

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6449863号
(P6449863)

(45) 発行日 平成31年1月9日(2019.1.9)

(24) 登録日 平成30年12月14日(2018.12.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/04 300 G

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-517709 (P2016-517709)
 (86) (22) 出願日 平成26年5月30日 (2014.5.30)
 (65) 公表番号 特表2016-523129 (P2016-523129A)
 (43) 公表日 平成28年8月8日 (2016.8.8)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2014/061829
 (87) 國際公開番号 WO2014/195835
 (87) 國際公開日 平成26年12月11日 (2014.12.11)
 審査請求日 平成29年5月19日 (2017.5.19)
 (31) 優先権主張番号 PCT/CN2013/076906
 (32) 優先日 平成25年6月7日 (2013.6.7)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ECGデバイスに関する医療電極及び肢クランプ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療電極であって、
 プレート要素と前記プレート要素に形成される突起とを含む導電性金属基部と、
 前記導電性金属基部とは別の導電性支持部シリンドラとを有し、
 前記導電性支持部シリンドラが、前記導電性金属基部に対して取り付けられ、前記導電性
 金属基部と電気的連通状態のまま前記導電性金属基部に対して回転可能である、医療電極
 。

【請求項 2】

リセスが、前記突起及び前記導電性支持部シリンドラの下端の1つに形成され、前記突起
 及び前記導電性支持部シリンドラの下端の他の1つは、前記リセスへと取り付けられ、前記
 リセスに対して回転可能である、請求項1に記載の医療電極。

【請求項 3】

リセスが、前記突起に形成され、前記導電性支持部シリンドラの下端は、前記リセスへと
 取り付けられ、前記リセスに対して回転可能である、請求項1に記載の医療電極。

【請求項 4】

導電性ペアリングが、前記リセスにおいて配置され、前記導電性支持部シリンドラの下端
 は、前記導電性ペアリングに取り付けられる、請求項3に記載の医療電極。

【請求項 5】

前記導電性支持部シリンドラの長手軸に沿って延在し、外へ放射状に突設する複数の導電

性及び弾性的ストリップが、前記導電性支持部シリンダの下端の円周表面上に配置され、前記導電性支持部シリンダの下端は、前記リセスに挿入される、請求項3に記載の医療電極。

【請求項6】

前記複数の導電性及び弾性的ストリップが、前記導電性支持部シリンダの下端の円周表面に均一に分散される、請求項5に記載の医療電極。

【請求項7】

球形ヘッドが、前記導電性支持部シリンダの下端に形成され、対応する球面リセスは、前記突起に形成され、前記球形ヘッドが、自在継手ナックルを形成するよう前記球面リセスにおいて受けられる、請求項3に記載の医療電極。

10

【請求項8】

前記導電性金属基部が、第1の半分部分及び第2の半分部分を有する、請求項7に記載の医療電極。

【請求項9】

フランジが、前記導電性支持部シリンダの外側表面に形成され、導電性ばねは、前記フランジ及び前記突起の間に配置され、内側フランジを持つナットが、前記導電性金属基部に対して前記導電性支持部シリンダを取り付けるために前記突起にねじ留めされる、請求項3に記載の医療電極。

【請求項10】

前記プレート要素の下部の表面に適用される電解質ゲルを更に有する、請求項1に記載の医療電極。

20

【請求項11】

前記導電性支持部シリンダが、ケーブルを受けるため、長手軸に対して横方向に貫通孔を有する、請求項1に記載の医療電極。

【請求項12】

前記導電性支持部シリンダが、長手軸に沿って形成され、前記貫通孔と連通するネジ孔を更に有する、請求項11に記載の医療電極。

【請求項13】

E C Gデバイスに関する肢クランプであって、

第1のクランプ部分と、

30

第2のクランプ部分と、

前記第1のクランプ部分及び前記第2のクランプ部分を接続するバネ要素と、

前記第1のクランプ部分に取り付けられる請求項1乃至12の任意の1項に記載の医療電極とを有する、肢クランプ。

【請求項14】

外側スレッドが、前記突起の外側表面に形成され、前記突起が、前記第1のクランプ部分に形成される貫通孔を通り、ナットが、前記外側スレッドにねじ留めされ、前記医療電極が、前記第1のクランプ部分に取り付けられる、請求項13に記載のE C Gデバイスに関する肢クランプ。

【請求項15】

前記医療電極が請求項9に記載の医療電極であり、前記医療電極を前記第1のクランプ部分に取り付けるための前記ナット及び前記導電性金属基部に対して前記導電性支持部シリンダを取り付けるための前記ナットが、同じナットである、請求項14に記載のE C Gデバイスに関する肢クランプ。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、改良された医療電極に関し、特に医療電極及び斯かる医療電極を有するE C G(心電図)デバイスのための肢クランプに関する。

【背景技術】

50

【0002】

E C G デバイスは、心臓及び肺システムに関連付けられる電気的活動を示す情報を含む医療（即ち生体電位）信号を得るために広く使われている。得られた信号は、いくつかの疾患診断に関する重要な基礎の 1 つである。E C G デバイスは一般に、患者の胸部分に適用される複数（例えば 6）の胸電極及び個別の柔軟な（Imp）クランプ上に載置され、それぞれ、患者の左及び右の肢に適用される肢電極の 2 つのペアを有する。これらの電極は、個別のケーブルを介して E C G モジュールと接続される。使用の際、例えば電極の不適当な配置、患者の体の運動及び／又はそれらの使用モデルといったさまざまな要素によりもたらされる過剰な曲げサイクルが原因で、ケーブル故障がしばしば起こる。特に肢電極と接続されるケーブルは、それらの一意な使用モデルが原因でケーブル故障により容易に支配される。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

図 1 は、E C G デバイスに関する従来の肢クランプ 1 を示す。肢クランプ 1 は一般に、第 1 のクランプ部分 3、第 2 のクランプ部分 5、第 1 のクランプ部分 3 及び第 2 のクランプ部分 5 を相互接続するバネ要素 7、並びに第 1 のクランプ部分 3 に取り付けられる医療電極 9 を有する。医療電極 9 は一般に、第 1 のクランプ部分 3 に対して固定される導電性支援シリンドラ 11 を有する。ケーブル 13 が第 1 のクランプ部分 3 に対して固定される医療電極 9 の支援シリンドラ 11 に挿入されて、固定されるとき、医療電極 3 の運動は、個別のケーブル 1 の曲げを直接生じさせる。これにより、ケーブル故障が可能性として引き起こされる。更に、左及び右の肢クランプが、左右の肢に対して逆に適用されることがある。これは、図 1 に示されるように個別のケーブルの更に悪い曲げをもたらし、ケーブル故障を生じさせる。ケーブル故障は、間違った又は不正確な信号に貢献する。これは、次に間違った又は不正確な診断を生じさせる。欠陥のあるケーブルを置き換えることは、E C G デバイスに関する所有のトータルコストを上昇させるだけでなく、時間の浪費であり、E C G デバイスが、一定の時間期間サービス外であることももたらす。全般的に見て、この問題は常に、E C G 産業に大きいインパクトを与える。

20

【0004】

過去の努力は主に、ケーブル自体の耐久性を増加させることにフォーカスしてきた。例えば、ケーブルのリードワイヤを厚くするなどである。これは、E C G デバイスのコストを更に上昇させて、患者の感情を不快にする。

30

【0005】

従って、従来の医療電極に改良をもたらす必要がある。

【0006】

従って、医療電極と接続されるケーブルが撓曲するのを防止することができる医療電極を提供することが望ましい。これにより、ケーブル故障が回避される。

【0007】

肢クランプの電極と接続されるケーブルが撓曲するのを防止することができる E C G デバイスに関する肢クランプを提供することも望ましい。これにより、ケーブル故障が回避される。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一つの側面によれば、本発明は、医療電極を提供し、これは、プレート要素と上記プレート要素に形成される突起とを含む導電性金属基部と、上記導電性金属基部とは別の導電性支持部シリンドラとを有し、上記導電性支持部シリンドラが、上記導電性金属基部に対して回転可能に取り付けられつつ、上記導電性金属基部と電気的連通状態にある。

【0009】

好ましくは、リセスが、上記突起及び上記導電性支持部シリンドラの下端の 1 つに形成さ

50

れ、上記突起及び上記導電性支持部シリンダの下端の他の1つは、上記リセスへと回転可能に取り付けられる。

【0010】

好ましくは、リセスが、上記突起に形成され、上記導電性支持部シリンダの下端は、上記リセスへと回転可能に取り付けられる。

【0011】

好ましくは、導電性ベアリングが、上記リセスにおいて配置され、上記導電性支持部シリンダの下端は、上記導電性ベアリングに取り付けられる。

【0012】

好ましくは、上記導電性支持部シリンダの長手軸に沿って延在し、外へ放射状に突設する複数の導電性及び弾性的ストリップが、上記導電性支持部シリンダの下端の円周表面上に配置され、上記導電性支持部シリンダの下端は、上記リセスにぴったりと挿入される。

【0013】

好ましくは、上記複数の導電性及び弾性的ストリップが、上記導電性支持部シリンダの下端の円周表面に均一に分散される。

【0014】

好ましくは、球形ヘッドが、上記導電性支持部シリンダの下端に形成され、対応する球面リセスは、上記突起に形成され、上記球形ヘッドが、自在継手ナックルを形成するよう上記球面リセスにおいてぴったりと受けられる。

【0015】

好ましくは、上記導電性金属基部が、第1の半分部分及び第2の半分部分を有する。

【0016】

好ましくは、フランジが、上記導電性支持部シリンダの外側表面に形成され、導電性ばねは、上記フランジ及び上記突起の間に配置され、内側フランジを持つナットが、上記導電性金属基部に対して上記導電性支持部シリンダを取り付けるために上記突起にねじ留めされる。

【0017】

好ましくは、医療電極は、上記プレート要素の下部の表面に適用される電解質ゲルを更に有する。

【0018】

好ましくは、上記導電性支持部シリンダが、ケーブルを受けるため、長手軸に対して横方向に貫通孔を有する。

【0019】

好ましくは、上記導電性支持部シリンダが、長手軸に沿って形成され、上記貫通孔と連通するネジ孔を更に有する。

【0020】

他の本発明の側面によれば、本発明は、ECGデバイスに関する肢クランプを提供し、これは、

第1のクランプ部分と、

第2のクランプ部分と、

上記第1のクランプ部分及び上記第2のクランプ部分を接続するバネ要素と、

上記第1のクランプ部分に取り付けられる上述の医療電極とを有する。

【0021】

好ましくは、外側スレッドが、上記突起の外側表面に形成され、上記突起が、上記第1のクランプ部分に形成される貫通孔を通り、上記医療電極が上記第1のクランプ部分に取り付けられるようナットが、上記外側スレッドにねじ留めされる。

【0022】

好ましくは、上記医療電極を上記第1のクランプ部分に取り付けるための上記ナット及び上記導電性金属基部に対して上記導電性支持部シリンダを取り付けるための上記ナットが、同じナットである。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】**【0023】**

【図1】肢クランプの電極と接続されるケーブルの屈曲を示すECGデバイスに関する従来の肢クランプの斜視図である。

【図2】本発明の第1の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプの分解斜視図である。

【図3A】アセンブルされた状態にある図2の肢クランプの上面図である。

【図3B】図3AのラインA-Aに沿った断面図である。

【図3C】図3Bの囲まれた部分Aの拡大図である。

【図4A】図3Bに類似する断面表示であり、本発明の第2の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプを示す図である。 10

【図4B】図4Aの囲まれた部分Aの拡大図である。

【図4C】図4Bに示される支持シリンドラの斜視図である。

【図5A】図3Bに類似する断面表示であり、本発明の第3の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプを示す図である。

【図5B】図5Aの囲まれた部分Aの拡大図である。

【図5C】図5Bに示される医療電極の分解斜視図である。

【図6A】図3Bに類似する断面表示であり、本発明の第4の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプを示す図である。 20

【図6B】図6Aの囲まれた部分Aの拡大図である。

【図6C】図6Bに示される医療電極の分解斜視図である。

【図7】本発明による医療電極及び肢クランプが、個別のケーブルを介してECGモジュールと接続され、ECG信号を記録するために患者に適用されることを示す概略図である。 25

【図8】肢クランプの電極と接続されるケーブルの曲げがないことを示す本発明によるECGデバイスに関する肢クランプの斜視図である。

【発明を実施するための形態】**【0024】**

本発明のこれら及び他の目的、特徴及び特性が、この構造の関連要素及び部品の組合せにおける動作方法及び機能、並びに製造コストと共に、対応する図面を参照して以下の明細書及び添付の特許請求の範囲を考慮することにより、一層明らかになるだろう。図面、明細書及び特許請求の範囲はすべて、この明細書の一部を形成する。同様な参照符号は、さまざまな図面における対応する部分を表す。しかしながら、図面が図示及び説明のためにだけあること、及び本発明の範囲を規定するものとして意図されることは、明示的に理解されたい。 30

【0025】

本発明の好ましい実施形態が、図面を参照して詳述される。

【0026】

図2は、本発明の第1の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプの分解斜視図である。図3Aは、アセンブルされた状態にある図2の肢クランプの上面図である。図3Bは、図3AのラインA-Aに沿った断面図である。図3Cは、図3Bの囲まれた部分Aの拡大図である。本発明の第1の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプは一般に、参考番号100により示される。図2、図3A、図3B及び図3Cに示されるように、ECGに関する肢クランプ100は一般に、第1のクランプ部分101、第2のクランプ部分103、第1のクランプ部分101及び第2のクランプ部分103を相互接続するバネ要素105、並びに第1のクランプ部分101に取り付けられる医療電極107を有する。第1のクランプ部分101、第2のクランプ部分103及びバネ要素105の構造及び接続は、従来技術において知られている。 40

【0027】

本発明の第1の実施形態による医療電極107は一般に、導電性金属基部109及び導

50

電性支持部シリンド111を有する。導電性金属基部109は、プレート要素109aと、このプレート要素109aに形成される突起109bとを有する。使用の際、プレート要素109aの下部の表面は、患者の体と接触する。もちろん、電解質ゲルが、プレート要素109aの下部の表面に適用されることができる。突起109bがプレート要素109aと一緒に形成されるように示されるが、突起109bは、プレート要素109aから分離して形成され、これに既知の態様で、例えば、接着、溶接又はスレッド接続を用いて付けられることができる。リセス109cが、突起109bに形成される。導電性支持部シリンド111が形状において実質的に円筒状であるように示されるが、それは任意の適切な形状とすることができる。導電性支持部シリンド111は、ケーブルを受けるため、その長手軸に対して横方向に貫通孔111aを有することができる。好ましくは、導電性支持部シリンド111は、その長手軸に沿って形成され、貫通孔111aと連通するネジ孔111bを更に有する。ケーブルが、貫通孔111aに挿入されるとき、信頼性が高い態様においてケーブルがある位置に保つため、つまみネジ113が、ネジ孔111bにねじ留めされることができる。もちろん、導電性支持部シリンド111が、貫通孔111a及びネジ孔111bを持たないことも可能である。この場合、ケーブルは、導電性支持部シリンド111に直接、又はシースを用いて付けられる。

【0028】

導電材料から製造されるペアリング115が、突起109bに形成されるリセス109cに配置される。導電性支持部シリンド111が導電性金属基部109に対して回転することができるよう、導電性支持部シリンド111の下端がペアリング115に取り付けられる。導電性支持部シリンド111の下端が導電性支持部シリンド111の他の部分より薄いように示されるが、導電性支持部シリンド111の下端は、導電性支持部シリンド111の他の部分と同じ厚さであるか、又はこれより厚くすることができる。示された実施形態において、ペアリング115は、突起109bに形成されるリセス109cに配置される。代替的に、ペアリング115が導電性支持部シリンド111の下端に形成されるリセスに配置される点を理解されたい。この場合、突起109bの上端がペアリング115に取り付けられる。導電性ペアリング115は、導電性支持部シリンド111が突起109bに対して回転可能であることを可能にしつつ、導電性支持部シリンド111が突起109bと電気的連通状態にあることを保つ。

【0029】

外側スレッド109dが、突起109bの外側表面に形成される。突起109bは、第1のクランプ部分101に形成される貫通孔101aを通り進むことができ、ナット117は、突起109bの外側スレッド109dにネジでとめられることができる。その結果、医療電極107が、第1のクランプ部分101に取り付けられる。

【0030】

図4A～図4Cは、本発明の第2の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプを示す。図4Aは、図3Bに類似する断面図である。図4Bは、図4Aの囲まれた部分Aの拡大図である。図4Cは、図4Bに示される支持部シリンドの斜視図である。本発明の第2の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプは一般に、参照番号200により示される。第1の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプの部分に対応する第2の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプの部分は、同じ参照番号に「100」を加えた番号により示される。同じ部分に関する説明は、説明を簡単にため省略される。

【0031】

第2の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプ200は、第1の実施形態による医療電極を持つECGデバイスに関する肢クランプ100に実質的に類似するが、ペアリング115を含まない。この実施形態において、導電性支持部シリンド211の長手軸に沿って延在し、外へ放射状に突設する複数の導電性及び弾性的ストリップ211cが、導電性支持部シリンド211の下端の円周表面に配置される。導電性支持部シリンド211の下端は、突起209bに形成されるリセス209cにぴったりと挿

10

20

30

40

50

入される。弾性ストリップ 211c の弾力は、導電性支持部シリンド 211 が突起 209b に対して回転可能であることを可能にしつつ、導電性支持部シリンド 211 が突起 209b と電気的連通状態にあることを保つ。好ましくは、複数の導電性及び弾性的ストリップ 211c は、導電性支持部シリンド 211 の下端の円周表面に均一に分散される。更に、複数の導電性及び弾性的ストリップ 211c は、導電性支持部シリンド 211 と一体的に形成され、又はこれとは分離して形成される。例えば、複数の導電性及び弾性的ストリップ 211c を有するスリーブが、導電性支持部シリンド 211 の下端に付けられることができる。

【0032】

図 5A～図 5C は、本発明の第 3 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプを示す。図 5A は、図 3B に類似する断面図である。図 5B は、図 5A の囲まれた部分 A の拡大図である。図 5C は、図 5B に示される医療電極の分解斜視図である。本発明の第 3 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプは一般に、参照番号 300 により示される。第 1 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプの部分に対応する第 3 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプの部分は、同じ参照番号に「200」を加えた番号により示される。同じ部分に関する説明は、説明を簡単にするため省略される。

【0033】

第 3 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプ 300 は、第 1 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプ 100 に実質的に類似するが、ペアリング 115 を含まない。この実施形態において、自在継手ナックルが、導電性支持部シリンド 311 の下端及び突起 309b の間に形成される。特に、球形ヘッド 311c が、導電性支持部シリンド 311 の下端に形成され、対応する球面リセス 309c が、突起 309b に形成される。球形ヘッド 311c は、自在継手ナックルを形成するよう、球面リセス 309c においてぴったりと受けられる。自在継手ナックルは、導電性支持部シリンド 311 が突起 309b に対して回転可能であることを可能にしつつ、導電性支持部シリンド 311 が突起 309b と電気的連通状態にあることを保つ。医療電極 307 の簡単なアセンブリを可能にするため、導電性金属基部 309 は、第 1 の半分部分 309d 及び第 2 の半分部分 309e を有することができる。

【0034】

図 6A～図 6C は、本発明の第 4 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプを示す。図 6A は、図 3B に類似する断面図である。図 6B は、図 6A の囲まれた部分 A の拡大図である。図 6C は、図 6B に示される医療電極の分解斜視図である。本発明の第 4 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプは一般に、参照番号 400 により示される。第 1 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプの部分に対応する第 4 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプの部分は、同じ参照番号に「300」を加えた番号により示される。同じ部分に関する説明は、説明を簡単にするため省略される。

【0035】

第 4 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプ 400 は、第 1 の実施形態による医療電極を持つ ECG デバイスに関する肢クランプ 100 に実質的に類似するが、ペアリング 115 を含まない。本実施形態において、フランジ 411c が、導電性支持部シリンド 411 の外側表面に形成される。導電性支持部シリンド 411 の下端が突起 409b に形成されるリセス 409c にゆるく挿入されるとき、導電性ばね 419 は、フランジ 411c 及び突起 409b の間に配置される。更に、内側フランジ 417a を持つナット 417 が、導電性金属基部 409 に対して導電性支持部シリンド 411 を取り付けて、第 1 のクランプ部分 401 に対して金属電極 407 を固定するために用いられることができる。導電性ばね 419 は、導電性支持部シリンド 411 が突起 409b に対して回転可能であることを可能にしつつ、導電性支持部シリンド 411 が突起 409b と電気的連通状態にあることを保つ。

10

20

30

40

50

【0036】

図7は、本発明による医療電極107及び肢クランプ100が、個別のケーブル123を介してECGモジュール121と接続され、ECG信号を記録するために患者に適用されることを示す概略図である。肢クランプ100の他のペアは、説明を簡単にするため図示省略される。本発明による医療電極が胸電極として患者の胸に適用されるとき、それらは、絆創膏又は吸着カップにより患者の胸に付けられる。記録されたECG信号を表示及び分析するため、ECGモジュール121は、コンピュータ125と接続される。図8は、肢クランプの電極と接続されるケーブルの曲げを示していない本発明によるECGデバイスに関する肢クランプの斜視図である。ケーブル123と接続されるケーブルポスト127が、医療電極107の導電性支持部シリンド111の貫通孔111aに挿入される。医療電極107の導電性支持部シリンド111が医療電極107の導電性金属基部109に対して回転することができるので、二重矢印ラインで示すように、ケーブル123も導電性支持部シリンド111と共に回転する。従って、医療電極及び肢クランプがどのように移動しても、医療電極107と接続されるケーブル123の曲げが発生しない。これにより、任意のケーブル故障が回避される。

【0037】

図7及び図8において、例えば、医療電極及び肢クランプは、本発明の第1の実施形態による医療電極107及び肢クランプ100である。明らかに、医療電極及び肢クランプは、本発明の他の実施形態の任意の1つによる医療電極及び肢クランプとすることができる。

【0038】

本実施形態による医療電極が、本実施形態におけるECGデバイスの一部として説明されたが、医療電極は、他の医療器具と共に使用することができ、他の機能に関する追加的な要素を有することができる点を理解されたい。最も実際的かつ好ましい実施形態であると現在考慮されるものに基づき、本発明が説明目的で詳述されたが、斯かるその詳細は、単に説明目的のためだけにあること、及び本発明は、開示された実施形態に限定されず、添付の特許請求の範囲の主旨及び範囲内にある修正及び均等な構成を覆うよう意図されることを理解されたい。

【図 1】

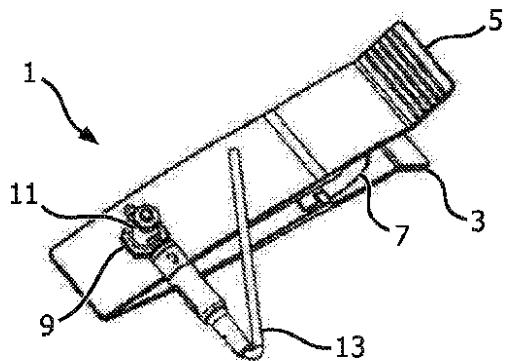


FIG. 1

【図 2】

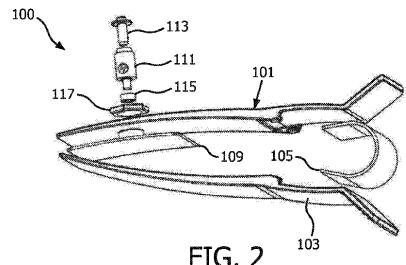


FIG. 2

【図 3 A】

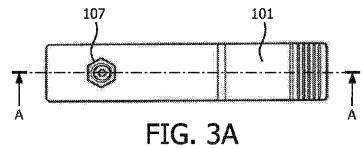


FIG. 3A

【図 3 B】

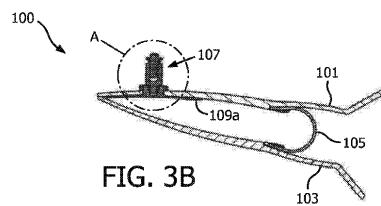


FIG. 3B

【図 3 C】

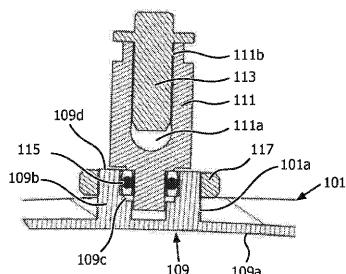


FIG. 3C

【図 4 A】

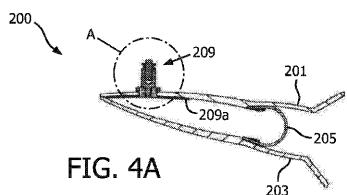


FIG. 4A

【図 4 B】

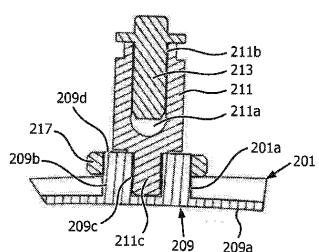


FIG. 4B

【図 4 C】

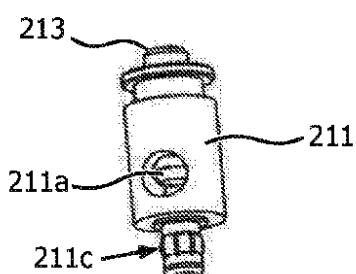


FIG. 4C

【図 5 A】

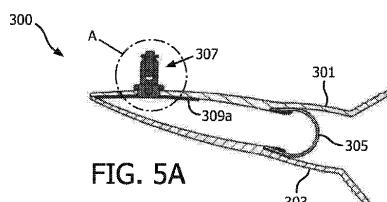


FIG. 5A

【図 5 B】

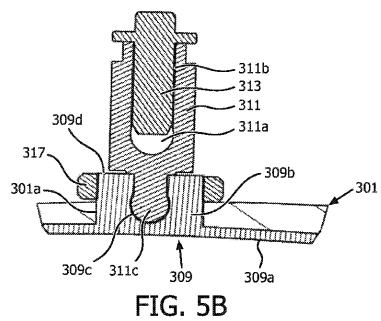


FIG. 5B

【図 5 C】

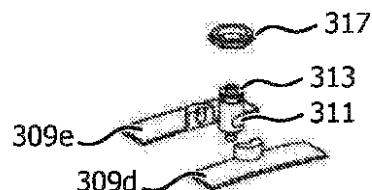


FIG. 5C

【図 6 A】

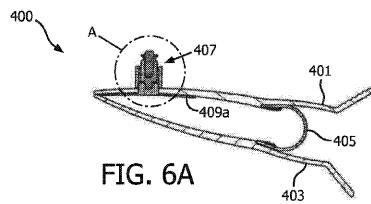


FIG. 6A

【図 6 B】

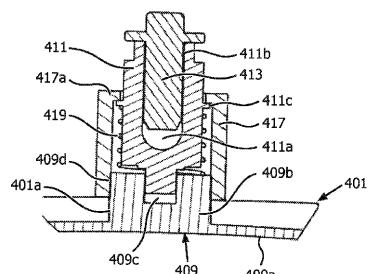


FIG. 6B

【図 6 C】

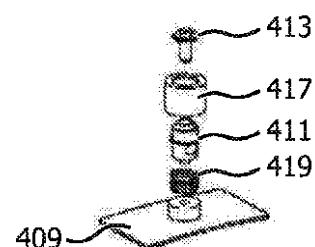


FIG. 6C

【図 8】

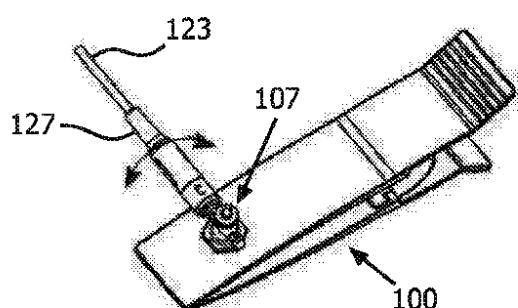


FIG. 8

【図 7】

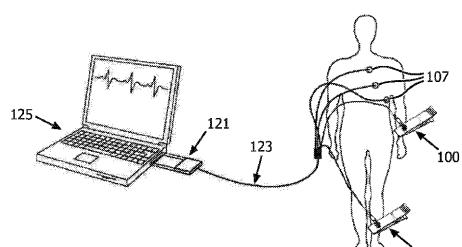


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者 スウ ジエ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ジュウ ユエンチャオ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 実公昭48-031661 (JP, Y1)

中国実用新案第201691920 (CN, U)

英国特許出願公開第02353417 (GB, A)

特開平10-179533 (JP, A)

米国特許第05823832 (US, A)

米国特許第04612936 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/04 - 5/05

A61N1/04