

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5513396号
(P5513396)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 B

請求項の数 45 (全 42 頁)

(21) 出願番号	特願2010-531375 (P2010-531375)	(73) 特許権者	505186876
(86) (22) 出願日	平成20年10月15日(2008.10.15)		インペディメッド リミテッド
(65) 公表番号	特表2011-502014 (P2011-502014A)		IMPEDIMED LIMITED
(43) 公表日	平成23年1月20日(2011.1.20)		オーストラリア国 4008 クイーンズ
(86) 国際出願番号	PCT/AU2008/001521		ランド ピンケンバ パーカー コート
(87) 国際公開番号	W02009/059351		50 ユニット 1
(87) 国際公開日	平成21年5月14日(2009.5.14)	(74) 代理人	100068755
審査請求日	平成23年9月30日(2011.9.30)		弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	2007906049	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成19年11月5日(2007.11.5)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	オーストラリア(AU)	(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 インピーダンス確定方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる装置であって、

a) 前記被験体の手足にそれぞれ接続された複数の第 1 電極を介して前記被験体に第 1 信号が印加されるようにし、

b) 前記被験体の手足にそれぞれ接続された複数の第 2 電極を介して前記被験体において測定された第 2 信号を確定し、

c) 前記第 2 信号を閾値と比較し、

d) 前記比較の結果に応じて許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、

e) 許容できない不平衡が存在する場合、

i) 前記不平衡に従って、変更第 1 信号を確定し、

ii) 前記変更第 1 信号が前記被験体に印加されるようにし、それにより少なくとも 1 つのインピーダンス測定が行われ得るようにする

処理システムを有する装置。

【請求項 2】

前記第 2 信号が、それぞれの第 2 電極において検知される電圧を含み、前記処理システムが、

a) 前記第 2 電極の各々において検知される電圧を確定し、

b) 加算電圧を確定し、

c) 前記加算電圧を用いて前記不平衡を確定する、請求項 1 に記載の装置。

10

20

【請求項 3】

前記加算電圧がコモンモード信号である、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記処理システムが、前記不平衡を低減するように前記変更第 1 信号を確定する、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 5】

第 1 信号が少なくとも 2 つの第 1 電極を介して前記被験体に印加され、前記処理システムが、前記第 1 電極のうちの少なくとも 1 つに印加される少なくとも 1 つの第 1 信号の位相および大きさのうちの少なくとも一方を変更することにより、前記第 1 信号を変更する、請求項 4 に記載の装置。

10

【請求項 6】

a) 前記第 1 信号が、前記被験体の第 1 肢および第 2 肢に結合された第 1 電極を介して印加され、

b) 前記第 2 信号が、前記被験体の第 3 肢および第 4 肢に結合された第 2 電極を介して検知され、前記第 3 肢および前記第 4 肢が前記第 1 肢および前記第 2 肢とは異なる、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

前記処理システムが、

a) 前記第 1 信号が第 1 電極を介して印加されるようにし、

b) 複数の第 2 電極の各々において検知される第 2 信号を確定し、

c) 前記第 2 電極のうちの選択されたものにおいて検知される第 2 信号を選択し、

d) 前記選択された第 2 信号を用いて不平衡が存在するかどうかを確定する、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項 8】

前記第 1 信号が、第 1 電極を用いて前記被験体に印加される電圧を含み、前記第 2 信号が、それぞれの第 2 電極において検知される電圧を含む、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 9】

前記処理システムが、

a) 前記第 1 信号を前記被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し

30

b) 前記被験体にかかる検知電圧を確定し、

c) 前記検知電流および前記検知電圧を用いてインピーダンスパラメータを確定することにより、インピーダンス測定を行う、請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 10】

前記処理システムが、

a) 前記第 1 信号を前記被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し

b) 前記検知電流を閾値と比較し、

c) 前記比較の結果に応じてインピーダンス測定プロセスを選択的に停止する、請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の装置。

40

【請求項 11】

前記処理システムが、

a) 前記第 1 信号を前記被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し

b) 前記変更第 1 信号を確定するために前記検知電流を用いる、請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 12】

前記処理システムが、

a) 第 1 信号が第 1 周波数で前記被験体に印加されるようにし、

50

- b) 前記被験体において測定される第2信号を確定し、
- c) 前記第2信号を閾値と比較し、
- d) 前記比較の結果に応じて許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、
- e) 許容できない不平衡が存在しない場合、少なくとも前記第2信号を用いて少なくとも1つのインピーダンス値を確定し、
- f) 許容できない不平衡が存在する場合、
 - i) 前記不平衡に従って変更第1信号を確定し、
 - ii) 前記変更第1信号が前記被験体に印加されるようにし、
 - iii) 前記被験体において測定される変更第2信号を確定し、
 - iv) 前記変更第2信号に対してステップc)~f)を繰り返し、
- g) 少なくとも1つの第2周波数に対してステップa)~f)を繰り返す、請求項1~11のいずれか一項に記載の装置。

10

【請求項13】

- 前記処理システムが、
- a) 第1電極を介して、電圧駆動信号が前記被験体に印加されるようにし、
 - b) 前記電圧駆動信号によってもたらされる検知電流信号を確定し、
 - c) それぞれの第2電極を介して測定される検知電圧を確定し、
 - d) 前記検知電圧から身体中心電圧を確定し、
 - e) 前記検知電流信号、前記電圧駆動信号および前記身体中心電圧を用いて、前記被験体に対する上部インピーダンスおよび下部インピーダンスを確定し、
 - f) 前記上部インピーダンスおよび前記下部インピーダンスならびに理想電流信号の指示値を用いて、変更電圧駆動信号を確定する、請求項1~12のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項14】

- 前記電圧駆動信号が、それぞれの第1電極を介して前記被験体に印加される第1電圧駆動信号および第2電圧駆動信号を含み、前記第1電圧駆動信号が第1大きさおよび第1位相を有し、前記第2電圧駆動信号が第2大きさおよび第2位相を有し、前記処理システムが、

- a) 前記第1位相、
- b) 前記第1大きさ、
- c) 前記第2位相、および
- d) 前記第2大きさ

30

のうちの少なくとも1つを変更することにより、前記変更電圧駆動信号を確定する、請求項13に記載の装置。

【請求項15】

- 前記処理システムが、
- a) 前記変更電圧駆動信号が前記被験体に印加されるようにし、
 - b) それぞれの第2電極を介して測定される検知電圧を確定し、
 - c) 前記検知電圧を用いて許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、
 - d) 許容できない不平衡が存在する場合、
 - i) さらなる変更電圧駆動信号を確定し、
 - ii) あらゆる不平衡が許容可能となるまでステップ(a)~(d)を繰り返す、請求項13または14に記載の装置。

40

【請求項16】

前記処理システムが、複数の周波数でのインピーダンス測定を順に行うステップを含む、請求項1~15のいずれか一項に記載の装置。

【請求項17】

- 前記処理システムが、
- a) 第1周波数に対し、
 - i) 許容可能な不平衡をもたらす変更第1信号を確定するステップと、

50

i i) 前記変更第 1 信号を用いてインピーダンス測定が行われるようにするステップと、

b) 第 2 周波数に対し、

i) 前記被験体に第 1 信号が印加されるようにするステップであって、前記第 1 信号が、前記第 1 周波数に対して確定された前記変更第 1 信号に基づく、ステップと、

i i) 許容できない不平衡が存在するか否かを確定するステップと、
を含む、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記処理システムが、

a) 第 1 周波数に対し、

i) それぞれの第 1 電極を介して前記被験体に第 1 電圧駆動信号および第 2 電圧駆動信号が印加されるようにするステップと、

i i) 許容可能な不平衡をもたらす変更第 1 電圧駆動信号および変更第 2 電圧駆動信号を確定するステップであって、前記第 1 電圧駆動信号が第 1 大きさおよび第 1 位相を有し、前記第 2 電圧駆動信号が第 2 大きさおよび第 2 位相を有する、ステップと、

b) 第 2 周波数に対し、

i) 前記被験体に対し第 1 電圧駆動信号および第 2 電圧駆動信号が印加されるようにするステップであって、前記第 1 電圧駆動信号が前記第 1 大きさおよび前記第 1 位相を有し、前記第 2 電圧駆動信号が前記第 2 大きさおよび前記第 2 位相を有する、ステップと、

i i) 許容できない不平衡が存在するか否かを確定するステップと、
を含む、請求項 1 7 に記載の装置。

【請求項 1 9】

前記処理システムが、

a) 制御信号を生成し、

b) 前記制御信号を少なくとも 1 つの信号発生器に転送することにより、前記第 1 信号が前記被験体に印加されるようにし、

c) 前記少なくとも 1 つの信号発生器から、前記被験体に印加される前記 1 つまたは複数の信号の指示値を受け取り、

d) 少なくとも 1 つのセンサから前記被験体において測定される 1 つまたは複数の第 2 信号の指示値を受け取り、

e) 前記指示値の少なくとも予備処理を行うことにより、インピーダンス値が確定され得るようにする、請求項 1 ~ 1 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 0】

2 つの第 2 電極の各々において測定される第 2 信号を増幅する差動増幅器を有する、請求項 1 ~ 1 9 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 1】

前記差動増幅器が、

a) 前記第 2 電極において測定される前記電圧を示す差動電圧、および

b) 任意の不平衡を示すコモンモード信号

の少なくとも一方を生成する、請求項 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2】

第 1 電極を介して前記被験体に前記第 1 信号を印加する少なくとも 1 つの信号発生器を有する、請求項 1 ~ 2 1 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 3】

各信号発生器が、

a) 前記処理システムから 1 つまたは複数の制御信号を受け取り、

b) 前記制御信号を増幅し、それにより前記第 1 信号を生成する、請求項 2 2 に記載の装置。

【請求項 2 4】

各信号発生器が、

10

20

30

40

50

a) 前記第 1 信号を前記被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し

b) 前記検知電流を前記処理システムに供給する、請求項 2 2 または 2 3 に記載の装置

【請求項 2 5】

少なくとも 2 つの信号発生器を有し、各信号発生器が、それぞれの第 1 電極に接続される、請求項 2 2 ~ 2 4 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 6】

第 2 電極を介して前記第 2 信号を測定する少なくとも 1 つのセンサを有する、請求項 2 2 ~ 2 5 のいずれか一項に記載の装置。

10

【請求項 2 7】

少なくとも 2 つのセンサを有し、各センサがそれぞれの第 2 電極に接続される、請求項 2 6 に記載の装置。

【請求項 2 8】

複数の電極システムを有し、各電極システムが、

a) センサ、および

b) 信号発生器

を有する、請求項 1 ~ 2 7 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 9】

電極システムが、

a) 信号発生器およびセンサが実装されている第 1 基板と、

b) 少なくとも 2 つの導電性パッドが実装されている第 2 基板であって、前記導電性パッドが、使用時に前記信号発生器および前記センサを被験体に結合するための第 1 電極および第 2 電極を形成する、第 2 基板と、

を有する、請求項 2 8 に記載の装置。

20

【請求項 3 0】

前記電極システムが、前記第 1 電極と前記第 2 電極との間の容量結合をキャンセルするための容量キャンセル回路を有する、請求項 2 8 または 2 9 に記載の装置。

【請求項 3 1】

前記容量キャンセル回路が、信号発生器出力をセンサ入力に結合するための反転増幅器を有する、請求項 3 0 に記載の装置。

30

【請求項 3 2】

前記反転増幅器が、容量キャンセル信号を前記センサ入力に印加し、それにより前記第 1 電極と前記第 2 電極との間のいかなる実効静電容量もキャンセルする、請求項 3 1 に記載の装置。

【請求項 3 3】

反転増幅器出力が、

a) 抵抗器、

b) コンデンサ、および

c) インダクタ

のうちの少なくとも 1 つを介して前記センサ入力に結合される、請求項 3 1 または 3 2 に記載の装置。

40

【請求項 3 4】

抵抗器およびコンデンサのうちの少なくとも一方が調整可能であり、それにより、前記センサ入力に印加される容量キャンセル信号を制御することができる、請求項 3 3 に記載の装置。

【請求項 3 5】

前記電極システムが、センサ入力における実効入力静電容量をキャンセルするための入力容量キャンセル回路を含む、請求項 3 0 ~ 3 4 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 3 6】

50

前記電極システムが、センサ出力をセンサ入力に接続するフィードバックループを有する、請求項 3 0 ~ 3 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 3 7】

前記フィードバックループが、

- a) 抵抗器、
- b) コンデンサ、および
- c) インダクタ

のうちの少なくとも1つを含む、請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 3 8】

抵抗器およびコンデンサのうちの少なくとも一方が調整可能であり、それにより、前記センサ出力から前記センサ入力への電流フローを制御することができる、請求項 3 7 に記載の装置。

10

【請求項 3 9】

前記フィードバックループが、前記センサ入力に容量キャンセル信号を印加し、それにより前記センサ入力におけるいかなる実効静電容量もキャンセルする、請求項 3 7 または 3 8 に記載の装置。

【請求項 4 0】

a) 複数の電極システムであって、各電極システムが信号発生器およびセンサを有する、電極システムと、

b) 測定装置を前記電極システムに接続するための複数のリードであって、各リードが

20

i) 前記測定装置と前記信号発生器とを接続し、前記測定装置と前記センサとを接続するための少なくとも2つの接続と、

ii) 前記少なくとも2つの接続の各々に対するシールドであって、電氣的に接続され、かつ前記測定装置および前記電極システムの各々において基準電圧に接続される、シールドと、

を有するリードと、

を有する、請求項 1 ~ 3 9 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 4 1】

a) 少なくとも2つの電極システムであって、各電極システムが、

30

- i) 第1信号を前記被験体に印加する信号発生器と、
- ii) 前記被験体における第2信号を検知するセンサと、
- iii) 前記信号発生器を前記被験体に結合する第1電極と、
- iv) 前記センサを前記被験体に結合する第2電極と、

を有する電極システムと、

b) インピーダンス測定を行うことができるように前記電極システムを制御する測定装置と、

c) 前記測定装置を前記電極システムに接続するための少なくとも2つのリードと、を有する、請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 2】

40

前記リードが、使用時に、

i) 前記測定装置から異なる方向に延在し、それによりそれらの間の誘導結合を低減し、かつ/または

ii) リード長を最小限にする

ように配置される、請求項 4 1 に記載の装置。

【請求項 4 3】

前記処理システムをコンピュータシステムに結合するインタフェースを有し、前記処理システムが、

a) 前記コンピュータシステムから受け取った命令に従って制御信号を生成し、

b) インピーダンス値を確定することができるように、測定されたインピーダンス値を

50

示すデータを前記コンピュータシステムに提供する、請求項 1 ~ 4 2 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 4 4】

前記第 1 信号が、少なくとも 2 つの第 1 電極を介して前記被験体に印加される 2 つの第 1 信号を含み、前記第 2 信号が、2 つの第 2 電極において検知される 2 つの第 2 信号を含む、請求項 1 ~ 4 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 4 5】

被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる方法であって、処理システムにおいて、

a) 前記被験体の手足にそれぞれ接続された複数の第 1 電極を介して前記被験体に第 1 信号が印加されるようにするステップと、

b) 前記被験体の手足にそれぞれ接続された複数の第 2 電極を介して前記被験体において測定された第 2 信号を確定するステップと、

c) 前記第 2 信号を閾値と比較し、

d) 前記比較の結果に応じて許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、

e) 不平衡が存在する場合、

i) 前記不平衡に従って変更第 1 信号を確定し、

ii) 前記変更第 1 信号が前記被験体に印加されるようにし、それにより少なくとも 1 つのインピーダンス測定を行うことができるようにするステップと、
を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験体に対しインピーダンス測定を行う際に用いられる方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

本明細書における、いかなる先の刊行物（またはそこから得られる情報）または既知であるいかなる事柄に対する言及も、それら先の刊行物（またはそこから得られる情報）または既知の事柄が本明細書の関連する努力傾注分野において共通の一般知識の一部をなすと、承認または容認あるいは何らかの形態で示唆するものではなく、かつそのように解釈されるべきではない。

【0003】

心臓機能、身体組成、および浮腫の存在等の他の健康状態指標等、被験体に関する生物学的指標を確定する 1 つの既存の技法では、生体電気インピーダンスが使用される。このプロセスでは、通常、測定装置を用いることにより、皮膚表面に配置された一連の電極を用いて被験体の身体の電気インピーダンスを測定する。体表面において測定される電気インピーダンスの変化を用いて、心周期、浮腫等に関連する、液面の変化等のパラメータが確定される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

インピーダンス測定装置は、被験体、局所環境および測定装置の間の浮遊容量、電極インピーダンスとしても知られる電極 / 組織界面インピーダンスの変動、ならびに測定装置を電極に接続するために用いられるリードの間の浮遊容量および誘導結合を含む外部要因の影響を受け易い場合がある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、既存の構成の 1 つまたは複数の欠点を実質的に克服するかまたは少なくとも改善しようとするものである。

第1の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる装置を提供しようとするものであり、本装置は、

- a) 被験体に第1信号が印加されるようにし、
- b) 被験体において測定される第2信号の指示を確定し、
- c) 第2信号の指示を用いて、許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、
- d) 許容できない不平衡が存在する場合、
 - i) 不平衡に従って、変更第1信号を確定し、
 - ii) 変更第1信号が被験体に印加されるようにし、それにより少なくとも1つのインピーダンス測定が行われ得るようにする

処理システムを有する。

10

【0006】

概して、処理システムは、

- a) 第2信号を閾値と比較し、
- b) 比較の結果に応じて許容できない不平衡が存在するか否かを確定する。

【0007】

概して、第2信号は、それぞれの第2電極において検知される電圧を含み、処理システムは、

- a) 第2電極の各々において検知される電圧を確定し、
- b) 加算電圧を確定し、
- c) 加算電圧を用いて不平衡を確定する。

20

【0008】

概して、加算電圧はコモンモード信号である。

概して、処理システムは、不平衡を低減するように変更第1信号を確定する。

概して、第1信号は、少なくとも2つの第1電極を介して被験体に印加され、処理システムは、第1電極のうちの少なくとも1つに印加される少なくとも1つの第1信号の位相および大きさのうちの少なくとも一方を変更することにより、第1信号を変更する。

【0009】

概して、

- a) 第1信号は、被験体の第1肢および第2肢に結合された第1電極を介して印加され、
- b) 第2信号は、被験体の第3肢および第4肢に結合された第2電極を介して検知され、第3肢および第4肢は前記第1肢および第2肢とは異なる。

30

【0010】

概して、処理システムは、

- a) 第1信号が第1電極を介して印加されるようにし、
- b) 複数の第2電極の各々において検知される第2信号の指示を確定し、
- c) 第2電極のうちの選択されたものにおいて検知される第2信号を選択し、
- d) 選択された第2信号を用いて不平衡が存在するかどうかを確定する。

【0011】

概して、第1信号は、第1電極を用いて被験体に印加される電圧を含み、第2信号は、それぞれの第2電極において検知される電圧を含む。

40

概して、処理システムは、

- a) 第1信号を被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し、
- b) 被験体にかかる検知電圧を確定し、
- c) 検知電流および検知電圧を用いてインピーダンスパラメータを確定することにより、インピーダンス測定を行う。

【0012】

概して、処理システムは、

- a) 第1信号を被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し、
- b) 検知電流を閾値と比較し、

50

c) 比較の結果に応じてインピーダンス測定プロセスを選択的に停止する。

【0013】

概して、処理システムは、

- a) 第1信号を被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し、
- b) 変更第1信号を確定するために検知電流を用いる。

【0014】

概して、処理システムは、

- a) 第1信号が第1周波数で被験体に印加されるようにし、
- b) 被験体において測定される第2信号の指示を確定し、
- c) 第2信号の指示を用いて不平衡が存在するかどうかを確定し、
- d) 許容できない不平衡が存在しない場合、少なくとも第2信号の指示を用いて少なくとも1つのインピーダンス値を確定し、
- e) 許容できない不平衡が存在する場合、
 - i) 不平衡に従って変更第1信号を確定し、
 - ii) 変更第1信号が被験体に印加されるようにし、
 - iii) 被験体において測定される変更第2信号の指示を確定し、
 - iv) 変更第2信号の指示に対してステップc) ~ e)を繰り返し、
- f) 少なくとも1つの第2周波数に対してステップa) ~ e)を繰り返す。

10

【0015】

概して、処理システムは、

- a) 第1電極を介して、電圧駆動信号が被験体に印加されるようにし、
- b) 電圧駆動信号によってもたらされる検知電流信号を確定し、
- c) それぞれの第2電極を介して測定される検知電圧を確定し、
- d) 検知電圧から身体中心電圧を確定し、
- e) 検知電流信号、電圧駆動信号および身体中心電圧を用いて、被験体に対する上部インピーダンスおよび下部インピーダンスを確定し、
- f) 上部インピーダンスおよび下部インピーダンスならびに理想電流信号指示を用いて、変更電圧駆動信号を確定する。

20

【0016】

概して、電圧駆動信号は、それぞれの第1電極を介して被験体に印加される第1電圧駆動信号および第2電圧駆動信号を含み、第1電圧駆動信号は第1大きさおよび第1位相を有し、第2電圧駆動信号は第2大きさおよび第2位相を有し、処理システムは、

30

- a) 第1位相、
- b) 第1大きさ、
- c) 第2位相、および
- d) 第2大きさ

のうちの少なくとも1つを変更することにより、変更電圧駆動信号を確定する。

【0017】

概して、処理システムは、

- a) 変更電圧駆動信号が被験体に印加されるようにし、
- b) それぞれの第2電極を介して測定される検知電圧を確定し、
- c) 検知電圧を用いて許容できない不平衡が存在するか否かを確定し、
- d) 許容できない不平衡が存在する場合、
 - i) さらなる変更電圧駆動信号を確定し、
 - ii) あらゆる不平衡が許容可能となるまでステップ(a) ~ (d)を繰り返す。

40

【0018】

概して、本処理システムは、複数の周波数でのインピーダンス測定を順に行うことを含む。

概して、本処理システムは、

- a) 第1周波数に対し、

50

- i) 許容可能な不平衡をもたらす変更第 1 信号を確定するステップと、
 - ii) 変更第 1 信号を用いてインピーダンス測定が行われるようにするステップと、
 - b) 第 2 周波数に対し、
 - i) 被験体に第 1 信号が印加されるようにするステップであって、第 1 信号が、第 1 周波数に対して確定された変更第 1 信号に基づく、ステップと、
 - ii) 許容できない不平衡が存在するか否かを確定するステップと、
- を含む。

【 0 0 1 9 】

概して、本処理システムは、

- a) 第 1 周波数に対し、
 - i) それぞれの第 1 電極を介して被験体に第 1 電圧駆動信号および第 2 電圧駆動信号が印加されるようにするステップと、
 - ii) 許容可能な不平衡をもたらす変更第 1 電圧駆動信号および変更第 2 電圧駆動信号を確定するステップであって、第 1 電圧駆動信号が第 1 大きさおよび第 1 位相を有し、第 2 電圧駆動信号が第 2 大きさおよび第 2 位相を有する、ステップと
 - b) 第 2 周波数に対し、
 - i) 被験体に対し第 1 電圧駆動信号および第 2 電圧駆動信号が印加されるようにするステップであって、第 1 電圧駆動信号が第 1 大きさおよび第 1 位相を有し、第 2 電圧駆動信号が第 2 大きさおよび第 2 位相を有する、ステップと、
 - ii) 許容できない不平衡が存在するか否かを確定するステップと、
- を含む。

10

20

【 0 0 2 0 】

概して、処理システムは、

- a) 制御信号を生成し、
- b) 制御信号を少なくとも 1 つの信号発生器に転送することにより、第 1 信号が被験体に印加されるようにし、
- c) 少なくとも 1 つの信号発生器から、被験体に印加される 1 つまたは複数の信号の指示を受け取り、
- d) 少なくとも 1 つのセンサから、被験体において測定される 1 つまたは複数の第 2 信号の指示を受け取り、
- e) 指示の少なくとも予備処理を行うことにより、インピーダンス値が確定され得るようにする。

30

【 0 0 2 1 】

概して、本装置は、2 つの第 2 電極の各々において測定される第 2 信号を増幅する差動増幅器を有する。

概して、差動増幅器は、

- a) 第 2 電極において測定される電圧を示す差動電圧、および
 - b) 不平衡が存在するかどうかを示すコモンモード信号
- の少なくとも一方を生成する。

【 0 0 2 2 】

概して、本装置は、第 1 電極を介して被験体に第 1 信号を印加する少なくとも 1 つの信号発生器を有する。

概して、各信号発生器は、

- a) 処理システムから 1 つまたは複数の制御信号を受け取り、
- b) 制御信号を増幅し、それにより第 1 信号を生成する。

【 0 0 2 3 】

概して、各信号発生器は、

- a) 第 1 信号を被験体に印加することによってもたらされる検知電流を確定し、
- b) 検知電流の指示を処理システムに供給する。

【 0 0 2 4 】

50

概して、本装置は、少なくとも2つの信号発生器を有し、各信号発生器は、それぞれの第1電極に接続されるためのものである。

概して、本装置は、第2電極を介して第2信号を測定する少なくとも1つのセンサを有する。

【0025】

概して、本装置は、少なくとも2つのセンサを有し、各センサはそれぞれの第2電極に接続されるためのものである。

概して、本装置は、複数の電極システムを有し、各電極システムは、

- a) センサ、および
- b) 信号発生器

を有する。

【0026】

概して、電極システムは、

- a) 信号発生器およびセンサが実装されている第1基板と、
 - b) 少なくとも2つの導電性パッドが実装されている第2基板であって、導電性パッドが、使用時に信号発生器およびセンサを被験体に結合するための第1電極および第2電極を形成する、第2基板と、
- を有する。

【0027】

概して、電極システムは、第1電極と第2電極との間の容量結合をキャンセルするための容量キャンセル回路を有する。

概して、容量キャンセル回路は、信号発生器出力をセンサ入力に結合するための反転増幅器を有する。

【0028】

概して、反転増幅器は、容量キャンセル信号をセンサ入力に印加し、それにより第1電極と第2電極との間のいかなる実効静電容量もキャンセルする。

概して、反転増幅器出力は、

- a) 抵抗器、
- b) コンデンサ、および
- c) インダクタ

のうちの少なくとも1つを介してセンサ入力に結合される。

【0029】

概して、抵抗器およびコンデンサのうちの少なくとも一方が調整可能であり、それにより、センサ入力に印加される容量キャンセル信号を制御することができる。

概して、電極システムは、センサ入力における実効入力静電容量をキャンセルするための入力容量キャンセル回路を含む。

【0030】

概して、電極システムは、センサ出力をセンサ入力に接続するフィードバックループを有する。

概して、フィードバックループは、

- a) 抵抗器、
- b) コンデンサ、および
- c) インダクタ

のうちの少なくとも1つを含む。

【0031】

概して、抵抗器およびコンデンサのうちの少なくとも一方が調整可能であり、それにより、センサ出力からセンサ入力への電流フローを制御することができる。

概して、フィードバックループは、センサ入力に実効容量キャンセル信号を印加し、それによりセンサ入力におけるいかなる実効静電容量もキャンセルする。

【0032】

10

20

30

40

50

概して、本装置は

- a) 複数の電極システムであって、各電極システムが信号発生器およびセンサを有する、電極システムと、
 - b) 測定装置を電極システムに接続するための複数のリードであって、各リードが、
 - i) 測定装置と信号発生器とを接続し、測定装置とセンサとを接続するための少なくとも2つの接続と、
 - ii) 少なくとも2つの接続の各々に対するシールドであって、電氣的に接続され、かつ測定装置および電極システムの各々において基準電圧に接続される、シールドと、を有するリードと、
- を有する。

10

【0033】

概して、本装置は、

- a) 少なくとも2つの電極システムであって、各電極システムが、
 - i) 第1信号を被験体に印加する信号発生器と、
 - ii) 被験体における第2信号を検知するセンサと、
 - iii) 信号発生器を被験体に結合する第1電極と、
 - iv) センサを被験体に結合する第2電極と、
- を有する電極システムと、
- b) インピーダンス測定を行うことができるように電極システムを制御する測定装置と、
- 、
- c) 測定装置を電極システムに接続するための少なくとも2つのリードと、
- を有する。

20

【0034】

概して、リードは、使用時に、

- i) 測定装置から異なる方向に延在し、それによりそれらの間の誘導結合を低減し、かつ/または
 - ii) リード長を最小限にする
- ように配置される。

【0035】

概して、本装置は、処理システムをコンピュータシステムに結合するインタフェースを有し、処理システムは、

- a) コンピュータシステムから受け取った命令に従って制御信号を生成し、
- b) インピーダンス値を確定することができるように、測定されたインピーダンス値を示すデータをコンピュータシステムに提供する。

30

【0036】

概して、第1信号は、少なくとも2つの第1電極を介して被験体に印加される2つの第1信号を含み、第2信号は、2つの第2電極において検知される2つの第2信号を含む。

第2の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる装置を提供しようとするものであり、本装置は、複数の電極システムを有し、各電極システムは、

- a) 信号発生器およびセンサが実装されている第1基板であって、信号発生器が被験体に第1信号を印加するためのものであり、センサが被験体において第2信号を検知するためのものである、第1基板と、

40

- b) 少なくとも2つの導電性パッドが実装されている第2基板であって、導電性パッドが、使用時に信号発生器およびセンサを被験体に結合するための第1電極および第2電極を形成する、第2基板と、
- を有する。

【0037】

概して、電極システムは、駆動電極と検知電極との間の容量結合をキャンセルするための容量キャンセル回路を有する。

50

概して、容量キャンセル回路は、信号発生器出力をセンサ入力に結合するための反転増幅器を有する。

【0038】

概して、反転増幅器は、センサ入力に容量キャンセル信号を印加し、それにより駆動電極と検知電極との間のいかなる実効静電容量もキャンセルする。

概して、反転増幅器出力は、

- a) 抵抗器、
- b) コンデンサ、および
- c) インダクタ

のうちの少なくとも1つを介してセンサ入力に結合される。

10

【0039】

概して、抵抗器およびコンデンサの少なくとも一方が調整可能であり、それによりセンサ入力に印加される容量キャンセル信号を制御することができる。

概して、電極システムは、センサ入力において実効入力静電容量をキャンセルするための入力容量キャンセル回路を有する。

【0040】

概して、電極システムは、センサ出力をセンサ入力に接続するためのフィードバックループを有する。

概して、フィードバックループは、

- a) 抵抗器、
- b) コンデンサ、および
- c) インダクタ

のうちの少なくとも1つを有する。

20

【0041】

概して、抵抗器およびコンデンサの少なくとも一方が調整可能であり、それによりセンサ出力からセンサ入力への電流フローを制御することができる。

概して、フィードバックループは、センサ入力に入力容量キャンセル信号を印加し、それによりセンサ入力におけるいかなる実効静電容量もキャンセルする。

【0042】

第3の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる装置を提供しようとするものであり、本装置は、

a) 複数の電極システムであって、各電極システムが信号発生器およびセンサを有し、信号発生器が被験体に第1信号を印加し、センサが被験体において第2信号を検知する、電極システムと、

b) 測定装置を電極システムに接続するための複数のリードであって、各リードは、

i) 測定装置と信号発生器とを接続し、測定装置とセンサとを接続するための少なくとも2つの接続と、

ii) 少なくとも2つの接続の各々に対するシールドであって、電氣的に接続され、かつ測定装置および電極システムの各々において基準電圧に接続される、シールドと、

を有するリードと、

【0043】

概して、本装置は、

a) 少なくとも2つの電極システムと、

b) インピーダンス測定を行うことができるように電極システムを制御する測定装置と、

c) 測定装置を電極システムに接続するための少なくとも2つのリードと、

を有する。

【0044】

概して、リードは、使用時に、

30

40

50

a) 測定装置から異なる方向に延在し、それによりそれらの間の誘導結合を低減し、かつ/または

b) リード長を最小限にするように配置される。

【0045】

第4の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる装置を提供しようとするものであり、本装置は、

a) 少なくとも2つの電極システムであって、各電極システムが信号発生器およびセンサを有し、信号発生器が被験体に第1信号を印加するためのものであり、センサが被験体において第2信号を検知するためのものである、電極システムと、

b) インピーダンス測定を行うことができるように電極システムを制御するための測定装置と、

c) 測定装置を電極システムに接続するための少なくとも2つのリードであって、

i) 測定装置から異なる方向に延在し、それによりそれらの間の誘導結合を低減し、かつ/または

ii) リード長を最小限にするように配置されるリードと、

を有する。

【0046】

概して、本装置は、

a) 4つの電極システムと、

b) 測定装置から4つの異なる方向に延在する4つのリードと、

【0047】

概して、各リードは、

a) 測定装置を信号発生器に結合し、それにより、測定装置が、第1信号を被験体に印加するように信号発生器を制御することができるようにするための、第1ケーブルと、

b) 測定装置を信号発生器に結合し、それにより、被験体に印加される第1信号に関連するパラメータを測定装置が確定することができるようにするための、第2ケーブルと、

c) 測定装置をセンサ発生器に結合し、それにより、被験体において測定される電圧を測定装置が確定することができるようにするための、第3ケーブルと、

【0048】

概して、電極システムは、

a) 信号発生器およびセンサが実装されている第1基板と、

b) 少なくとも2つの導電性パッドが実装されている第2基板であって、導電性パッドが、使用時に信号発生器およびセンサを被験体に結合するためのものである、第2基板と、

【0049】

第5の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる方法を提供しようとするものであり、本方法は、処理システムにおいて、

a) 被験体に第1信号が印加されるようにするステップと、

b) 被験体において測定される第2信号の指示を確定するステップと、

c) 第2信号の指示を用いて不平衡が存在するかどうか確定するステップと、

d) 不平衡が存在する場合、

i) 不平衡に従って変更第1信号を確定し、

ii) 変更第1信号が被験体に印加されるようにし、それにより少なくとも1つのインピーダンス測定を行うことができるようにするステップと、

を含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

第 6 の広い形態では、本発明は、被験体に対してインピーダンス測定を行う際に用いられる方法を提供しようとするものであり、本方法は、

a) 被験体の少なくとも 1 つの手首と少なくとも 1 つの足首とに第 1 電極および第 2 電極の対を提供するステップと、

b) 電極の各対を電極システムに結合するステップであって、電極システムが信号発生器およびセンサを有し、信号発生器が第 1 電極を介して第 1 信号を被験体に印加するためのものであり、センサが第 2 電極を介して第 2 信号を検知するためのものである、ステップと、

c) 被験体の膝の近くに測定装置を配置するステップであって、インピーダンス測定を行うことができるように測定装置が電極システムを制御するためのものである、ステップと、

d) それぞれのリードを介して測定装置を電極システムに結合するステップであって、リードが測定装置から異なる方向に延在する、ステップと、
を含む。

10

【 0 0 5 1 】

本発明の広い形態を、個々にまたは組合せて用いてもよく、限定されないが浮腫、肺水腫、リンパ浮腫、身体組成、心臓機能等を含むさまざまな症状および疾患の有無または程度の診断に用いることができる、ということが理解されよう。

【 0 0 5 2 】

ここで、添付図面を参照して本発明の例について説明する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 3 】

【 図 1 】 インピーダンス測定装置の一例の概略図である。

【 図 2 】 インピーダンス測定を行うプロセスの一例のフローチャートである。

【 図 3 】 インピーダンス測定装置の第 2 例の概略図である。

【 図 4 】 コンピュータシステムの一例の概略図である。

【 図 5 】 図 3 の処理システムの機能の一例の図である。

【 図 6 A 】 インピーダンス測定を行うプロセスの第 2 例のフローチャートである。

【 図 6 B 】 インピーダンス測定を行うプロセスの第 2 例のフローチャートである。

30

【 図 6 C 】 インピーダンス測定を行うプロセスの第 2 例のフローチャートである。

【 図 7 A 】 信号発生器およびセンサを組み込んだ電極システムの一列の概略図である。

【 図 7 B 】 交差電極容量結合を示す概略図である。

【 図 7 C 】 交差電極容量キャンセル回路の一例の概略図である。

【 図 7 D 】 入力容量キャンセル回路の一例の概略図である。

【 図 8 】 測定装置と図 7 A の電極システムとの間のリード接続の一例の概略図である。

【 図 9 】 リード配置の一例の概略図である。

【 図 1 0 A 】 平衡化中に用いられる電極構成の一例の概略図である。

【 図 1 0 B 】 平衡化中に用いられる電極構成の一例の概略図である。

【 図 1 0 C 】 図 1 0 A および図 1 0 B の電極配置に対する有効電気モデルの概略図である

40

【 図 1 1 】 インピーダンス測定プロセスのさらなる例のフローチャートである。

【 図 1 2 A 】 身体の有効電気モデルの概略図である。

【 図 1 2 B 】 電圧が電圧の大きさのみに基づいて平衡化される場合の図 1 2 A の電気モデルに対する複素電圧の概略図である。

【 図 1 2 C 】 電圧が電圧の大きさおよび位相に基づいて平衡化される場合の図 1 2 A の電気モデルに対する複素電圧の概略図である。

【 図 1 2 D 】 身体の有効電気モデルの概略図である。

【 図 1 2 E 】 電圧が電圧の大きさのみに基づいて平衡化される場合の図 1 2 D の電気モデルに対する複素電圧の概略図である。

50

【図12F】電圧が電圧の大きさおよび位相に基づいて平衡化される場合の図12Dの電気モデルに対する複素電圧の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0054】

ここで、被験体の生体電気インピーダンスの解析を行うために好適な装置の一例について、図1を参照して説明する。

図示するように、装置は、処理システム102を有する測定装置100を有しており、処理システム102は、1つまたは複数の信号発生器117A、117Bにそれぞれ第1リード123A、123Bを介して接続され、1つまたは複数のセンサ118A、118Bにそれぞれ第2リード125A、125Bを介して接続されている。接続は、マルチプレクサ等の切替装置を介してもよいが、これは必須ではない。

10

【0055】

使用時、信号発生器117A、117Bは、2つの第1電極113A、113Bに結合され、したがって、それらは駆動電極として作用して被験体Sに信号が印加されるようにし、一方、1つまたは複数のセンサ118A、118Bは、第2電極115A、115Bに結合され、それらは検知電極として作用し、被験体Sを流れる信号が検知されるようにする。

【0056】

信号発生器117A、117Bおよびセンサ118A、118Bを、処理システム102と電極113A、113B、115A、115Bとの間の任意の位置に設けてもよく、測定装置100に組み込んでよい。しかしながら、一例では、信号発生器117A、117Bおよびセンサ118A、118Bは、電極システム、または被験体Sの近くに設けられる別のユニットに組み込まれ、リード123A、123B、125A、125Bが信号発生器117A、117Bおよびセンサ118A、118Bを処理システム102に接続する。

20

【0057】

上述したシステムは、標準的な4端子インピーダンス測定を行うために用いられる2チャンネル装置であり、各チャンネルがそれぞれ接尾辞A、Bによって示されていることが理解されよう。2チャンネル装置の使用は、後により詳細に説明するように、単に例示を目的とするものである。

30

【0058】

任意の外部インタフェース103を使用して、測定装置100を有線接続、無線接続またはネットワーク接続を介して、外部データベースまたはコンピュータシステム、バーコードスキャナ等の1つまたは複数の周辺機器104に結合することができる。処理システム102はまた、通常I/Oデバイス105も有し、それは、タッチスクリーン、キーボードおよびディスプレイ等、任意の好適な形態であり得る。

【0059】

使用時、処理システム102は、制御信号を生成するように適合され、それにより、信号発生器117A、117Bは、適当な波形の電圧信号または電流信号等の1つまたは複数の交流信号を発生し、それは、第1電極113A、113Bを介して被験体Sに印加され得る。そして、センサ118A、118Bは、第2電極115A、115Bを用いて被験体Sにかかる電圧または被験体Sを流れる電流を確定し、適当な信号を処理システム102に転送する。

40

【0060】

したがって、処理システム102は、適当な制御信号を生成し、測定された信号を少なくとも部分的に解釈することにより、被験体の生体電気インピーダンスを確定し、場合によって、相対液面、あるいは、浮腫、リンパ浮腫、身体組成の測定値、心臓機能等、症状の有無または程度等、他の情報を確定するのに好適な、任意の形態の処理システムであってもよいことが理解されよう。

【0061】

50

したがって、処理システム102は、ラップトップ、デスクトップ、PDA、スマートフォン等、好適にプログラムされたコンピュータシステムであってもよい。別法として、処理システム102を、後により詳細に説明するように、FPGA（フィールドプログラマブルゲートアレイ）等の専用ハードウェア、またはプログラムされたコンピュータシステムと専用ハードウェア等との組合せから形成してもよい。

【0062】

使用時、第1電極113A、113Bは、被験体S内に1つまたは複数の信号が注入され得るように被験体に配置される。第1電極の位置は、調査対象の被験体Sの部分によって決まる。したがって、たとえば、心臓機能解析に使用するための胸腔のインピーダンスを確定することができるように、第1電極113A、113Bを被験体Sの胸部領域および首部領域に配置することができる。別法として、被験体の手首および足首に電極を配置することにより、浮腫解析等で使用するための、四肢および/または全身のインピーダンスを確定することができる。

10

【0063】

電極が配置されると、第1リード123A、123Bおよび第1電極113A、113Bを介して、被験体Sに1つまたは複数の交流信号が印加される。交流信号の特質は、測定装置および行われている後続する解析の特質に応じて異なる。

【0064】

たとえば、システムは、生体インピーダンス解析（Bioimpedance Analysis）（BIA）を用いることができ、ここでは、単一の低周波信号（通常<50kHz）が被験体S内に注入され、測定されたインピーダンスが、相対的な細胞内液面および細胞外液面の評価に直接用いられる。対照的に、生体インピーダンス分光（Bioimpedance Spectroscopy）（BIS）装置は、非常に低い周波数（4kHz）からより高い周波数（1000kHz）までの範囲の周波数を利用し、この範囲内の256以上もの異なる周波数を用いて、この範囲内で複数のインピーダンス測定が行われ得るようにすることができる。

20

【0065】

したがって、測定装置100は、好ましい実施態様に応じて、1つの交流信号を、単一周波数で、複数の周波数で同時に、または複数の交流信号を異なる周波数で逐次印加してもよい。印加信号の周波数または周波数範囲もまた、行われている解析によって決まり得る。

30

【0066】

一例では、印加信号は、被験体Sに交流電圧を印加する電圧発生器によって生成されるが、別法として電流信号を印加してもよい。一例では、電圧源は、通常、被験体にかかる信号電圧を変化させることができるように、対称に配置され、信号発生器117A、117Bの各々は独立して制御可能である。

【0067】

第2電極115A、115B間で電圧差および/または電流が測定される。一例では、電圧は差動式に測定され、それは、各センサ118A、118Bを用いて、各第2電極115A、115Bにおける電圧を測定し、したがって各センサ118A、118Bは、シングルエンドシステムに比較して半分の電圧を測定すればよいということを意味する。

40

【0068】

獲得される信号および測定される信号は、ECG（心電図）等、人体が生成する電圧と、印加電流が生成する電圧と、周囲の電磁干渉がもたらす他の信号との重ね合せになる。したがって、望ましくない成分を除去するためにフィルタリングまたは他の好適な解析を採用してもよい。

【0069】

獲得信号は、印加周波数でシステムのインピーダンスを取得するために通常復調される。重畳周波数を復調する1つの好適な方法は、高速フーリエ変換（FFT）アルゴリズムを用いて時間領域データを周波数領域に変換するというものである。これは、通常、印加

50

電流信号が印加周波数の重畳である場合に用いられる。測定信号の窓掛けを必要としない別の技法はスライディングウィンドウ (sliding window) FFT である。

【0070】

印加電流信号が種々の周波数の掃引によって形成される場合、測定信号に、信号発生器から導出される基準正弦波および余弦波または測定された正弦波および余弦波を乗算し、複数のサイクル全体にわたって積分する等の信号処理技法を用いることがより一般的である。直交復調または同期検波として多様に知られるこのプロセスにより、すべての無相関信号または非同期信号が排除され、ランダムノイズが大幅に低減する。

【0071】

他の好適なデジタルおよびアナログ復調技法は、当業者に既知であろう。

10

BIS の場合、インピーダンス測定値またはアドミッタンス測定値は、記録された電圧および被験体を通る電流信号を比較することにより、各周波数の信号から確定される。そして、復調アルゴリズムは各周波数で振幅信号および位相信号を生成することができる。

【0072】

上述したプロセスの一部として、第2電極 115A、115B間の距離を測定し記録してもよい。同様に、身長、体重、年齢、性別、健康状態、何らかの医療行為ならびにそれらが行われた日時等、被験体に関連する他のパラメータを記録してもよい。使用中の薬等、他の情報を記録してもよい。そして、これを、浮腫の有無または程度の確定を可能にするため、身体組成を評価するため等、インピーダンス測定値のさらなる解析を行うために用いることができる。

20

【0073】

インピーダンスの測定値の精度は、多数の外部要因の影響を受け易い可能性がある。これらには、たとえば、被験体と周囲環境との間、リードと被験体との間、電極間等における容量結合の影響があり得る。それは、リード構造、リード構成、被験体位置等の要因に基づいて変化する。さらに、通常、電極表面と皮膚との間の電氣的接続のインピーダンス（電極インピーダンスとして知られる）の変動があり、それは、皮膚の水分レベル、メラトニンレベル等の要素によって決まる可能性がある。別の誤差の原因は、リード内の種々の導体間またはリード自体の間の誘導結合の存在である。

【0074】

こうした外部要因により、測定プロセスおよび後続する解析が不正確になる可能性があり、したがって、測定プロセスに対する外部要因の影響を低減することができることが望ましい。

30

【0075】

発生する可能性のある不正確の1つの形態は、被験体にかかる電圧が非対称である、すなわち、「不平衡」と呼ばれる状況によってもたらされる。こうした状況は、被験体の身体中心に著しい信号電圧をもたらす、その結果、被験体の胸部と被験体が提供されている支持面との間の寄生容量から迷走電流が発生することになる。

【0076】

被験体にかかる電圧が被験体の有効な中心に対して対称でない不平衡があることにより、「コモンモード」信号がもたらされ、それは、實際上、被験体Sにおける被験体のインピーダンスに無関係な信号の測定値である。

40

【0077】

したがって、この影響の低減を促進するために、被験体Sに印加される信号が、被験体の身体中心を中心に対称電圧をもたらすものであることが望ましい。その結果、電極の配置に対して考慮すると、測定装置の基準電圧と等しい、被験体S内の基準電圧が、被験体の有効な身体中心に近くなる。測定装置の基準電圧は通常接地であるため、これによって被験体Sの身体中心は可能な限り接地に近くなり、被験体の胸部を通る信号の大きさ全体が最小化し、それにより迷走電流が最小化する。

【0078】

一例では、検知電極を中心とする対称電圧を、差動双方向電圧駆動方式等、駆動電極 1

50

1 1 3 A、1 1 3 Bの各々に対称電圧を印加する対称電圧源を用いることによって達成することができる。しかしながら、これは、2つの駆動電極1 1 3 A、1 1 3 Bに対する接触インピーダンスが一致しない場合、または被験体Sのインピーダンスが被験体Sの長さに沿って変化する（実際の環境では一般的である）場合、常に有効とは限らない。

【0079】

一例では、装置は、種々の電極インピーダンスを補償し、それにより被験体Sにかかる電圧の所望の対称性を回復するように、駆動電極1 1 3 A、1 1 3 Bの各々に印加される差動電圧駆動信号を調整することにより、これを克服する。このプロセスを、本明細書では平衡化（balancing）と呼び、一例では、それはコモンモード信号の大きさの低減に役立つ、したがって被験体に関連する寄生容量によってもたらされる電流損失の低減に役立つ。

10

【0080】

不平衡の程度、したがって必要な平衡化の量を、検知電極1 1 5 A、1 1 5 Bにおいて信号を監視し、その後、これら信号を用いて、駆動電極1 1 3 A、1 1 3 Bを介して被験体に印加される信号を制御することにより、確定することができる。特に、不平衡の程度を、検知電極1 1 5 A、1 1 5 Bにおいて検出される電圧から加算（additive）電圧を確定することによって計算することができる。

【0081】

一プロセス例では、検知電極1 1 5 A、1 1 5 Bの各々において検知される電圧を用いて、測定電圧を結合するかまたは加算することによって達成される第1電圧を計算する。

20

したがって、第1電圧は、差動増幅器を用いて確定することができる加算電圧（一般に、コモンモード電圧または信号と呼ばれる）であり得る。

【0082】

これに関して、通常、差動増幅器を用いて、2つの検知された電圧信号 V_a 、 V_b を結合することにより第2電圧が確定され、これは、一例では、被験体Sの対象部分にかかる電圧差 $V_a - V_b$ である。電圧差を、被験体を流れる電流フローの測定とともに用いることにより、インピーダンス値が導出される。しかしながら、差動増幅器は、通常、コモンモード信号の測定値である「コモンモード」信号 $(V_a + V_b) / 2$ も提供する。

【0083】

差動増幅器はコモンモード除去機能を有しているが、これは一般には有限の効果しかなく、通常、周波数が高いと有効性が低減し、そのため、大きいコモンモード信号が、差動信号に重畳する誤差信号を生成することになる。

30

【0084】

コモンモード信号によってもたらされる誤差を、各検知チャネルの較正によって最小限にすることができる。差動増幅器の両入力、利得特性および位相特性において完全に一致し、信号振幅に対して線形に挙動する理想的な場合では、コモンモード誤差はゼロになる。一例では、差動増幅器の2つの検知チャネルは、差動処理の前にデジタル化される。したがって、特性が高精度まで一致し得るように各チャネルに独立して較正係数を与えることが簡単であり、それにより低コモンモード誤差が達成される。

【0085】

40

したがって、コモンモード信号を確定することにより、印加電圧信号を、たとえば、印加信号の相対的な大きさおよび/または位相を調整することによって調整することができ、それにより、コモンモード信号が最小化され、いかなる不平衡も実質的に除去される。

【0086】

ここで、これを行う図1の装置の動作の一例について図2を参照して説明する。

ステップ200において、被験体Sに第1信号を印加し、ステップ210において、被験体Sにおいて測定された第2信号を確定する。これは、通常、上で概説した技法を用いて達成される。したがって、処理システム102は、信号発生器117A、117Bに対し第1信号を発生させ、これは、通常、第1電極113A、113Bを介して被験体Sに印加される。同様に、第2信号が、第2電極115A、115Bを介してセンサ118A

50

、 1 1 8 B によって検知され、第 2 信号の指示は処理システム 1 0 2 に提供される。

【 0 0 8 7 】

ステップ 2 2 0 において、第 2 電極 1 1 5 A、1 1 5 B において検知された第 2 信号を用いて処理システム 1 0 2 が不平衡を確定し、それは、一例ではコモンモード信号を表す。

【 0 0 8 8 】

ステップ 2 3 0 において、測定装置は、場合によって、不平衡、したがってコモンモード信号の大きさを低減するように、被験体 S に印加される第 1 信号を調整する。したがって、被験体内の信号を平衡化し、電極位置決めに対し被験体内の基準電圧の位置を中心になるように、第 1 電極 1 1 3 A、1 1 3 B のいずれか一方に印加される信号の大きさを、たとえば、相対的な信号の大きさを増大させるかまたは低減させ、かつ/または相対的な信号位相を変化させることにより調整することができる。

10

【 0 0 8 9 】

次いで、ステップ 2 4 0 において、測定装置は、被験体に印加される信号と、電極 1 1 3 A、1 1 3 B において測定される電圧とを確定することができ、それによりステップ 2 5 0 においてインピーダンスを確定することができる。

【 0 0 9 0 】

被験体 S 内の基準電圧の位置はインピーダンスによって決まるため、不平衡は、通常、印加信号の周波数に応じて変化する。したがって、一例では、不平衡を確定し、各印加周波数において印加信号を調整することが一般的である。しかしながら、これは、好ましい実施態様によって決まる可能性がある。

20

【 0 0 9 1 】

ここで、装置の特定の例について図 3 を参照してより詳細に説明する。

この例では、測定システム 3 0 0 は、コンピュータシステム 3 1 0 と別個の測定装置 3 2 0 とを有している。測定装置 3 2 0 は、コンピュータシステム 3 1 0 との有線通信または無線通信を可能にするインタフェース 3 2 1 に結合された処理システム 3 3 0 を有している。処理システム 3 3 0 を、任意に、3 2 2、3 2 3、3 2 4、3 2 5、3 2 6 に示すように、種々のタイプのメモリ等の 1 つまたは複数の記憶装置に結合してもよい。

【 0 0 9 2 】

一例では、インタフェースは Bluetooth スタックであるが、任意の好適なインタフェースを使用してもよい。メモリには、起動プロセスに必要な情報を格納するブートメモリ 3 2 2 と、デバイスシリアル番号がプログラムされ得るようにするプログラマブルシリアル番号メモリ 3 2 3 とがあり得る。メモリにはまた、動作中に使用される、ROM (リードオンリメモリ) 3 2 4、フラッシュメモリ 3 2 5 および EPROM (電氣的にプログラム可能な ROM) 3 2 6 もあり得る。これらを、当業者には理解されるように、たとえば、ソフトウェア命令を格納するため、かつ処理中にデータを格納するために用いることができる。

30

【 0 0 9 3 】

後により詳細に説明するように、処理システム 3 3 0 をセンサ 1 1 8 A、1 1 8 B および信号発生器 1 1 7 A、1 1 7 B に結合するために、複数のアナログ・デジタル変換器 (ADC) 3 2 7 A、3 2 7 B、3 2 8 A、3 2 8 B とデジタル・アナログ変換器 (DAC) 3 2 9 A、3 2 9 B とが設けられている。

40

【 0 0 9 4 】

処理システム 3 3 0 の起動を制御するために、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラまたはプログラマブルロジックデバイス等のコントローラ (図示せず) もまた設けてもよいが、より一般的には、これは処理システム 3 3 0 が実行するソフトウェア命令によって実行される。

【 0 0 9 5 】

図 4 に、コンピュータシステム 3 1 0 の一例を示す。この例では、コンピュータシステム 3 1 0 は、図示するように、バス 4 0 4 を介して互いに結合された、プロセッサ 4 0 0

50

と、メモリ401と、キーボードおよびディスプレイ等の入出力デバイス402と、外部インタフェース403とを有している。外部インタフェース403を用いて、コンピュータシステムは、必要に応じて、有線接続または無線接続を介して測定装置320と通信することができる。したがって、これは、ネットワークインタフェースカード、Bluetoothスタック等の形態であってもよい。

【0096】

使用時、コンピュータシステム310を用いて測定装置320の動作を制御することができるが、これを、別法として、測定装置300に設けられた別個のインタフェースによって達成してもよい。さらに、コンピュータシステムを用いて、インピーダンス測定値の解析の少なくとも一部を行うことができる。

10

【0097】

したがって、コンピュータシステム310を、要求されたタスクが実行されるのを可能にする適当なアプリケーションソフトウェアを実装している、好適にプログラムされたPC、インターネット端末、ラップトップ、ハンドヘルドPC、スマートフォン、PDA、サーバ等、任意の好適な処理システムから形成してもよい。

【0098】

対照的に、処理システム330は、通常、特定の処理タスクを実行し、それによりコンピュータシステム310に対する処理要件を低減する。したがって、処理システムは、通常、信号発生器117A、117Bを制御する制御信号が生成されるようにする命令とともに、瞬間インピーダンス値を確定する処理を実行する。

20

【0099】

一例では、処理システム330は、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)等のカスタムハードウェア等から形成されるが、磁気論理モジュール等、任意の好適な処理モジュールを用いてもよい。

【0100】

一例では、処理システム330はプログラマブルハードウェアを含み、その動作は、組込みソフトウェア命令の形態の命令を用いて制御される。プログラマブルハードウェアの使用により、被験体Sに種々の信号を印加することができ、かつ測定装置320によって種々の解析を行うことができる。したがって、たとえば、種々の周波数で逐次印加される信号を使用するのに比較して、同時に複数の周波数でインピーダンスを解析するように信号が用いられる場合、種々の組込みソフトウェアが利用される。

30

【0101】

使用される組込みソフトウェア命令を、コンピュータシステム310からダウンロードすることができる。別法として、使用される命令を、測定装置320に設けられる入力デバイスを使用するかまたはコンピュータシステム310を使用することによって選択することができるように、命令をフラッシュメモリ325等のメモリに格納することができる。その結果、処理システム330によって実装される組込みソフトウェア等の命令を、コンピュータシステム310を用いて、制御することができ、それにより、処理システム330の動作が変更される。

【0102】

さらに、コンピュータシステム310は、処理システム330によって確定されたインピーダンスを解析するように動作することができ、それにより生物学的パラメータを確定することができる。

40

【0103】

単一処理システムを用いる別の配置を用いてもよいが、コンピュータシステム310と処理システム330との間で処理を分割することにより、いくつかの利点を提供することができる。

【0104】

第1に、処理システム330を使用することにより、適当な組込みソフトウェアを使用することによって、カスタムハードウェア構成を適合させることができる。これにより、

50

単一測定装置を使用して、種々のタイプの解析を行うことができる。

【0105】

第2に、これにより、コンピュータシステム310に対する処理要件が大幅に低減する。これにより、コンピュータシステム310を比較的簡単なソフトウェアを用いて実装することができ、一方で、測定装置がインピーダンスの解釈を提供するために十分な解析を行うことが依然として可能である。これには、たとえば、相対的な液面、身体組成パラメータ、「ベッセル」プロットまたは他の指標等の情報を表示することとともに、心臓機能、リンパ浮腫、浮腫等の有無または程度に関連するパラメータを確定するためにインピーダンス値を使用することがあり得る。

【0106】

第3に、これにより、測定装置320を更新することができる。したがって、たとえば、改良された解析アルゴリズムが作成されるか、または特定のインピーダンス測定タイプに対して改良された電流シーケンスが確定された場合、フラッシュメモリ325または外部インタフェース321を介して新たな組込みソフトウェアをダウンロードすることにより、測定装置を更新することができる。

【0107】

使用時、処理システム330は、駆動電極113A、113Bを介して印加される電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を示すデジタル制御信号を生成し、それらは、DAC329によってアナログ制御信号に変換される。アナログ制御信号は信号発生器117に転送され、それにより、信号発生器117A、117Bの各々によって電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} が生成される。

【0108】

電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} によって誘導される検知電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} を表すアナログ信号が、信号発生器117A、117Bから受け取られ、ADC328A、328Bによってデジタル化される。同様に、センサ118A、118Bからの、第2電極115A、115Bにおいて測定される検知電圧 V_{SA} 、 V_{SB} を表すアナログ信号が受け取られ、ADC327A、327Bによってデジタル化される。そして、デジタル信号を、予備解析のために処理システム330に戻すことができる。

【0109】

この例では、ADC327、328およびDAC329のそれぞれのセットが、参照数字接尾辞A、Bによってそれぞれ示される2つのチャンネルの各々に対して使用される。これにより、信号発生器117A、117Bの各々を独立して制御することができ、かつセンサ118A、118Bを用いて、電極115A、115Bから別個に信号を検出することができる。したがって、これは、2チャンネル装置を表し、各チャンネルは参照表示A、Bによって示されている。同様に、電圧駆動信号 V_D 、検知電流信号 I_S および検知電圧信号 V_S もまた、それぞれのチャンネルを表す接尾辞A、Bによって識別することができることが理解されよう。

【0110】

実際には、好ましい実施態様に応じて、任意の数の好適なチャンネルを使用することができる。したがって、たとえば、4つの駆動電極および4つの検知電極が設けられ、それぞれの検知電極および駆動電極の対113、115が各四肢に結合される、4チャンネル配置を用いることが望ましい場合もある。この場合、8つのADC327、328と4つのDAC329の配置を用いることができ、そのため各チャンネルはそれぞれのADC327、328およびDAC329を有することが理解されよう。別法として、当業者には理解されるように、ADC327、328およびDAC329の2チャンネル配置を4チャンネル電極配置に選択的に結合する多重化システムを含めることによる等、他の配置を使用してもよい。

【0111】

肩部、臀部または種々の腹部位置における電圧の直接測定を可能にするため等、被験体の他の位置において追加の測定を行うために、さらなるチャンネルを提供してもよい。

10

20

30

40

50

ここで、図5を参照して処理システム330によって実装される機能の一例について説明する。この例では、処理システム330は、適当なソフトウェア制御を用いて機能を実装するが、任意の好適なメカニズムを用いてもよい。

【0112】

この例では、処理システム330は、タイミングおよび制御モジュール500、メッセージモジュール501、解析モジュール502、正弦波ルックアップテーブル(LUT)503、504、電流モジュール505および電圧モジュール506を有している。

【0113】

使用時、処理システム330は、外部インタフェース321を介して、被験体Sに印加される信号の周波数および振幅を表す情報をコンピュータシステム310から受け取る。タイミングおよび制御モジュール500は、この情報を用いてLUT503、504にアクセスし、それにより、指定された周波数および振幅に基づいて、デジタル正弦波信号が生成される。デジタル制御信号はDAC329A、329Bに転送され、それにより、電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を示すアナログ制御信号が生成される。

【0114】

測定されたアナログ電圧信号 V_{SA} 、 V_{SB} および電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} は、ADC327、328によってデジタル化され、電流モジュール505および電圧モジュール506に提供される。これにより、処理システム330は、電流モジュール505に2つの電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} を用いて被験体を通る総電流フローを確定させることにより、電流フローを確定することができ、この指示は解析モジュール502に提供される。通常、差動電圧増幅器等の形態である電圧モジュール506は、差動電圧を確定するように動作し、それもまた解析モジュール502に転送され、解析モジュールは、電流信号および差動電圧信号を用いてインピーダンス値を確定することができる。

【0115】

これに加えて、電圧モジュール506は、コモンモード信号を確定し、それはタイミングおよび制御モジュール500に戻される。これにより、タイミングおよび制御モジュール500は、被験体Sにおいて検知された電圧におけるいかなる不平衡も確定することができ、それは、上述したように、電極に対し基準電圧が被験体S内で中心に配置されていないことを示す。

【0116】

不平衡が許容できない程度である場合、タイミングおよび制御モジュール500は、後述するように、電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を表す正弦波の相対的な振幅および/または位相を調整することができ、それにより、新たな差動電圧、したがってあらゆる不平衡の指示を確定することができる。

【0117】

不平衡が許容できるものであると確定されると、タイミングおよび制御モジュール500は、解析モジュール502にこの指示を提供することができ、解析モジュール502は、位相直交抽出等の適当な解析を用いることにより、被験体を流れる電流フローおよび差動電圧信号に基づき、測定されたインピーダンスに対して比および位相差を確定することができる。そして、比および位相を、メッセージモジュール510に転送することができ、それにより、測定インピーダンスの指示を、インタフェース321を介してコンピュータシステム310に提供することができる。

【0118】

処理システム330はまた、信号レベル障害検出モジュール508を実装してもよい。これは、被験体に印加される信号の大きさを監視することにより、これらが許容可能な閾値レベル内にあるか否かを確定する。許容可能な閾値レベル内でない場合、障害検出モジュール508は、メッセージがコンピュータシステム310に転送されるようにし、それによりプロセスを停止させることができ、または警告を発生することができる。

【0119】

このプロセス中、生電流信号および生電圧信号を含む生成されるいかなる測定値も、メ

10

20

30

40

50

モリ 3 2 2、3 2 3、3 2 4、3 2 5、3 2 6 のうちの好適な 1 つに格納するか、または他の方法で出力してもよく、それにより、これを用いて装置動作を監視することができる。これを、診断とともに、装置の較正を行うために用いることができる。

【 0 1 2 0 】

ここで、図 6 A ~ 図 6 C を参照して、インピーダンス測定を行うプロセスの一例について説明する。

ステップ 6 0 0 において、コンピュータシステム 3 1 0 を用いてインピーダンス測定タイプを選択する。これによりコンピュータシステム 3 1 0 がトリガされ、組込みソフトウェア等の所望の命令が処理システム 3 3 0 によって実施される。これを、必要な組込みソフトウェアをコンピュータシステム 3 1 0 から処理システム 3 3 0 にダウンロードすることにより、または別法として処理システム 3 3 0 に内部メモリ等から関連する組込みソフトウェアを検索させることによる等、複数の方法によって、達成することができることが理解されよう。

10

【 0 1 2 1 】

ステップ 6 1 0 において、コンピュータシステム 3 1 0 または処理システム 3 3 0 は次の測定周波数 f_i を選択し、それにより、上述したように、ステップ 6 1 5 において、処理システム 3 3 0 が一連のデジタル電圧制御信号を生成することができる。ステップ 6 2 0 において、デジタル制御信号を、DAC 3 2 9 A、3 2 9 B を用いて電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を示すアナログ制御信号に変換する。これにより、ステップ 6 2 5 において、アナログ制御信号を信号発生器 1 1 7 A、1 1 7 B の各々に提供することができ、それにより、ステップ 6 3 0 において、各信号発生器 1 1 7 A、1 1 7 B はそれぞれの電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を生成し、それぞれの駆動電極 1 1 3 A、1 1 3 B を介してこれらを被験体 S に印加する。

20

【 0 1 2 2 】

ステップ 6 3 5 において、センサ 1 1 8 A、1 1 8 B に検知電極 1 1 5 A、1 1 5 B における電圧 V_{SA} 、 V_{SB} を検知させることによって被験体に誘導された電圧を確定し、ステップ 6 4 0 において、検知した電圧信号 V_{SA} 、 V_{SB} を対応する ADC 3 2 7 A、3 2 7 B によってデジタル化する。ステップ 6 4 5 において、電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} の印加によってもたらされた電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} を、信号発生器 1 1 7 A、1 1 7 B を用いて確定する。電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} の指示を、ステップ 6 5 0 においてデジタル化するために ADC 3 2 8 A、3 2 8 B に転送する。

30

【 0 1 2 3 】

ステップ 6 5 5 において、デジタル化された電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} および電圧信号 V_{SA} 、 V_{SB} を処理システム 3 3 0 が受け取り、それにより、ステップ 6 6 0 において、処理システム 3 3 0 は、印加電流 I_S の大きさを確定することができる。これを、図 5 の上述した機能例において電流付加モジュール 5 0 5 を用いて行ってもよく、それにより、ステップ 6 6 5 において、障害検出モジュール 5 0 8 が、被験体を流れる総電流フロー I_S を閾値と比較することができる。ステップ 6 7 0 において、閾値を超過したと判断された場合、プロセスは、ステップ 6 7 5 において警告を生成して終了してもよい。

【 0 1 2 4 】

この状況は、たとえば、装置が不正確に機能している場合、または電極が被験体の皮膚に正しく電氣的に接触していない場合等、電極の被験体への接続に問題がある場合に、発生する可能性がある。したがって、警告を用いて、装置の操作者に対し、電極接続および/または装置動作を検査するようにトリガすることができ、それによりいかなる問題も克服することができる。測定プロセスを再始動するように試みることで、電極を被験体 S に再接続すること、被験体を流れる電流の大きさを低減すること等、任意の好適な形態の是正処置をとり得ることが理解されよう。

40

【 0 1 2 5 】

ステップ 6 8 0 において、処理システム 3 3 0 は、電極 1 1 5 A、1 1 5 B の各々において検知された検知電圧 V_{SA} 、 V_{SB} の振幅に基づいてコモンモード電圧を確定するよ

50

うに動作し、これは、通常、上記機能例における電圧処理モジュール506を用いて達成される。そして、ステップ685において、コモンモード電圧またはコモンモード信号を用いて不平衡が存在するかどうかを確定する。

【0126】

ステップ690において、不平衡が許容可能であるか否かについて評価を行う。これを、コモンモード信号の振幅を閾値と比較することによる等、複数の方法のうちの任意の1つにおいて達成してもよい。閾値は、概して、事前に確定され、たとえば装置製造中または較正中に、メモリ324、325、326のうちの1つに格納される。

【0127】

不平衡が許容可能でないと考えられた場合、ステップ695において、処理システム330は、不平衡を低減するように電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を表すデジタル制御信号を変更する。これは、通常、処理システム330に対し、身体の中心におけるコモンモード電圧を可能な限り装置基準電圧に近いように維持するように印加電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を調整するアルゴリズムを実施させることによって達成される。これは、概して、アルゴリズムを用いて、被験体に印加される電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} の振幅および/または位相を調整することによって達成される。この調整の特質は、不平衡の特質によって決まり、アルゴリズム例については後により詳細に説明する。

【0128】

そして、プロセスはステップ620に戻ることができ、DAC324を用いて、変更されたデジタル制御信号をアナログ信号に変換することができ、変更された電圧駆動信号 V_{DA} 、 V_{DB} を駆動電極113A、113Bに印加する。このプロセスを、許容可能な平衡が達成されるまで繰り返す。

【0129】

許容可能な平衡が達成されると、処理システム330は、ステップ700において被験体にわたって検知された差動電圧を確定するように動作する。図5に関して上述した機能例では、これを、差動電圧モジュール506を用いて達成することができる。

【0130】

ステップ705において、処理モジュール330は、電流信号および差動電圧信号を用いて、印加周波数 f_i において、被験体Sのインピーダンスを表す比および位相信号を確定するように動作する。上記機能例では、これを、好ましい実施態様に応じて、解析モジュールと、位相直交解析等の何らかの形態の信号解析とを用いて行うことができる。ステップ710において、比および位相信号の指示を、さらに処理するためにコンピュータシステム310に送出する。

【0131】

これが完了すると、プロセスはステップ610に戻り、プロセスが次の測定周波数 f_i で繰り返され得るようにしてもよく、または、すべての必要な周波数が完了した場合、測定プロセスは終了することができ、コンピュータシステム310は、インピーダンス測定値を解析し、任意の生物学的指標、インピーダンスパラメータ等、必要な情報を確定することができる。これが達成される方法は、行われている解析のタイプによって決まる。

【0132】

したがって、上述したプロセスを繰り返すことによって、複数のインピーダンス測定を種々の周波数にわたって行うことができることが理解されよう。さらに、各測定に対して少なくとも1回の測定、より典型的には各測定の前に、被験体および装置のコモンモードがおよそ一致することを確実にするように検査を行うことができ、それにより測定手続きにおける不正確さが低減する。

【0133】

図7Aは、駆動電極113および検知電極115の両方を組み込んだ、チャンネルのうちの1つのみに対する電極システムの一例である。

電極システムは、それぞれの信号発生器117およびセンサ118が実装されている、プリント回路基板(PCB)等の第1基板750を組み込んでいる。信号発生器117お

10

20

30

40

50

よびセンサ 118 の概略的な機能は、図示するコンポーネントによって表されている。実際には、当業者には理解されるように、好適な配置でより多くのコンポーネントが使用される可能性があり、図示するコンポーネントは、単に、信号発生器 117 およびセンサ 118 の機能を示すように意図されている。

【0134】

当業者には理解されるように、基板 750 および関連するコンポーネントを、使用中に保護するために好適なハウジング内に設けてもよい。

信号発生器 117 およびセンサ 118 は、それぞれのケーブル 761、762 を介して導電性パッド 763、765 に結合されており、それらは、第 2 基板 760 に実装されていてもよく、それぞれ第 1 電極 113 および第 2 電極 115 を形成している。使用時、ケーブル 761、762 は、使用後に導電性パッドを容易に交換することができるように、クリップ等を有していてもよいことが理解されよう。

10

【0135】

理解されるように、導電性パッドは、通常、上に銀/塩化銀ゲル等の導電性ゲルがある銀パッドから形成される。これにより、被験体 S との優れた電氣的接触が確実になる。

使用時に導電性パッド 763、765 が所定間隔離れて配置されることを確実にするように、導電性パッドを基板 760 の上に実装してもよく、それは、測定の一貫性を確実にするのに役立つことができる。別法として、導電性パッド 763、765 を別個の使い捨て導電性パッドとして、ケーブル 761、762 によって第 1 基板 750 に結合して提供することができる。他の好適な配置を使用してもよい。

20

【0136】

一例では、基板 760 は、摩擦係数が低くかつ/または弾性の材料から形成され、かつ/または、湾曲した縁を有することにより電極が被験体に結合された時に損傷の可能性を低減する。基板 760 はまた、通常、導電性パッド 763、765 と、手首および足首等、通常の測定部位における被験体の皮膚との間の電氣的接触を容易にするように配置される。これを、解剖学的構造の不規則な形状および角度と一致するように適合し、またはそのように成形された基板 760 を提供することによって達成することができる。

【0137】

この例では、信号発生器 117 は、入力がケーブル 751 に結合されている増幅器 A_1 を有している。入力はまた、抵抗器 R_1 を介して接地等の基準電圧にも結合されている。増幅器 A_1 の出力は、抵抗器 R_2 を介してスイッチ SW に接続されており、スイッチ SW は、通常、電圧源を有効にするように用いられる CMOS (相補型金属酸化膜半導体) スイッチまたはリレーである。スイッチ SW は、ケーブル 752 を介して処理システム 330 から受け取ったイネーブル信号 EN を介して制御される。

30

【0138】

そして、スイッチ SW は、直列に配置された 2 つの抵抗器 R_3 、 R_4 を介して、その後ケーブル 761 を介して、導電性パッド 763 に結合されている。第 2 増幅器 A_2 には、2 つの直列抵抗器のうちの第 1 抵抗器 R_3 と並列な入力と、抵抗器 R_5 を介してケーブル 753 に結合された出力とが設けられている。

【0139】

上記から、したがって、ケーブル 751、752、753 が図 1 のリード 123 を形成することが理解されよう。種々の抵抗値を用いてもよいが、一例では、抵抗器の値は $R_1 = R_2 = R_5 = 50$ 、 $R_3 = R_4 = 100$ である。

40

【0140】

センサ 118 は、概して増幅器 A_3 を有しており、それは、入力が抵抗器 R_6 を介してケーブル 762 に接続されている。入力はまた、抵抗器 R_7 を介して、接地等の基準電圧にも結合されている。増幅器 A_3 の出力は、抵抗器 R_7 を介してケーブル 754 に結合されている。

【0141】

上記から、したがって、ケーブル 754 が図 1 のリード 125 を形成することが理解さ

50

れよう。種々の抵抗値を用いてもよいが、一例では、抵抗器の値が $R_6 = 100$ 、 $R_7 = 10M$ 、 $R_8 = 50$ である。

【0142】

信号発生器117およびセンサ118に電力を供給するように電力信号+V_e、-V_eを供給するために、任意の電力ケーブル755を提供することができるが、別法として、バッテリー等のオンボード電源を用いてもよい。さらに、基板750にLED757を設けることができるようにケーブル756を設けてもよい。これを、処理システム330によって制御することができ、それにより電極システムの動作状態を表示することができる。

【0143】

ここで、信号発生器117およびセンサ118の動作についてより詳細に説明する。この説明の目的で、電圧駆動信号、電流信号および検知電圧を、概してV_D、I_S、V_Sとして示し、実際には、これらは、上記例における電圧駆動信号V_{DA}、V_{DB}、電流信号I_{SA}、I_{SB}および検知電圧V_{SA}、V_{SB}のそれぞれと等価である。

【0144】

使用時、増幅器A₁は、DAC329から受け取ったアナログ電圧信号を増幅し、これを、ケーブル761を介して被験体Sに印加するように動作し、それにより、印加電圧駆動信号V_Dが、被験体S内に電流信号I_Sを駆動する。電圧駆動信号V_Dは、スイッチSWが閉位置にある場合にのみ印加され、したがって、電圧源を被験体Sから遮断するために、スイッチSWを開位置に配置することができる。駆動電極113と検知電極115との対が、電圧を検知するためにのみ使用されており、被験体Sに電圧駆動信号V_Dを印加するために使用されていない場合に、これを用いることができる。信号発生器117を駆動電極113から遮断することにより、本来、増幅器A₁の低出力インピーダンスによって存在する意図されない戻り電流経路が除去され、それにより、電流が2つの選択された駆動電極113の間だけに流れるように制約される。高インピーダンス出力禁止状態を組み込んだ増幅器を用いる等、同様の効果を達成するために他の技法を用いてもよい。

【0145】

被験体Sに印加されている電流信号I_Sは、検出され、増幅器A₂を用いて増幅され、増幅された電流信号I_Sは、ケーブル753に沿ってADC328を介して処理システム330に戻される。

【0146】

同様に、センサ118は、第2電極115において検出された電圧を増幅器A₃に増幅させ、増幅されたアナログ検知電圧信号V_Sをケーブル754に沿ってADC327まで戻すことによって動作する。

【0147】

ケーブル751、752、753、754、755、756を、好ましい実施態様に応じて複数の異なる構成で提供してもよい。一例では、ケーブル751、752、753、754、755、756の各々は、単一リードLで提供されているが、これは必須ではなく、後により詳細に説明するように、ケーブルを複数のリードで提供することができる。

【0148】

別のあり得る誤差原因は、交差電極容量結合によってもたらされる。図7Bに示すように、電極113、115および対応する接続761、762が比較的近接していることにより、駆動増幅器A₁の出力と検知増幅器A₃の入力との間に実効静電容量C_{DS}がもたらされる。したがって、これは、増幅器電極A₁、A₃の間に寄生電流をもたらし、それにより、特に高い周波数で、測定が不正確になる可能性がある。

【0149】

交差電極容量結合をキャンセルするために、図7Cに示すように、交差電極容量キャンセル回路が提供される。図7Cは、使用時の電極113、115の電気応答性をモデル化した等価回路を示している。

【0150】

この例では、各電極113、115および被験体Sのインピーダンスは、それぞれの抵

10

20

30

40

50

抗器およびコンデンサ配置によって形成されるそれぞれのインピーダンス Z_{113} 、 Z_{115} 、 Z_S によって表されている。交差電極容量キャンセル回路 770 は、駆動増幅器 A_1 の出力と検知増幅器 A_3 の入力とに結合されており、入力が駆動増幅器 A_1 の出力に結合されている反転増幅器 A_4 を有している。反転増幅器の出力は、抵抗器 R_{10} およびコンデンサ C_{10} を介して検知増幅器 A_3 の入力に直列に接続されている。

【0151】

この配置では、駆動増幅器 A_1 からのいかなる信号出力も反転され、その後、検知増幅器 A_3 の入力に印加される。抵抗器 R_{10} およびコンデンサ C_{10} に対して適当な値を選択することにより、反転信号が、実効交差電極静電容量 C_{DS} からもたらされる任意の信号の大きさと等しい大きさを有することができる。

10

【0152】

一例では、抵抗器 R_{10} およびコンデンサ C_{10} それぞれの抵抗および/または静電容量を、可変抵抗器またはコンデンサ等、好適な調整可能コンポーネントを使用することによって調整することができる。これにより、反転信号の大きさおよび/または位相を、実効交差電極静電容量 C_{DS} からもたらされる信号を有効にキャンセルするように制御することができる。コンポーネントの調整を、較正プロセス中に行ってもよく、それには通常、すべての寄生容量が正確に表されるように関連する電極が取り付けられた完全な電極ユニットが含まれることが理解されよう。

【0153】

したがって、交差電極容量キャンセル回路 770 は、駆動電極 113 と対応する検知電極 115 との間に有効な負性容量を提供し、これにより、負の電流が発生し、それによって寄生電流をキャンセルする。したがって、これにより、駆動電極 113 と検知電極 115 との間のいかなる容量結合の影響も無効になる。

20

【0154】

電極システムはまた、入力容量キャンセル回路を有していてもよく、その例を図 7D に示す。

使用時、検知電極 115 は環境と容量結合する可能性があり、これにより、検知増幅器 A_3 の入力に実効入力静電容量 C_{EI} がもたらされる。実効静電容量により、検知増幅器の入力からの信号漏れが接地され、これにより、増幅器入力において得られる信号が低減する。

30

【0155】

したがって、この例では、入力容量キャンセル回路 780 が提供され、それは、検知増幅器 A_3 の正の増幅器入力を、抵抗器 R_{11} およびコンデンサ C_{11} を介して検知増幅器の出力に接続する。これは、正のフィードバックループとして作用し、これにより、増幅信号の一部を増幅器入力に戻すことができる。これは、実効入力静電容量 C_{EI} によってもたらされる増幅器入力における信号の低減をキャンセルするように作用し、したがって、増幅器入力において実効入力静電容量 C_{EI} の影響をキャンセルする有効な負性容量を提供する。この場合もまた、入力容量キャンセル回路にはチューニングが必要であり、それを、較正中に、抵抗器 R_{11} および/またはコンデンサ C_{11} の値の好適な調整によって達成することができる。

40

【0156】

簡単に上述したように、電圧信号 V_S および電流信号 I_S に対して別個のリード 123、125 が用いられる場合、リード 123、125 間の誘導結合により、リード 123、125 内に EMF が誘導されることになる可能性がある。EMF の大きさは、リード 123、125 間の結合の程度、したがってそれらの物理的な離隔距離によって決まり、また、電流信号 I_S の周波数および振幅に比例して増大する。

【0157】

リード 123、125 内に誘導される EMF により、センサ 118 の入力に実効 EMF がもたらされる。その結果、検知電圧信号 V_S の成分は誘導 EMF に起因し、それによって、確定された電圧信号 V_S および電流信号 I_S が不正確になる。

50

【 0 1 5 8 】

誘導結合の影響は、リード123、125の物理的な隔離距離によって変化する。したがって、一例では、リード間の誘導結合の影響を、リードを可能な限り物理的に分離することによって低減することができる。したがって、一例では、別個の物理的に分離したリードでケーブル751、752、753、754、755、756を提供する。しかしながら、この配置の問題は、誘導結合の量が、物理的なリード形状に応じて変化し、したがって測定間で変化する可能性がある、ということである。その結果、あらゆる誘導結合の大きさが変化する可能性があり、インピーダンス測定値を解析する時にこれを考慮することが困難になる。

【 0 1 5 9 】

ケーブル751、752、753、754、755、756の各々に対して物理的に分離したリードを用いることに対する別法は、単一の結合されたリードLを用いるというものである。リードは、ケーブル751、752、753、754、755、756が実質的に一定の相対的な物理的構造で維持されるように形成される。一例では、リードLは、それぞれのケーブルの各々を投げ合わせるにより一定の幾何学的配置を提供するように形成される。しかしながら、密接な接触を維持するようにオーバーモールドされる別個の非絶縁シールドケーブルからリードを作製する等、別の製造方法を用いることができる。

【 0 1 6 0 】

物理的形狀が一定である結果として、リード123、125に沿って誘導されるいかなるEMFも実質的に一定であり、較正プロセス中にこれを考慮することができる。

したがって、測定装置320が最初に構成される時、特に、インピーダンス測定値を確定するために電圧信号 V_s および電流信号 I_s を解析するアルゴリズムが生成される時、これらは、誘導EMFを考慮する較正係数を含むことができる。特に、構成プロセス中、測定装置320を用いて基準インピーダンスから測定を行うことができ、結果としての計算を用いて誘導EMFの影響が確定され、それにより、後の測定値からこれを減じることができる。

【 0 1 6 1 】

リード配置の別の問題は、ここで図8に関して説明するように、それぞれのケーブル間の容量結合の問題である。この例の目的で、明確にするためにケーブル751、753、754のみを示す。

【 0 1 6 2 】

この例では、測定装置320はPCB750A、750Bに接続されることにより、電極113A、113B、115A、115Bの各々に対して接続を提供する。同様に図示するように、ケーブル751、753、754の各々には、それぞれのシールド851、853、854が設けられている。シールドは、それぞれのケーブル751、753、754間の結合を防止するのに役立つように用いられる。したがって、ケーブル751、753、754は概してシールドワイヤコアから形成されることが理解されよう。実際には、シールドケーブルは50 伝送線路であってもよく、それは高周波数での信号伝送歪みを最小限にし、それにより誤差を最小限にする。これに加えて、シールド851、853、854は、通常、各端部において、それぞれの接続855、856を介して接地等の基準電圧に相互接続されている。

【 0 1 6 3 】

このようにシールドされかつ接地されたケーブルを用いることは、容量結合の影響を低減するのに役立つ、得られた測定値の不正確をさらに低減するのに役立つ。

別のあり得る問題は、異なるリードL間の誘導結合とともに、被験体とベッドとの間の容量結合の問題である。これに関して、寄生容量により、高周波数電流が身体内の意図された電流路をバイパスし、測定誤差がもたらされる。これを考慮するために、一例では、各電極システムに対するリードLを、可能な限り物理的に分離することができ、かつ/または使用時にリード長を最短にする配置で提供することができる。ここで、これを達成する配置の一例について、図9を参照して説明する。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 4 】

この例の目的で、測定システムは、接尾辞 A、B、C、D によって示す 4 つの測定チャンネルを提供する。これを、図 3 の測定装置 3 2 0 の変更バージョンを用いることによって達成することができることが理解されよう。ここでは、簡単に上述したように、さらなる ADC 3 2 7、3 2 8 および DAC 3 2 9 が提供される。

【 0 1 6 5 】

この例では、被験体 S はベッド 9 0 0 の上に横たわっており、腕 9 3 1、9 3 2 は被験体の脇に位置し、脚 9 3 3、9 3 4 は、測定装置 3 2 0 を組み込んだ支持体 9 4 0 の上に載っている。支持体は、いかなる形態の支持体であってもよいが、通常、成型フォーム等から成形され、測定装置 3 2 0 を実質的に被験体の膝の間に配置するように被験体を配置する。測定装置 3 2 0 は、通常、測定装置 3 2 0 に対する被験体の正確な位置を確実にするように、かつ測定装置 3 2 0 のハウジングとの摩擦または他の衝撃によってもたらされる損傷から被験体 S を保護するように、支持体内に組み込まれている。

10

【 0 1 6 6 】

4 チャンネル配置を提供することにより、それぞれの電極システムを被験体の四肢の各々に取り付けることができる。したがって、図示するように、各四肢 9 3 1、9 3 2、9 3 3、9 3 4 にはそれぞれの基板 7 6 0 が取り付けられており、それにより、各手首および足首に駆動電極 1 1 3 および検知電極 1 1 5 が提供される。電極 1 1 3、1 1 5 は、基板 7 5 0 に実装されたそれぞれの信号発生器およびセンサに結合され、信号発生器およびセンサは、それぞれのリード LA、LB、LC、LD を介して測定装置 3 2 0 に結合されている。

20

【 0 1 6 7 】

リードは、各リード LA、LB、LC、LD が測定装置 3 2 0 から離れて異なる方向に延在するように配置されており、それにより、リードの物理的な隔離距離が最大限になり、したがってそれらの間のいかなる誘導結合の低減にも役立つ。

【 0 1 6 8 】

さらに、リード LA、LB、LC、LD は、測定装置 3 2 0 および被験体 S の両方から垂直に延在するように適合されることが好ましく、それにより、容量結合の影響がさらに低減する。

【 0 1 6 9 】

さらに、測定装置 3 2 0 を被験体の膝の近くに配置することにより、測定装置 3 2 0 が被験体の手首と足首との間におよそ等間隔で配置される。したがって、測定装置 3 2 0 をベッド 9 0 0 の下端に向かって配置することにより、被験体 S の手首および足首に電極を配置するために必要なリード LA、LB、LC、LD の長さが短縮される一方で、実質的に等しいリード長が維持され、それは、誘導結合の影響および容量結合の影響の両方をさらに低減するのに役立つ。これに関して、いかなる誘導結合の影響から発生する EMF も、関連するリード長に比例し、それにより種々のリードに対するいかなる影響も等しくなる。同様に、電流分路をもたらず可能性があるリード（接地）と被験体 S との間の容量結合も最小化される。

30

【 0 1 7 0 】

上述した配置は単に例示の目的のものであり、実際には、被験体の太股の付近に（手首と足首とのおよそ中間に）測定装置 3 2 0 を配置する任意の好適なメカニズムを使用することができることが理解されよう。

40

【 0 1 7 1 】

したがって、たとえば、これには、被験体の脚に測定装置 3 2 0 を単に載せること、特注支持体を提供すること等が含まれ得る。

この配置において、4 つの第 1 電極および 4 つの第 2 電極を四肢に配置することにより、種々の四肢および/または全身のインピーダンス測定を行うことができることが理解されよう。

【 0 1 7 2 】

50

図9に示す電極構成を用いて、ここで図10Aおよび図10Bを参照して説明するように、別の平衡化プロセスを行うことができる。

これらの例の目的で、被験体Sは、腕1031、1032、脚1033、1034および胸部1035を有し、測定装置300（明確にするために図示せず）は、図9に示すものと同様の多チャンネル構成で提供され、駆動電極および検知電極のそれぞれの対113A、115A；113B、115B；113C、115C；113D、115Dが被験体の手首および足首に提供される。図10Aおよび図10Bには、活性電極のみを示す。

【0173】

各例において、駆動電極113B、113Dに駆動信号を印加する駆動電極構成が用いられ、それにより、点線1040によって示すように、信号は、腕1031、胸部1035および脚1033を通る。

10

【0174】

図10Aの例では、腕1031および脚1033に設けられている検知電極115B、115Dを用いて平衡化が行われる。対照的に、図10Bの配置では、対側肢1032、1034に設けられている検知電極115A、115Cを用いて平衡化が行われる。これにより、図10Cに示すように、平衡化プロセスに対して種々の有効電気モデルがもたらされる。有効電気モデルは、駆動電極インピーダンス113B、113D、腕1031、胸部1035および脚1033のインピーダンスをそれぞれ表すインピーダンス Z_{113B} 、 Z_{113D} 、 Z_{1031} 、 Z_{1035} 、 Z_{1033} を含む、駆動信号にもたらされるインピーダンスを表す。

20

【0175】

図10Aの電極構成では、腕1031および脚1033に検知電極が設けられ、それにより、被験体内に誘導される電圧が、駆動電極113B、113Dとそれぞれの四肢1031、1033との間の点において有効に検知される。電極115B、115Dにおいて測定される検知電極を、それぞれ V_{SB} および V_{SD} に示し、これらは、腕1031、胸部1035および脚1033を通る電流フローを有効に考慮する。

【0176】

平衡化を行う時、駆動信号は、 $V_{SB} - V_{SD}$ であるようにコモンモード電圧を最小化するように制御される。この構成では、実効接地基準電圧 V_R は、検知電圧 V_{SB} 、 V_{SD} の間に電氣的に中心に置かれ、それにより、基準電圧 V_R と各検知電圧 V_{SB} 、 V_{SD} との間の差分 V_B 、 V_D は、およそ等しくなる $V_B \approx V_D$ 。したがって、これは、通常、種々の接触インピーダンスから発生する駆動電極113B、113Dに対するインピーダンスの差を考慮し、それにより、電極のうち的一方が他方の電極より大幅に高いインピーダンスを有する場合、電極の後に身体に印加される信号は、検知電極115B、115Dに関して対称のままである。

30

【0177】

一般に、腕の腕インピーダンス Z_{1031} は、胸部インピーダンス Z_{1035} および脚インピーダンス Z_{1033} より高いため、概して、腕1031にかかる信号電圧差は、胸部1035および脚1033にかかる信号電圧差を結合したものとおよそ等しい。したがって、基準電圧 V_R の位置は、概して被験体の体の幾何学的中心では発生せず、被験体Sの肩部領域近くのいずれかの場所で発生する。その結果、被験体の身体中心電圧 V_C は、検知電圧 V_{SB} 、 V_{SD} に従って平衡化することにより必ずしも最小化されず、被験体の身体中心に対応する被験体の胸部1035の中心に、著しい残留信号電圧 V がある可能性がある。したがって、身体中心電圧 $V_C = V - V_R$ となる。残留信号電圧により、被験体と、被験体が配置されているベッド等の環境との間の容量結合による電流がもたらされる。これは、インピーダンス測定値の精度に影響を与える。

40

【0178】

対照的に、図10Bに示す配置は、対側肢1032、1034に設けられた検知電極115A、115Cを用いて被験体の電圧を検知する。対側肢1032、1034を電流が流れていない場合、対側肢1032、1034は、それらの全長に沿って有効に同じ電圧

50

(すなわち等電位)である。したがって、検知電極 115A、115Cは、図10Cに同様に示すように胸部1035が腕1031および脚1033をつなぐ箇所において電圧を有効に測定する。

【0179】

この例では、平衡化が行われる場合、基準電圧 V_R は、検知電圧 V_{SA} 、 V_{SC} の間に電氣的に中心に配置され、それにより、基準電圧 V_R と各検知電圧 V_{SA} 、 V_{SC} との間の差 V_A 、 V_C はおおよそ等しくなる($V_A \approx V_C$)。全駆動信号 V_D によって誘導される電圧が胸部のみにおいて測定されるため、かつ上胸部および下胸部が同様のインピーダンスを有するため、基準電圧 V_R は胸部1035に沿って中間に配置される。基準電圧は一般に0Vに設定されるため、これにより、駆動電極によって誘導される、胸部1035における信号電圧の振幅が最小化し、それにより、被験体とベッドとの間の容量結合の影響が低減される。

10

【0180】

したがって、図10Aの構成を用いて平衡化を行うことができることが理解されるが、これは通常、駆動電極113B、113Dの電極インピーダンスの変動しか考慮しない。これはまた、概して、被験体の胸部の全電位も低減し、したがって寄生容量の影響を低減するが、依然として、必ずしも、身体内の電圧が胸部に対して対称的に平衡化されることにはならない。したがって、一例では、図10Bに示す電極構成を用いることが好ましい。

【0181】

20

したがって、電圧駆動信号が印加されるものと同じ四肢において電圧を検知することを含む、種々の電極構成に対し、平衡化を行うことができる。しかしながら、一例では、平衡化は、第1肢、胸部および第2肢に沿って信号を通し、異なる第3肢および第4肢によって電圧信号を測定することにより、平衡化が行われる。異なる四肢で電圧を測定することにより、被験体の胸部を中心として平衡化が行われることが確実になり、それにより、被験体と環境との間の容量結合の影響が低減される結果となる。

【0182】

実際には、身体中心電圧が平衡化される場合であっても、常に胸部から幾分かの寄生電流があることが理解されよう。これは、胸部が物理的に比較的サイズが大きいことによる。しかしながら、身体中心電圧を平衡化するプロセスは、この誤差を最小化しようとするものであり、繰返し可能な基準点を達成することも可能にする。

30

【0183】

ここで、図11を参照して、さらなる測定シーケンス例についてより詳細に説明する。この例の目的で、この場合もまた、装置は、図9に示すものと同様の多チャンネル構成で提供され、駆動電極および検知電極のそれぞれの対113A、115A；113B、115B；113C、115C；113D、115Dが、被験体の手首および足首に設けられるものとする。この例では、測定プロセスが行われている時、ステップ1100において駆動電極構成を選択する。これには、たとえば、駆動電極113B、113Dを選択することが含まれ得るが、行われているインピーダンス測定のタイプに応じて、駆動電極のいかなる好適な組合せを用いてもよい。

40

【0184】

ステップ1105において、次の測定周波数を選択し、1110において、被験体に対し電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} を印加する。これにより、各検知電極115A、115B、115C、115Dにおける電圧 V_{SA} 、 V_{SB} 、 V_{SC} 、 V_{SD} を、それぞれのセンサ118A、118B、118C、118Dによって測定することができ、電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} からもたらされる電流信号 I_{SA} 、 I_{SB} 、 I_{SC} 、 I_{SD} を、信号発生器117A、117B、117C、117Dによって測定することができ、検知電圧信号 V_{SA} 、 V_{SB} 、 V_{SC} 、 V_{SD} および電流信号 I_{SB} 、 I_{SD} の指示を測定装置320に転送する。

【0185】

50

そして、ステップ 1 1 1 5 において、通常、信号の各々の指示を格納する。この情報を、複数の目的のために記録することができ、一般には、測定プロトコルに基づいて情報を選択的に記録するより、信号の各々の指示を単に記録することが最も単純である。

【 0 1 8 6 】

4 つの検知電流信号および検知電圧信号のすべてを含むすべての信号を記録することにより、種々の目的に対し単一測定値収集プロトコルを行うことができる。そして、行われている意図された測定に応じて、記録されたデータを種々の異なる方法で逐次解析することができる。したがって、たとえば、記録されたデータを解析して、身体組成、浮腫の有無または程度等に関する情報を提供することができる。

【 0 1 8 7 】

ステップ 1 1 2 0 において、測定装置 3 2 0 は、平衡が許容可能であるか否かを確定する。したがって、たとえば、電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} が電極 1 1 3 B、1 1 3 D を介して印加されている場合、測定装置 3 2 0 は、検知電極 1 1 5 A、1 1 5 C において検知電圧 V_{SA} 、 V_{SC} を選択し、それにより、上述した方法と同様の方法で、平衡化を評価することができる。この例では、検知電圧 V_{SA} 、 V_{SC} に基づいて加算電圧 $V_{SA} + V_{SC}$ が確定される。加算電圧は閾値と比較され、これが閾値を下回る場合、平衡化が許容可能であることを示す。

【 0 1 8 8 】

平衡化が許容できない場合、ステップ 1 1 2 5 において、被験体 S に印加される電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} を変更する。信号が調整される方法は、好ましい実施態様によって決まり得る。一例では、調整を、ステップ 1 1 1 0 において行われる測定の結果に基づいて行う。

【 0 1 8 9 】

したがって、たとえば、検知電圧 V_{SA} 、 V_{SC} を用いて、身体中心電圧 V_C を確定することができる。検知電流信号 I_{SB} 、 I_{SD} および各駆動電極 1 1 3 B、1 1 3 D を介して印加される電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} を、身体中心電圧 V_C と合わせて用いることにより、被験体の身体と身体中心のいずれかの側の駆動電極 1 1 3 B、1 1 3 D とのインピーダンスを表す上部インピーダンス Z_{upper} および下部インピーダンス Z_{lower} を確定する。そして、上部インピーダンス Z_{upper} および下部インピーダンス Z_{lower} を用いて、被験体を流れる好ましい電流に基づいて変更信号を確定することができる。

【 0 1 9 0 】

計算例を以下より詳細に示す。この例では、身体中心電圧 V_C は以下に基づく。

$$V_C = (V_{SA} + V_{SC}) / 2 \quad (1)$$

そして、以下に基づき、被験体を流れる電流を確定する。

【 0 1 9 1 】

$$I = (I_{SB} - I_{SD}) / 2 \quad (2)$$

ここで、

I_{SB} = 電極 1 1 3 B に印加された正の電圧駆動信号 V_{DB} によってもたらされる検知電流であり、

I_{SD} = 電極 1 1 3 D に印加された負の電圧駆動信号 V_{DD} によってもたらされる検知電流である。

【 0 1 9 2 】

これにより、以下のように被験体の上部分および下部分に対しインピーダンスを確定することができる。

$$Z_{upper} = (V_{DB} - V_C) / I \quad (3)$$

$$Z_{lower} = (V_{DD} - V_C) / I \quad (4)$$

ここで、

Z_{upper} = 上半身および駆動電極 1 1 3 B インピーダンスであり、

Z_{lower} = 下半身および駆動電極 1 1 3 D インピーダンスである。

【0193】

これに従って、理想的な電流値 I_{ideal} (通常、被験体の安全を保證するように $90 \mu A$ RMS に設定される) を用いることにより、以下の式を用いて、平衡化された測定配置をもたらす予測電圧駆動信号を確定する。

【0194】

$$V_{DB \text{ predicted}} = I_{ideal} \times Z_{upper} \quad (5)$$

$$V_{DD \text{ predicted}} = I_{ideal} \times Z_{lower} \quad (6)$$

ここで、

$V_{DB \text{ predicted}}$ = 電極 113 B に対する予測理想電圧駆動信号であり、

$V_{DD \text{ predicted}}$ = 電極 113 D に対する予測理想電圧駆動信号である。

10

【0195】

したがって、この例では、被験体 S に印加される変更電圧駆動信号は、予測理想電圧 $V_{DB \text{ predicted}}$ 、 $V_{DD \text{ predicted}}$ であることが理解されよう。上述した計算例は、単に例示の目的のものであり、別の計算を用いてもよい。

【0196】

一例では、計算を、信号の大きさのみに基づいて行う。これは、身体中心における電圧の大きさが、被験体と環境との間の漏れ電流に最大の影響を与えることになるためである。

【0197】

しかしながら、大きさのみを平衡化することにより、駆動信号間に位相差をもたらす可能性があり、それにより、身体中心電圧 V_c が虚数成分を含むことになる可能性がある。ここで、図 12 A ~ 図 12 F を参照して、この例について説明する。

20

【0198】

図 12 B の例では、電圧は、図 12 A の等価回路に基づいて示されており、そこでは、被験体は、身体中心のいずれかの側に配置された身体インピーダンス Z_{B1} 、 Z_{B2} によって表されている。電極インピーダンスは身体インピーダンスの一部として表されており、図示するように駆動電圧 V_{DB} 、 V_{DD} は、身体インピーダンス Z_{B1} 、 Z_{B2} に直接印加されている。

【0199】

図 12 B に示すように、実数成分のみを含む駆動電圧 V_{DB} 、 V_{DD} が印加される場合、身体インピーダンス Z_{B1} 、 Z_{B2} の複素数の性質により、身体インピーダンス Z_{B1} 、 Z_{B2} にかかる電圧 V_{ZB1} 、 V_{ZB2} に位相シフトがもたらされる。その結果、身体中心電圧に対して虚数成分が存在する。この身体中心電圧に対する残留複素成分は、身体からの漏れ電流とともに、検知電圧信号に余分なコモンモード誤差をもたらす可能性があり、それにより望ましくないものとなる。

30

【0200】

しかしながら、図 12 C の例では、駆動電圧 V_{DB} 、 V_{DD} が、印加信号間のそれぞれの位相差を表す虚数成分を含む場合、身体中心における電圧の位相が一致することが確実になる。これにより、実数成分および虚数成分の両方に関して身体中心電圧 V_c の大きさが最小化されることが確実になる。

40

【0201】

駆動電極 113 B、113 D に対する電極インピーダンス Z_{113B} 、 Z_{113D} が考慮されるこのシナリオの例を、図 12 D ~ 図 12 F に示す。この場合もまた、駆動電圧信号 V_{DB} 、 V_{DD} に好適な位相変化を導入することにより、身体中心電圧が実数成分および虚数成分の両方に関して平衡化される結果となり得ることが分かる。

【0202】

したがって、別の例では、平衡化手続きを、電圧信号を、電圧信号の大きさおよび位相の両方を表す複素数として表すことにより、かつインピーダンスの複素表現を用いることにより、行うことができる。この場合、電圧信号の大きさおよび位相の両方が平衡化されることが確実になり、それにより、最小身体中心電圧が保証される。

50

【0203】

概して、印加電圧駆動信号の位相を変更する場合、半身インピーダンスは、駆動信号に対して対称位相シフトを有すると想定される。したがって、 20° のインピーダンスベクトル差は、1つの駆動信号における $+10^\circ$ および第2駆動信号における -10° として分解される。駆動信号を可能な限り対称に維持することにより、各四肢の静電容量によって誘導されるいかなる漏れ電流も等化され、したがって半分になる。しかしながら、これは必須ではなく、位相を変更するいかなる方法を用いてもよい。

【0204】

変更電圧駆動信号の確定に続き、それら変更電圧駆動信号を用いて、ステップ1110~1120を繰返し、許容可能な平衡状況になるまで、さらなる変更電圧駆動信号を計算する。許容可能な平衡に達するために必要な反復の回数は、初期駆動信号が平衡化状況にいかに近いかによって決まることが理解されよう。

10

【0205】

$V_{DB} = -V_{DD}$ であるように、大きさおよび/または位相が等しい電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} を最初に印加することができるが、これにより、平衡状態に達するまで、比較的多数の異なる変更信号が試行されることになる可能性がある。電圧駆動信号の周波数が変化すると、身体インピーダンスも変化する。したがって、一例では、所与の周波数 f_{i+1} に対し、先の周波数 f_i に対して確定された信号 $V_{DB \text{ predicted}}(f_i)$ 、 $V_{DD \text{ predicted}}(f_i)$ に基づいて、最初に印加される駆動信号 $V_{DB}(f_{i+1})$ 、 $V_{DD}(f_{i+1})$ を計算する。したがって、信号 $V_{DB \text{ predicted}}(f_i)$ 、 $V_{DD \text{ predicted}}(f_i)$ を用いて、 $Z_{upper}(f_i)$ 、 $Z_{lower}(f_i)$ を計算する。 $Z_{upper}(f_i)$ 、 $Z_{lower}(f_i)$ の複素表現を用いて $Z_{upper}(f_{i+1})$ 、 $Z_{lower}(f_{i+1})$ を確定し、それらを理想電流とともに用いて、 $V_{DB \text{ predicted}}(f_{i+1})$ 、 $V_{DD \text{ predicted}}(f_{i+1})$ に対する初期値を計算する。これらの値を、ステップ1110において次の周波数 f_{i+1} に対し被験体に印加する初期信号として用いる。

20

【0206】

次の周波数における平衡化アルゴリズムのための初期開始点として、先の周波数に対して確定された平衡状態を用いることにより、 $V_C = 0$ の平衡状態に達するために必要な反復の数が大幅に低減する。概して、この技法を用いることにより、平衡状態を、3回以内の反復で 0.1% 未満の誤差まで確定することができる。

30

【0207】

したがって、先に確定された変更信号 $V_{DB \text{ predicted}}(f_i)$ 、 $V_{DD \text{ predicted}}(f_i)$ に基づく電圧駆動信号 $V_{DB}(f_{i+1})$ 、 $V_{DD}(f_{i+1})$ を用いる第1反復により、概して、必要な電圧の 10% 以内の身体中心電圧 V_C がもたらされる。したがって、身体中心におけるコモンモード信号電圧の大きさは、 V_{SA} 、 V_{SC} 間で検知される信号電圧のおよそ 10% である。第2反復では、 1.0% 以内の V_C に達するように電圧駆動信号 V_{DB} 、 V_{DD} を設定することができ、第3反復では 0.1% 誤差に達する。

【0208】

したがって、これにより、完全な周波数掃引に対して必要な時間を大幅に低減することができる。測定値に対する雑音の振幅を考慮することにより、測定時間をさらに最適化することができる。測定時間は、所望の精度に達するために必要な標本の数によって決まる。雑音が増大すると必要な標本も増加し、より多くの時間がかかる。したがって、測定される雑音レベルに従って標本の数が最適化される場合、測定時間を(既定標本数に対して本来必要である時間から)さらに短縮することができる。

40

【0209】

平衡が達成されると、ステップ1115で記録された測定値を用いて、ステップ1103においてインピーダンス値を計算することができる。そして、すべての周波数が完了しているか否かを評価し、完了していない場合、プロセスはステップ1105に戻り、次の

50

測定周波数を選択する。完了している場合、すべての駆動構成が完了しているか否かを確認し、完了していない場合、プロセスはステップ 1 1 0 0 に戻り、別の駆動構成を選択することができる。

【 0 2 1 0 】

完了している場合、プロセスはステップ 1 1 4 5 で終了し、任意の画定されたインピーダンス値を、後続する解析のために処理システム 3 1 0 に提供することができる。

当業者は、多数の変形および変更が明らかとなることを理解するであろう。当業者に明らかとなるこうした変形および変更のすべてが、上述した広く現れている本発明の趣旨および範囲内にあるようにみなされるべきである。

【 0 2 1 1 】

たとえば、平衡化に対し 2 つの異なる手法について上述した。第 1 例では、平衡化を、駆動電極と同じ四肢に取り付けられた検知電極を用いて行い、第 2 例では、平衡化に用いる検知電極を対側肢に取り付ける。一例では、検知電極および駆動電極をすべての四肢に提供し、平衡化を、駆動電極および検知電極の任意の好適な組合せを用いて同様に行うことができる。使用する電極の組合せは、行われているインピーダンス測定によって決まり得る。

【 0 2 1 2 】

さらに、上記種々の例からの特徴を、適当な場合は、入れ替えるかまたは組み合わせて用いてもよい。さらに、したがって、たとえば、誤差を最小化するために種々の技法を記載しているが、これらを、特定の実施態様に応じて、互いに独立してまたは組み合わせて使用することができる。

【 0 2 1 3 】

さらに、上記例は、ヒト等の被験体 S に焦点を当てているが、上述した測定装置および技法を、限定されないが、霊長類、家畜、競走馬等の実演動物 (performance animal) 等を含む任意の動物で用いることができることが理解されよう。

【 0 2 1 4 】

上述したプロセスを、限定されないが、浮腫、リンパ浮腫、身体組成等を含む、さまざまな症状および疾患の有無または程度を診断するために用いることができる。

10

20

【図1】

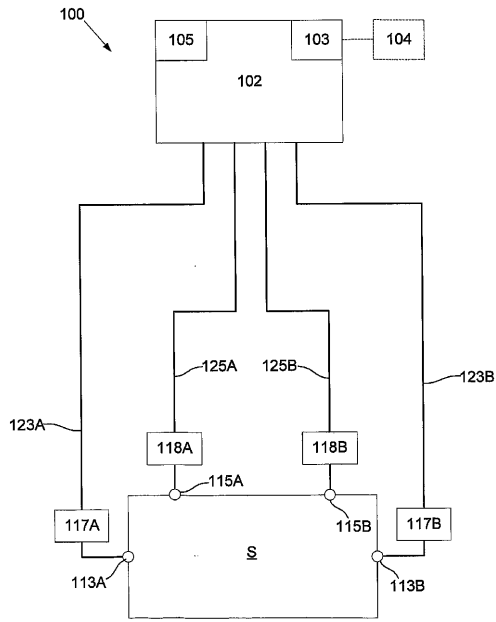
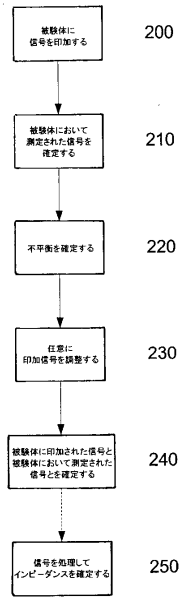


Fig. 1

【図2】



【図3】

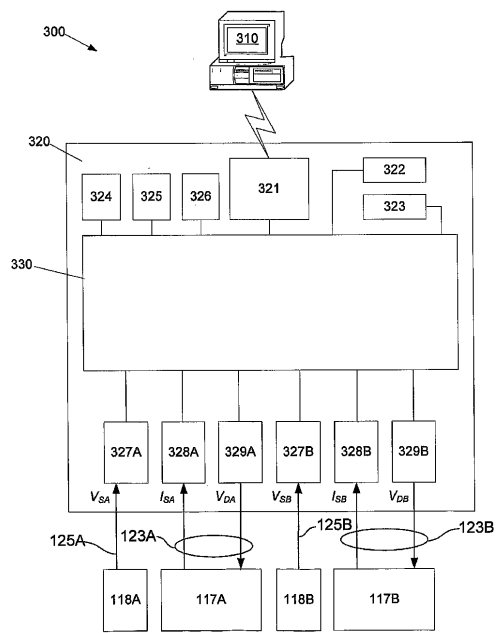


Fig. 3

【図4】

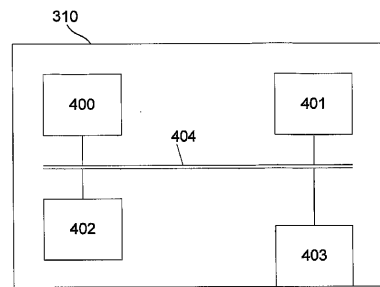


Fig. 4

【図5】

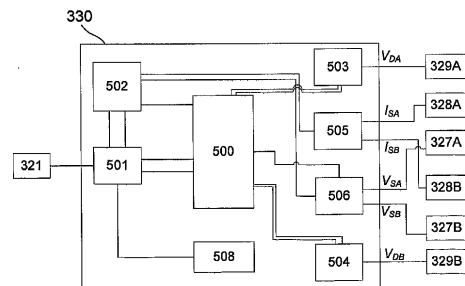
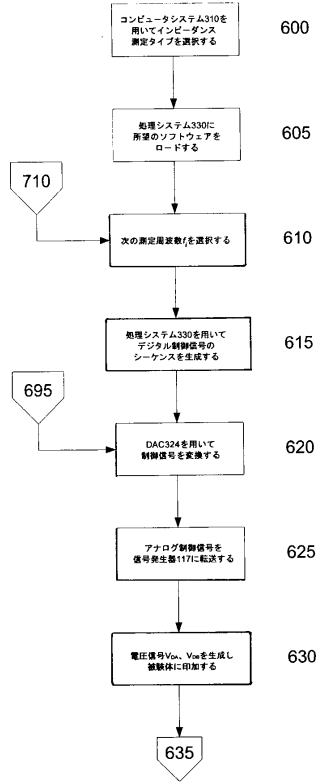
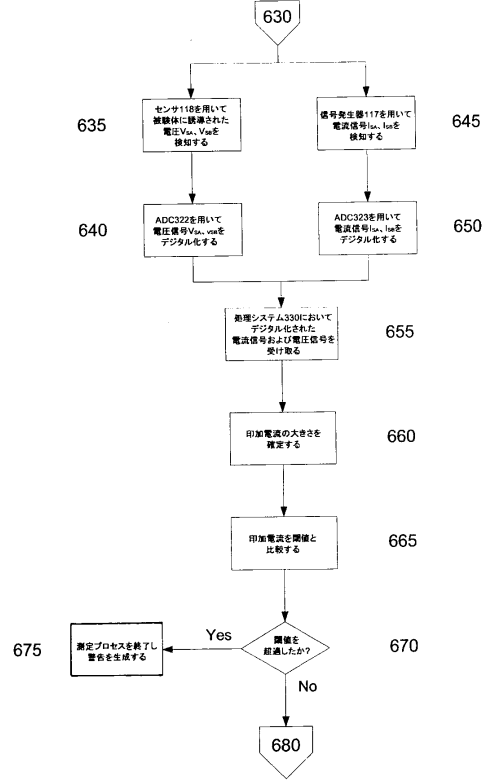


Fig. 5

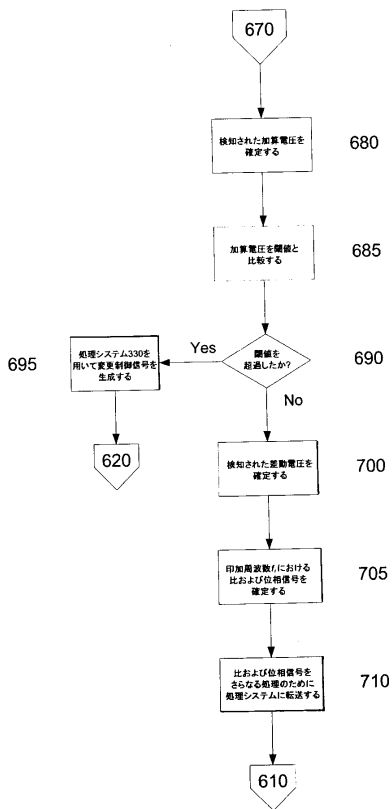
【図6A】



【図6B】



【図6C】



【図7A】

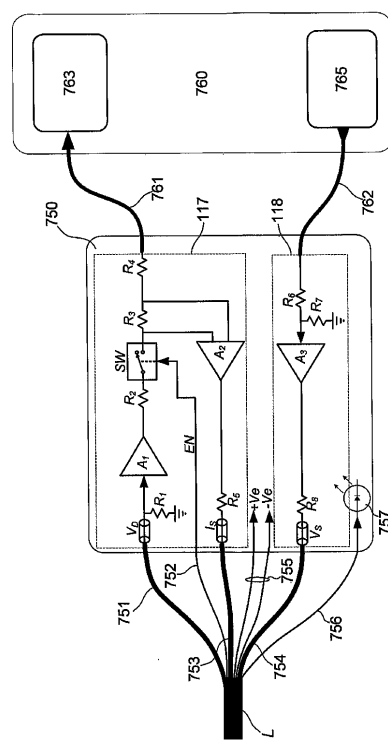


Fig. 7A

【 7 B 】

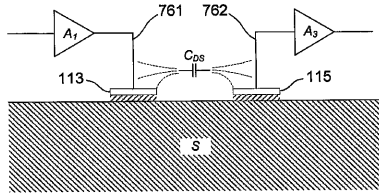


Fig. 7B

【 7 D 】

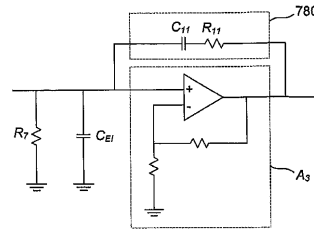


Fig. 7D

【 7 C 】

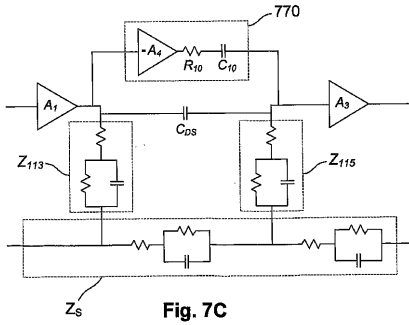


Fig. 7C

【 8 】

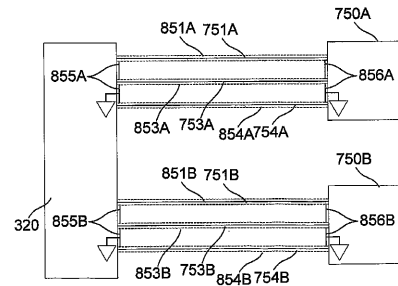


Fig. 8

【 9 】

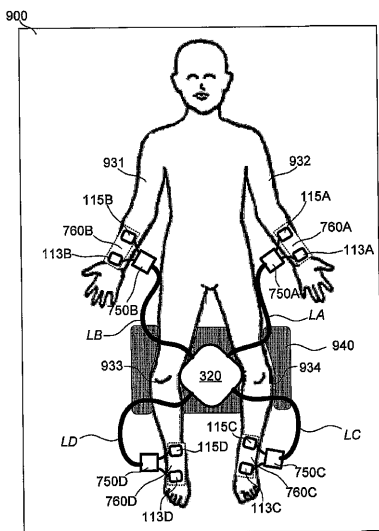


Fig. 9

【 10 A 】

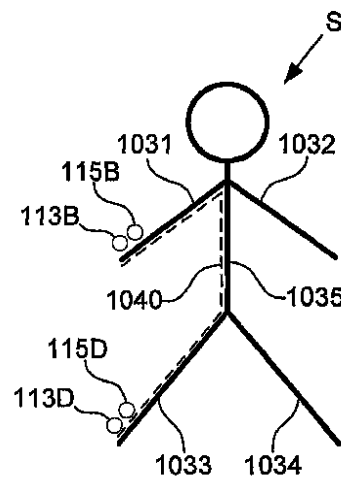


Fig. 10A

【図10B】

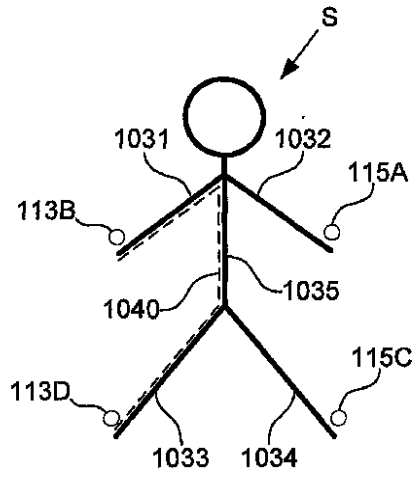


Fig. 10B

【図10C】

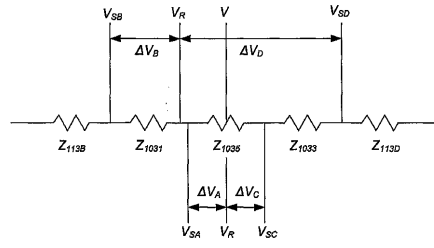
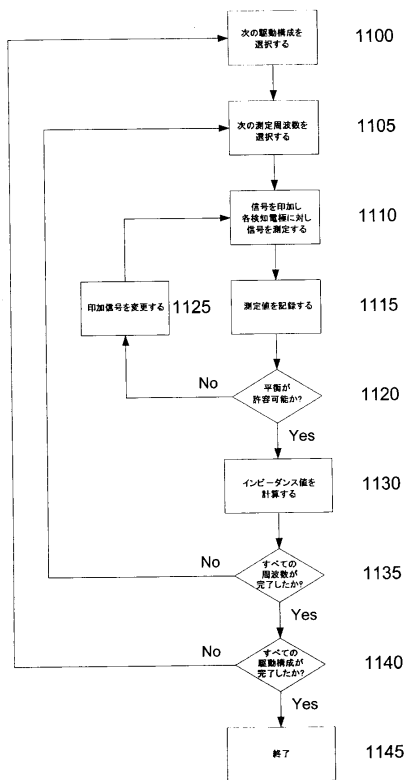


Fig. 10C

【図11】



【図12A】

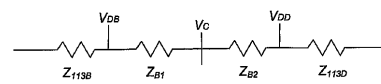


Fig. 12A

【図12B】

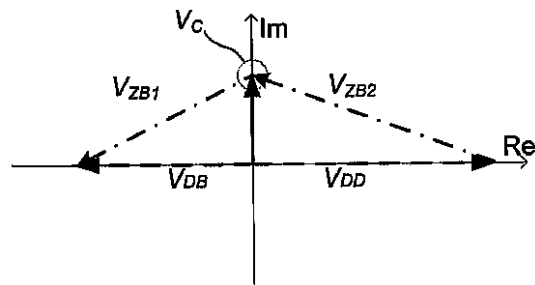


Fig. 12B

【 1 2 C 】

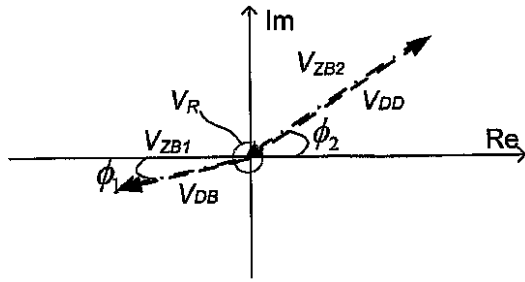


Fig. 12C

【 1 2 E 】

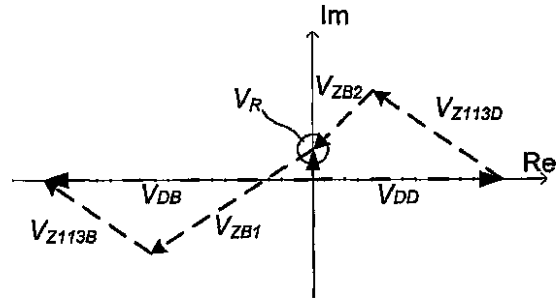


Fig. 12E

【 1 2 D 】

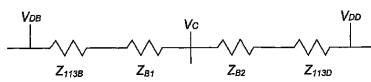


Fig. 12D

【 1 2 F 】

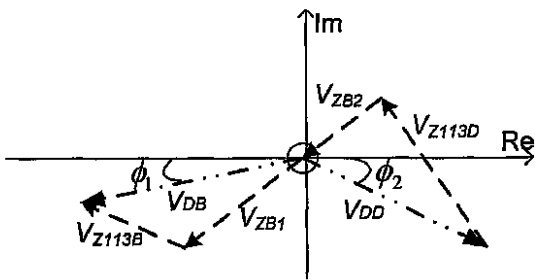


Fig. 12F

フロントページの続き

- (72)発明者 チェタム、スコット
アメリカ合衆国 92014 カリフォルニア州 デル マー ストラットフォード コート 9
22
- (72)発明者 デイリー、クリストファー ニュートン
オーストラリア国 2106 ニューサウスウェールズ州 ニューポート シェリル クレセント
95
- (72)発明者 ブルインスマ、イアン ジョン
オーストラリア国 2147 ニューサウスウェールズ州 キングス ラングレイ ソランダー
ロード 37

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 特開平11-313814(JP,A)
米国特許第6157697(US,A)
国際公開第01/89379(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/05