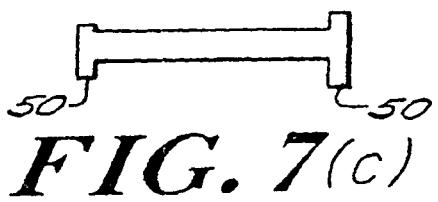


FIG. 7(c)

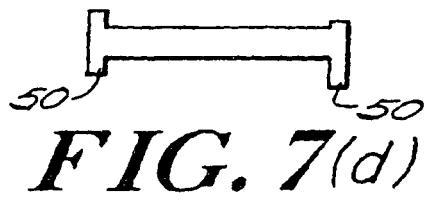


FIG. 7(d)

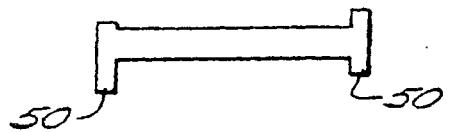
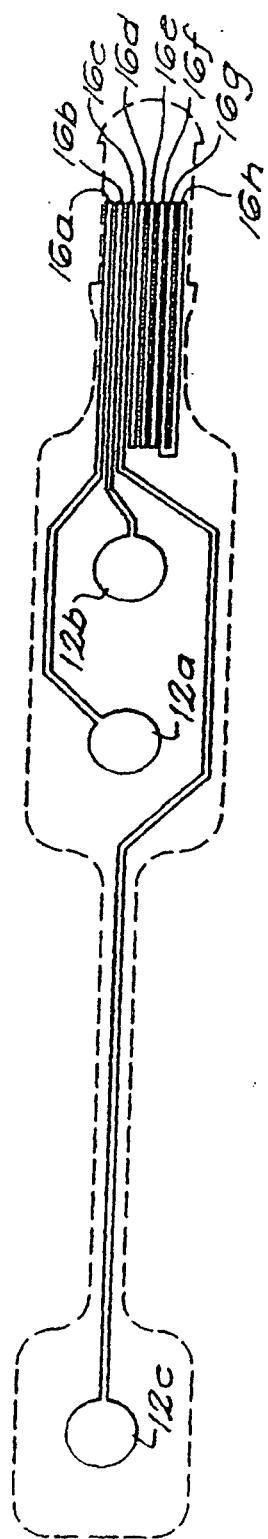
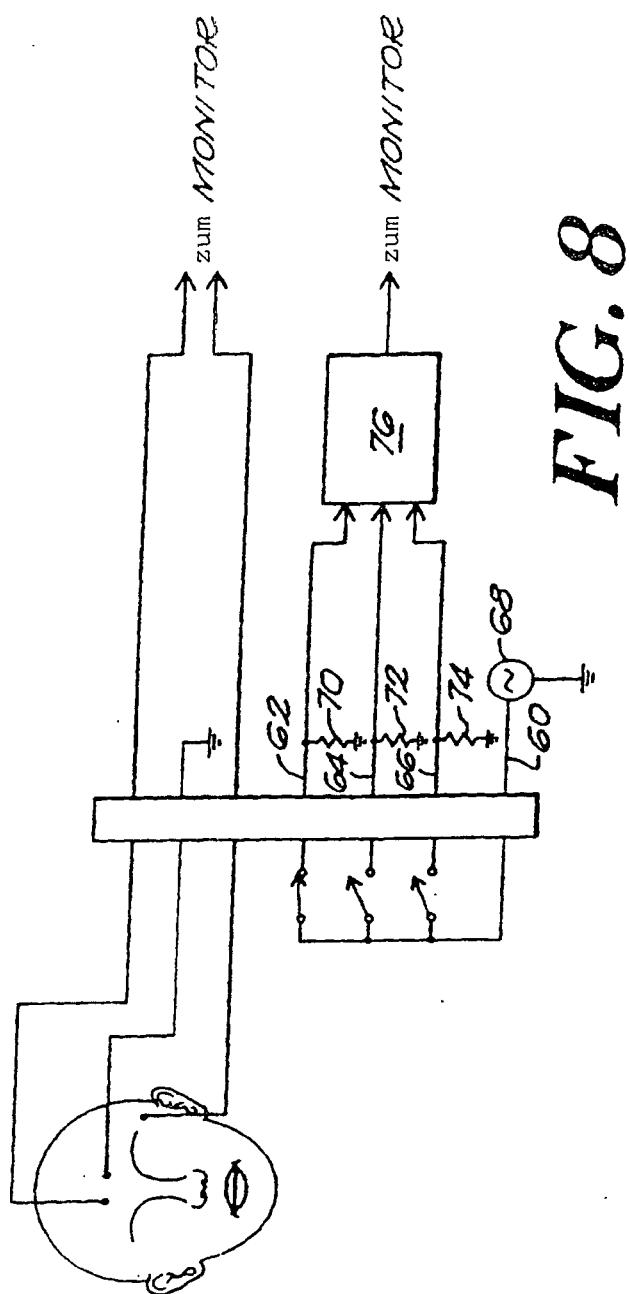


FIG. 7(e)



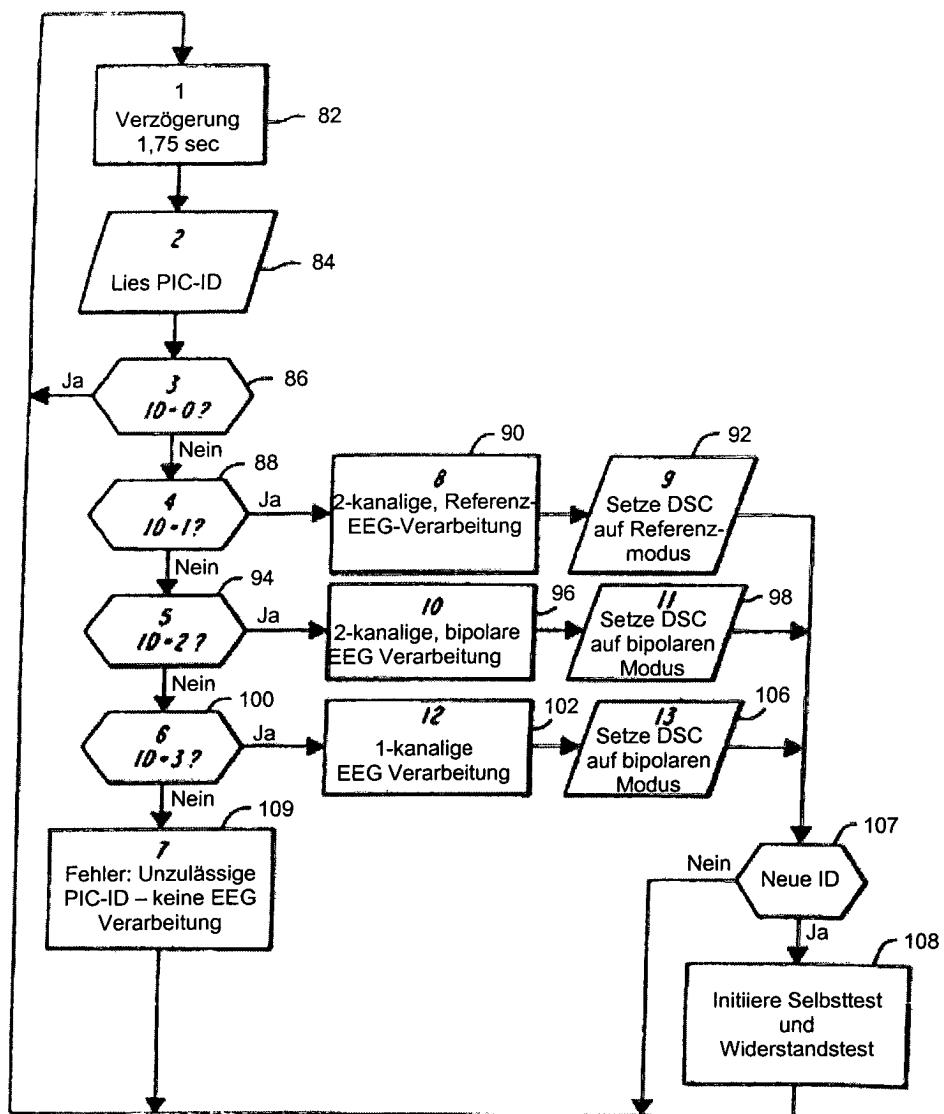


FIG. 9

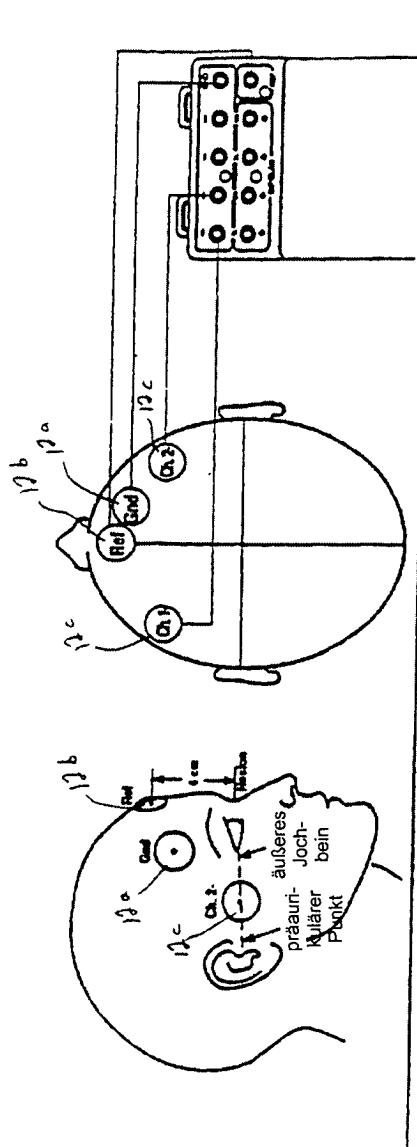


Fig. 11

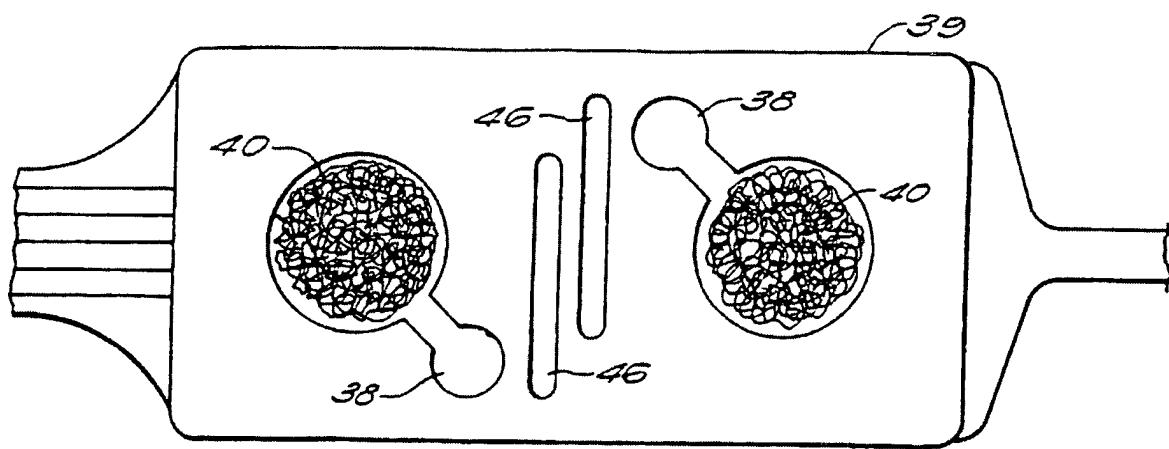


FIG. 12

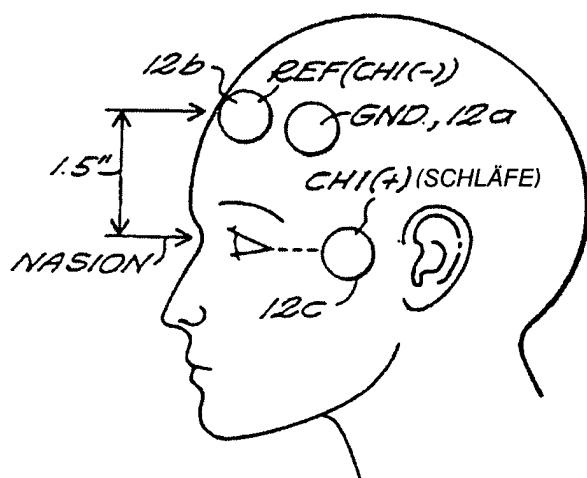


FIG. 13(a)

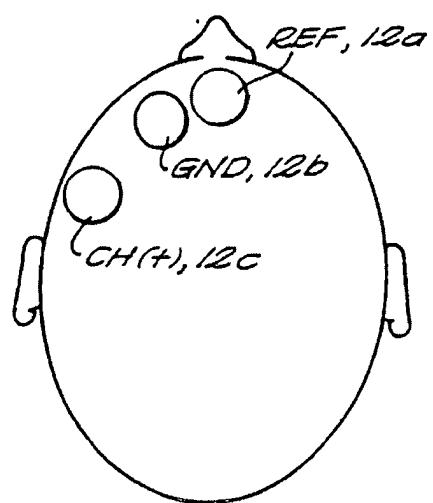


FIG. 13(b)

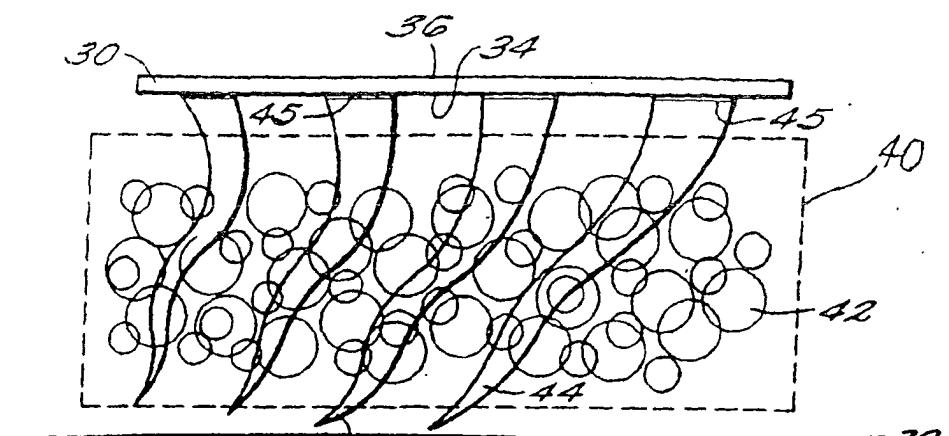


FIG. 14

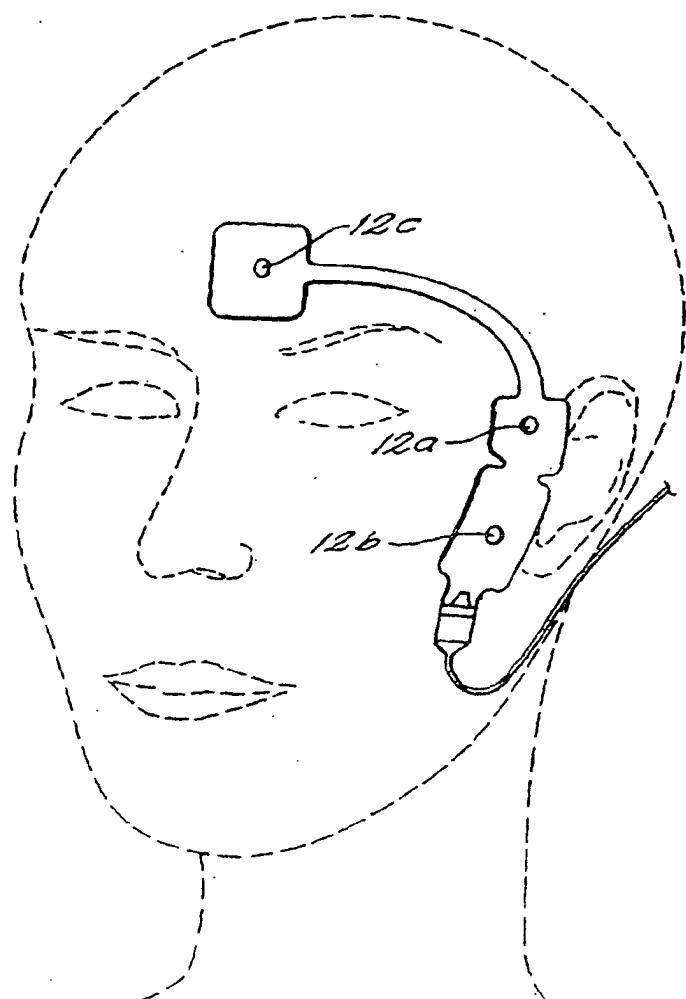


FIG. 16

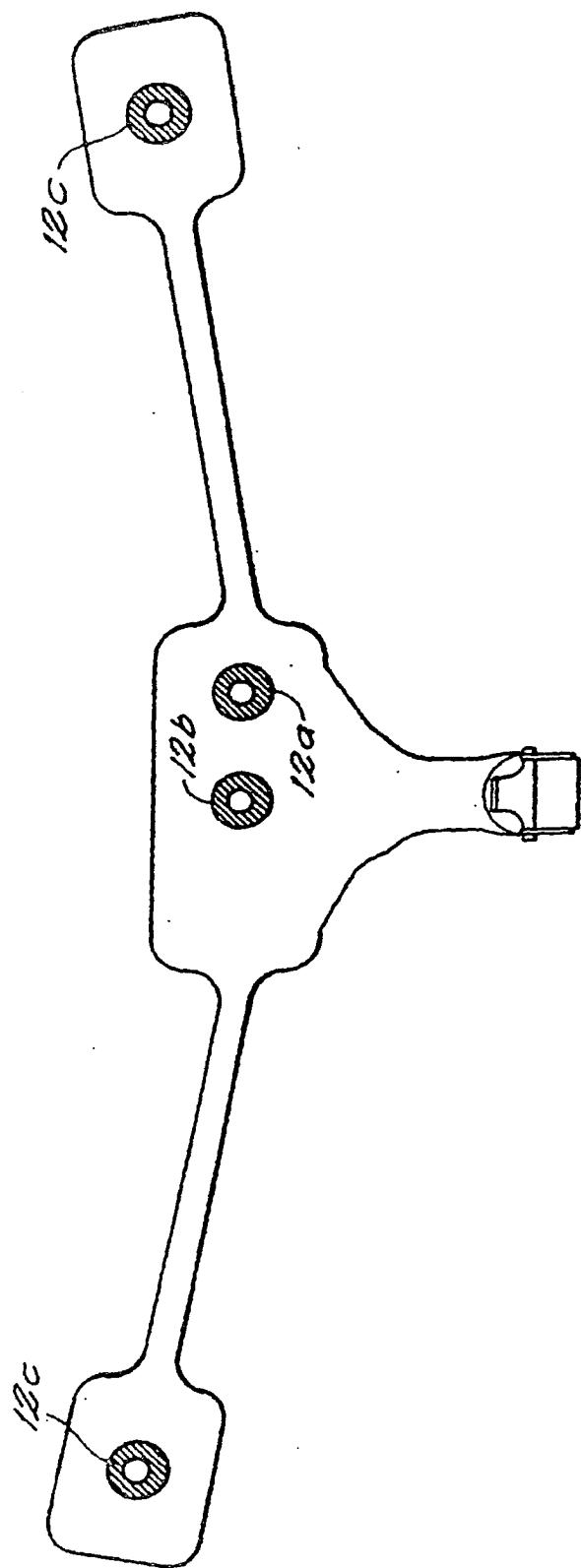


FIG. 15(a)

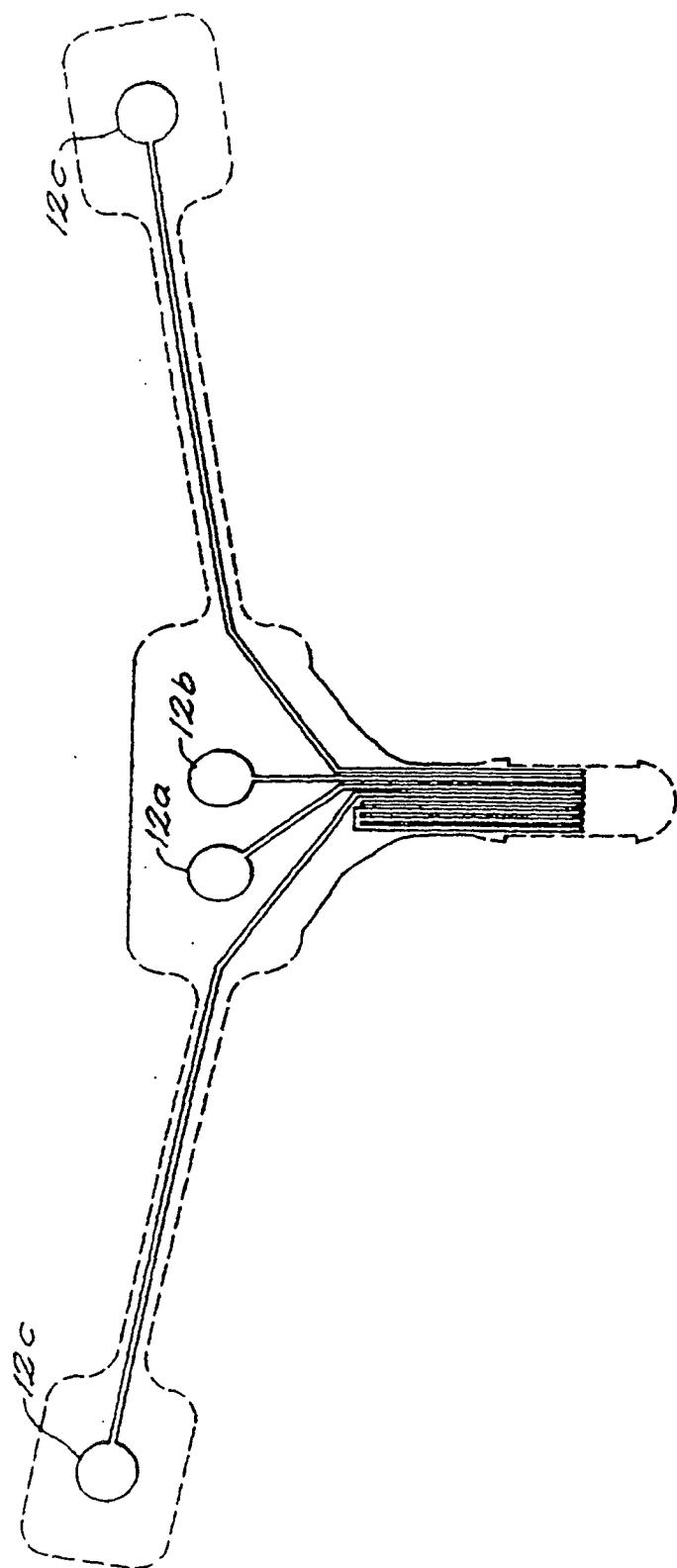


FIG. 15(b)

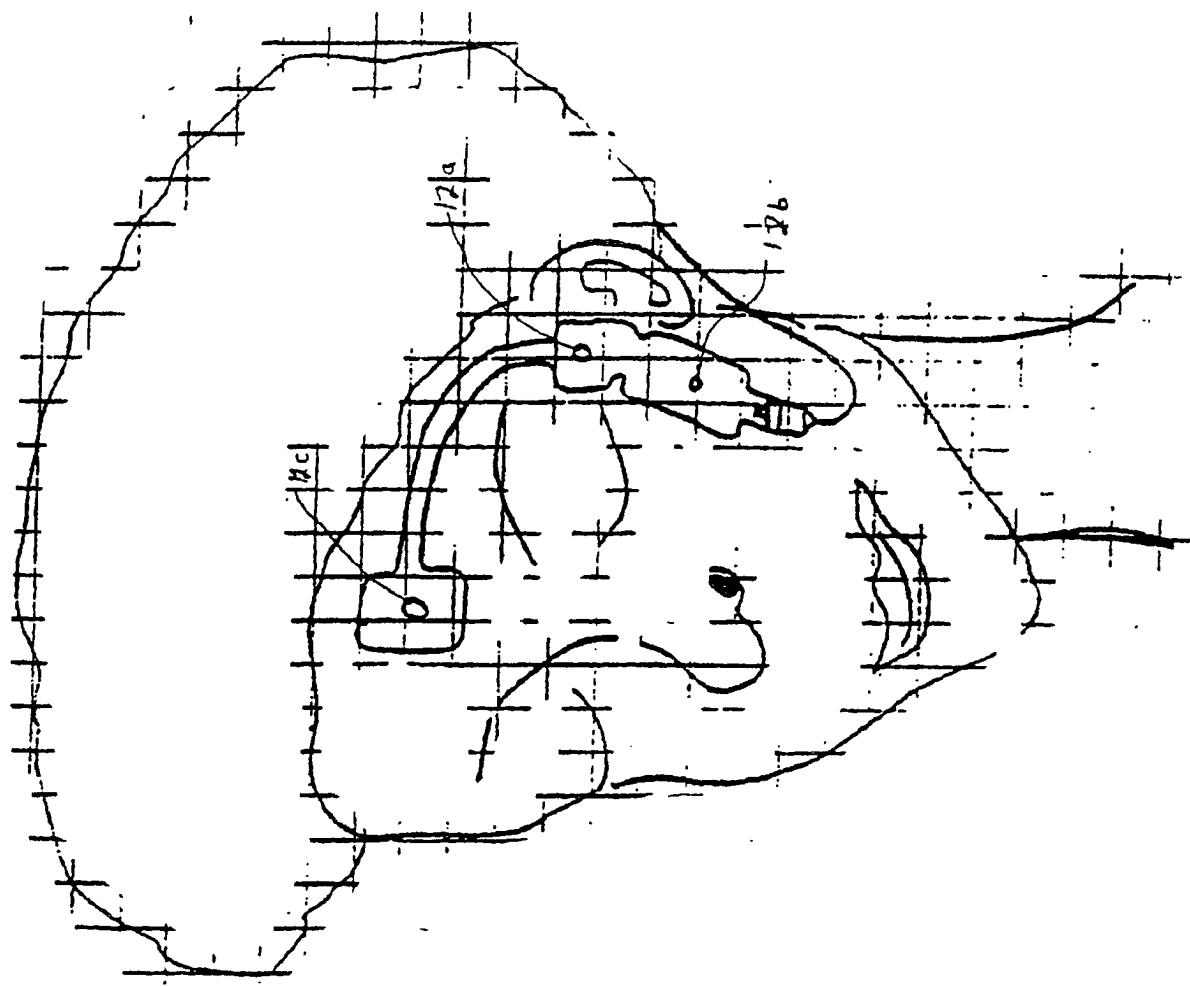


Fig. 16

FIG. 17

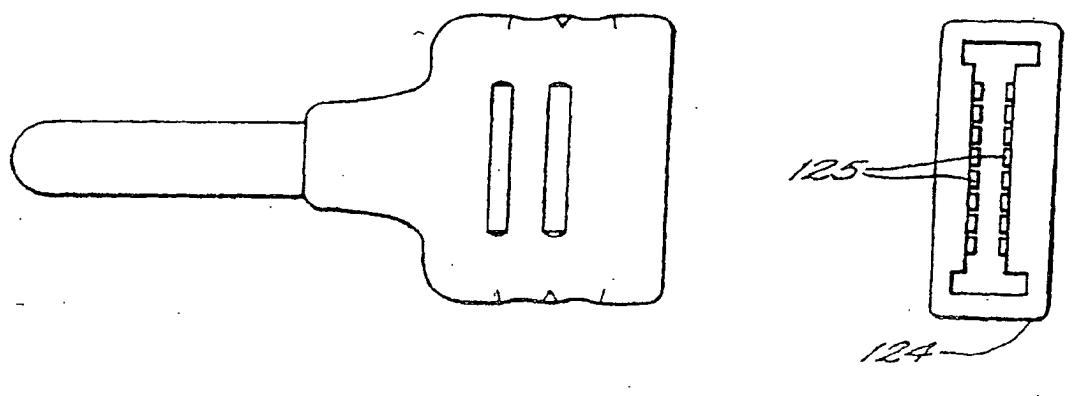
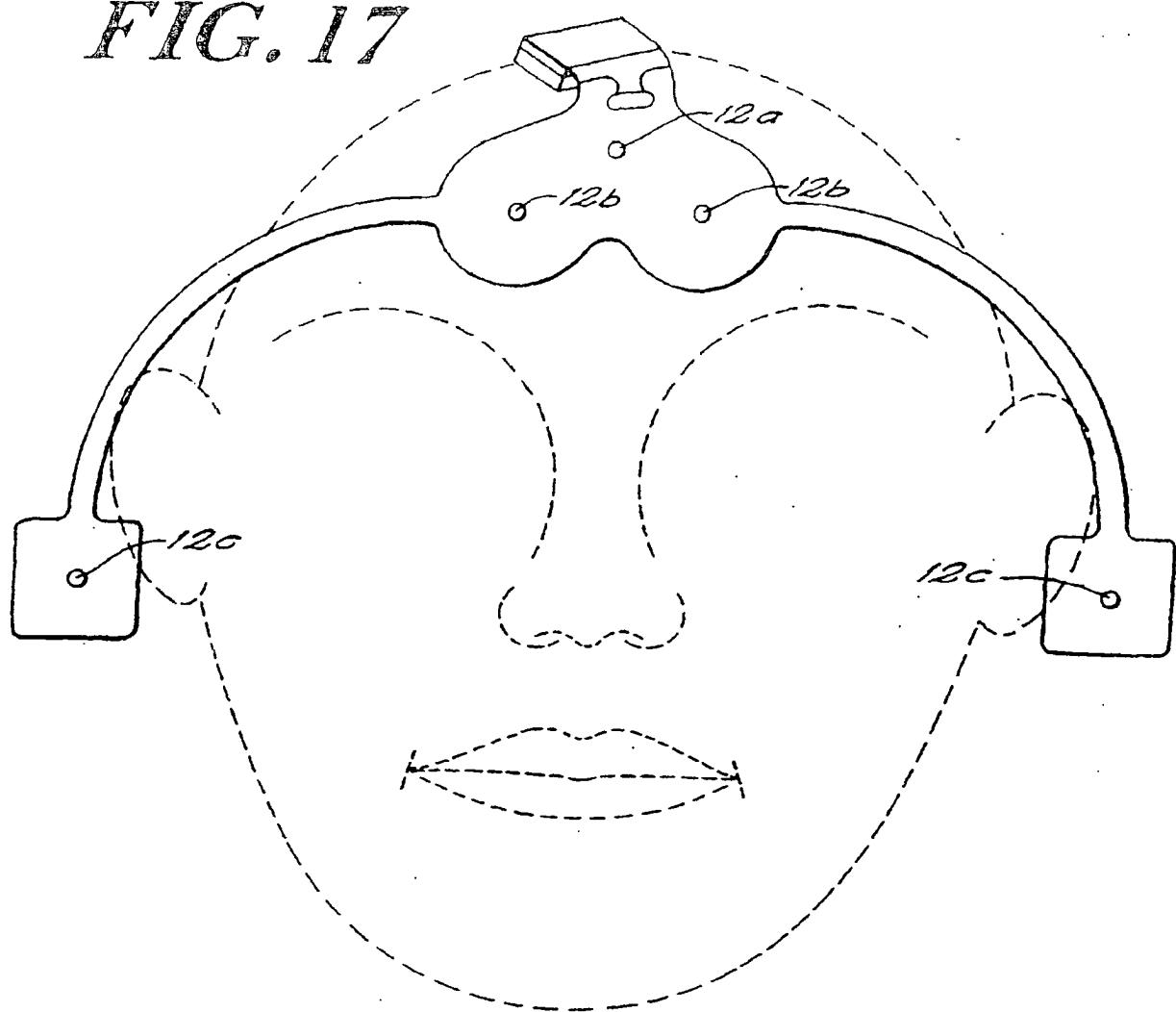


FIG. 18

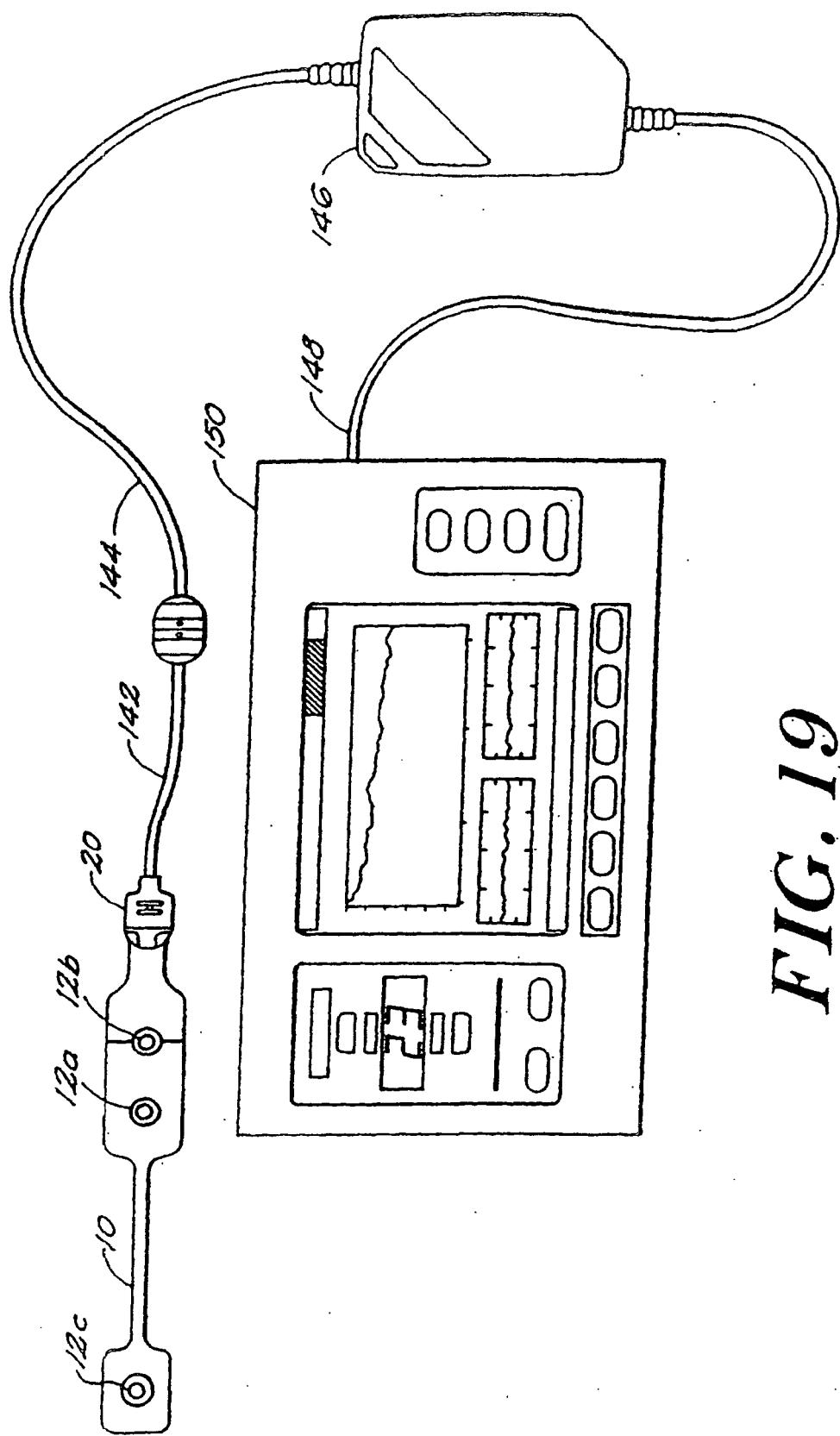


FIG. 19