

(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 I
A 6 1 B 5/04 3 0 0 G

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2016-517709 (P2016-517709)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年5月30日 (2014.5.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-523129 (P2016-523129A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月8日 (2016.8.8)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/061829		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/195835		
(87) 国際公開日	平成26年12月11日 (2014.12.11)	(74) 代理人	100122769
審査請求日	平成29年5月19日 (2017.5.19)		弁理士 笛田 秀仙
(31) 優先権主張番号	PCT/CN2013/076906	(74) 代理人	100163809
(32) 優先日	平成25年6月7日 (2013.6.7)		弁理士 五十嵐 貴裕
(33) 優先権主張国	中国 (CN)		

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ダとを有し、
前記導電性支持部シリンダが、前記導電性金属基部に対して取り付けられ、前記導電性
金属基部と電氣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ダの下端の 1 つに形成され、前記突起
及び前記導電性支持部シリンダの下端の他の 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ダの下端は、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】

導電性ベアリングが、前記リセスにおいて配置され、前記導電性支持部シリンダの下端
は、前記導電性ベ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

10

20

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、
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。

30

【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】

40

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。

【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

【 0 0 0 2 】

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氣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（limp）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、例えば電極の不適當な配置、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 】

【 0 0 0 3 】

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ダ 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 の支援シリンダ 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りうる。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

【 0 0 0 4 】

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

【 0 0 0 5 】

従って、従来の医療電極に改良をもたらし必要がある。

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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 】

【 0 0 0 8 】

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ダとを有し、上記導電性支持部シリンダが、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氣的連通状態にある。

【 0 0 0 9 】

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ダの下端の 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。

10

【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に上記球面リセスにおいてぴったりと受けられる。

【００１５】

20

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】

30

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、

40

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。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【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 3 A】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 3 B】図 3 A のライン A - A に沿った断面図である。

【図 3 C】図 3 B の囲まれた部分 A の拡大図である。

【図 4 A】図 3 B 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。

【図 4 B】図 4 A の囲まれた部分 A の拡大図である。

【図 4 C】図 4 B に示される支持シリンダの斜視図である。

【図 5 A】図 3 B 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 5 B】図 5 A の囲まれた部分 A の拡大図である。

【図 5 C】図 5 B に示される医療電極の分解斜視図である。

【図 6 A】図 3 B 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。

【図 6 B】図 6 A の囲まれた部分 A の拡大図である。

【図 6 C】図 6 B 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。

【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】

【 0 0 2 4 】

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ないことは、明示的に理解されたい。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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 3 A 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 3 B は、図 3 A のライン A - A に沿った断面図である。図 3 C は、図 3 B 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、参照番号 100 により示される。図 2、図 3 A、図 3 B 及び図 3 C 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。

【 0 0 2 7 】

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

電性支持部シリンダ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と一体的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ダ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ダ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ダ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を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ダ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ダ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ベアリング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ダ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ダ１１１の下端がベアリング１１５に取り付けられる。導電性支持部シリンダ１１１の下端が導電性支持部シリンダ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ダ１１１の下端は、導電性支持部シリンダ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、ベアリング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、ベアリング１１５が導電性支持部シリンダ１１１の下端に形成されるリセスに配置されることができる点を理解されたい。この場合、突起１０９ｂの上端がベアリング１１５に取り付けられる。導電性ベアリング１１５は、導電性支持部シリンダ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ダ１１１が突起１０９ｂと電氣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ダの斜視図である。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、説明を簡単にするため省略される。

【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、ベアリング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ダ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ダ２１１の下端の円周表面に配置される。導電性支持部シリンダ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 2 1 1 c の弾力は、導電性支持部シリンダ 2 1 1 が突起 2 0 9 b 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ダ 2 1 1 が突起 2 0 9 b と電氣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 2 1 1 c は、導電性支持部シリンダ 2 1 1 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 2 1 1 c は、導電性支持部シリンダ 2 1 1 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 2 1 1 c を有するスリーブが、導電性支持部シリンダ 2 1 1 の下端に付けられることができる。

【 0 0 3 2 】

図 5 A ~ 図 5 C は、本発明の第 3 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプを示す。図 5 A は、図 3 B に類似する断面図である。図 5 B は、図 5 A の囲まれた部分 A の拡大図である。図 5 C は、図 5 B 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 E C G デバイスに関する肢クランプは一般に、参照番号 3 0 0 により示される。第 1 の実施形態による医療電極を持つ E C G 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 E C G デバイスに関する肢クランプの部分は、同じ参照番号に「 2 0 0 」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。

【 0 0 3 3 】

第 3 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプ 3 0 0 は、第 1 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプ 1 0 0 に実質的に類似するが、ベアリング 1 1 5 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ダ 3 1 1 の下端及び突起 3 0 9 b の間に形成される。特に、球形ヘッド 3 1 1 c が、導電性支持部シリンダ 3 1 1 の下端に形成され、対応する球面リセス 3 0 9 c が、突起 3 0 9 b に形成される。球形ヘッド 3 1 1 c は、自在継手ナックルを形成するよう、球面リセス 3 0 9 c 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ダ 3 1 1 が突起 3 0 9 b 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ダ 3 1 1 が突起 3 0 9 b と電氣的連通状態にあることを保つ。医療電極 3 0 7 の簡単なアセンブリを可能にするため、導電性金属基部 3 0 9 は、第 1 の半分部分 3 0 9 d 及び第 2 の半分部分 3 0 9 e を有することができる。

【 0 0 3 4 】

図 6 A ~ 図 6 C は、本発明の第 4 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプを示す。図 6 A は、図 3 B に類似する断面図である。図 6 B は、図 6 A の囲まれた部分 A の拡大図である。図 6 C は、図 6 B 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 E C G デバイスに関する肢クランプは一般に、参照番号 4 0 0 により示される。第 1 の実施形態による医療電極を持つ E C G 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 E C G デバイスに関する肢クランプの部分は、同じ参照番号に「 3 0 0 」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。

【 0 0 3 5 】

第 4 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプ 4 0 0 は、第 1 の実施形態による医療電極を持つ E C G デバイスに関する肢クランプ 1 0 0 に実質的に類似するが、ベアリング 1 1 5 を含まない。本実施形態において、フランジ 4 1 1 c が、導電性支持部シリンダ 4 1 1 の外側表面に形成される。導電性支持部シリンダ 4 1 1 の下端が突起 4 0 9 b に形成されるリセス 4 0 9 c にゆるく挿入されるとき、導電性ばね 4 1 9 は、フランジ 4 1 1 c 及び突起 4 0 9 b の間に配置される。更に、内側フランジ 4 1 7 a を持つナット 4 1 7 が、導電性金属基部 4 0 9 に対して導電性支持部シリンダ 4 1 1 を取り付けて、第 1 のクランプ部分 4 0 1 に対して金属電極 4 0 7 を固定するために用いられることができる。導電性ばね 4 1 9 は、導電性支持部シリンダ 4 1 1 が突起 4 0 9 b 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ダ 4 1 1 が突起 4 0 9 b と電氣的連通状態にあることを保つ。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

図 7 は、本発明による医療電極 1 0 7 及び肢クランプ 1 0 0 が、個別のケーブル 1 2 3 を介して E C G モジュール 1 2 1 と接続され、E C G 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 1 0 0 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 E C G 信号を表示及び分析するため、E C G モジュール 1 2 1 は、コンピュータ 1 2 5 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 E C G デバイスに関する肢クランプの斜視図である。ケーブル 1 2 3 と接続されるケーブルポスト 1 2 7 が、医療電極 1 0 7 の導電性支持部シリンダ 1 1 1 の貫通孔 1 1 1 a に挿入される。医療電極 1 0 7 の導電性支持部シリンダ 1 1 1 が医療電極 1 0 7 の導電性金属基部 1 0 9 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 1 2 3 も導電性支持部シリンダ 1 1 1 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 1 0 7 と接続されるケーブル 1 2 3 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。

10

【 0 0 3 7 】

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 1 0 7 及び肢クランプ 1 0 0 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。

20

【 0 0 3 8 】

本実施形態による医療電極が、本実施形態における E C G 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されることができ、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】

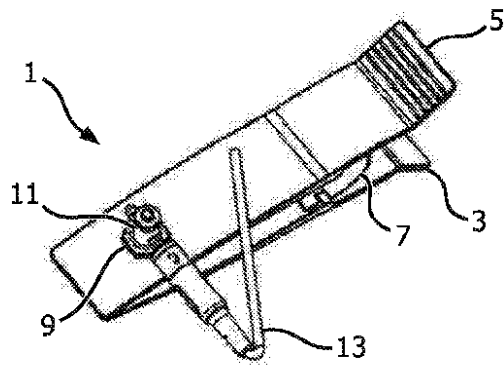


FIG. 1

【図 2】

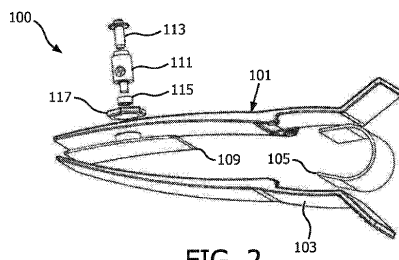


FIG. 2

【図 4 A】

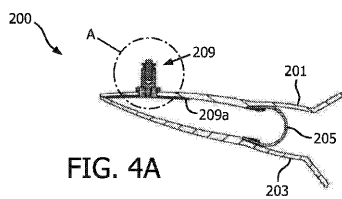


FIG. 4A

【図 4 B】

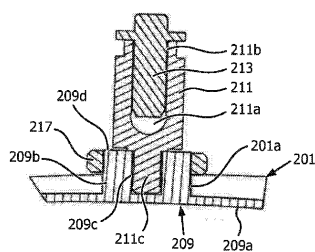


FIG. 4B

【図 3 A】

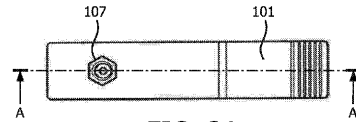


FIG. 3A

【図 3 B】

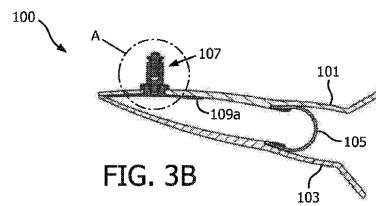


FIG. 3B

【図 3 C】

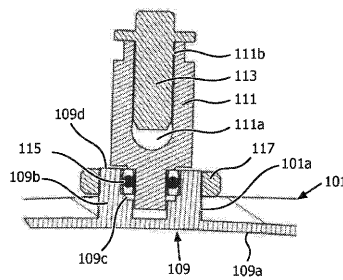


FIG. 3C

【図 4 C】

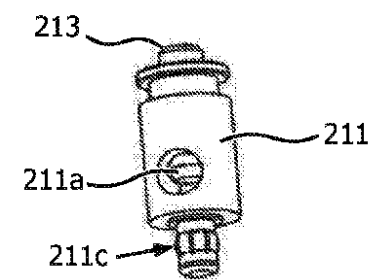


FIG. 4C

【図 5 A】

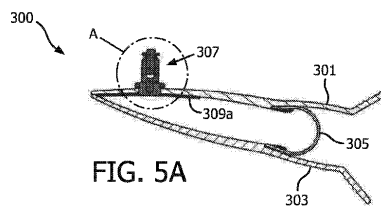


FIG. 5A

【図 5 B】

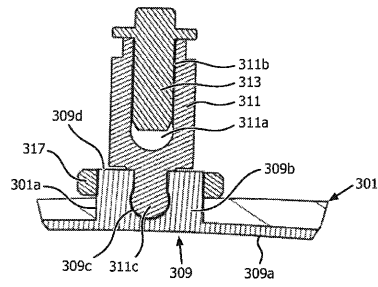


FIG. 5B

【図 5 C】

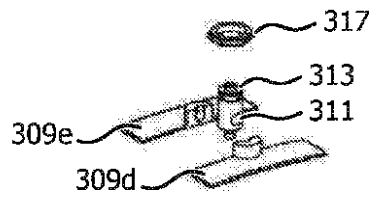


FIG. 5C

【図 6 A】

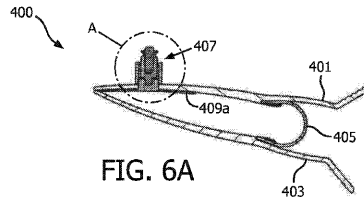


FIG. 6A

【図 6 B】

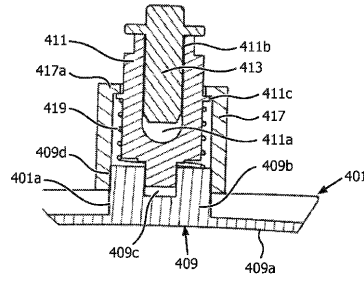


FIG. 6B

【図 6 C】

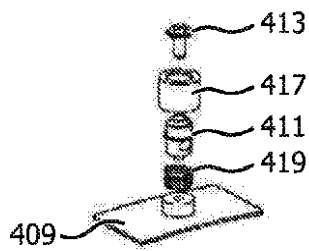


FIG. 6C

【図 8】

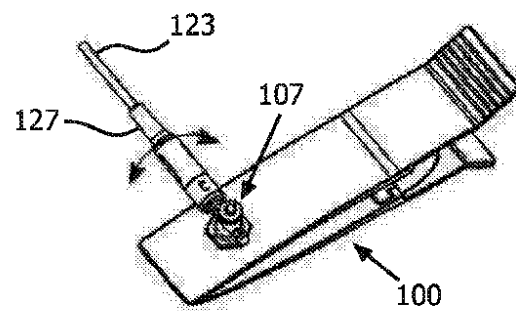


FIG. 8

【図 7】

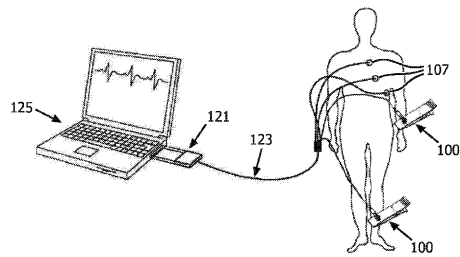


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者 スウ ジェ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン 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 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン 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