

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6234425号
(P6234425)

(45) 発行日 平成29年11月22日 (2017.11.22)

(24) 登録日 平成29年11月2日 (2017.11.2)

(51) Int. Cl.			F I		
A 6 1 B	5/0408	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 J
A 6 1 B	5/0478	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 R
A 6 1 B	5/0492	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 F
A 6 1 B	5/0428	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 1 0 B

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-249853 (P2015-249853)
 (22) 出願日 平成27年12月22日 (2015.12.22)
 (65) 公開番号 特開2017-113141 (P2017-113141A)
 (43) 公開日 平成29年6月29日 (2017.6.29)
 審査請求日 平成28年3月10日 (2016.3.10)

(73) 特許権者 515356926
 AM I 株式会社
 熊本県水俣市浜松町 5 番 9 8 号
 (74) 代理人 100107711
 弁理士 磯兼 智生
 (72) 発明者 小川 晋平
 京都府京都市中京区河原町通二条下る二丁
 目下丸屋町 4 0 3 番地 AM I 株式会社内
 審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心電測定用電極ユニット、電極パッド及び電気ケーブル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一枚のシート体または板体からなり、プラス電極、マイナス電極、アース電極を、裏面に表出するように固定する電極パッドであって、前記各電極が人体表面に接触するように、前記裏面側が人体表面に固定可能に形成される電極パッドと、

前記プラス電極、マイナス電極及びアース電極のそれぞれ電氣的に連結する3本の電線を有し、双極誘導を用いる心電図モニターに接続できる電気ケーブルとを有し、

前記プラス電極から前記心電図モニターに至るまでの電気抵抗値が、前記マイナス電極から前記心電図モニターに至るまでの電気抵抗値よりも小さくなるよう形成される

心電測定用電極ユニット。

【請求項 2】

前記電極パッドには、前記各電極ごとに電氣的に接続された端子が表面に表出するように設けられるとともに、前記電気ケーブルの前記各電線先端に前記各端子に係合して電氣的に接続するコネクタが設けられることで、前記電極パッドと前記電気ケーブルとは着脱可能に形成される請求項 1 に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 3】

前記電気ケーブルに変えて、前記プラス電極、マイナス電極、アース電極に接続され、無線により前記プラス電極、マイナス電極、アース電極からの電気信号を前記心電図モニターに送信する無線装置が設けられ、

前記無線装置には、前記各端子に係合して電氣的に接続するコネクタが設けられること

で、前記電極パッドと前記無線装置とは着脱可能に形成される請求項 2 に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 4】

前記電気ケーブルを構成する 3 本の電線は、前記心電図モニター近傍から前記コネクタ近傍において一本にまとめられ、端部で 3 本に分かれるように形成される請求項 2 に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 5】

前記端子は三角形形状に配置されるとともに、前記各端子には先端が基端に対して当該三角形の最も近い角の方向を向くような導電性フックが形成され、

前記コネクタは前記フックに掛る前記電気ケーブルに接続される導電性のリング又はフックから形成され、前記端子の導電性フックに掛った状態において弾性体によって掛りがはずれない方向に付勢される

請求項 4 に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 6】

前記電気ケーブルの前記コネクタ側の端部で 3 本に分かれる接合位置近傍に人体表面に吸着可能な吸盤が設けられる請求項 4 又は 5 に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 7】

前記各電極は正三角形の頂点を形成する位置に配置される請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 8】

前記電極パッドにおいて、前記プラス電極から当該プラス電極に接続された端子に至るまでの電気抵抗値が前記マイナス電極から当該マイナス電極に接続された端子の電気抵抗値よりも小さくなるように形成される請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 9】

前記電気ケーブルにおいて、前記プラス電極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線までの電気抵抗値が、前記マイナス電極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線の電気抵抗値よりも小さくなるように形成される請求項 2、4、5、6 のいずれか 1 項に記載の心電測定用電極ユニット。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の電極パッド。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の電気ケーブル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、双極誘導を用いる心電図モニターに接続して心電を測定するための電極パッドと電気ケーブルとからなる心電測定用電極ユニットに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、双極誘導を用いる心電図を得るためには、アイントーベンの三角形の原理に基づき、右肩近傍にマイナス電極を貼り付け、左脇腹にプラス電極を貼り付け、左方近傍にアース電極を貼り付けることが一般的である。しかし、体の 3 箇所電極を取り付けるのは煩雑であり、緊急の場合などには服を脱がせたり、場合によっては服を切ったりする必要がある。また、いずれかの電極が外れた場合、3 つの電極のうちのどれが外れたのかを即座に特定することが難しい。

これに対して、下記特許文献には単極誘導を用いる心電図モニター用の電極パッドが開示されている。この電極パッドは 1 枚のシートにプラス電極とアース電極が設けられており胸骨近傍に貼り付けると心電図を得ることができる。当該先行技術文献には電極を 3 以上にしてもよいことが記載され、また、胸骨近傍の 3 箇所電極を接触させても双極誘電

10

20

30

40

50

を用いる心電図を得ることができるので、一枚のシートに3つの電極を設けた電極パッドを用いれば双極誘電を用いる場合にも用いることができると考えられる。そして、このような構成によれば、一回の動作で貼り付けることができ、また、服を脱がさなくても、服の上又は下から挿入して張り付けることができ、さらに、電極が外れた際に、場所の特定に困らないようにすることが可能である。また、胸骨上には筋肉がないので、筋電による影響を最小限にすることもできる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2014-8166号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上記のように一枚のシートに電極をまとめると、電極間の電位差が小さくなってしまいうために、心電図の波形が小さくなるという問題が生じる。従来のように電極が分離していると電極の取り付けを変えることで対応できるが、一枚のシートに電極が固定されているとこのような対処をすることはできない。また、心電図モニターの波形を画面上で増幅することもできるが、この場合、ノイズとなる筋電図も増幅されてしまうという問題が生じる。

本発明はこのような問題に鑑みて、双極誘電を用いた心電図モニターに用いられる電極を一つのシート等にまとめる場合において、心電図の波形をより明瞭にし、かつ、筋電図の混入を低減させることを課題とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

請求項4に記載の発明は、請求項2に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記電気ケーブルを構成する3本の電線は、前記心電図モニター近傍から前記コネクタ近傍において一本にまとめられ、端部で3本に分かれるように形成されるものである。

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記端子は三角形に配置されるとともに、前記各端子には先端が基端に対して当該三角形の最も近い角の方向を向くような導電性のフックが形成され、前記コネクタは前記フックに掛る前記電気ケーブルに接続される導電性のリング又はフックから形成され、前記端子の導電性フックに掛った状態において弾性体によって掛りがはずれない方向に付勢されるものである。

30

請求項6に記載の発明は、請求項4又は5に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記電気ケーブルの前記コネクタ側の端部で3本に分かれる接合位置近傍に人体表面に吸着可能な吸盤が設けられるものである。

請求項7に記載の発明は、前記心電測定用電極ユニットにおいて、前記各電極は正三角形の頂点を形成する位置に配置されるものである。

請求項8に記載の発明は、請求項2から7のいずれかに記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記電極ユニットは、前記プラス電極から当該プラスに接続された端子に至るまでの電気抵抗値が前記マイナス電極から当該マイナス電極に接続された端子に至るまでの電気抵抗値よりも小さくなるように形成されるものである。

40

請求項9に記載の発明は、請求項2、4、5、6のいずれかに記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記電気ケーブルは、前記プラス電極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線までの電気抵抗値が、前記マイナス極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線までの電気抵抗値よりも小さくなるように形成されるものである。

請求項10に記載の発明は、請求項8に記載の電極パッドである。

請求項11に記載の発明は、請求項9に記載の電気ケーブルである。

【0006】

50

請求項 4 に記載の発明は、請求項 2 又は 3 に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記プラス電極から当該プラスに接続された端子に至るまでの電気抵抗値が前記マイナス電極から当該マイナス電極に接続された端子に至るまでの電気抵抗値よりも小さくなるように形成されるものである。

請求項 5 に記載の発明は、請求項 2 に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記プラス電極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線までの電気抵抗値が、前記マイナス極に接続された端子に接続可能なコネクタ部分とこれに接続される電線までの電気ケーブルの電気抵抗値よりも小さくなるように形成されるものである。

請求項 6 に記載の発明は、請求項 2、4、5 のいずれかに記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記電気ケーブルを構成する 3 本の電線は、前記心電図モニター近傍から前記コネクタ近傍において一本にまとめられ、端部で 3 本に分かれるように形成されるものである。

10

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の心電測定用電極ユニットにおいて、前記端子は三角形に配置されるとともに、前記各端子には先端が基端に対して当該三角形の最も近い角の方向を向くような導電性のフックが形成され、前記コネクタは前記フックに掛る前記電気ケーブルに接続される導電性のリング又はフックから形成され、前記端子の導電性フックに掛った状態において弾性体によって掛りはずれない方向に付勢されるものである。

請求項 8 に記載の発明は、前記心電測定用電極ユニットにおいて、前記各電極は正三角形の頂点を形成する位置に配置されるものである。

20

請求項 9 に記載の発明は、請求項 2、3、4、7 のいずれか記載の電極パッドである。

請求項 10 に記載の発明は、請求項 2、4、6、7 のいずれかに記載の電気ケーブルである。

請求項 11 に記載の発明は、請求項 6、7 に記載の電気ケーブルであって、前記コネクタ側の端部で 3 本に分かれる接合位置近傍に人体表面に吸着可能な吸盤が設けられるものである。

【発明の効果】

【0007】

請求項 4 に記載の発明は、3 本の電線を有する電気ケーブルの途中を一本にまとめることで取り回しや収納をより簡易にすることができる。

30

請求項 5 に記載の発明は、簡易な構造で、電極パッドの端子と、電気ケーブルとのコネクタを着脱可能とすることができる。

請求項 6 に記載の発明は、コネクタの中心に吸盤が設けられることで、吸盤を人体表面に吸着させ、直接コネクタを皮膚に接触させて心電図を見ることで、電極パッドを貼り付ける前に、貼り付け位置が適切かどうかを判断することができる。

請求項 7 に記載の発明は、各電極を正三角形に配置することで、心電図に適切な波形が出ない場合に、120 度回転させることで適切な波形を得ることができる。

請求項 8 に記載の発明は、電極パッドにおいてプラス電極部分とマイナス電極部分との間に抵抗値差を設けておくことで、電気ケーブルや無線装置は抵抗差を設けない一般的に用いられているものを採用することができる。

40

請求項 9 に記載の発明は、電気ケーブルの電線部分同士において抵抗値差を設けることで、電極パッドは抵抗値差を設ける必要がなくなり、電極パッドの低コスト化に資することができる。

請求項 10 に記載の発明は、適当な電気ケーブル又は無線装置と組み合わせることで、上記効果を奏する心電測定用電極ユニットを得ることができる。

請求項 11 に記載の発明は、適当な電極パッドと組み合わせることで、上記効果を奏する心電測定用電極ユニットを得ることができる。

【0008】

請求項 4 に記載の発明は、電極パッドにおいてプラス電極部分とマイナス電極部分との

50

間に抵抗値差を設けておくことで、電気ケーブルや無線装置は抵抗差を設けない一般的に用いられているものを採用することができる。

請求項 5 に記載の発明は、電気ケーブルの電線部分同士において抵抗値差を設けることで、電極パッドは抵抗値差を設ける必要がなくなり、電極パッドの低コスト化に資することができる。

請求項 6 に記載の発明は、3本の電線を有する電気ケーブルの途中を一本にまとめることで取り回しや収納をより簡易にすることができる。

請求項 7 に記載の発明は、簡易な構造で、電極パッドの端子と、電気ケーブルとのコネクタを着脱可能とすることができる。

請求項 8 に記載の発明は、各電極を正三角形状に配置することで、心電図に適切な波形が出ない場合に、120度回転させることで適切な波形を得ることができる。

請求項 9 に記載の発明は、適当な電気ケーブル又は無線装置と組み合わせることで、上記効果を奏する心電測定用電極ユニットを得ることができる。

請求項 10 に記載の発明は、適当な電極パッドと組み合わせることで、上記効果を奏する心電測定用電極ユニットを得ることができる。

請求項 11 に記載の発明は、コネクタの中心に吸盤が設けられることで、吸盤を人体表面に吸着させ、直接コネクタを皮膚に接触させて心電図を見ることで、電極パッドを貼り付ける前に、貼り付け位置が適切かどうかを判断することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】(a)は実施形態に係る心電測定用電極ユニットの斜め上方からみた斜視図であり、(b)は同心電測定用電極ユニットの斜め下方からみた斜視図である。

【図2】(a)は実施形態に係る電極パッドの斜め上方からみた斜視図であり、(b)は実施形態に係る電極パッドの斜め下方からみた分解斜視図である。

【図3】(a)は実施形態に係る電線ケーブルのコネクタの斜視図であり、(b)は一つのコネクタ部分の拡大縦断面図である。

【図4】(a)は電極パッドを人体に固定した状態を示す図であり、(b)は(a)の状態から電気ケーブルを電極パッドに固定した状態を示す図である。

【図5】(a)(b)ともに変形例に係る電源パッドの斜め下方からみた斜視図である。

【図6】変形例に係る電線ケーブルのコネクタ部の斜視図である。

【図7】(a)は変形例に係る心電測定用電極ユニットの斜視図であり、(b)は変形例に係る心電測定用電極ユニットの分解斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

図1(a)に本実施形態に係る心電測定用電極ユニットXの斜め上方から見た斜視図を示し、(b)に心電測定用電極ユニットXの斜め下方から見た斜視図を示す。心電測定用ユニットXは、電極パッド10と、電気ケーブル20とから構成される。電極パッド10と電気ケーブル20とは後述するコネクタ30によって着脱可能に形成されている。

図2(a)に電源パッド10の斜め上方から見た斜視図を示し、(b)に電源パッド10の斜め下方から見た分解斜視図を示す。電極パッド10は、正三角形状のシート11の裏面に3つの円形の電極12a、12b、12cが正三角形の各頂点を構成するように配置され、シート11の表面には各電極12a、12b、12cのそれぞれと上下で電氣的に繋がる端子13a、13b、13cが設けられる。そして、シート11の裏面には粘着剤が塗布されるとともに、当該粘着剤を覆うように、当該粘着剤に対して容易に剥離できる剥離紙14が貼り付けられている。端子13a、13b、13cは、下端側が電極12a、12b、12cと一体に連結する円柱体状の脚と、当該脚の上面に固定される円板状の抜け止めとから構成される。当該抜け止めは、各脚が形成する正三角形の重心から離れる方向にずれるように脚の上面に固定されることで、端子13a、13b、13cには、

10

20

30

40

50

各端子が形成する正三角形のそれぞれ最も近い角の方向を向くようなフックが形成される。

【0011】

図3(a)に電気ケーブル20のコネクター30近傍の斜視図を示す。電気ケーブル20は3本の被覆されることで互いに絶縁される電線を束ねたものであり、コネクター30近傍と図示しない心電図モニターへの接続コネクターとの間の中間部分はまとめられてさらに被覆されることで一本のケーブルとなっている。コネクター30は、中央の電気ケーブル20の被覆に固定されるリング34と、リング34に互いに120度の角度をもって同一平面状に広がるよう基端部が固定されるパイプ33a、33b、33c、各パイプ33a、33b、33cの先端に基端が固定される引っ張りバネ32a、32b、32c、各引っ張りバネ32a、32b、32cの先端に外縁が固定される金属製のリング31a、31b、31cとから構成される。リング31aはマイナス極に接続され、31bはアース極に接続され、リング31cはプラス極に接続されることが想定され、これを示すためにリング31aに接続されるパイプ33aは赤色に、リング31bに接続されるパイプ33bは黄色に、リング31cに接続されるパイプ33cは緑色に形成される。リング31a、リング31bとは同じ金属で形成され、リング31cはこれらよりも抵抗が小さい異なる金属で形成されている。電気ケーブルの各電線は先端で3つに分岐してコネクター30の各パイプ33a、33b、33cから引っ張りバネ32a、32b、32cを通して、先端がリング31a、31b、31cに電気的に接続している。図3(b)に一つのパイプ33a、引っ張りバネ32a、リング31a近傍の拡大縦断面図を示す。図に示すように各引っ張りバネ32a、32b、32c内の電線21aは引っ張りバネ32a、32b、32cの伸びに追従できるようにコイル状に巻かれている。また、リング31a、31b、31cは、想像線で示す電極パッド10の端子13a、13b、13cの抜け止めの外径よりやや大きな内径を有するよう形成される。また、コネクター30の中心から各リング31a、31b、31cの内周の最も遠い点までの距離は、電極パッドの重心から各端子13a、13b、13cの脚の外周の最も遠い点までの距離よりも若干短くなるように設定されている。これにより、各リング31a、31b、31cを各端子13a、13b、13cに係合させたときに、引っ張りバネ32a、32b、32cが若干伸びることとなり、リング31a、31b、31cと端子13a、13b、13cの脚との接触が常時維持されることとなる。

【0012】

次に、以上のような構成を有する心電測定用電極ユニットXの使用方法について説明する。測定者は、まず電極パッド10の剥離紙を剥がして、電極パッド10裏面の粘着剤部分を図4(a)に示すように被測定者の心臓近傍の胸骨上面の適当な位置に貼り付ける。これにより、各電極12a、12b、12cは被験者の体表面に接触することとなる。なお、図では着衣していないが、着衣状態でも上衣の襟首又は裾から電極パッド10を入れて貼り付けることが可能である。また、電極パッド10の各電極12a、12b、12c、端子13a、13b、13cは同じであるので、図に示すように逆三角形になるように貼り付ければ、どの向きで取り付けてもよい。なお、貼り付けた状態において、右上部分がマイナス極、左上部分がアース極、下部分がプラス極となる。その後、図4(b)に示すように図示しない心電図モニターに接続されている電気ケーブル20のコネクター30を貼り付けた電極パッド10に接続する。コネクター30の接続の方法は、まず、リング31a、31b、31cの内の一つをフックを形成する端子13a、13b、13cの適当なものに引っ掛け、残りのリングは引っ張りバネを引っ張って、それぞれ端子のフックに引っ掛ける。この際、コネクター30の電気抵抗が最も小さい緑色のパイプ33cに繋がるリング31cが電極パッド10の下に位置する端子に係合するようにする。リング31cが下になると自ずと赤色のパイプ33aに繋がるリング31aは被測定者から見て右上の端子13aに、黄色のパイプ33bに繋がるリング31bは被測定者から見て左上の端子13bに係合することとなる。以上で、心電測定用電極ユニットXの被験者への取り付けが完了し、この状態で心電図モニターで心電図を測定することができる。

以上のような構成を有する心電測定用電極ユニットXを用いると、マイナス電極となるリング31aの抵抗値がプラス電極となるリング31cの抵抗値よりも大きくなっていることで電位差が大きくなり、心電図モニターの心電図の波形を大きくすることができるとともに、筋電図が入りやすいマイナス電極の抵抗が大きいことで、筋電図の混入も低減させることができる。

【0013】

なお、上記実施形態では、コネクタ30においてプラス電極とマイナス電極との間に抵抗値差を設けたが、電極パッド10における2つの電極及び/又は端子同士の金属を異なる抵抗値のものに変えたり、電気ケーブルにおける2本の電線の抵抗値を変えたりすることでプラス電極とマイナス電極との間に抵抗値差を設けることもできる。

10

また、上記実施形態では電極パッドは粘着剤によって体に貼り付けるようにしているが、体表面に電極が接触するように固定できれば、種々の手段を採用することができる。例えば、図5(a)に示す電極パッド10Aのように各電極12a、12b、12cを吸盤15a、15b、15cの中央に位置するように設け、当該吸盤15a、15b、15cを体表面に貼り付けることで電極を体表面に接触するようにすることができる。さらに、図5(b)に示すよう電極パッド10Bのように粘着ゲル16a、16b、16cによって電極を体表面に貼り付けることで電極を体表面に接触するようにできる。なお、粘着ゲルは導電性があるので、金属の電極は粘着ゲルの中に位置するようにでき、この場合、粘着ゲル表面が体表面に接触する電極となる。

それから、図6に示すコネクタ30Aのように、コネクタの底面に吸盤33を設けるようにしてもよい。このように吸盤35をコネクタの底面に固定すると、電極パッド10を体に貼り付ける前にコネクタ30Aのみを吸盤35によって体に貼り付け、リング31a、31b、31cを体表面に接触させた状態で心電図を得ることができるので、適切な心電図が得られるかどうかを電極パッド10を体に貼り付ける前に予め検証することができる。また、電極パッド10に係合させる際にも、吸盤35を電極パッド10の表面に吸着させることでより確実に固定することが可能となる。

20

さらに、上記実施形態に示すコネクタ30と端子13a、13b、13cとの係合方法は例示であり、電線が端子に電氣的に接続されかつ固定できれば種々の方法を用いることができる。例えば、一般的なコネクタ構造に見られるように一方をオス型のレセプターとし他方をこれに係合するメス型のレセプタクルとしてもよく、ワニ口クリップを電線側としてワニ口クリップで端子を挟むようにしてもよい。また、磁石を用いて結合するような構造を採用することもできる。

30

また、上記実施形態では電極パッドと電気ケーブルとは着脱可能に形成しているが、図7(a)に示す心電測定用電極ユニットYのように、電気ケーブルの電線を直接電極パッド10の電極に電氣的に連結して一体のものとして形成することもできる。また、電気ケーブルを用いる代わりに、図7(b)に分解斜視図を示す心電測定用電極ユニットZのように、電極パッド10に対して心電図モニターに無線で信号を送る無線機40を接続するようにしてもよい。この場合、無線機内において、プラス電極とマイナス電極との間に抵抗値差を設けるようにすることができる。さらに、電気ケーブルとコネクタとを着脱可能とすることもできる。例えば、電気ケーブルを既存の先端にワニ口クリップが設けられた3本の電線として、各ワニ口クリップを、コネクタを構成する電線のそれぞれの基端に係合させるような方法が採用できる。

40

それから、3つの電極の配置は上記実施形態では正三角形の頂点に位置するように配置しているが、他の三角形の頂点に位置するように配置してもよく、実験では直列に並べて胸骨上に貼り付けても心電図を得ることができたので、3つの電極を直列に並べることもできる。電極を直列に並べて胸骨上に貼り付ける場合、ほとんど筋電図が混入しないという利点がある。

さらに、電極パッドの材質は上記実施形態ではシート体を用いているが、板体を用いることができる。この場合、板体は硬いものでなく十分に変形可能なものとすることが望ましい。

50

【符号の説明】

【0014】

X、Y、Z 心電測定用電極ユニット

10、10A、10B 電極パッド

12a、12b、12c 電極

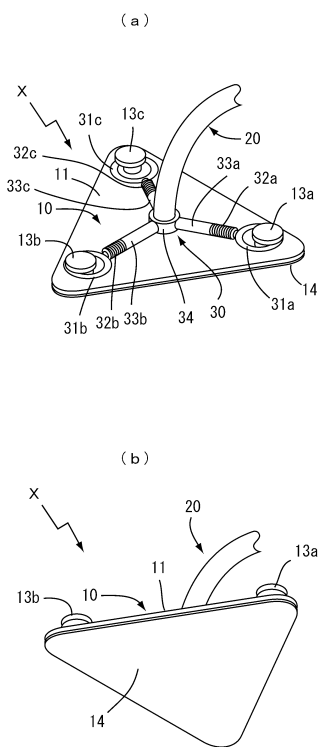
13a、13b、13c 端子

20 電気ケーブル

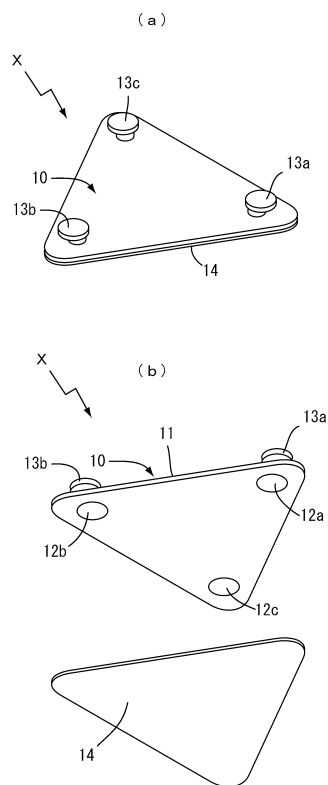
30、30A コネクター

31a、31b、31c リング

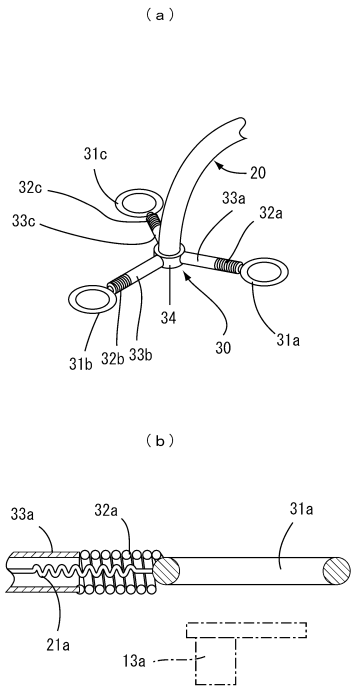
【図1】



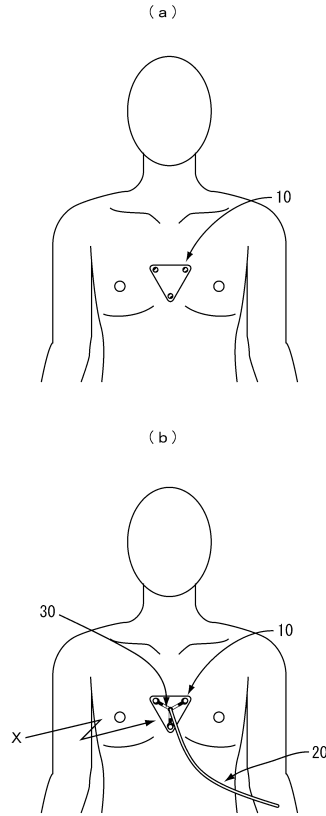
【図2】



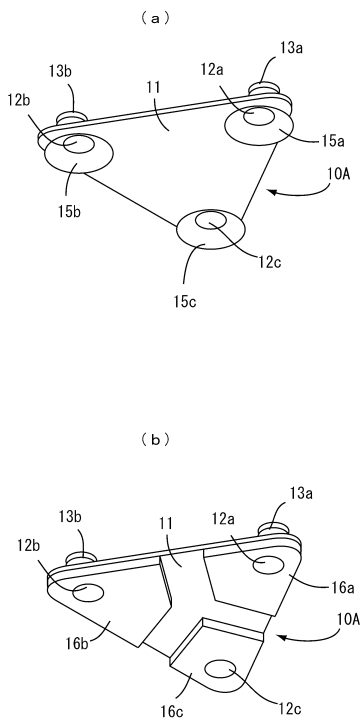
【 図 3 】



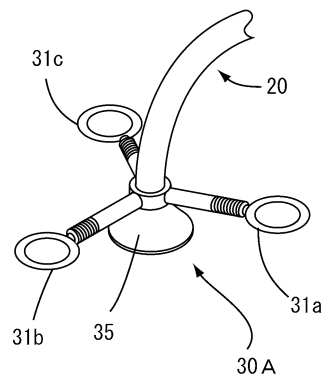
【 図 4 】



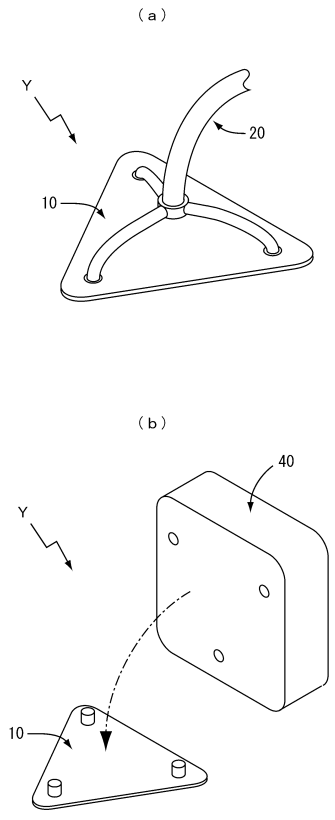
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-050033(JP,A)
特表2014-514032(JP,A)
特許第3867168(JP,B2)
国際公開第00/42904(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/04-5/053