

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5865376号
(P5865376)

(45) 発行日 平成28年2月17日(2016.2.17)

(24) 登録日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/05 (2006.01)
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)A 6 1 B 5/05 B
A 6 1 B 5/04 3 1 O Z

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-532023 (P2013-532023)
 (86) (22) 出願日 平成23年10月4日 (2011.10.4)
 (65) 公表番号 特表2013-540523 (P2013-540523A)
 (43) 公表日 平成25年11月7日 (2013.11.7)
 (86) 國際出願番号 PCT/CH2011/000236
 (87) 國際公開番号 WO2012/045188
 (87) 國際公開日 平成24年4月12日 (2012.4.12)
 審査請求日 平成26年10月6日 (2014.10.6)
 (31) 優先権主張番号 1638/10
 (32) 優先日 平成22年10月7日 (2010.10.7)
 (33) 優先権主張国 スイス (CH)

(73) 特許権者 512120199
 スイストム・アーゲー
 スイス国・シエイチ-7302・ランド
 クアルト・シュールシュトーラーゼ・1
 (74) 代理人 100064621
 弁理士 山川 政樹
 (74) 代理人 100098394
 弁理士 山川 茂樹
 (72) 発明者 ブルナー, ジョセフ, エックス
 スイス国・シエイチ-7000・クール
 ・ヴェストシュトーラーゼ・10
 (72) 発明者 ギャグロ, パスカル, オリヴィエール
 スイス国・シエイチ-2504・ビエン
 ヌ・シェマン デ ナルシス・8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気インピーダンストモグラフィーイメージング用センサデバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

インピーダンス分布を測定するための電極アレイを含む E I T イメージング用センサデバイスであって、

被試験者の重力ベクトルの方向に対する空間的定位を決定するための少なくとも 1 つのセンサが、前記電極アレイに結合されていることを特徴とする、センサデバイス。

【請求項 2】

前記空間的定位を決定するための前記少なくとも 1 つのセンサは、三次元加速度センサを含むことを特徴とする、請求項 1 に記載のセンサデバイス。

【請求項 3】

前記電極アレイの電極は、帯状構造 (13) の上に配列されることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載のセンサデバイス。

【請求項 4】

電気的活性に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサは、前記電極アレイに結合され、前記電気的活性に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサは、心電図センサを含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載のセンサデバイス。

【請求項 5】

音響活性に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサは、前記電極アレイに結合され、前記音響活性に関する情報を収集するための前記少なくとも 1 つのセンサは、

10

20

マイク又は心音図センサを含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のセンサデバイス。

【請求項 6】

前記電極アレイの拡張の変化に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサが、前記電極アレイ内に統合され、又は取り付けられ、前記拡張の変化に関する情報を収集するための前記少なくとも 1 つのセンサは、ひずみ計を含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載のセンサデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、インピーダンス分布を測定するための電極アレイを含む電気インピーダンストモグラフィーイメージング (EIT イメージング) 用センサデバイス、電極アレイを含むセンサデバイスに接続可能な EIT イメージング計器、インピーダンス分布を測定し、上記測定されたインピーダンス分布を調整するための EIT イメージング方法に関する。

【背景技術】

【0002】

20

電気インピーダンストモグラフィー (EIT) は、人間及び動物における局所肺換気及び局所肺灌流 (血流) を調査し、測定するために使用される非侵襲的イメージング手法である。従来の方法と対照的に、EIT は、患者が管又はセンサを通して呼吸することを必要とせず、電離 X 線を適用せず、例えば 24 時間又はそれ以上の長期間使用することができる。EIT は連続的に使用できるため、リアルタイムで且つ経時的に治療効果を監視するために適している。EIT は、1983 年に初めて呼吸機能を監視するために使用され、肺容量、血流、及び心臓活動の局所的な変化の連続的で非侵襲的な測定を可能にする唯一の臨床方法であり続いている。この技法の詳細は、非特許文献 1 に記載されている。

【0003】

特許文献 1 によって開示されるように、EIT では、典型的には 8 個から 32 個の複数の電極が、検査される体の表面に配列される。制御ユニットは、例えば電流等の電気信号が皮膚上の 1 組又はいくつかの組の電極に印加されて、同様に他の電極によって測定される電場を確立することを保証する。電流を印加するために使用される電極は「電流注入電極」と呼ばれるが、その内の 1 つは基準接地としての役割を果たし得る。典型的には、3 ~ 10 mA の RMS が、0.1 から 10000 kHz に及ぶ周波数で注入される。残りの電極を用いて、結果として生じる電圧が測定され (「EIT データベクトル」つまり「スキャンフレーム」を形成し)、以後、体内での電気インピーダンスの分布を推定するために使用される。電圧のセットを画像に変換するために特定のアルゴリズムが開発された。これらの変換は、2 つの主要な課題にさらされている。つまり、第 1 の課題は、数学的な問題が非適切であることであり、第 2 の課題は、測定された電圧が増幅器及び電流源の変動のために不正確であることである。

30

【0004】

インピーダンス推定の非適切な性質を克服するために、大部分の EIT イメージングアルゴリズムは、追加の仮定、制限、又は制約を利用している。当該技術で既知の典型的な方法は、媒体の内部構造及び正則化についての先駆的な知識を使用してある特定の解決法を選択することである。先駆的な知識の例は、解剖学的構造、器官の機能、伝導度、血流、心収縮のタイミング等の組織の物理的な特性を含む。

40

【0005】

呼吸監視の場合においては、先駆的な知識は、例えば、気道開口部での流量若しくは容積の測定値から、又は胸部の X 線画像から、又はより優先的には CT スキャンから引き出すことができ、患者の胸部の輪郭及び主要な構造をもたらす。正則化手法は、競合する解決法の間でアルゴリズム的に決定を下し、胸郭の内部の真のインピーダンス分布の妥当な推定値である画像を作成することを可能にする。物理法則だけではなく解剖学的な知識及び生理学的な知識も、当該技術で既知である正規化手法の基礎になる。例えば、胸腔内の

50

インピーダンス分布の突然の変化は、通常、非生理的として放棄される。重力は血液プール及び血流の分布に影響し、従ってインピーダンスの分布に影響する。患者の姿勢、病気及びインピーダンス分布の胸腔内の場所に応じて、重力は測定信号に多大な影響を与える。人工呼吸器を装着した集中治療患者が仰臥位にある場合、肺の背部で局所肺虚脱を患ることは既知である。係る虚脱は急性肺障害につながる、又は急性肺障害を悪化させることがある。例えば患者を横向きにする又はうつ伏せ（腹臥位）にする等の体位変換は、虚脱を逆転させ得、よって有益な治療効果を上げることができる。

【 0 0 0 6 】

重力の影響を立証するために 3 領域モデルが使用することができる（非特許文献 2）。このモデルの 3 つの領域は以下の通りである。

10

領域 1：開放され、十分に通気している肺胞。

領域 2：その開放及び閉鎖が呼吸周期中に発生する不安定な肺胞。

領域 3：虚脱肺胞。

これらの領域は、例えば、患者が仰向けに（仰臥位）又はうつ伏せに（腹臥位）横たわっている結果として発症する。健康な被検者では、領域は、通常立位で現れる。肺内部での領域発現の程度又はレベルは、重力ベクトルに関して変わることがある。ただし、領域発現の程度又はレベルは、通常、重力ベクトルに直交する水平面では変化しないままとなる。肺単位の周期的な開閉に起因する換気により誘発される肺障害は、おもに領域 2 で起こると仮定される。低酸素血症は、通気していない領域 3 を通る血液の短絡化によって引き起こされる。患者のそれらの 2 つの領域を排除することが治療目標である。

20

【 0 0 0 7 】

人工呼吸器装着患者では、患者の体の位置を変更することによって酸素付加を改善することができる。係る改善の背後にある仕組みは、上記領域 3 として記述される虚脱した肺空間が、新しい体の位置では開放されつつあり、よって血液の酸素化が改善される点である。人工呼吸器装着患者の体を定められた側面方向位置に回転させて肺機能を改善することは、特許文献 2 に開示されているように、当該技術で既知である。

【 0 0 0 8 】

上記知識に基づいて、肺の虚脱等の機能不全及びこの虚脱の逆転を検出するために、EIT を使用して肺の動作を監視することはきわめて明白と考えることができるだろう。しかしながら、実際には、虚脱領域を EIT 画像上で見ることは、不可能ではないとしても困難である。

30

【 0 0 0 9 】

電気インピーダンストモグラフィー方法で測定された電圧の不正確さを克服するために、時間差画像、つまり過去のある特定の時点で撮影された画像を参照して計算される画像を使用することが知られている。係る時間差画像は、ベースラインつまり基準状態に比したインピーダンスの変化から生成される。この相対的な、つまり差動的な手法は、同じ誤差が比例的にすべての画像に存在すると仮定されるので、胸郭の形状、身体組成、及び接触インピーダンスについての間違った仮定に関するいくつかの誤差だけではなく、体系的な測定誤差も相殺する。これらの画像は、動画のように次々と迅速に描かれると、それぞれの肺領域の中へ及び肺領域の中からのガス及び血液の流れの表現を作成し、介護士がリアルタイムで肺の機能を評価できるようにする。よって、心臓の鼓動及び肺の呼吸等の臓器機能の力学が監視できる。安定した時間差画像のための前提条件は、健全な基準画像である。このために、多くの場合、スキャンフレーム（複合 EIT 信号又はプレチスマグラム）のすべての値の合計又は平均が使用される。呼吸の始まり（吸気の開始）が複合 EIT 信号の局所最小値に一致し、従って基準画像は正確にこの点で撮影されると仮定される。ただし、例えば集中治療患者においてのように、一回呼吸量が小さく、信号対雑音比が低い患者では、複合 EIT 信号は弱く、吸息の始まりを正確に決定することはほぼ不可能である。現在使用できる EIT 計装を用いると、アーチファクトが非常に容易に偽の信号を作り出し、誤差及びバイアスを生じさせ、最終的には誤った臨床決定につながる。

40

【 0 0 1 0 】

50

特許文献 3 は、電極及び運動センサ付きのキャップを含む E E G システムを説明している。電極は E E G 信号を記録する。運動センサは運動データを取得する。運動データは患者の移動、血流運動、及び患者内部の心弾動の動きに関連付けられる雑音信号を含むことがある。データは、E E G 信号からの運動雑音を削減するために処理される。

【 0 0 1 1 】

いくつかの最近発表された E I T 方法は、以下の通りである。

【 0 0 1 2 】

特許文献 4 は、呼吸圧力に応じた肺の肺胞開放及び閉鎖の局所的な決定のための方法を参照しており、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ーの方法を用いて、呼吸圧力に応じて少なくとも 1 つの肺の領域で測定される。

10

【 0 0 1 3 】

特許文献 5 は、患者による局所的な酸素摂取量を評価する計器及び方法を開示している。これを達成するために、異なるときに測定された 2 つの電気インピーダンストモグラフィー画像が比較される。第 1 の画像は、吸入直後に撮影され、第 2 の画像はしばらくの間息を止めた後に撮影される。肺容量の局所的な差は、酸素消費量と相関すると解釈される。

【 0 0 1 4 】

特許文献 6 は、超音波等の波動場エネルギーを使用する反射トモグラフィーイメージングに関係している。この方法は、液体で充填された容器内に浸けられた体の上で実行される。センサ及び受信機は、体からある距離をもって位置決めされる。

20

【 0 0 1 5 】

非特許文献 3 では、異なる重力条件下での肺換気の E I T イメージングについて言及されている。局所肺換気は、かけられる重力の力の量及び方向に左右される。重力の影響は、被試験者の位置及び向きとともに変わる。この論文は、4 つの関心のある領域に起因するパラメータが、被試験者の傾斜角度に応じてどのように変化するのかを説明している。

【 0 0 1 6 】

上記学術論文は、肺灌流及び肺換気に与える重力の影響を立証している。局所的な差の存在は技術で既知であり、これらの差を露呈するための方法が引用された公報及び他によって開示されている。しかしながら、これまで開示された方法のどれも、重力の影響及びアーチファクトの補償を可能にしていない。

30

【 0 0 1 7 】

肺機能及び直接治療を監視することを可能にする、改善された E I T 計装及び分析方法に対するニーズが存在する。特に、長期の E I T 観察は、診断及び以後の治療を改善すると期待されている。例えば、連続 E I T 監視のため、局所的な肺換気及び局所的な肺虚脱が評価され、肺障害の可能性が評価され、例えば肺リクルートメント法等の救命治療のオプションが開始できるだろう。特に集中治療患者は、電気インピーダンストモグラフィー技術の改善及び E I T による連続監視で大きな恩恵を受けることができるだろう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 1 8 】

【特許文献 1】米国特許第 5 6 2 6 1 4 6 号

40

【特許文献 2】国際公開特許第 WO 2 0 0 5 / 0 9 4 3 6 9 号

【特許文献 3】国際公開特許第 WO 2 0 0 6 / 1 2 1 4 6 9 A 1 号

【特許文献 4】国際公開特許第 WO 0 0 / 3 3 7 3 3 A 1 号

【特許文献 5】国際公開特許第 WO 2 0 0 9 / 0 3 5 9 6 5 A 1 号

【特許文献 6】米国公開特許第 2 0 0 4 / 0 3 4 3 0 7 A 1 号

【非特許文献】

【 0 0 1 9 】

【非特許文献 1】Costa E. L. 、 Lima R. G. 、及び Amato M. B. 「Electrical impedance tomography (電気インピー

50

ダンストモグラフィー)」、Curr Opin Crit Care、2009年、15(1)、18~24ページ

【非特許文献2】Hedenstierna G.ら、「Pulmonary densities during anaesthesia. An experimental study on lung morphology and gas exchange(麻酔中の肺密度 肺形態及びガス交換に関する実験的な研究)」Eur Respir J.、1989年6月；2(6)：528

【非特許文献3】Brunnerら「Imaging of local lung ventilation under different gravitational conditions with electrical impedance tomography(電気インピーダンストモグラフィーを用いる異なる重力条件下での局所的な肺換気のイメージング)」、ACTA Astronautica、Pergamon Press、Elmsford、英国、Vol. 60、第407号(2007年)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

従って、本発明の目的は、信頼できるEIT差画像を測定し、計算することができるデバイス及び方法を提供することである。本発明の別の目的は、肺機能を正確に且つリアルタイムで監視できるようにするデバイス及び方法を提供することである。更に、本発明の目的は、改善された基準画像を作り出し、EIT技術の有用性及び使用性を改善することである。更に、本発明の目的は、正則化手法を改善することである。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記の目的は、改善されたEIT画像を作成するために空間的情報を提供し、使用することによって達成される。空間的情報は、体の位置及び/又は向き、つまり体又は体の部分の空間的定位を記述するデータを含む。例えば、標準的な正則化手法は、空間的情報、つまり例えば胸郭等の体の部分の向き及び位置についての情報を、EIT分析中に統合することによって拡張される。

【0022】

詳細には、上記目的は、本発明のセンサデバイス、本発明のEITイメージング計器、及びEITイメージング方法を用いて達成される。

【0023】

EITイメージング用の本発明のセンサデバイスは、インピーダンス分布を測定するための電極アレイを含み、空間的情報を収集するための(つまり、被試験者の空間的定位を決定するための)少なくとも1つのセンサが電極アレイに結合されていることを特徴とする。空間的情報は、センサの向き及び/又は位置についての情報を含む。センサは、例えば、電極アレイ自体に貼られることもあれば、電極アレイに関して、ひいては試験される体の部分に関して定められた関係で位置決めされることもある。結果的に、空間的情報は、被験者(被試験者)、特に試験される体の部分の向き及び/又は位置についての情報を含む。有利なことに、実際には、上記空間的情報は、被験者に貼り付けられている電極アレイの空間的定位及び/又は位置を記述する。センサの位置及び/又は向きのデータは、重力ベクトルに対する、つまり重力ベクトルの方向に対する試験される体の部分の向きを定めるデータに変換できる。従って、例えば胸郭(又は別の体の部分)のインピーダンスが測定されるとき、収集される空間的情報は、重力の力に対する胸郭の向き、よって肺(又は上記別の体の部分)の向きを記述する。被試験者の、特に電気インピーダンス試験される体の部分の向き及び位置についての空間的情報は、重力の影響に関してインピーダンス分布測定データを調整するためにあらかじめ必要である。好ましくは、被験者の空間的定位を決定するための少なくとも1つのセンサが電極アレイに結合される。これによって、例えば被験者の空間的定位は、重力ベクトルの向きに関して決定される。

【0024】

10

20

30

40

50

記述される追加の空間的情報は、臨床的に有用な画像及び動画を作成するためにきわめて有用である。体の位置に応じて信頼できる E I T 差画像を提供できるデバイスは、これまでに説明されていない。

【 0 0 2 5 】

有利なことに、被試験者の空間的定位を決定するための上記少なくとも 1 つのセンサは、三軸加速度センサ又は重力センサとも呼ばれる三次元加速度センサ等の空間データセンサを含む。このセンサは、有利なことに重力ベクトルに関して位置又は向きを決定するために使用される。移動だけを検出することができるが、位置又は向きを測定することはできない、例えば一軸加速度センサ等の単純な加速度センサは、上述の目的には十分ではない。

10

【 0 0 2 6 】

従来、電極アレイは、観測面内部の観測領域を画定する電極のアレイを形成する。

【 0 0 2 7 】

有利なことに、電極アレイの電極は、帯状の構造の中及び / 又は上に配列される。これによって、電極の迅速且つ容易な取扱い、並びに体の部分の上への電極の容易な位置決め及び固定が可能になる。被試験者の空間的定位を決定するためのセンサが上記帯状の構造の中に統合される、又は上記帯状の構造に固定されるとき、センサデバイスの取扱い、位置決め、及び固定は特に容易になる。電極アレイ、特に帯状構造は、例えば弾性構成部品を含む等、弾性であることが好ましい。弾性アレイ、つまり帯状構造は、少なくともその長手方向伸長で伸縮自在である。アレイつまり帯状構造の弾力性の特長によって、電極アレイを体の上に密着して固定できるようになると同時に、例えば胸部の呼吸性移動等の体の部分の移動は、アレイ、つまり帯状構造による制約を受けない。呼吸中、弾性アレイつまり帯状構造は律動的に長さが拡張、短縮する。

20

【 0 0 2 8 】

有利なことに、電気的活性に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサが、電極アレイに結合される。電気的活性は、心臓の運動によって、つまり心臓の活動によって最も顕著に誘発される。よって、このセンサは、心臓の活動に関する情報の収集を可能にする。

【 0 0 2 9 】

便利なことに、電気的活性に関する情報を収集するための上記少なくとも 1 つのセンサは、好ましくは心電計に接続可能である心電図センサを含む。

30

【 0 0 3 0 】

有利なことに、音響活性に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサが、電極アレイに結合される。音響活性は、心臓の収縮及び心臓弁の開閉によって、つまり心臓の活動によって最も顕著に誘発される。よって、このセンサは、心臓の活動に関する情報の収集を可能にする。

【 0 0 3 1 】

便利なことに、音響活性に関する情報を収集するための上記少なくとも 1 つのセンサは、好ましくは心音計に接続可能であるマイク又は心音図センサを含む。

【 0 0 3 2 】

有利なことに、吸気中の電極アレイの状況つまり拡張の変化に関する情報を収集するための少なくとも 1 つのセンサが、電極アレイ内に統合される、又は取り付けられる。このセンサは、被試験者の呼吸活動に関するデータの収集を可能にする。

40

【 0 0 3 3 】

便利なことに、拡張に関する情報を収集するための上記少なくとも 1 つのセンサは、ひずみ計を含む。好ましくは、拡張に関する情報を収集するためのセンサは、呼吸中に、体の部分、特に胸部の拡張を検出する。帯状構造の中又は上で電極のアレイを使用するとき、上記センサは、体の部分の状況の変化を検出してよい。有利なことに、帯状構造に統合された又は取り付けられたひずみ計は、帯状構造の拡張に関する、ひいては体の部分の状況の変化に関するデータを収集するために使用される。

50

【0034】

本発明のEITイメージング計器は、被試験者の空間的定位を決定するためのセンサに接続可能であり、任意選択で、本発明のEITイメージング計器は、電気的活性及び／若しくは音響活性に関する情報を収集するためのセンサ、並びに／又は拡張に関する情報を収集するためのセンサに更に接続可能である。本発明によると、上記EITイメージング計器は、空間的データ（つまり、空間的定位データ）に基づいて、並びに任意選択で、拡張データ及び／又は電気的データ及び／又は活性データに更に基づいてインピーダンスデータを調整するために、計算デバイスがEITイメージング計器に接続される、又はその中に統合されることを特徴とする。有利なことに、空間的データは、（例えば、被試験者の空間的定位を決定するためのセンサの向きを検出することによって、更に具体的には上記センサに結合される電極アレイの向きを検出することによって）被試験者の空間的定位を記述する。有利なことに、上述の空間的データは、重力ベクトルの方向に関して空間的定位を記述する。計算デバイスは、上記空間的データを分析し、インピーダンスデータを調整するためのプログラムルーチンを含む。有利なことに、計算デバイスは、空間データを同時に（つまりほぼ同時に）測定されるインピーダンスデータと相互に関連付ける。計算デバイスは、一般的に利用可能であり、通常はすでに標準的なEITイメージング計器内に含まれているマイクロプロセッサ及びメモリを使用する。空間的情情報を測定し、分析する機能性が統合されたEITイメージング計器は、最新式のEITイメージング計器よりもより用途が広い。更に、新しい機能性が統合されることにより、本発明のEITイメージング計器は操作するのが容易になる。

10

20

【0035】

インピーダンス分布を測定し、測定されたインピーダンス分布を調整するための本発明のEITイメージング方法は、（i）電極アレイを含むインピーダンス分布測定デバイスを使用することによってインピーダンス分布を測定するステップと、（ii）測定されたインピーダンス分布をEIT画像に変換するステップとを含む。本発明によると、上記EITイメージング方法は、測定されたインピーダンス分布の値が、重力影響について、例えば強化される及び／又は修正される等調整されることを特徴とする。更に詳細には、上記EITイメージング方法は、被験者の空間的定位が（特に電極アレイの空間的定位を測定することによって）決定されること、及び測定されたインピーダンス分布の値が、重力の影響を説明するために上記空間的定位に従って調整されることを特徴とする。重力影響に係る調整は、測定されたインピーダンス分布の値が重力影響について強化される及び／又は修正されるという点で達成され得る。重力の影響について上述された調整は、視覚的に強化され、よって臨床的により意味がある画像及び動画の作成を可能にする。電極アレイの空間的定位は、試験される体の部分の向き及び／又は位置にリンクされる。有利なことに、電極アレイは被験者の皮膚に接触し、好ましくは試験される体の部分に貼り付けられる。

30

【0036】

有利なことに、重力の影響の係る視覚化は、インピーダンス分布測定デバイスの空間的定位、特に電極アレイの空間的定位の決定に基づく。電極アレイは被試験者の体に取り付けられるので、電極アレイの向きは、被試験者の位置、特に試験される体の部分の位置にリンクされる、又はむしろ被試験者の位置、特に試験される体の部分の位置に依存している。インピーダンス分布の測定の間にインピーダンス分布測定デバイス、特に電極アレイの向きを検出することによって、重力の影響に係る調整が可能になる。例えば体の位置及び向きに基づいた空間的情報は、臨床的に有用な画像及び動画の計算を可能にする。新しい方法によって、ほぼリアルタイムの計算が許され、必要な場合即時診断及び救命治療が可能になる。

40

【0037】

好ましくは、重力ベクトルは、電極アレイ、ひいては被試験者の空間的定位を記述するために使用される。よって、被試験者又は電極アレイの空間的定位は、重力ベクトルの方向に関して測定される。

50

【0038】

好ましくは、被試験者の空間的定位、特に例えば重力ベクトルは、インピーダンス分布の測定中に測定される。

【0039】

更に好ましくは、被試験者の空間的定位、特に例えば重力ベクトルは、インピーダンス分布とほぼ同時に測定される。

【0040】

有利なことに、インピーダンス分布の値及び特に例えば重力ベクトルの値等被試験者の空間的定位の値は、1秒以内に、好ましくは500ミリ秒以内に、より好ましくは100ミリ秒以内に、及び最も好ましくは10ミリ秒以内に測定される。調整が成功するには、
10 例えば重力ベクトル等の向きに関する空間的情報の測定と、インピーダンス分布の測定との間の遅延が数ミリ秒を超えてはならない。

【0041】

有利なことに、インピーダンス分布測定デバイスは、少なくとも電極アレイを含む。好ましくは、上記電極アレイは帯状構造内に配列される。

【0042】

有利なことに、測定されたインピーダンス分布は、更に心臓の電気的活性と同期される。
。

【0043】

好ましくは、電気的活性に関する情報は、心電図センサを使用して測定される。
20

【0044】

有利なことに、測定されたインピーダンス分布は、更に心臓の音響活性と同期される。

【0045】

好ましくは、音響活性に関する情報は、マイク、又はより好ましくは心音図センサを使用して測定される。

【0046】

有利なことに、測定されたインピーダンス分布は、更に、観測領域の、つまり観測される体の部分の状況つまり拡張の変化に従って調整され、それによって観測領域は、例えば電極アレイによって画定される。すなわち、電極アレイの体の部分上の位置が観測領域を画定する。
30

【0047】

好ましくは、状況又は拡張の変化に関する情報は、ひずみ計を使用して測定される。ひずみ計は、例えばインピーダンス分布測定デバイス上、つまり帯状電極アレイ上に配置される。体の部分（例えば、被試験者の胸部）の周りに配置されるときにインピーダンス分布測定デバイスの状況つまり拡張の検出された変化は、呼吸活動に起因する胸部の状況の時間的な変化を文書化することを可能にする。胸部移動に関する情報は、代わりに加速度センサを使用して測定され得る。移動を測定するためには、例えば単純な一軸加速度センサで十分である。ただし、例えば三軸加速度センサが使用される場合、移動及び向きに関するデータは同じセンサを用いて検出され得る。

【0048】

本発明を、図を参照して以下に説明する。
40

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】図1は、無作為な空間的位置にいる被試験者を示す図である。

【図2】図2は、重力ベクトルに関して、(a)仰臥位、(b)後傾位置、(c)立位の3つの異なる向きにある被試験者の胸郭切断部、及び位置依存領域分布を示す図である。

【図3】図3は、重力ベクトルに関して、(a)完全仰臥位及び(b)側面方向に回転された仰臥位の2つの異なる向きにある被試験者の胸郭切断部、及び位置依存領域分布を示す図である。

【図4】図4は、重力ベクトルに関して観測面の空間的定位に基づいてu-h軸系及びu
50

' - h ' 軸系の画定を示す図である。フィルターの例は、図の右側に示す。

【図 5】図 5 は、測定され、それぞれフィルタリングされたひずみ計信号を示す図である。

【図 6】図 6 は、メッシュの 1 つの単一のノードのピクセル化されたインパルス画像の形成の概略図である。

【図 7】図 7 は、行列 P の形成の概略図である。

【図 8】図 8 は、空間周波数領域内でのフィルタリングプロセスの概略図である。

【図 9】図 9 は、行列 R の形成の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0050】

10

本発明は、多くの異なる形態の実施形態が可能であるが、本発明の好ましい実施形態は図面に示されており、本開示が本発明の原則の適例として検討されるべきであり、本発明の幅広い態様を、示された実施形態に制限することを意図していない旨の理解をもって、詳細に本明細書に説明される。

【0051】

20

技術で既知であるように、EIT データは、例えば図 1 に示すように、被試験者 11 の胸部の周りに設置される複数の電極によって取得される。本発明では、電極は、好ましくは、被試験者 11 の体の部分を基準にして幾何学的に画定された位置に電極を保持する帯状構造 13 の上に取り付けられる。実際には、観測平面 15 は、体の部分の周りに複数の電極のアレイで組み立てられる帯状構造 13 を設置することによって選択され得る。本発明にとって電極の正確な配列は重要ではない。図 1 に示す好ましい配列は、電極の位置が観測平面 15 (電極平面とも呼ばれる) を、例えば被試験者 11 の胸部の周囲の周りに画定するほどである。この配列では、例えば EIT ベルト 13 によって画定される観測平面 15 は、主要な頭尾体軸 17 (体幹の前後軸又は矢状軸) に垂直である。角度 (アルファ) は、重力ベクトル g に対する体軸の位置によって定められる。よって、は主体軸 17 と重力ベクトル g との間の角度である。ベクトル g は 2 つの成分に分解することができ、これらの成分の内の一方 (g c) は、図 1 に示すように、例えば EIT ベルトによって画定される観測平面等の体軸に垂直である平面上にある。

【0052】

30

電極の第 1 組は、技術で既知であるように、電流を注入する又は電圧 (励起信号) を印加して電場を確立するために使用される。励起信号の印加から生じる電圧又は電流は、以後、残りの各電極で測定される。励起信号は、次いで電極の次の組に移動され、測定シーケンスが繰り返される。32 の電極の配列では、例えば、測定ループごとに 32×32 の測定が生じる。各ループの測定は「スキャンフレーム」又は「EIT データベクトル」とも呼ばれることがある。

【0053】

40

本発明によると、上記確立された電場についての情報に加えて、被試験者の向きに関する空間的情報が収集される。例えば、三次元加速度センサ (例えば Bosch BMA 150 センサ集積回路) は、空間的情報及び電場情報の測定を同時に可能にするためにベルトと機械的に結合される。加速度センサは、重力ベクトルを測定する。暗に、重力ベクトル g と電極平面 15 との間の角度 (つまり、図 1 の角度) は、加速度センサ及びベルトが機械的に結合されているので測定される。例えば空間フィルター F (以下の例を参照) による正則化は、重力ベクトル成分 g c に垂直な水平面での均一性を示す解に重みを与えるためにその後最適化される。本明細書では k と呼ばれる重みは、観測平面に対する重力ベクトルの角度、並びに所望されるコントラストを決定するユーザ定義の因数 c 及び d の関数である。好ましい実施形態では、k ととの関係は正弦関数である。

【0054】

よって、角度、重み k、並びに因数 c 及び d との間の関係は、以下の方程式：

$$k = c * () + d$$

で表すことができる。これにより、は体軸と重力ベクトル g との間の角度である () の

50

定義は図 1 及び図 2 に示される)。上式では、 θ は の一次関数又は $\sin \theta$ の正弦関数であり、円滑な遷移を可能とすることができます。

【 0 0 5 5 】

好ましくは、加速度センサは、電極が入っている帯状構造 1 3 に機械的に接続される。加速度センサは、好ましくは空間内の角度 θ として度又はラジアン単位で重力ベクトル g に対するセンサベルトの向きを測定する。

【 0 0 5 6 】

図 2 では、胸郭切断部を、重力ベクトル g に関して異なる向きで示す。胸郭 2 1 の内部では、2 つの肺 2 3 及び 2 5 が右側及び左側に位置している。図解のために、適用可能な場合、(上述されたような) 3 領域モデルの領域を、それぞれの肺で 3 つの異なる陰影で示す。モデルによると、領域は、通常、重力ベクトルに垂直である層内に広がる。第 1 の領域 3 1 はライトグレーで記され、第 2 の領域 3 2 はグレーで記され、第 3 の領域はダークグレーで記されている。モデルによると、肺胞の通気は領域 2 で削減され、肺胞の虚脱のために領域 3 で更に削減される又は不在である。重力ベクトルが観測平面の内部にある(つまり平行である)場合、次いで領域 1、2、及び 3 は最大限に表される(図 2 a)。言い換えると、重力ベクトルが主体軸 1 7 に垂直である場合、3 つの領域は明確に区別可能である。図 2 a は、(白い円の中の黒い点として示される) 主体軸が描画平面に対して垂直である仰臥位によってこの状態を示している。体が傾いている場合、重力ベクトルは観測平面外に移動し、領域ははるかに目立たなくなる(図 2 b)。立位(図 2 c)では、角度 θ はほぼゼロであり、領域はほぼ完全に消えている。図 2 a から図 2 c では、観測平面が更に重力ベクトルに関して傾くにつれて、領域表現がより弱くなる。

【 0 0 5 7 】

重力ベクトル g が観測平面 1 5 内部にある場合には、3 領域モデルの領域は、図 2 a に示されるように最大限に表わされる。また、領域は、重力ベクトル g が観測平面外にある、つまり、 θ が 90 度(図 2 a 及び図 2 b) とは異なる任意の体の位置決めについて、 θ がゼロに等しい($\theta = 0$)ときを除き、観測平面内部につねに重力ベクトル g の成分 g_c があるため、- より少い程度であるが - 表されたままとなる。角度 θ が、90 度から開始して減少すると、領域はより目立たなくなり、約 0 度で完全に消える(図 2 c)。通常、この関係は正弦関数として表される。ただし、他の関数が代わりに使用され得る。

【 0 0 5 8 】

直立した患者(図 2 c)では、重力ベクトルは人の体軸に続き、領域 1 から 3 は肺の先端(頂点)から横隔膜に続く。この位置で、領域 1 から 3 は、断面 E I T 画像上に現れない。患者が仰臥位にある場合、領域 3 は背中(依存部位)に位置する。一方、領域 1 は胸部(独立部位)に向かって位置する。仰臥位(図 2 a)では、領域 1 から 3 は観測平面内部にあり、よって E I T 画像に影響を与える。患者が腹臥位に位置決めされる場合、領域 1 から 3 は依然として観測平面内にあるが、逆の順序となる。

【 0 0 5 9 】

上記に示す体の位置は、仰臥位から立位までのすべての位置を含む。ただし、体が横向きに回転される又はひねられる位置はまだ検討されていない。回転された体の位置は、主体軸 1 7 及び重力ベクトル g によって画定される平面を貫通する背腹軸 1 9 によって記述されてよい。背腹軸 1 9 は、(図 1 に示すように) 主体軸 1 7 に垂直であると定められる。患者は E I T 測定中に一定の位置をとるよう言われる可能性があるので、短い検査を行うときにも回転された位置が関連性を有する又は重要である場合がある。従って、横向きに回転された位置を含むが、これに限定されない考えられる位置の最大値が明らかにされる必要がある。

【 0 0 6 0 】

図 3 a 及び図 3 b では、変化した臥位での胸郭の領域分布を示す。上記図では、中立的な仰臥位(図 3 a)にある胸郭の領域分布が、横向きに回転された仰臥位(図 3 b)にある胸郭の領域分布と比較される。横向きに回転された仰臥位では、図 3 b によると、角度 θ が重力ベクトル g に対する背腹軸 1 9 の位置によって定められる。上記に示され、図 1 c に示す

ように、臥位では、重力ベクトル g は重力ベクトル成分 g_c に等しい。よって、一般に、例えば仰臥位又は横に回転された仰臥位で等の臥位では、 θ は背腹矢状軸と重力ベクトル成分 g_c との間の角度である。また、被試験者が仰臥位と立位との間の位置をとり、更に片側に回転されると、 θ は背腹軸 19 と重力ベクトル成分 g_c との間の角度となる。患者の長手方向軸 17 の周りでの回転に対する領域形成の依存性は、2つの肺での領域分布の非対称性に反映される。領域は、重力ベクトル g に垂直である層で積み重ねられる。体が角度 θ 分片側に回転されても、領域は依然として図 3 b に示すように重力に従う。この例では、体軸に対する重力ベクトル g の角度 θ は 90 度で変化しないままである。言い換えると、重力ベクトルは観測平面内にあり、領域は最大限に表わされている。横に回転された位置では、人工呼吸器が装着された、下部に位置する肺（つまり図 3 b では右肺）は広範囲な通気削減を経験することがある。一方、他方の肺（つまり、左肺）はほとんど影響を受けない。10

【 0 0 6 1 】

図 4 左側には、患者の多様な位置（胸郭の概略図）を、重力ベクトル g に関して示す。右側には、2つの座標系 u/h 及び u'/h' が互いに関連するそれぞれの角度 θ 及び ϕ を示す。両方の座標系とも同じ起点を有する。再び、 θ は主体軸 17 と重力ベクトル g との間の角度を表し、 ϕ は背腹軸 19 と重力ベクトル成分 g_c との間の角度を表す。図 4 の最初の3つの位置に示す向きでは、重力ベクトル成分 g_c は重力ベクトルに等しく（ $g_c = g$ ）、角度 ϕ は u/h 軸系と u'/h' 軸系との間の回転角度を定めている。一番下の例（立位）では、角度 ϕ は定められていない（ $g_c = 0$ ）が、ほとんどどのような領域表現もないので、それは問題にはならない。ベクトル u' 及び h' は、 u/h 軸系に対する u'/h' 軸系のそれぞれの回転から生じ、空間フィルタリング（以下参照）の回転された変異形を定める。20

【 0 0 6 2 】

追加の実施形態では、本発明は、（向きを決定するために、三軸加速度センサを用いて好ましくは測定される）空間センサデータ及び（例えば、拡張センサ、追加の加速度センサ、及び / 又は電気的活性センサ及び / 又は音響活性センサを用いて測定される）時間センサデータを組み合わせて、EIT によって取得される画像及び関連情報を改善する。

【 0 0 6 3 】

一実施形態では、帯状構造又は帯状構造の部分の可動域（つまり、拡張又は拡大）が、例えばひずみ計によって測定される。信号処理プロセッサは、局所最小値からの偏差を計算し、その後遡って吸息の始まりを予想する。その遡って予想された時点で測定されたデータベクトルは、「呼吸基準ベクトル」として解釈される。この手順は画像処理で一定の遅延を伴うので、実施の目標は、精度とタイミングとの間のバランスを見つけることである。成人での呼吸は1分あたり3呼吸を十分に上回り、1分あたり50呼吸を十分に下回る頻度で行われるので、数百ミリ秒の遅延は耐えることができ、基準時点を確実に生成するには十分でなければならない。実際に、多くの場合、肺機能検査は患者の呼吸ドライブを測定するための「閉塞試験」と呼ばれる試験に依存している。係る検査は、成人及び小児で100ミリ秒で行われる。最後に、各 EIT データベクトルから「呼吸基準ベクトル」が差し引かれ、呼吸活動及び換気によって引き起こされるインピーダンス変化を可視化する。30

【 0 0 6 4 】

その好ましい実施形態では、拡張センサ（呼吸センサとも呼ばれる）が、ひずみ計によって帯状構造にかかる力を、及び 3D 加速度センサによって体の位置を測定している。ユーザは、2つのパラメータ c 及び d を入力して、領域 1、2、及び 3 に関して画像を調整してよい。

【 0 0 6 5 】

患者が吸入する又は人工呼吸器が患者に呼吸を送達するのに伴い、帯状構造は拡大し、ひずみ計はこの拡大を測定する。センサ信号は、通常毎秒 50 から 100 サンプルでデジタル形式に変換され、好ましくはデジタルで分析される。分析は、単純な低域フィルター40

10

20

30

40

50

及び以後の最小力の決定を含んでよい。代わりに、分析は、著しい信号ドリフトが存在する場合に E I T 基準ベクトルを検出するためのひずみ計信号の分析を示す図 5 どのように行われてもよい。ひずみ計の任意の単位（実線）及びその導関数（例えば、R C = 0 . 1 秒での高域フィルター、点線）は、肺容量が連続的に変更されている呼吸中に描かれる。ひずみ計の局所最小値（実線矢印）は、その高域フィルタリングされた導関数（点線矢印）が毎回ゼロと交差する前の約 0 . 1 秒である。

【 0 0 6 6 】

通常はひずみ計からのセンサデータは、最初に、カットオフ周波数が 2 0 H z の低域フィルターによってフィルタリングされる。その後、カットオフ周波数が 0 . 1 H z の高域フィルターが利用される。このようにフィルタリングされた曲線が低い力から高い力へ移動するゼロ線（点線矢印）を交差する場合、胸部は拡大を開始し、よってこの点が「吸息の開始」と解釈される。この時点で、又は通常は高域フィルターの 1 時間定数早期の等、より早期の所定のリードタイムで測定された E I T データベクトルは、以後の差動 E I T イメージングのための基準ベクトルとして解釈される。この手順は、臨床的には関連性はないが画像シーケンスでわずかな遅延を生じさせる。

【 0 0 6 7 】

代わりに、呼吸活動は、第 2 の加速度センサ（例えば、上述されたひずみ計センサに代わる）によって測定される。胸部は呼吸のたびに移動しているので、第 2 の加速度センサはこの移動を感知し、それを吸息の開始を示し、上述されたように基準ベクトルを決定するために使用できる信号に変換することができる。

【 0 0 6 8 】

更に代わりに、同じ加速度センサは、呼吸活動と、観測平面に対する重力ベクトルの方向（つまり向き）の両方とも測定する。このために、3 D 加速度センサが使用され得る。

【 0 0 6 9 】

別の実施形態では、時間データセンサは、例えば心電図（ E C G ）で使用されるセンサ、つまり心電図センサ等の電気的活性センサである。係るセンサは、心収縮の始まりに関係する基準画像を作成し、それによって「心臓基準データベクトル」を作成するために使用できる。その後、「心臓基準データベクトル」は各 E I T データから差し引かれ、心臓活動によって引き起こされるインピーダンス変化を可視化する。

【 0 0 7 0 】

別の実施形態では、時間データセンサは、例えば心音図（ P C G ）で使用されるセンサ、つまり心音図センサ等の音響活性センサである。係るセンサは、心収縮の始まりに関係する基準画像を作成し、それによって「心臓基準データベクトル」を作成するために使用できる。その後、「心臓基準データベクトル」は各 E I T データから差し引かれ、心臓活動によって引き起こされるインピーダンス変化を可視化する。

【 0 0 7 1 】

別の実施形態では、少なくとも 2 つの時間センサが空間データセンサと組み合わされる。例えば、それぞれ心電図又は心音図で使用されるようなセンサ等の電気的活性センサ又は音響活性センサ、及び例えばひずみ計センサ等の拡張センサは、3 - D 加速度センサ（空間データセンサ）と結合される。これによって、重力に対する観測平面の向き、同時に呼吸に起因する電極ベルトの拡張及び心臓活動に起因する電気的活性の測定が可能になる。

【 0 0 7 2 】

本発明は、スタンドアロンモニタで、並びに機械的な人工呼吸器及び麻酔機械での E I T デバイスの画像品質を向上させるために使用できる。係る改善は、向上した画像を作成するか、又は画像に直接的に重力ベクトルを描くか、又は重力ベクトルに関して画像を自動的に回転させ、それによってユーザに向きを示すかのどちらかによって行うことができる。係る改善された E I T 画像の特定の使途は、リクルートメント法、理学療法又は姿勢の変更等の特定の療法を開始し、治療的介入の効果を測ることである。

【 0 0 7 3 】

10

20

30

40

50

本発明に係る E I T イメージング用センサデバイス、 E I T イメージング計器、及び E I T イメージング方法の典型的な用途は、人工呼吸器を装着した集中治療患者にある。これらの患者の内の約 15 % が急性の肺障害を患い、これらの内の 30 % を超える患者が死亡する。これらの患者の約半数が、適切な治療によって助けられると推定されている。係る治療は、領域 2 及び領域 3 を効果的に最小限に抑えるための肺リクルートメントを伴う。ただし、肺リクルートメント法はリスクを伴う。従って、臨床医は、多くの場合、肺障害がすでに明らかになっているときにだけ肺リクルートメントを使用する。残念なことに、これは多くの場合遅すぎる。開示されている発明を用いれば、介護者は、肺リクルートメント法の必要性及び成功を病気の早期に判定し、生命を助け、介護の費用を削減する手段を有するだろう。

10

【 0074 】

別の使途では、文脈依存 E I T は、肺機能に関して患者の体の位置を最適化するために使用できる。

【 0075 】

実施例

以下に有限要素法を使用し、本発明に従って患者の位置及び向きに関して未処理の E I T データを調整することによって E I T 画像を再構築するための実施例を示す。

【 0076 】

再構築の問題は、有限要素法 (F E M) を使用して解かれる。F E M は、ノードによって画定される三角形の要素のメッシュを使用して、関心のある空間又は表面を離散化する。次いで、問題の物理特性がメッシュに適用され、問題は所与の境界条件を使用して解かれる。

20

【 0077 】

E I T のためにこれを行うと、

$$Y (\quad) * V = C$$

が得られ、ここで Y は、導電率 に応じたコンダクタンスマトリックスであり、 V は電圧分布のセットであり、 C は印加された電流のセットである。

【 0078 】

所与の場所で (つまり電極で) 媒体の境界で電圧を測定することしかできないと仮定すると、演算子 D が導入される。演算子 D は、以下の所与のシステム及びスキヤニングパターンに対応する電圧測定値のベクトル v を返す。

$$v = D (V) = D (Y^{-1} * C)$$

30

【 0079 】

上記等式は、次いでテーラー展開を使用して に関して線形化され、

$$v = S$$

となり、ここで、 S は感度行列

【 数 1 】

$$\left. \frac{\delta v}{\delta \sigma} \right|_{\sigma_0},$$

40

であり、 は $- \sigma_0$ であり、 v は $v - v_0$ である。

【 0080 】

よって、測定値 v の所与の変化に関して、導電率 の変化が得られる。画像再構築プロセスでは、考え方は、測定値 v の所与の変化から導電率 の変化を検出することである。

【 0081 】

を計算するために、行列 S を反転しなければならない。この演算は、一般的に非自明であり、行列の古典的な逆数を使用して実行できない。このカテゴリの問題は、逆非適切問題として文献で既知である。つまり、問題は方程式より多くの未知数を有する。解を計算するための方法は、非適切な性質にも関わらず、関心のある媒体について何らかの仮

50

定が立てられることを暗示する正則化技法を使用することである。E I Tでの考えは、本来、問題(| | S - v | | 2)の最小二乗解を見つけ出すことである。問題は非適切であるので、正則化項が追加され、以下の費用関数

【数2】

$$\Phi = \frac{1}{2} \|S\Delta\sigma - \Delta v\|^2 + \frac{\lambda}{2} \|F\Delta\sigma\| \quad (I)$$

を生じさせ(例えば、Adler A、Guardo R、「Electrical impedance tomography: regularised imaging and contrast detection(電気インピーダンストモグラフィー: 正則化されたイメージング及びコントラスト検出)」、IEEE Trans Med Imaging、1996年、15 170-9を参照すること):ここで、 Φ は正則化項の重み付け項であり、Fは空間高域フィルター行列である。

【0082】

ユークリッドノルム(二乗)の使用が必須ではない、つまり別のノルムも使用できることに留意されたい。

【0083】

当該技術(Adler及びGuardo、1996年)では、 F_{freq} は、以下の形式:

【数3】

$$F_{freq}(u, h) = 1 - e^{-\omega_0^2(u^2 + h^2)}$$

20

の高域ガウス空間フィルターとしてモデル化でき、ここで、 ω_0 はカットオフ周波数であり、u、h変数はそれぞれ空間周波数空間での縦座標方向、横座標方向である(図4)。このフィルターを適用した結果、高空間周波数がフィルタリングされた画像、つまりより円滑な画像が生じる。好みの方向で多かれ少なかれ高周波をフィルタリングするために同じ考えを拡張することができ:

【数4】

$$F_{freq}(u, h) = 1 - e^{-(\omega_u^2 u'^2 + \omega_h^2 h'^2)}$$

ここで、 $u' = u \cos(\theta) - h \sin(\theta)$ 及び $h' = u \sin(\theta) + h \cos(\theta)$ は、 $(u_0, h_0) = (0, 0)$ の回りで角度(図4を参照)分、回転された軸方向である。新しいカットオフ周波数は、それぞれ u' 軸及び h' 軸にリンクされた ω_u 及び ω_h である。

30

【0084】

Fを計算する方法を、以下の段落に示す。まず第1に、方程式(I)で示すFは有限要素メッシュ空間のためのフィルターであり、従ってFを計算するためには、以下のワークフローが使用されることに留意することが重要である。

【0085】

図6は、メッシュの1つの単一のノードのピクセル化されたインパルス画像を形成するために使用されるプロセスを概略的に示している。メッシュノードごとに、インパルス画像が生成される。言い換えると、ノードごとに、1に設定される検討されているノード以外のすべてのノード値がゼロに設定される新しいメッシュが作成される。次いで、得られたメッシュは、十分に細かいグリッドを使用してピクセル化される。このプロセスの間、メッシュのインパルス画像は、ノード間のその対応するピクセルグリッド上で線形補間される。

40

【0086】

図7は、行列Pの形成を示す。各画像は列ベクトルに変換され、すべての画像列ベクトルが次いで付加されて、行列Pを形成する。この行列Pが後に使用される。

【0087】

図8は、空間周波数領域内でのフィルタリングプロセスを示す。この段階では、インパルス画像に2D-FFT(二次元高速フーリエ変換)が適用されて空間周波数領域内に入

50

る。フィルター F_{freq} が適用されて、2D-FFT（二次元逆高速フーリエ変換）が実行され、空間領域内に戻る。よって、インパルス応答画像のセットが得られる。

【0088】

図9は、行列Rの形成を示す。各インパルス応答画像は列ベクトルに変換され、すべての画像列ベクトルが付加されて、行列Rを形成する。

【0089】

空間領域フィルター行列Fは、以下の式から得られる。

$$P F = R$$

【0090】

疑似逆数を使用して、行列Fを抽出する。

$$F = [P^T P]^{-1} P^T R$$

【0091】

以下の比：

【数5】

$$\frac{\omega_{u'}}{\omega_{h'}} = c * \gamma(\alpha) + d$$

（ここで例えば、 $(\) = \sin(\)$ 、 $d = c = 1$ ）はメインフィルターパラメータの内の1つであり、角度と直接関係している。

【0092】

本発明は、ガンマ関数に正弦関数を提案しているが、どのような他の関数も使用できることが理解される。例えば、 $(\) = / 90$ 、 $d = 1$ 、 $c = 0$ であり、上式では θ は0度と90度との間であり、使用できるだろう。また、ガンマ関数は、上述された生理学的な領域（1から3）の式を表す数学モデルにもなるだろう。例えば矩形又は橢円等の他の空間フィルタリング形状も使用できるだろうため、F関数にも同じ通知が有効である。

【0093】

本発明を、その特定の実施形態及び例に関して上に説明してきたが、本明細書に開示されている発明的概念から逸脱することなく、多くの変更、修正、及び変形を加えることができることは明らかである。従って、添付特許請求の範囲の精神及び幅広い範囲に含まれる係るすべての変更、修正、及び変形を含むことが意図される。

【符号の説明】

【0094】

1 被試験者

3 帯状構造

5 観測平面

1 7 主体軸（長手方向軸又は前後軸とも呼ばれる。）

1 9 腹部から背中への体軸（背腹軸とも呼ばれる。）

2 1 胸郭

2 3 右肺

2 5 左肺

3 1 領域1

3 2 領域2

3 3 領域3

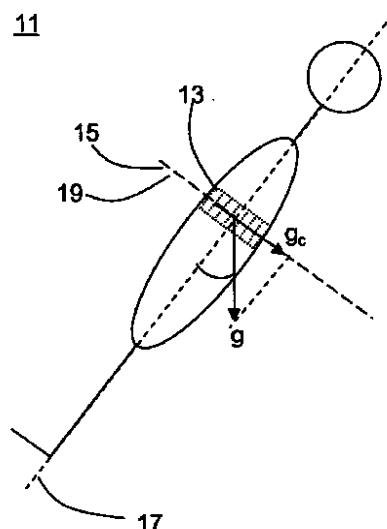
10

20

30

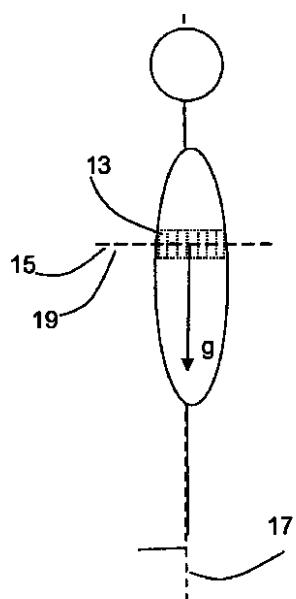
40

【図1(a)】



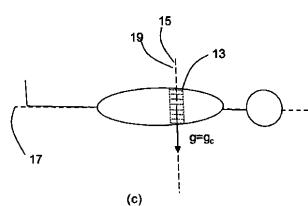
(a)

【図1(b)】



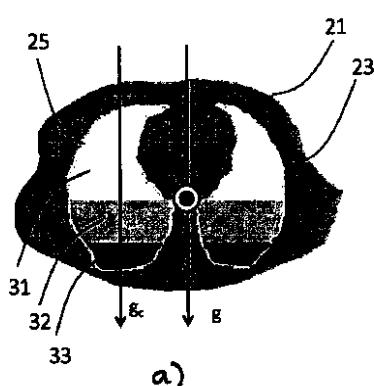
(b)

【図1(c)】



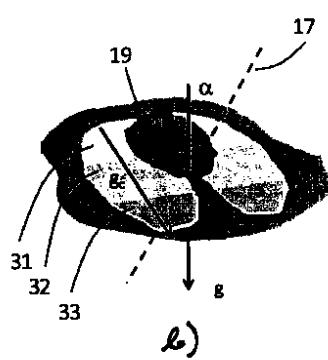
(c)

【図2(a)】



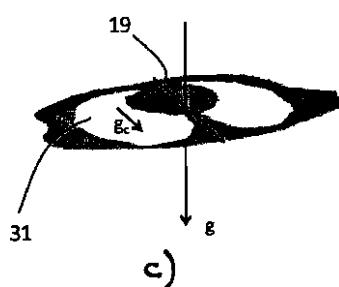
a)

【図2(b)】



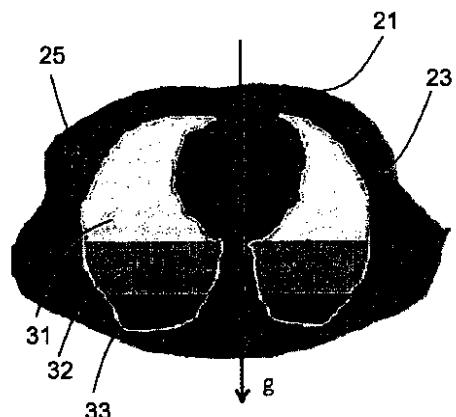
b)

【図2(c)】



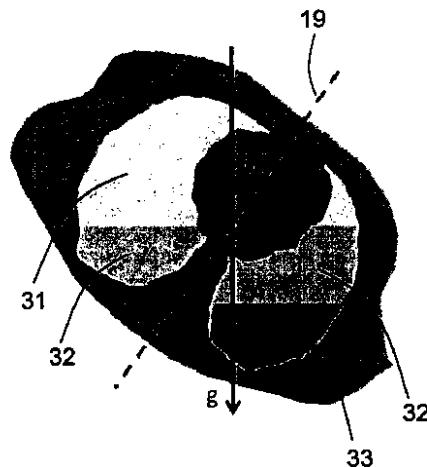
c)

【図3(a)】



(a)

【図3(b)】



(b)

【図4】

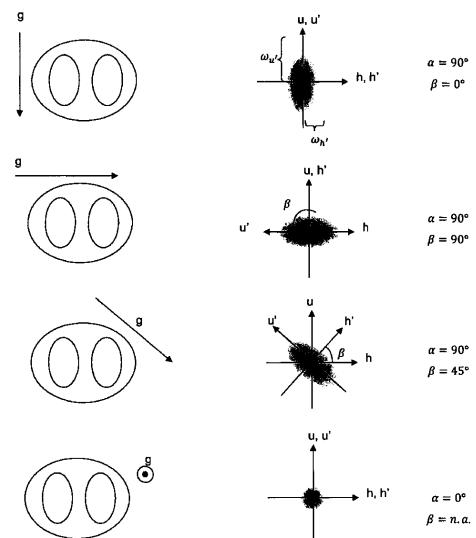


Fig.4

【図5】

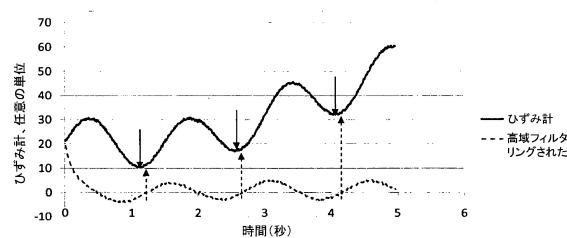


Fig.5

【図6】

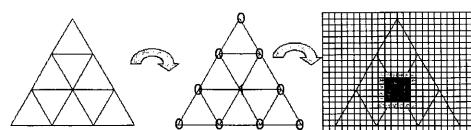


Fig.6

【図7】

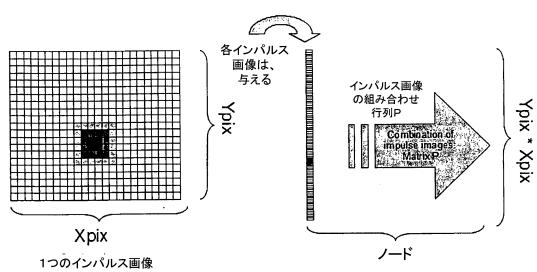


Fig. 7

【図9】

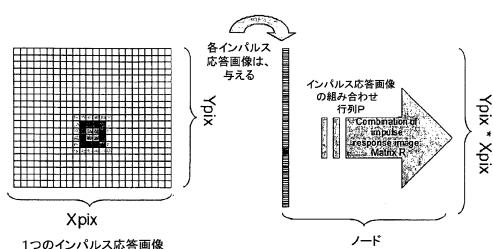


Fig. 9

【図8】

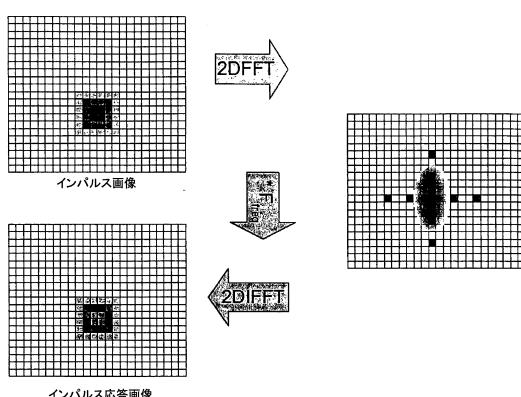


Fig. 8

フロントページの続き

(72)発明者 ロバタイユ, ニコラス

カナダ国・ジイ3エイ・2ケイ9・ケベック州・サン・オーギュスタン・ドゥ・デスマウレ・リュ
ドゥ ラ プロドゥズ・157

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特表2005-531386 (JP, A)

特開2005-253610 (JP, A)

国際公開第2009/042637 (WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 05

A 61 B 5 / 107