

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6272241号
(P6272241)

(45) 発行日 平成30年1月31日 (2018. 1. 31)

(24) 登録日 平成30年1月12日 (2018. 1. 12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/05 (2006. 01)	A 6 1 B 5/05 B
A 6 1 B 5/08 (2006. 01)	A 6 1 B 5/08 Z DM

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-557139 (P2014-557139)
 (86) (22) 出願日 平成25年2月7日 (2013. 2. 7)
 (65) 公表番号 特表2015-510427 (P2015-510427A)
 (43) 公表日 平成27年4月9日 (2015. 4. 9)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/051014
 (87) 国際公開番号 W02013/121327
 (87) 国際公開日 平成25年8月22日 (2013. 8. 22)
 審査請求日 平成28年2月4日 (2016. 2. 4)
 (31) 優先権主張番号 61/598, 936
 (32) 優先日 平成24年2月15日 (2012. 2. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(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 アーエー 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 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体インピーダンススペクトログラフィシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体インピーダンス測定システムを有する生体インピーダンススペクトログラフィシステムであって、

前記生体インピーダンス測定システムは、

使用者の身体組織に交流電流を印加するための電流源、

前記身体組織から電圧を読み取るための読み取り装置、

前記身体組織へ印加される交流電流の周波数を変化させる制御部、

印加された前記電流の値及び読み取られた前記電圧から周波数依存インピーダンス関数を導くプロセッサ、及び

前記使用者の呼吸パターンをモニターするか又は導く呼吸モニタ、
 を有し、

前記プロセッサはさらに、前記使用者の肺における体液増加を示す組織パラメータを生体インピーダンスに関係付ける組織特性評価関数、モニターされた又は導かれた前記呼吸パターン及び前記周波数依存インピーダンス関数を処理して、前記組織特性評価関数を補正して前記電圧が読み取られた呼吸サイクル中の時点を反映し、さらに、組織パラメータを導く、

システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、前記組織特性評価関数及び前記モニターされた又は導かれた呼吸パ

ターンから補正された組織特性評価関数を導くように適合されている、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記呼吸モニタは呼吸センサを有する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記呼吸センサはベルトを有する、請求項 3 記載のシステム。

【請求項 5】

前記呼吸モニタは、前記周波数依存インピーダンス関数を分析して、前記呼吸パターン信号を抽出する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記周波数依存インピーダンス関数を分析する前記呼吸モニタは、一組の周波数に対して、前記周波数での瞬間的なインピーダンス信号及び前記周波数での平均インピーダンス信号に基づいて、前記呼吸パターン信号を導くように適合されている、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

前記プロセッサは、導かれた前記周波数依存インピーダンス関数を、前記補正された組織特性評価関数にマップして、前記組織パラメータを導くように適合されている、請求項 2 記載のシステム。

【請求項 8】

生体インピーダンススペクトログラフィー方法であって、
使用者の身体組織に交流電流を印加するステップ、
前記身体組織から電圧を読み取るステップ、
前記身体組織に印加する前記交流電流の周波数を変化させるステップ、
印加された前記電流の値及び読み取られた前記電圧から、周波数依存インピーダンス関数を導くステップ、

前記使用者の呼吸パターンをモニターするか又は導くステップ、及び

前記使用者の肺における体液増加を示す組織パラメータを生体インピーダンスに係付ける組織特性評価関数、モニターされた又は導かれた前記呼吸パターン及び前記周波数依存インピーダンス関数を処理して、前記組織特性評価関数を補正して前記電圧が読み取られた呼吸サイクル中の時点を反映し、組織パラメータを導くステップ、

を含む、方法。

【請求項 9】

前記組織特性評価関数及び前記モニターされた又は導かれた呼吸パターンから、補正された組織特性評価関数を導くステップを含む、請求項 8 記載の方法。

【請求項 10】

前記呼吸パターンをモニターするか又は導くステップは、呼吸センサの使用を含む、請求項 8 記載の方法。

【請求項 11】

前記呼吸センサはベルトを有する、請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

前記呼吸パターンをモニターするか又は導くステップは、呼吸パターン信号を抽出するために前記周波数依存インピーダンス関数を分析するステップを含む、請求項 8 記載の方法。

【請求項 13】

前記周波数依存インピーダンス関数を分析するステップは、一組の周波数に対して、前記周波数での瞬間的なインピーダンス信号及び前記周波数での平均インピーダンス信号に基づいて、呼吸モニタ信号を導くステップを含む、請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】

前記組織パラメータを導くために、導かれた前記周波数依存インピーダンス関数を、補正された前記組織特性評価関数へマップするステップを含む、請求項 10 記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

コンピュータ上で実行された場合に、請求項 8 記載の方法を実行するように適合されたコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体インピーダンススペクトログラフィシステム及び方法に関し、特に呼吸の影響（アーティファクト）を補償するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

低左心室駆出率（駆出分画率）を有する心不全患者における一般的な症状は、肺内の体液（fluids）の増加である。心臓が十分な血液を駆出することができないため、体液が増大し、呼吸容量の低下及び心臓の負担増の原因となる

体液増加を監視する市販のシステムは、一般に、ある設定された周波数でインピーダンスを測定する。しかしながら、体液増加の評価を改善するためには、いくつかの周波数を使用した、より完全な組織の特徴付けが示唆されてきた。

【0003】

コール-コールモデル（Cole-Cole model）は、10 – 1000 kHz の周波数帯でのヒト組織の特性の良い近似であることがよく知られており、このモデルは身体組成推定アルゴリズム、及び肺組織の特性評価（特徴付け）及び心臓の評価（例えば米国特許公開第 2006/0247543 号公報に開示される）において、いくつかの応用における広範な使用を見ている。

20

【0004】

在宅モニタリングソリューションにそのような測定を含めることの可能性を探求するために、フィリップス（登録商標）は、一組の周波数に渡って循環し、対応するインピーダンスを測定する、着用可能な生体インピーダンス装置を開発した。

【0005】

しかしながら、生体インピーダンスは、例えば、複数の測定点の間で組織がどのように分配されているか、組織圧縮の効果、血液のかん流、空気の流入などのような、他の様々な影響因子によっても左右される。これらの変化もまた、測定中に取得される。実際に、インピーダンス心拍記録及びインピーダンス呼吸記録の分野において、これらの信号のいくつかを測定するために、インピーダンスを記録することがよく知られている。

30

【0006】

いくつかの周波数でインピーダンス値を保存（キャプチャー）する装置は、呼吸サイクルの異なるステージで不可避免的にこれらの値のいくつかを保存するものである。一般的な方法は、いくつかの測定サイクル（“スイープ”とも呼ばれる）に渡って平均化をすることによってこの課題を解決する。しかしながら、この方法は長い測定時間につながり、被験者はその間動かないことが要求される。絶対的な時間は、電子機器の速度及び受け入れられる組織パラメータの誤差水準に依存する。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】 米国特許公開第 2006/0247543 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、多周波数生体インピーダンススペクトラムの正確性を低下させる、呼吸歪みの課題に向けられている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

50

本発明によれば、独立請求項に記載された方法及びシステムが提供される。

【0010】

一つの態様において、本発明は、生体インピーダンススペクトログラフィーシステムを提供する。そのシステムは、

- 生体インピーダンス測定システムを有し、該生体インピーダンス測定システムは、
- 身体組織に電流を印加するための電流源、
- 身体組織から電圧を読み取るための読み取り装置、
- 身体組織へ印加される電流の周波数を変化させる制御部、
- 印加された電流の値及び読み取られた電圧の値から周波数依存インピーダンス関数を導くプロセッサ、及び
- 使用者の呼吸パターンをモニターするか又は導く呼吸モニタ、を有し、
- プロセッサはさらに、組織パラメータを導くために、組織特性評価関数、モニターされた又は導かれた呼吸パターン及び周波数依存インピーダンス関数を処理する。

10

【0011】

本発明は、呼吸信号が捕捉（キャプチャー）され、呼吸中に変化する幾何学的形状に合わせて組織特性関数を調整し、そしてそれによって組織パラメータの推定を調整するために使用される、方法及びシステムを提供する。このようにして、生体インピーダンススペクトログラフィーは、呼吸による影響（アーティファクト）に対して補正される。これは、インピーダンス信号と共に呼吸信号を使用して、測定が行われる呼吸サイクル中の時点

20

を考慮に入れる（反映する）ための調整を行うことによって、達成される。この補正は、装置が組織パラメータを正確に、より少ない測定点で特性評価すること又は特徴付けることを可能にする。

【0012】

この補正は、インピーダンスは呼吸と正に相関するという関係を利用して、呼吸サイクル中で、いつインピーダンス値が記録されたかを考慮するための調整を行うことを含む。したがって、最大吸入ではインピーダンスは極大であり、最大吐出中はインピーダンスは最小である。この事実は、より短い期間の使用で正確なパラメータを抽出することを可能にする。

【0013】

組織特性評価関数は、各周波数でのインピーダンス測定への呼吸の影響を考慮するために、各周波数で有効に正規化される。

30

【0014】

呼吸パターンをモニター（測定、観測又は監視）する又は導く（導出又は算出する）ための手段は、生体インピーダンスシステムから独立した呼吸センサ、例えば誘導式のベルトを含んでもよい。

【0015】

代替的に、呼吸パターンをモニターする又は導くための手段は、周波数依存のインピーダンス関数を分析して、呼吸パターン信号を抽出するためのプロセッサを含んでもよい。このようにして、インピーダンス信号は、呼吸パターンを導き、故に修正された組織特性評価関数が導かれることを可能にするために使用される。例えば、呼吸モニター信号は、一組の周波数に対して、各周波数での瞬間的なインピーダンス信号及びその周波数での平均インピーダンス信号に基づいて、取得されてもよい。このように、（ある特定の周波数での）平均インピーダンス信号からの偏差又は逸脱は、呼吸パターンに起因する。

40

【0016】

プロセッサは、導かれた周波数依存インピーダンス関数を、補正された組織特性評価関数へマップして（写して）、組織特性パラメータを導くように適合されてもよい。補正された組織特性評価関数を使用することによって、組織特性パラメータはより正確になることができ、かつ／或いは、組織特性パラメータはより少ないデータセットから導かれることができる。

【0017】

50

他の態様において、本発明は、生体インピーダンススペクトログラフィーの方法又はシステムの作動方法を提供する。この方法は、

- (システムが) 身体組織に交流電流を印加する (印加すべき交流電流を生成する) ステップ、
- 身体組織から電圧を読み取るステップ、
- 身体組織に印加する (印加されるべき) 交流電流の周波数を変化させるステップ、
- 印加された電流及び読み取られた電圧から、周波数依存インピーダンス関数を導くステップ、
- 使用者の呼吸パターンをモニターするか又は導くステップ、及び
- 組織特性評価関数、モニターされた又は導かれた呼吸パターン及び前記周波数依存インピーダンス関数を処理して、組織パラメータを導くステップ、
- を含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0018】

ここから、本発明の複数の実施例が、添付の図面を参照して詳細に記述される。

【図1】図1は、本発明の方法及びシステムにおいても用いられ得る、既知の生体インピーダンスモニタシステムを示す。

【図2】図2は、本発明の方法を説明するために使用される流れ図である。

【図3】図3は、本発明のシステムを示す。

【図4】図4は、本発明の方法及びシステムを用いて得られる改良を示す。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明は、呼吸信号を捉える手段と組み合わせ、生体インピーダンススペクトログラフィーシステム (従来の種類のものであってもよい) を提供する。呼吸信号を抽出するためにいくつかの信号処理が使用された後に、例えば (誘導式又は歪みセンサを使用する) 呼吸ベルト、ニューモグラフ又は実際には生体インピーダンスモニタ自体のような、呼吸センサが使用されることができる。インピーダンス及び呼吸信号は、組み合わせられて組織パラメータの測定のために必要とされる時間を低減する。

【0020】

図1は、既に知られている、被験者5の胸部上への電極の4極性の配置を示す。この配置は、本発明のシステム及び方法内で、(例えば、本発明によって提供される追加的な信号処理前の) 生の生体インピーダンス測定結果を捕捉するために使用されることができる。

30

【0021】

一組の電極は、それら被験者の胸部と電気的に接触するように、群をなして配置される。その複数の電極はその後、装置10に接続される。装置10は、二つの電極にわたって与えられる正弦関数の電気信号を発生し、一方、電圧計12を使用して、複数の他の電極間で観測された電圧降下を同時に記録する。4極性の配列は、二つの電極が被験者の胸部のそれぞれの側に位置する、標準的な配列である。胸部の反対側に位置する一対の電極は、胸を通る電流を流入させるために使用される。その間に、(電流流入電極に隣接した) 他方の電極の対との間の電圧降下が記録される。

40

【0022】

電圧値及び電流値はある期間に渡って記録され、その期間後、正弦波電流の周波数が変更される。このプロセスは、その後、一組の周波数にわたって繰り返される。インピーダンスは、その後、オームの法則 (数1) に従って複素電圧及び電流から算出される。

(数1)

$Z(t) = \text{電圧}(t) / \text{電流}(t)$

【0023】

異なる電極の配列が使用されることができる。また、様々な周波数のステップサイズ、例えば10kHzの周波数ステップで10kHzから1MHzまでステップすることが可

50

能である。周波数ステップは、小さく開始し、大きな周波数のためにステップサイズが増大する可変周波数ステップであってもよい。

【0024】

基本的な生体インピーダンス信号の捕捉は、本発明によって変えられない。

【0025】

本発明によって、呼吸信号は、この期間の間に被験者から抽出され、インピーダンス測定からの出力と同期される。このプロセスは図2に示される。

【0026】

呼吸信号を捕捉し、それを組織モデルと組み合わせるプロセスは、流れ図内に全て示される異なる複数のアプローチを使用して実現され得る。図2の概略のプロセスは、ステップ20における従来の手段によるインピーダンス信号の取得及びステップ22における呼吸信号の取得を含む。

【0027】

同期ステップ（ステップ23）は任意的である。同期ステップは、呼吸データが異なるサンプリングレートで収集されている場合に、それが生体インピーダンス信号のサンプリングレートに一致するように、呼吸データを再サンプリングするために使用されてもよい。

【0028】

補正モデルは、呼吸信号から導かれ（補正ステップ24）、インピーダンスに基づく組織モデルを補正するために使用される。ステップ26のフィッティング手順は、ブロック28によって示される組織モデル及び補正モデル24を組み合わせる。そして、インピーダンス測定を使用して、フィッティング手順は呼吸パラメータ30及び組織パラメータ32を出力する。呼吸パラメータは、実際には出力として必須ではなく、システムの目的は組織パラメータ32を正確かつ時間効率が良い方法で生成することである。

【0029】

二つの詳細なバリエーションが以下に説明される。

【0030】

第一のアプローチにおいて、呼吸信号は、誘導式の呼吸ベルトによって捕捉され、その後、正規化された倍数因子として生体インピーダンス測定と組み合わせられる。

【0031】

第二のアプローチにおいて、呼吸信号は、インピーダンスモニタから抽出され、その後、追加的な要素として組織モデルと組み合わせられる。概念的に重要なステップは、

(i) 胸の拡張／呼吸を示す信号が、インピーダンス測定と同時に捕捉される。

(ii) 最大吸入の間に捕捉されたインピーダンス値が下方に調整され、最大吐出の間に捕捉されたインピーダンス値が上方に調整されるような方法で、呼吸信号が組織モデルと組み合わせられる。これと同等に、組織モデルが、最大吸入の間に上方に、最大吐出の間に下方に調整されてもよい。両方の場合において、補正された組織特性評価モデルは、測定されたインピーダンス値への変更を含めることによるか、又はモデル自体への変更を含めることによるかのいずれかで、導かれることが考慮されてもよい。

【0032】

誘導式ベルトを使用する第一のアプローチにおいて、これは、胸部の周りに電極を覆って固定される、例えばRespironics（登録商標）が提供している装置zRIPである。装置からの電圧信号は、その後、ゼロの平均値（mean）を持つように正規化される。定数Bcが、呼吸ベルト信号のこの正規化のために使用される。

（数2）

$$\text{Mean} (B(t) - Bc) = 0$$

呼吸信号はB(t)である。

【0033】

一つの実施例における組織モデルは、次の方程式（数3）によって記述される既知のコーンコールモデルである。ここで、 R_0 、 R_{inf} 、 τ 、 α 、は組織パラメータであり

10

20

30

40

50

、 j は虚数である。

(数 3)

$$Z = R_{i n f} + (R_0 - R_{i n f}) / (1 + (j \omega \tau)^\alpha)$$

【0034】

コール-コールモデルは、1941年の“Dispersion and Absorption in dielectrics”, J. Chem. Phys., 9 pp. 341-351. を端緒とする。

【0035】

モデル中の複数のパラメータは、組織の複数の異なる誘電特性に関係する。

【0036】

R_0 は、仮定的な直流電流に対する、組織のモデル化された抵抗である。したがって、それは、細胞外液の抵抗を代表するとみなされ得る（より多い体液はより低い抵抗を伴う）。

【0037】

$R_{i n f}$ は、無限に高い周波数をもつ電流に対する、モデル化された抵抗である。このパラメータから、容量性の膜内に束縛された体液の抵抗を抽出することが可能である。

【0038】

$1/\tau$ は、体液を分ける膜の容量特性を記述する特性周波数である。

【0039】

ω は、インピーダンスが測定される周波数の期間である。

【0040】

α は、0 から 1 の範囲内の経験的数値である。

【0041】

しかしながら、組織パラメータをインピーダンスに関係付ける他の組織特性評価関数が使用されてもよく、また本発明は、如何なる特定の組織特性評価関数にも限定されない。

【0042】

補正モジュールは、倍数因子を実行するために使用されることができる。

(数 4)

$$Z(t) = \text{組織モデル}(\omega, \text{パラメータ}) * \text{呼吸因子}(t, \text{パラメータ})$$

【0043】

コール-コールモデルに関して、組織モデルのパラメータは上記の方程式内のパラメータである。呼吸因子のパラメータは後述の通りである。

【0044】

組織モデル関数のモデルパラメータは、検査される組織を特徴付けるパラメータである。

【0045】

モデルパラメータを見出す（及び、それにより組織パラメータが測定されることを可能にする）ために、インピーダンスは、呼吸によって引き起こされる歪曲によって、効率的に修正される。各周波数に関する一組のパラメータが、呼吸因子をモデル化するために使用されることができる。

(数 5)

$$\text{呼吸因子}(t) = k(\omega) \cdot (B(t) - B_c) + 1$$

$k(\omega)$ 及び B_c は、呼吸因子関数のパラメータである。 k は、ゼロよりも大きい絶対値を持つ複素数である。

【0046】

この呼吸因子関数は、乗数として使用された場合に、平均でインピーダンス関数が増えられないように、1 の平均を持つ。周波数依存のパラメータセット $k(\omega)$ は、呼吸因子関数の周波数依存の特質を実行する。

【0047】

呼吸因子関数は周波数に依存する。しかしながら、それは、吸入抵抗が増大する間これ

10

20

30

40

50

を直線的に行わない。パラメータ k の周波数依存性は、このバランスを調整することができる。

【0048】

単純さのために、完全な表記は呼吸信号に関する単一のパラメータ k を用いて（すなわち、周波数依存性は無視される）以下に示される（方程式 1）。

（数 6）

$$Z(t) = (R_{inf} + (R_0 - R_{inf}) / (1 + (j\omega\tau)^\alpha)) \cdot (k \cdot (B(t) - B_c) + 1)$$

【0049】

第二のバリエーションにおいて、呼吸信号は、生体インピーダンス測定から直接的に抽出される。既知のインピーダンスの呼吸への依存は、各周波数での現実の平均インピーダンス値（時間 t を変化させる間の平均）によって除算する（割る）こと、又はこれを減算する（引く）ことによって、抽出されることができる。

（数 7）

$$B(t) = (Re(Z(t, \omega)) - Mean_t(Re(Z(t, \omega))))$$

【0050】

この関数は、その周波数での瞬間的なインピーダンス信号及びその周波数での平均インピーダンス信号に基づいている。上に述べたように、平均インピーダンスからの偏差又は逸脱は、呼吸が測定に対して有する影響を原因としている。

【0051】

この信号には、その後、例えば、0.1 から 0.8 Hz（呼吸頻度の物理学的範囲をカバーする）の周波数を除く全ての周波数を除去することによって、呼吸率に対応しない周波数を除去するためにフィルタがかけられてもよい。結果として生じる信号は、その後既知の組織モデル、例えばコール - コールモデルに加えられる（方程式 2）。

（数 8）

$$Z(t) = (R_{inf} + (R_0 - R_{inf}) / (1 + (j\omega\tau)^\alpha)) + (k \cdot (B(t) - B_c))$$

【0052】

この実施形態において、呼吸補正は、インピーダンスによって増大されるよりもむしろ、インピーダンスに加えられる。

【0053】

方程式 1 及び方程式 2 は、各時間 t において一つの周波数が測定される、時間に基づくインピーダンス関数を提供する。関数マッピングは、全ての測定に適合する最良のパラメータを探すために、異なる周波数での測定の全てを要する。

【0054】

これらのバリエーションの両方において、結果として生じる組織特性評価関数／モデルは、（方程式 1 及び方程式 2 によって記述されるように）呼吸を反映（考慮）するように補正されており、インピーダンススペクトロメータによって捕捉された実際のインピーダンス値と比較される。組織パラメータ及び呼吸パラメータは、その後、測定された値を最もよく説明するように選択される。このようにして、補正された組織特性評価関数は、測定された結果に写像される（マップされる）。そして（測定された組織パラメータを定義する）関数パラメータは、関数を結果に適合させることによって最適化される。

【0055】

この関数の適合は、いくつかの方法を使用して実行され得る。これらの方法の一つは以下に示される。

【0056】

第一に合理的なパラメータ値の推測が選択され（例えば $R_0 = 25$, $R_{inf} = 15$, $\alpha = 0.65$, $\tau = 1.8 \cdot 10^{-6}$, $k = 0.4$ ）、その後、誤差が定義される。例えば、

$$\text{全ての時間に渡る合計 } \{Re(Z_{observed}(t)) - Re(Z(t))\}^2$$

である。

【0057】

これは、観測された (observed) 結果と補正された組織特性評価モデルによって予測された結果との間の、差の平方の合計である。この誤差測定を最小化するパラメータセットが、発見される。

【0058】

誤差は、ネルダーとミードのシンプレックス検索 (Nelder-Mead simplex search) を実行することによって最小化されることができる。これは、例えば標準的な matlab (登録商標) 最小化アルゴリズムである。しかしながら、他の多くの関数最適化アルゴリズムが使用されてもよい。

10

【0059】

本発明のシステム 50 が、図 3 に示される。

【0060】

既知の生体インピーダンス測定システム (BI) 34 は、電流源 36 及び使用者の身体組織に交流電流を印加するための接触パッド、及び、電圧読み取り回路 38 及び身体組織から電圧を読み取るための接触パッドを有する。身体組織に印加される交流電流の周波数は、図示されるようにユニット 40 によって変えられることができる。

【0061】

プロセッサは、3つの別個の機能を実行するとみなされることができ、これらは3つのプロセッサ $\mu P1$ 、 $\mu P2$ 及び $\mu P3$ として示されている。もちろん、実行する上で全ての処理は単一のユニットによって実行されてもよい。

20

【0062】

第一のプロセッサ $\mu P1$ は、生体インピーダンス測定プロセスを制御し、組織特性評価関数 F1 を与える。この関数 F1 は、如何なる既知の周波数依存特性評価関数であってもよい。その特性評価関数は、(印加された電柱値及び読み取られた電圧から導かれる) インピーダンス値が関数 F1 を形成する組織パラメータにマップされることを可能にする。

【0063】

呼吸パターンは、呼吸モニタ (BM) 42 によってモニターされるか又は導かれる。上に説明されたように、それは別個のセンサ装置であってもよく、又はそれはインピーダンスのデータに加えられるプロセッサ機能であってもよい。

30

【0064】

第二のプロセッサ $\mu P2$ は、組織特性評価関数 F1 をモニターされるか又は導かれた呼吸パターンと組み合わせ、補正された組織特性評価関数 F2 を導く。

【0065】

関数マッピングによって、第三のプロセッサ $\mu P3$ は、補正された組織特性評価関数 F2 に基づく複数の組織パラメータ TP を抽出する。

【0066】

本発明の方法及びシステムは、図 4 に示されるように、はるかに少ない測定サイクル (スイープ) の使用で正確な組織パラメータに到達すること可能にする。

【0067】

図 4 は、異なる測定サイクル (スイープ) 数に対する、推定されたパラメータの相対誤差中央値を示す。

40

【0068】

左上のグラフは、抵抗 R_0 を示す。右上のグラフは、無限周波数抵抗を R_{inf} 示す。左下のグラフは、タウ値 (τ) を示す。そして、右下のグラフは、アルファ値を示す。

【0069】

相対誤差は、推定されたパラメータ値と、84回のスイープを使用して計算されたパラメータ値との百分率差として算出される。

【0070】

一つの実施例において、各スイープは約 3 秒間の長さである。各スイープにおいて、完

50

全な周波数測定の設定が得られる。したがって、各スイープは、異なる周波数及び異なる時間での一連のインピーダンス測定を与える。スイープは異なる時間で行われるため、インピーダンス値は呼吸サイクルの異なる時間にサンプリングされる。個々のインピーダンス測定は、例えば1/64秒を要してもよい。一回のスイープ内で、それぞれの周波数で多数の測定、例えば12回の測定が行われることができ、一回のスイープは約16の個別の周波数をカバーすることができる(1/64 x 12 x 16 = 3 s)。これらの値は、単に関連する桁に対する感覚を与えるために提供されている。

【0071】

各グラフにおいて、上方(より大きな誤差)の点線の折れ線グラフは、補正されていないコールコール関数を示し、下方(より小さな誤差)の実線の折れ線グラフは、本発明の方法を使用して補正されたコールコール関数を示す。

10

【0072】

使用され得る他のモデルが存在し、正確なモデルパラメータは同様に、本発明のアプローチを使用することによって、より迅速に得られることができる。他のモデルの例は、Kon-turri皮膚抵抗モデル及びTregearの皮膚抵抗のモデルである。

【0073】

本発明の生体インピーダンス装置はまた、専門的な医療従事者によって体液の水準を評価するために使用され、より短い時間で正確な測定を行うことができる。例えば、5分間の測定に対して0.5%以内の誤差中央値を得ることができ、この事は今度はより短い測定時間を可能にする。

20

【0074】

本発明は、概してインピーダンス測定に基づく組織特性評価、特に、呼吸によって起こされる有意な動きが存在する、胸部領域の組織特性評価に関心がある。本発明は、肺における体液増加を検出するための使用に限定されない。

【0075】

本発明の方法は、改良された組織特性評価モデルを提供する。これは、中間的な診断妥当性である。なぜなら、インピーダンス測定を改良されたモデルへマッピングすることによって、組織パラメータがその後導き出される必要があり、そして、そのパラメータはその後如何なる診断に達するためにも分析される必要があるためである。

【0076】

本発明の実施に使用される読み取り装置(電圧計)は、一つの実施例において、(印加される電流信号に対する)電圧信号の位相を測定することが可能であり、それ故に、入力としての電流信号を有してもよい。代替的に、この位相情報は、プロセッサ(図3内のμP1)によって導かれてもよい。

30

【0077】

本明細書において開示された複数の実施形態の他のバリエーションが、特許請求された発明の実践において、図面、開示及び添付の特許請求の範囲の検討から、当業者によって理解され、実現されることができ、特許請求の範囲において、用語“有する”又は“含む”は、他の要素又はステップを排除しない。また、不定冠詞“一つの”又は“ある”は複数であることを排除しない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項において列挙されたいくつかの項目の機能を実現させてもよい。ある複数の手段が互いに異なる従属請求項において列挙されたという単なる事実は、これらの手段の組合せが有利に使用され得ないことを示唆しない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部分として供給された、例えば光学的記憶媒体又は固体媒体のような適切な媒体上に記憶/分配されてもよい。ただし、コンピュータプログラムはまた、例えばインターネット又は他の有線又は無線の遠隔通信システムを介するような、他の形態で分配されてもよい。特許請求の範囲における如何なる参照符号も、本発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

40

【図 1】

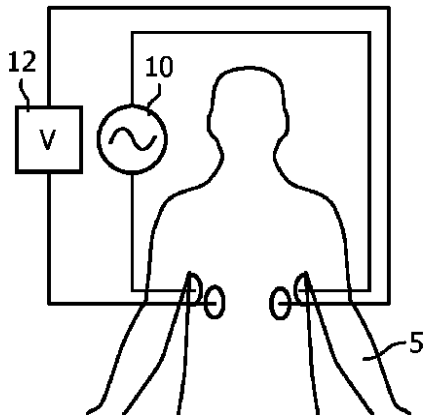
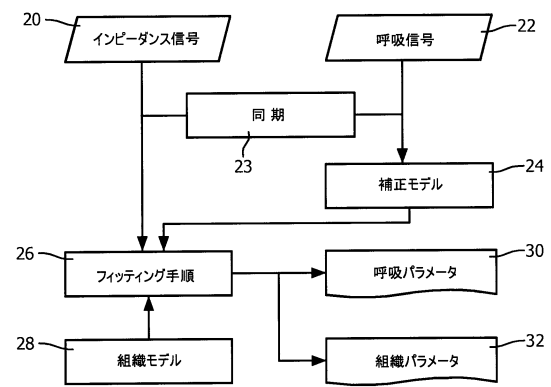


FIG. 1

【図 2】



【図 3】

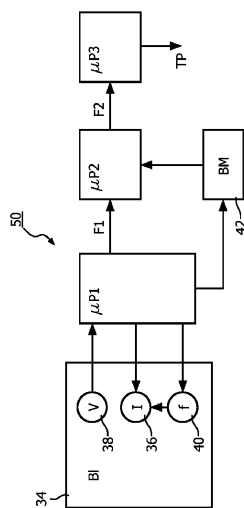
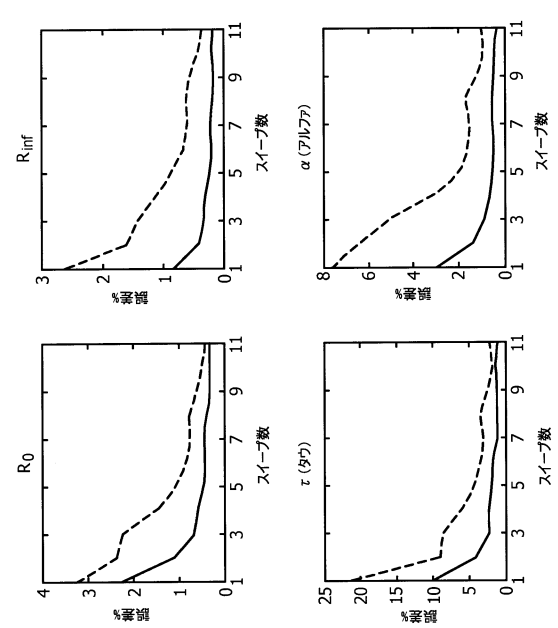


FIG. 3

【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 キューバ イェーレンステン, イラファ グスタフ ラーズ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ボノーミ, アルベルト ジョバンニ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 リスタマ, ヤルノ ミカエル

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 カファレル, ジェニファー

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ライター, ハーラルト

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特表2002-531207 (JP, A)

特表2008-546509 (JP, A)

特開2005-118148 (JP, A)

特開2010-183980 (JP, A)

特開2008-295883 (JP, A)

特表2005-531386 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4 - 5 / 0 5

A 6 1 B 5 / 0 8