

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-126534

(P2018-126534A)

(43) 公開日 平成30年8月16日 (2018. 8. 16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 E	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 B	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)		

審査請求 有 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2018-48856 (P2018-48856)	(71) 出願人	517055346
(22) 出願日	平成30年3月16日 (2018. 3. 16)		ティンベル・エシ・アー
(62) 分割の表示	特願2017-514741 (P2017-514741)		ブラジル国、0 5 4 1 7 - 0 2 0、サン・
	の分割		パウロ、ファ・シマン・アウバレス・3 5
原出願日	平成26年5月30日 (2014. 5. 30)		6・セー・ジョータ・5 1
		(74) 代理人	110001173
			特許業務法人川口国際特許事務所
		(72) 発明者	ラファエル・ホルツハッカー
			ブラジル国、0 1 4 5 6 - 0 3 0・サン・
			パウロ／エシ・ペー、ヌメロ・7 0、ファ
			・カルロス・ミラン
		F ターム (参考)	4C117 XA04 XB04 XE17 XE20 XE52
			4C127 AA06 LL04

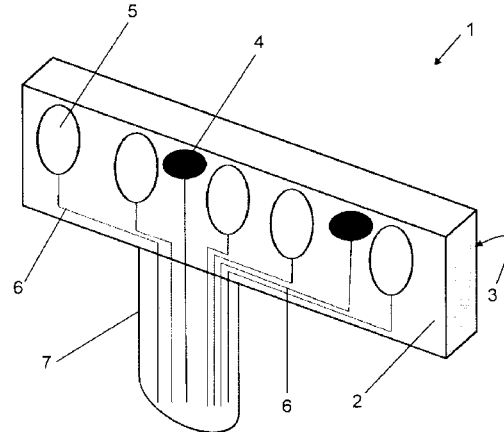
(54) 【発明の名称】 生体信号検出モジュール

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】心電信号および生体インピーダンス信号を同時に検出するセンサを提供する。

【解決手段】患者（動物または人間）の生体からの信号を検出するために、心電信号 4 を検出するための少なくとも一つのセンサ及び生体インピーダンス信号 5 を検出するための少なくとも一つのセンサを含むモジュール 1 に関する。本発明は、また、患者（動物または人間）の生体からの信号を検出するために、心電信号及び／または生体インピーダンス信号を同時に検出可能な少なくとも一つのセンサを含むモジュール 1 に関する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心電信号(4)を検出するための少なくとも一つのセンサ及び生体インピーダンス信号(5)を検出するための少なくとも一つのセンサを含むことを特徴とする生体信号検出モジュール(1)。

【請求項 2】

前記心電信号が心電図信号であり、

前記生体インピーダンス信号が、電気インピーダンス・トモグラフィのために使用されることを特徴とする、請求項 1 に記載のモジュール(1)。

【請求項 3】

心電信号及び生体インピーダンス信号のための前記センサが電極であることを特徴とする、請求項 1 に記載のモジュール(1)。

【請求項 4】

第一表面(2)及び第二表面(3)を含み、前記第一表面(2)が、前記第二表面(3)の反対側に設けられ、生体に接触可能であること、さらに、

心電信号(4)を検出するための少なくとも一つのセンサ及び生体インピーダンス信号(5)を検出するための少なくとも一つのセンサが、前記第一表面(2)に配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のモジュール(1)。

【請求項 5】

細長い形状を有して柔軟な材料から形成されることを特徴とする、請求項 1 に記載のモジュール(1)。

【請求項 6】

心電信号及び/または生体インピーダンス信号を同時に検出可能な少なくとも一つのセンサ(8)を含むことを特徴とする生体信号検出モジュール(1)。

【請求項 7】

前記心電信号が心電図信号であり、

前記生体インピーダンス信号が、電気インピーダンス・トモグラフィのために使用される信号であることを特徴とする、請求項 6 に記載のモジュール(1)。

【請求項 8】

同時センサ(8)が電極であることを特徴とする、請求項 6 に記載のモジュール(1)。

【請求項 9】

第一表面(2)及び第二表面(3)を含み、前記第一表面(2)が、前記第二表面(3)の反対側に設けられ、生体に接触可能であること、さらに、

少なくとも一つの同時センサ(8)が、前記第一表面(2)に配置されることを特徴とする、請求項 6 に記載のモジュール(1)。

【請求項 10】

細長い形状を有して柔軟な材料から形成されることを特徴とする、請求項 6 に記載のモジュール(1)。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、心電信号及び生体インピーダンス信号などの、患者(人間または動物)の生体信号を検出するためのモジュールに関する。

【背景技術】**【0002】**

電気インピーダンス・トモグラフィ(EIT)は、患者の体表面に対して10kHz~2.5MHzの周波数範囲の交流電気信号を印加することに基づくイメージング技術である。この目的に使用される装置は、皮膚に接触させて配置される複数のセンサ(電極)を含み、それらセンサは、前記交流信号を生成する処理ユニットへ、導電体によって結合さ

10

20

30

40

50

れる。使用方法は複数のステップを含み、各々のステップにおいて、一対の電極が選択されて前記信号が注入され、非選択電極で検出される誘導電圧が測定される。以降のステップにおいて、電極の他の対が選択されて信号が注入され、このシーケンスは、装置のすべての電極が選択されるまで続けられることによって、探査サイクルが完了する。電極で検出された誘起電圧は、特定のソフトウェアによる処理を経て、対象の生体内における換気及び灌流現象を表す画像の生成が可能となる。

【0003】

研究環境においては、前記電極が患者の胸の周りに個々に配置されることは許容できる。しかしながら、このアプローチは、配置電極の適切な配列を維持するようユーザーが注意しなければならないため、困難である。この問題を解決するために、患者へ容易に適用可能なモジュール内に電極を取り付けるための、異なる解決策が、既に説明されて開発されている。

10

【0004】

各サイクルで検出されるインピーダンス信号は、生物の通常の機能に基づく要因から発生する信号を含む。したがって、例えば、各測定サイクルにおいて電極によって検出される信号は、心臓の活動によって生じる電気的・機械的な信号の影響を受け、歪んでしまう。そのため、この影響は、これら現象の各々の分析を向上させるために、機械的換気によって発生する信号から分離させなければならない。

【0005】

したがって、心電図（ECG）信号を供給可能なデバイスでの、インピーダンス信号の取得を同期化させる必要性が周知であり、EITデバイスのアルゴリズムは、鼓動の発生時を特定することが可能であるため、この活動の影響を、換気活動から分離させることが可能である。択一的に、ECG信号を提供するデバイスは、また、鼓動発生時のみならず、心周期に関わる他の瞬時をも示すことができる。

20

【0006】

ECGデバイスとのこの統合化は、異なる複数の方法を介して達成可能である。

【0007】

例えば、第一の方法によれば、ECGデバイスは、EIT装置とは異なる装置であってもよい、または、（集中治療室、手術室及び緊急治療室で一般的な、マルチパラメータ・バイタルサイン・モニター等の）異なる装置の一部であってもよい。

30

【0008】

このケースでは、統合化に関する欠点が存在する。病院は、通常、異なるブランドの装置を所有するため、EIT装置とのECG装置の統合化には、異なるプロバイダー間での調整、及び彼らの関心を纏める必要がある。

【0009】

第二の方法によれば、例えば、ECGデバイスが、EITデバイス内へ統合されてもよい。この解決策も周知であり、通常、異なる供給元から提供される異なるデバイス間における統合化の問題を解決する。ECG取得回路は、EIT回路から独立した電子基盤上に配置されてもよい、または、電子部品のいくつかの使用を共有させてEIT回路自体内へ集積化されてもよい。

40

【0010】

この第二の方法は、第一の方法の主な欠点を解決するが、患者へ適用される電極が過剰であるという大きな問題を伴う。このケースでは、EITデバイスが取り付けられる患者は、彼または彼女の胸へ適用されるECG信号取得のための2セットの電極を付けなければならない。この場合、第一のセットは、EITデバイスによる使用を、第二のセットは、独立装置またはマルチパラメータ・バイタルサイン・モニターの一部分であってもよいECGモニターによる使用を意図している。

【0011】

さらに、患者が受ける深刻な不快感に加えて、この過剰な電極に起因するもう一つの欠点は、EITデバイス自体の使用の困難性である。

50

【 0 0 1 2 】

E C G 取得用電極のこれらのセットは、通常、3、5または、10本のケーブルを含み、それらは、中間結合部品内に集約され、そこから、すべての信号を含む太いケーブルとしてE C G デバイス内のコネクタへ繋がる。

【 0 0 1 3 】

E I T デバイスがマルチパラメータ・バイタルサイン・モニターのモジュールである場合、より悪い問題を伴う同じ課題が存在する。その理由は、このケースでは、電極の適用を容易にするようE I T デバイスを配置するための自由度が、より少ないためである。E C G 取得モジュールとの同期は、同じメーカーからのものである場合は促進されるが、通常、心電図信号のデジタル分析にのみ基づいて特定された心イベントをE I T モジュールへ送信することによって行われるので、適切ではない。必ずしも均一であるとは限らない遅延を含むからである。

10

【 0 0 1 4 】

前述の実施例から離れて、本技術分野の現状を反映するいくつかの文献は、言及する価値がある。

【 0 0 1 5 】

この点に関して、文献P I 0 7 0 4 4 0 8 - 9を参照する。この文献は、患者または動物の体の一部分の周りに適用することを意図した、複数の電極を備えたモジュール式ベルトを説明するが、同じベルトへの心電図電極の追加については、言及していない。

【 0 0 1 6 】

他方、文献P I 0 8 0 5 3 6 5 は、経済性及び患者への容易な適用の両方に対する解決策を提供する目的で、経皮的電気刺激を患者に適用するために及び/または患者の電気信号を検出するために使用される電極を説明する。しかしながら、この文献も心電図電極の介在までを説明してはいないため、心電図デバイスとの統合化の課題を解決しない。

20

【 0 0 1 7 】

文献U S 2 0 0 6 / 0 0 5 8 6 0 0 は、種々の個数の電極を有する取得セットを可能にする器具によって、長さ方向に結合されるモジュール式ベルトに取り付けられる電極を説明する。しかし、この文献は、このベルトによる心電図信号の取得については言及していない。

【 0 0 1 8 】

文献U S 4 , 7 2 2 , 3 5 4 は、患者の皮膚に付着する導電接着剤を含浸させた変形可能な導電性メリヤス生地を説明する。電気接点は、柔軟な多心ケーブルによって提供され、ケーブル終端の絶縁は、前記生地表面上でのこれらの導体の分離を可能にするように除去される。このセット上には、電極の導電部分との偶発的電気接触を回避するために、絶縁プラスチック板が接着される。

30

【 0 0 1 9 】

文献U S 4 , 7 3 6 , 7 5 2 は、電極の導電部分が、ポリエチレンの薄いシート等の、柔軟な絶縁性ベース上に塗った複数の導電ペイント・トレースを含むことを説明する。

【 0 0 2 0 】

上記コメントの文献は、現状のベルトに伴う課題を解決することなく、生体信号を検出するためのベルト形状モジュールの構造的態様及び電極に言及する。

40

【 0 0 2 1 】

最後に、文献P I 0 8 0 1 0 1 4 - 5 は、電気インピーダンス・トモグラフィの機能を向上させるために、異なる手段及び装置で検出されたデータ、信号、イベント及び情報の使用に言及する。この文献は、E C G デバイスがE I T デバイス内へ統合可能なケースを考察するが、2セットの心電図電極の適用という重要な実用上の課題を解決しない。

【 0 0 2 2 】

したがって、従来技術に存在する上記特定の課題及び他の問題を解決するために、本発明の目的の一つは、心臓からの電気信号の検出専用センサを含む生体信号検出モジュールを提供することである。なお、これらのセンサは、モジュールと同じ表面に設けられる。

50

【 0 0 2 3 】

本発明の目的のもう一つは、心電信号及び生体インピーダンス信号を同時に検出するセンサを含む生体信号検出モジュールを提供することである。なお、そのようなセンサは、モジュールと同じ側に設けられる。

【 0 0 2 4 】

生体信号検出デバイス及び方法、及び、それらの課題に関して明細書に述べたリストは、例示的なもので、すべてを網羅したものではないので、本発明は、さらに、特定の特徴を介して、本明細書に述べられていない従来技術の他の課題をも解決することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 2 5 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 5 8 6 0 0 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 4 , 7 2 2 , 3 5 4 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第 4 , 7 3 6 , 7 5 2 号明細書

【 特許文献 4 】 ブラジル特許出願公開 P I 0 7 0 4 4 0 8 - 9 号明細書

【 特許文献 5 】 ブラジル特許出願公開 P I 0 8 0 5 3 6 5 号明細書

【 特許文献 6 】 ブラジル特許出願公開 P I 0 8 0 1 0 1 4 - 5 号明細書

【 発明の概要 】

【 0 0 2 6 】

特に、従来技術における前述の欠点を回避するために、本発明は、心電信号を検出するための少なくとも一つのセンサ及び生体インピーダンス信号を検出するための少なくとも一つのセンサを含む生体信号検出モジュールに言及する。

20

【 0 0 2 7 】

同じ文脈において、本発明は、また、心電信号及び / または生体インピーダンス信号を同時に検出可能な少なくとも一つのセンサを含む生体信号検出モジュールに言及する。

【 0 0 2 8 】

本発明の追加的または択一的な実施形態に応じて、以下の特徴及びそれらの潜在的変形例も、単独あるいは併用で存在し得る。

【 0 0 2 9 】

心電信号は心電図信号である。

30

【 0 0 3 0 】

生体インピーダンス信号は、電気インピーダンス・トモグラフィに使用される信号である。

【 0 0 3 1 】

心電信号及び生体インピーダンスのためのセンサは電極である。

【 0 0 3 2 】

同時検出のためのセンサは電極である。

【 0 0 3 3 】

モジュールは第一表面及び第二表面を含み、第一表面は、第二表面の反対側にあり、第一表面は、生体との接触が可能である。

40

【 0 0 3 4 】

心電信号を検出するための少なくとも一つのセンサ及び生体インピーダンス信号を検出するための少なくとも一つのセンサは、第一表面に配置される。

【 0 0 3 5 】

少なくとも一つの同時センサは第一表面に配置される。

【 0 0 3 6 】

モジュールは細長い形状を有する。及び

【 0 0 3 7 】

モジュールは柔軟な材料から形成される。

【 0 0 3 8 】

50

本発明の目的を表す生体信号検出モジュールの目的、機能向上及び利点は、当業者には、特定の実施形態に関して添付図面を参照する以下の説明から明らかである。これら図面は概略図であり、教示的に本発明を説明することのみを目的としているため、それらのサイズ及び比率は、現実のものに対応しない場合もある。また、添付の請求項によって定義される範囲を超える制限を課すことはない。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の第一の実施形態を示す斜視図である。

【図2】本発明の第二の実施形態を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

さて、本発明を、その特定の実施形態に関して、添付図面を参照しながら説明する。以下の図及び説明においては、類似部品を、明細書及び図面に渡って、同一の参照番号で示す。図は、必ずしも一定の比率で描かれたものではない。特定の特徴は、拡大されて、または、むしろ概略的に表され、また、従来の構成要素のいくつかの詳細は、本説明の明快さ及び簡潔性を向上させるために、表されない場合もある。本発明は、異なる実施形態が可能である。特定の実施形態が図に示されて詳細に説明されるが、それらは、本発明の原理の例示を構成すべきものであると考えられ、本発明を、本明細書に図示及び説明されたものへ限定する意図はなく、それらは、本発明の原理を例示するものと見なされるべきである。以下に記す実施形態に関する異なる教示は、同じ所望の効果をj得るために、別個に、または適切な組み合わせで利用されてもよい、と理解すべきである。

【0041】

図1は、本発明の第一の実施形態を示す。この第一の実施形態によれば、モジュール1は、細長く且つ二つの表面を含み、第一表面2は、患者（人間または動物）の体に接触するように構成され、第二表面3は第一表面2の反対側に存在する。表面2及び3の各々1つの形状は、本発明の範囲内で変化が可能であり、図1に示す実質的に長方形である形状は、本発明が具現される方法に応じて異なってもよい。したがって、代替実施形態においては、例えば、第一表面2は、丸コーナ、または、その輪郭に沿ってうねりを含む平らな表面を有する長方形であってもよい。

【0042】

さらに、人間であれ動物であれ、患者の体への適用を容易にするために、モジュール1は、例えば、弾性特性を有するポリマー材料などの、柔軟な材料から形成される。加えて、モジュール1は、上記ポリマー材料によって提供される柔軟性を組み入れることが可能なベルトとして形成し、患者への適用を容易にすると共に快適さを大幅に向上させるようにしてもよい。

【0043】

再び図1を参照する。モジュールは、心電信号4を検出することを意図した少なくとも一つのセンサ、及び、生体インピーダンス信号5を検出するための少なくとも一つのセンサを有する二つのタイプのセンサを含み、これらのセンサ4及び5がモジュールの第一表面2に配置されることに留意すべきである。したがって、センサ4及び5が同じ領域、言い換えれば、同じ「フットプリント」上に配置されることに留意すべきである。

【0044】

特に、心電信号は心電図（ECG）信号であり、生体インピーダンス信号は、電気インピーダンス・トモグラフィ（EIT）のために使用される。さらに、本発明の特定の実施形態においては、心電信号4のための及び生体インピーダンス信号5のためのセンサは電極である。

【0045】

特に、モジュール1は、第一表面2に設けられた、生体インピーダンス信号5を検出するための8から32個のセンサまで含んでもよい。インピーダンス信号5を検出するためのセンサの予備の個数は、本発明の実施形態に応じて変化させてもよいことを指摘するこ

10

20

30

40

50

とは重要である。さらに、これらのセンサ 5 の配置は、スペーシング及び分布パターンを含んでもよい。つまり、これらのセンサは、配列させても、または配列させなくてもよい、また、相互間に所定の距離を設けてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、特に、モジュールは、心電信号 4 を検出するためのセンサを様々な個数で含んでもよい。この場合、モジュール 1 の第一表面上におけるこれらのセンサ 4 の配置は、配置パターンに沿っていても、またはそうでなくてもよい。そのため、これらのセンサ 4 は、本発明を具現する者の裁量において、ランダムな位置に配置させてもよい。

【 0 0 4 7 】

したがって、前述のレイアウト及び配置オプションを考慮して、本発明は、心電信号 4 を検出するためのセンサを、インピーダンス信号 5 の検出用センサ間に、または第一表面 2 の他の領域にさえ設けてもよい。

【 0 0 4 8 】

したがって、モジュール 1 は、その本体内に（より正確には、第一表面 2 に）心電信号 4 及びインピーダンス信号 5 を検出するためのセンサを既に含んでいるため、ECG 信号などの心電信号を測定するための追加センサを、追加、結合または連結する必要はない。

【 0 0 4 9 】

さらに、心電信号 4 を検出するためのセンサ及び生体インピーダンス信号 5 を検出するためのセンサは、種々の形状を有してもよい。そのような特徴が、本発明の範囲を制限することはない。したがって、例えば、そのようなセンサは、他の形状も可能ではあるが、円形、長円形、長方形、楕円形などを示してもよい。

【 0 0 5 0 】

図 1 に示すように、各々のセンサ 4 及び 5 には、少なくとも一つの導電体 6 が結合され、これらの導電体 6 は、モジュール 1 の本体に関連するアウトレット 7 へ向けて収束する。この段階で、図 1 における導電体 6 の表示は、説明を目的としており、概略的なものであることを指摘することは重要である。実は、そのような導電体 6 はモジュール 1 内に設けられるためである。

【 0 0 5 1 】

前記アウトレット 7 は、管形状を有し、モジュール 1 の本体に対して一体的に形成されてもよい。または、モジュール 1 に取り付けられる分離型デバイスを構成してもよい。さらに、このアウトレット 7 は、モジュール 1 の本体へ結合された、種々のセンサ 4 及び 5 の導電体 6 を接続する単一ケーブル、すなわちメイン・ケーブル（「中継ケーブル」）として設けられてもよい。加えて、単一ケーブル、すなわちメイン・ケーブルとして構築されたアウトレット 7 は、また、以下に示すものにモジュール 1 の導電体 6 を接続可能なコネクタ（図示せず）を含んでもよい。すなわち、インピーダンス・トモグラフィ（EIT）デバイス、インピーダンス・トモグラフィ（EIT）及び心電図（ECG）の機能を統合するデバイス、または、センサ 4 及び 5 によって検出されたデータを使用する患者状況を監視するための他のデバイスである。

【 0 0 5 2 】

図 2 は、本発明の第二の実施形態を示す。本発明の第二の実施形態のモジュール 1 は、心電信号及び / または生体インピーダンス信号を同時に検出可能な少なくとも一つのセンサ 8 を含むという事実を除き、第一の実施形態と同じ特徴を有する。したがって、第二の実施形態においては、モジュール 1 は、心電信号及び生体インピーダンス信号の両方検出可能な汎用タイプのセンサを含む。

【 0 0 5 3 】

この同時センサ 8 の形状及び配置も変化させてもよいので、第一の実施形態のセンサ 4 及び 5 のケースでのように、複数のセンサ 8 が配列されても、またはそうでなくともよい。さらに、本発明の第一の実施形態のセンサ 4 及び 5 に関して既に説明したように、このセンサ 8 も、モジュール 1 の第一表面 2 に、つまり、同じ領域、すなわち「フットプリント」内に配置される電極として具現されてもよい。したがって、モジュール 1 は、その本

10

20

30

40

50

体内に（より正確には、第一表面 2 に）心電信信号及びインピーダンス信号を検出するためのセンサを既に含むため、ECG 信号などの心電信信号を測定するための追加センサを追加、結合または連結する必要はない。

【0054】

モジュール 1 の第一表面 2 に配置される同時センサ 8 の正確な個数は、また、本発明の範囲内において変化させてもよい。第一の実施形態においてそうであるように、本発明の第二の実施形態のモジュール 1 は、8 から 32 個の同時センサ 8 を含んでもよい。

【0055】

もちろん、これらの個数は、数量に関する実施例を表すものであり、本発明の範囲に対して限定または制限するものではない。

10

【0056】

加えて、本発明の第一の実施形態においてそうであるように、各同時センサ 8 には、図 2 に概略的に示すように、少なくとも一つの導電体 6 が結合される。これらの導電体 6 も、単一ケーブル、すなわちメイン・ケーブル（「中継ケーブル」）として具現可能なアウトレット 7 に向けて収束する。このケーブルには、インピーダンス・トモグラフィ（EIT）デバイス、インピーダンス・トモグラフィ（EIT）及び心電図（ECG）の機能を含むデバイス、心電図デバイス、または、同時センサ 8 によって検出されたデータを使用する患者状況を監視するための他のデバイスが結合される。

【0057】

本発明の第二の実施形態に関して指摘に値するもう一つの違いは、同時センサ 8 によって検出された信号を受信する装置は、心電信信号及び生体インピーダンス信号を特定して分離する手段を含むという事実にある。

20

【0058】

特に、同時センサ 8 によって検出された信号を特定及び分離するこれらの手段は、増幅器及びフィルタを含んでもよい。したがって、例えば、高入力インピーダンスを有する増幅器が、メイン・ケーブル自体へ、または、より正確には導電体 6 へ結合されてもよい。増幅器を通過後、センサ・オフセットを排除するために、ハイパス・フィルタが適用されてもよい。

【0059】

このハイパス・フィルタは、2 Hz カットオフ周波数を有する一次のものであってもよい。その後、デバイスの電源からの高周波、及び画像を生成するために実行されるセンサ・スキニングで発生した高周波を除去するために、ローパス・フィルタが適用されてもよい。このローパス・フィルタは、8 次のもので、ゲイン 150 及び 40 Hz のカットオフ周波数を有してもよい。これらの増幅及びフィルタリング・ステップの最後に心電信信号が取得される。

30

【0060】

上述のように、モジュール 1 の同じ面 2（すなわち「フットプリント」）上に心電信信号 4 を検出するためのセンサ及び生体インピーダンス信号 5 を検出するためのセンサを配置することは、本発明に多くの利点を生む。これら利点の一つとして、心電図信号などの心電信信号を測定するために、センサを追加または連結する必要がないという事実を挙げてもよい。したがって、電極の過剰という従来技術の課題は、解消される。

40

【0061】

さらに、もう一つの利点は、モジュール 1 の本体に直接的に取り付けられて、患者監視デバイスへ結合される単一ケーブル、すなわちメイン・ケーブル（「中継ケーブル」）として具現されるアウトレット 7 に向けて、導電体 6 が収束するという事実に関連する。利点の一つとして述べてもよいことは、患者及び医療スタッフが、もはや多数のワイヤ及びケーブルで妨げられないことである。従来技術による電極の各々には、一つのワイヤまたはケーブルが結合されることを思い出して下さい。さらに、思い出すに値することは、従来技術によるこれらのワイヤ及びケーブルが、患者の状態を監視するために、病院ベッド上に、患者に、または、ベッドと装置との間にさえも配置されることである。本発明は、

50

この課題を上手く解決する。

【 0 0 6 2 】

単一ケーブル、すなわちメイン・ケーブルの形態に具現されるアウトレット 7 に向かう導電体の収束と共に、モジュール 1 の同じ面 2 (すなわち「フットプリント」) にセンサ 4、5 または 8 を組み合わせることから生じる相乗効果も言及するに値する。これら二つの要因の組み合わせがもたらす実用的な特徴及び使い易さは、従来技術に比べ、モジュール 1 を、明らかに有利で創意工夫に富むものとしている。

【 0 0 6 3 】

加えて、本発明の第二の実施形態は、多様性に関する利点をもたらすことも指摘に値する。より正確には、同時センサ 8 が、同時に心電信号及び / または生体インピーダンス信号を検出可能であることを条件に、患者監視デバイスは、そのような電極 8 を、心電図電極、インピーダンス・トモグラフィ電極または両方として使用可能なように構成できる。結果的に、一定数の同時センサ 8 が、心電図電極として動作するように構成されてもよく、また、もう一つの特定数が、インピーダンス・トモグラフィ電極として動作するように構成されてもよい。

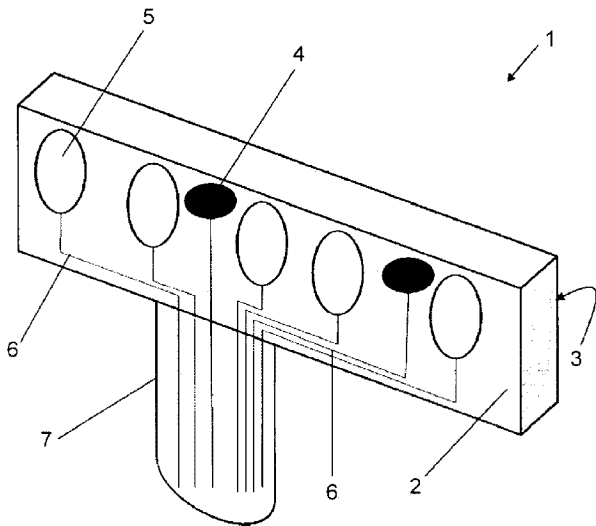
10

【 0 0 6 4 】

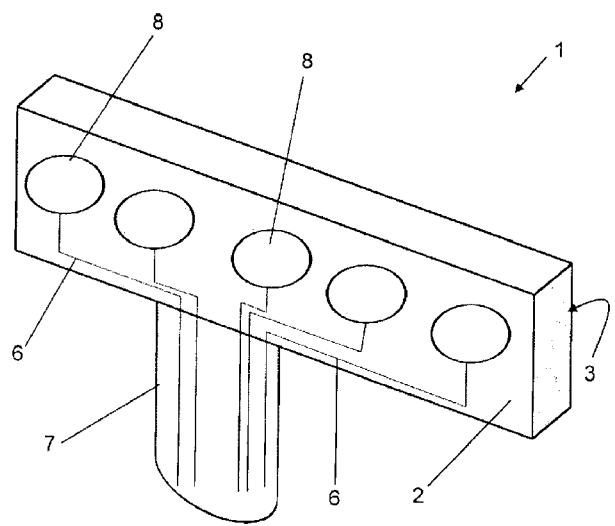
本発明の生体信号検出モジュールは、特に心電信号及び生体インピーダンス信号を検出するのに有益であるが、本発明のモジュールは、他のタイプの用途のために構成されてもよく、また、同等な変更をも含む本発明の保護範囲が添付の請求項の内容によってのみ制限されるよう、具現方式において修正されてもよい。

20

【 図 1 】



【 図 2 】



【手続補正書】

【提出日】平成30年4月11日(2018.4.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体信号を検出するためのモジュールであって、
心電信号と生体インピーダンス信号を同時に検出するように構成された少なくとも一つのセンサと、
心電信号と生体インピーダンス信号を識別し分別するように構成された少なくとも一つのデバイスと
を備える、モジュール。

【請求項 2】

心電信号が心電図信号であり、生体インピーダンス信号が電気インピーダンス・トモグラフィのために使用される信号である、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 3】

少なくとも一つのセンサが、心電信号と生体インピーダンス信号を同時に検出するように構成された電極である、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 4】

第一表面および第二表面を含むベルトさらに備え、第一表面が第二表面の反対側に設けられ、生体と接触するように構成され、少なくとも一つの同時センサが第一表面上に配置される、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 5】

ベルトが細長い形状を有し、柔軟な材料から形成される、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 6】

少なくとも一つのデバイスが、
センサ・オフセットを排除するように構成されたハイパス・フィルタと、
生体インピーダンス信号を排除して心電信号を得るように構成されたローパス・フィルタと
を含む、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 7】

ハイパス・フィルタが 2 ヘルツのカットオフ周波数を有する、請求項 6 に記載のモジュール。

【請求項 8】

ローパス・フィルタが 40 ヘルツのカットオフ周波数を有する、請求項 7 に記載のモジュール。

【請求項 9】

少なくとも一つのセンサとハイパス・フィルタとの間に結合された第一の増幅器をさらに備える、請求項 6 に記載のモジュール。

【請求項 10】

少なくとも一つのセンサに動作可能に結合され、生体インピーダンス信号から画像を生成するように構成された患者監視デバイスをさらに備える、請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 11】

少なくとも一つのセンサに動作可能に結合され、電気インピーダンス・トモグラフィおよび心電図の両方の機能を統合するように構成された患者監視デバイスをさらに備える、

請求項 1 に記載のモジュール。

【請求項 1 2】

心電信号および生体インピーダンス信号の両方を同時に検出するように構成された複数の電極を通して生じる心電信号および生体インピーダンス信号を含む入力信号を同時に検出することと、

心電信号と生体インピーダンス信号とを分けるために入力信号をフィルタすることとを備える、方法。

【請求項 1 3】

フィルタすることが、入力信号にハイパス・フィルタをまず適用し、入力信号にローパス・フィルタを次に適用することを含む、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

ローパス・フィルタに先立ってハイパス・フィルタによって出力された生体インピーダンス信号から画像を生成することをさらに備える、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

ハイパス・フィルタが 2 ヘルツのカットオフ周波数を有し、ローパス・フィルタが 40 ヘルツのカットオフ周波数を有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【外国語明細書】
2018126534000001.pdf

专利名称(译)	生物信号检测模块		
公开(公告)号	JP2018126534A	公开(公告)日	2018-08-16
申请号	JP2018048856	申请日	2018-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	HOLZHACKER RAFAEL		
[标]发明人	ラファエルホルツハッカー		
发明人	ラファエル・ホルツハッカー		
IPC分类号	A61B5/0492 A61B5/0408 A61B5/05 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/04.300.E A61B5/05.B A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE52 4C127/AA06 4C127/LL04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于同时检测心电图信号和生物电阻抗信号的传感器。为了检测来自患者（动物或人）的活体的信号，包括至少一个用于检测心电图信号的传感器4和用于检测生物电阻抗信号的至少一个传感器5第1单元。本发明还涉及一种模块1，其包括至少一个能够同时检测心电图信号和/或生物电阻抗信号的传感器，用于检测来自患者（动物或人）的活体的信号。

