

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5400618号
(P5400618)

(45) 発行日 平成26年1月29日(2014.1.29)

(24) 登録日 平成25年11月1日(2013.11.1)

(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 53 (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2009-545042 (P2009-545042)
 (86) (22) 出願日 平成20年1月14日 (2008.1.14)
 (65) 公表番号 特表2010-515492 (P2010-515492A)
 (43) 公表日 平成22年5月13日 (2010.5.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/AU2008/000034
 (87) 国際公開番号 W02008/086565
 (87) 国際公開日 平成20年7月24日 (2008.7.24)
 審査請求日 平成23年1月13日 (2011.1.13)
 (31) 優先権主張番号 2007900175
 (32) 優先日 平成19年1月15日 (2007.1.15)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)
 (31) 優先権主張番号 2007906049
 (32) 優先日 平成19年11月5日 (2007.11.5)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)

(73) 特許権者 505186876
 インペディメッド リミテッド
 IMPEDIMED LIMITED
 オーストラリア国 4008 クイーンズ
 ランド ビンケンバ パーカー コート
 50 ユニット 1
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 モニタリングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

処理システムにおいてインピーダンス測定を被験者に対して行なう方法であって、
 a) 被験者に装着される第1電極に動作的に接続される第1リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、
 b) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、被験者に装着される第2電極から動作的に接続遮断される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第1電気信号を表わす第1指示値を導出し、
 c) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、被験者に装着される前記第2電極に動作的に接続される前記第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第2電気信号を表わす第2指示値を導出し、
 d) 該第1及び第2指示値及び該少なくとも一つの印加された電気信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する、
 方法。

【請求項 2】

該第2リード線は、該当するスイッチを介して該第2電極に接続され、該方法は、処理システムにおいて、スイッチを選択的に開き且つ閉じることにより、該第1及び第2指示値を導出可能にすることを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

該方法は、該処理システムにおいて、

10

20

- a) 該スイッチを開き、
 - b) 該第 1 指示値を導出し、
 - c) 該スイッチを閉じ、
 - d) 該第 2 指示値を導出する
- ことを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

各第 2 リード線はリード線ペアを含み、各リード線ペアは、該第 2 電極に動作的に接続されるリード線と、該第 2 電極から動作的に接続遮断されるリード線とを含み、該方法は、処理システムにおいて、

- a) 該第 2 電極から動作的に接続される該リード線を使用して該第 1 指示値を導出し、 b 10
 -) 該第 2 電極に動作的に接続されるリード線を使用して該第 2 指示値を導出する
- ことを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

該方法は、処理システムにおいて、

- a) 複数の個数の周波数を決定し、
- b) 次の周波数を該複数の周波数から選択し、
- c) 該少なくとも一つの電気信号を該被験者に、該選択された周波数で印加し、
- d) 該第 1 及び第 2 指示値を導出し、
- e) ステップ (b), (c), 及び (d) を、該複数の周波数の各周波数に対応して繰り返す 20

ことを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

該方法は、処理システムにおいて、

- a) 行なわれる少なくとも一つのインピーダンス測定を決定し、
 - b) 該複数の周波数を、決定されたインピーダンス測定を使用して決定する
- ことを含む、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

該方法は、処理システムにおいて、

- a) 被験者に印加される該少なくとも一つの信号の指示値を導出し、
 - b) 該少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を、導出された指示値を使用して導出する 30
- ことを含む、請求項 5 記載の方法。

【請求項 8】

該方法は、処理システムにおいて、

- a) 該第 2 指示値を、該第 1 指示値を使用して変更し、
 - b) 変更済み第 2 指示値を使用して、該少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する、
- ことを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

該方法は、処理システムにおいて、

- a) 該第 1 指示値を使用して、少なくとも一つの第 1 瞬時インピーダンス値を導出し、 40
- b) 該第 2 指示値を使用して、少なくとも一つの第 2 瞬時インピーダンス値を導出し、
- c) 該第 1 及び第 2 瞬時インピーダンス値を使用して、該少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する

ことを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

該方法は、処理システムにおいて、該第 1 及び第 2 指示値を使用して、該第 1 リード線と該第 2 リード線との誘導結合を明らかにすることを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 11】

インピーダンス測定を被験者に対して行なう、処理システムを含む装置であって、該処理システムは、

a) 少なくとも一つの電気信号を被験者に、被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して印加し、
 b) 前記第 1 リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
 c) 前記第 1 リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、被験者に装着される前記第 2 電極に動作的に接続される前記第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
 d) 該第 1 及び第 2 指示値、及び該少なくとも一つの印加された電気信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する装置。

10

【請求項 1 2】

該装置は、該第 2 電極を該第 2 リード線に選択的かつ動作的に接続するスイッチを含む、請求項 1 1 記載の装置。

【請求項 1 3】

該処理システムは、該スイッチを開き、且つ閉じることにより、該第 2 電極を該第 2 リード線に選択的かつ動作的に接続する、請求項 1 1 記載の装置。

【請求項 1 4】

該装置は、該第 2 リード線を該第 2 電極に接続するバッファ回路を含む、請求項 1 1 記載の装置。

20

【請求項 1 5】

該装置は、該バッファ回路と該第 2 電極との間に配置されて、該第 2 リード線を該第 2 電極に選択的かつ動作的に接続するスイッチを含む、請求項 1 4 記載の装置。

【請求項 1 6】

各第 2 リード線はリード線ペアを含み、各リード線ペアは、該第 2 電極に動作的に接続されるリード線と、該第 2 電極から動作的に接断されるリード線とを含む、請求項 1 1 記載の装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 記載の方法が、処理システムにおいて、

a) 第 1 信号を被験者に印加し、
 b) 被験者から測定される第 2 信号の指示値を導出し、
 c) 該第 2 信号の該指示値を使用して、全てのインバランスを導出し、
 d) 変形第 1 信号を該インバランスに基づいて導出し、
 e) 該変形第 1 信号を被験者に印加することにより、少なくとも一つのインピーダンス測定を実行可能にする
 ことを含む、請求項 1 記載の方法。

30

【請求項 1 8】

該第 2 信号は、該当する第 2 電極で検出される電圧であり、該方法は、該処理システムにおいて、

a) 該第 2 電極群の各第 2 電極で検出される該電圧を導出し、
 b) 該第 2 電極群の各第 2 電極で検出される該電圧を使用して第 1 電圧を導出し、
 c) 該第 1 電圧を使用して該インバランスを導出する
 ことを含む、請求項 1 7 記載の方法。

40

【請求項 1 9】

該第 1 電圧はコモンモード信号である、請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 0】

該方法は、処理システムにおいて、該変更済み第 1 信号を導出することにより該インバランスを最小にする、請求項 1 7 乃至 1 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 2 1】

該第 1 信号は、該第 1 電極を使用して該被験者に印加される電圧であり、該第 2 信号は

50

、該当する第 2 電極で検出される電圧であり、該方法は、処理システムにおいて、
 a) 該第 1 信号を被験者に印加することにより生じる電流を導出し、
 b) 該第 2 電極群の各第 2 電極で検出される該電圧を導出し、
 c) 該第 2 電極群の各第 2 電極で検出される該電圧を使用して第 2 電圧を導出し、
 d) 求めた電流、及び該第 2 電圧を使用してインピーダンスパラメータを導出することにより該インピーダンス測定を行なうことを含む、請求項 17 乃至 20 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 22】

該第 2 電圧は差分電圧である、請求項 21 記載の方法。

【請求項 23】

10

該第 1 信号は、該第 1 電極を使用して該被験者に印加される電圧であり、該方法は、処理システムにおいて、

a) 該第 1 信号を該被験者に印加することにより生じる電流を導出し、
 b) 該電流を閾値と比較し、
 c) 該被験者に対する該第 1 信号の印加を、該比較の結果によって変わる形で選択的に中断する

ことにより該インピーダンス測定を実行することを含む、請求項 17 乃至 22 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 24】

20

該方法は、処理システムにおいて、

a) 第 1 信号を被験者に第 1 周波数で印加し、
 b) 被験者から測定される第 2 信号の指示値を導出し、
 c) 該第 2 信号の該指示値を使用してインバランスを導出し、
 d) 変形第 1 信号を該インバランスに基づいて導出し、
 e) 該変形第 1 信号を該被験者に印加することにより、少なくとも一つのインピーダンス測定を該第 1 周波数で実行可能にし、
 f) ステップ (a) ~ (e) を、少なくとも一つの第 2 周波数に対応して繰り返すことにより、複数の周波数の各周波数におけるインピーダンス測定を行なうことを含む、請求項 17 乃至 23 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 25】

30

該方法は処理システムにおいて、

a) 一つ以上の信号を該被験者に印加するために使用される制御信号を生成し、
 b) 該被験者に印加される該一つ以上の信号の指示値を受信し、
 c) 該被験者から測定される一つ以上の信号の指示値を受信し、
 d) 該指示値の少なくとも事前処理を行なうことにより、インピーダンス値の導出を可能にする

ことを含む、請求項 17 乃至 24 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 26】

請求項 11 記載の装置であって、該処理システムが、

a) 第 1 信号を被験者に印加し、
 b) 該被験者から測定される第 2 信号の指示値を導出し、
 c) 該第 2 信号の該指示値を使用してインバランスを導出し、
 d) 変形第 1 信号を該インバランスに基づいて導出し、
 e) 該変形第 1 信号が被験者に印加されるようにすることにより、少なくとも一つのインピーダンス測定を実行可能にする、請求項 11 記載の装置。

【請求項 27】

該処理システムは、

a) 該被験者に印加するために使用される制御信号を生成し、
 b) 被験者に印加される該一つ以上の信号の指示値を受信し、
 c) 被験者から測定される一つ以上の信号の指示値を受信し、

50

d) 該指示値の少なくとも事前処理を行なうことにより、インピーダンス値の導出を可能にする

ために設けられる、請求項 26 記載の装置。

【請求項 28】

該装置は少なくとも一つの信号発生器を含み、該少なくとも一つの信号発生器は、

- a) 一つ以上の制御信号を受信し、
- b) 該制御信号を増幅することにより第 1 信号を生成し、
- c) 第 1 電極を介して該被験者に該第 1 信号を印加し、
- d) 被験者に印加される該第 1 信号に関するパラメータの指示値を供給する

請求項 26 又は請求項 27 記載の装置。

10

【請求項 29】

該装置は、該当する信号発生器を各第 1 電極に対応して含む、請求項 28 記載の装置。

【請求項 30】

該第 1 信号は電圧であり、該信号発生器は、該被験者を流れる電流の指示値を供給するために設けられる、請求項 28 又は請求項 29 記載の装置。

【請求項 31】

該装置は、第 2 電極を介して該第 2 信号を測定する少なくとも一つのセンサを含む、請求項 26 乃至 30 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 32】

該装置は、該当するセンサを各第 2 電極に対応して含む、請求項 31 記載の装置。

20

【請求項 33】

該装置は、2 つの第 2 電極の各第 2 電極で測定される第 2 信号を増幅する差動アンプを含む、請求項 26 乃至 32 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 34】

該差動アンプは、

- a) 該第 2 電極で測定される電圧を表わす差分電圧と、
 - b) 全てのインバランスを表わすコモンモード信号と
- のうちの少なくとも一つを生成する、請求項 33 記載の装置。

【請求項 35】

該装置は電極システムを含み、該電極システムは、

- a) 該信号発生器及びセンサが取り付けられた第 1 基板と、
 - b) 少なくとも 2 つの導電パッドが取り付けられた第 2 基板と
- を含み、該導電パッドは、該信号発生器及び該センサを被験者に使用状態において接続するために設けられる、請求項 26 乃至 34 のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 36】

該装置は、測定デバイスを第 1 及び第 2 電極に少なくとも部分的に接続する少なくとも一つのリード線を含み、該リード線は、

- a) 該測定デバイス及び該信号発生器を接続し、そして該測定デバイス及び該センサを接続する少なくとも 2 つの接続線と、
 - b) 該少なくとも 2 つの接続線の各接続線に対応するシールドと
- を含み、該シールドは電氣的に接続され、かつ該測定デバイス及び該電極システムの各々における基準電位に接続される、請求項 26 乃至 35 のいずれか一項に記載の装置。

40

【請求項 37】

該装置は、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムであって、各電極システムは、
 - i) 該被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - ii) 該被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - iii) 該信号発生器を該被験者に接続する第 1 電極と、
 - iv) 該センサを被験者に接続する第 2 電極と、

を含む、少なくとも 2 つの電極システムと

50

b) 該電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことができるようにする測定デバイスと、

c) 該測定デバイスを該電極システムに接続する少なくとも2つのリード線と、を含み、該リード線は、

i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成と、

ii) リード線長を最短にする構成と

のうちの少なくとも一つの構成となるように配線される、請求項26乃至36のいずれか一項に記載の装置。

【請求項38】

10

該装置は、該処理システムをコンピュータシステムに接続するインターフェースを含み、該処理システムは、

a) 制御信号を、該コンピュータシステムから受信するコマンドに従って生成し、

b) 測定インピーダンス値を表わすデータを該コンピュータシステムに供給することにより、インピーダンス値の導出を可能にする

ために設けられる、請求項26乃至37のいずれか一項に記載の装置。

【請求項39】

該処理システムはFPGAである、請求項38記載の装置。

【請求項40】

20

該コンピュータシステムは、

a) 該処理システムを制御するコマンドを生成し、

b) 測定インピーダンス値を表わすデータを該処理システムから受信し、

c) 該インピーダンス値を、該データを使用して導出する

ために設けられる、請求項38又は請求項39記載の装置。

【請求項41】

請求項11記載の装置であって、該装置は、

測定デバイスを電極システムに接続するリード線を含み、該電極システムは信号発生器とそしてセンサとを含み、該リード線は、

a) 該測定デバイス及び該信号発生器を接続し、該測定デバイス及び該センサを接続する少なくとも2つの接続線と、

30

b) 該少なくとも2つの接続線の各接続線に対応するシールドと

を含み、該シールドは電氣的に接続され、該測定デバイス及び該電極システムの各々における基準電位に接続される、請求項11記載の装置。

【請求項42】

該基準電位はグランド電位である、請求項41記載の装置。

【請求項43】

該リード線は、

a) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが該信号発生器を制御して第1信号を該被験者に印加可能にする第1ケーブルと、

40

b) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが、該被験者に印加される該第1信号に関するパラメータを導出可能にする第2ケーブルと、

c) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが、該被験者から測定した電圧を導出可能にする第3ケーブルと

を含む、請求項41又は請求項42記載の装置。

【請求項44】

該電極システムは、

a) 該信号発生器及びセンサが取り付けられた第1基板と、

b) 少なくとも2つの導電パッドが取り付けられた第2基板と、

を含み、該導電パッドは、該信号発生器及び該センサを被験者に使用状態において接続するために設けられる、請求項41乃至43のいずれか一項に記載の装置。

50

【請求項 4 5】

請求項 1 1 記載の装置であって、該装置が、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムであって、各電極システムは、
 - i) 該被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - i i) 該被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - i i i) 該信号発生器を該被験者に接続する第 1 電極と、
 - i v) 該センサを被験者に接続する第 2 電極と
- を含む少なくとも 2 つの電極システムと、
- b) 該電極システムを制御して実行すべきインピーダンス測定を可能にする測定デバイスと、
 - c) 該測定デバイスを該電極システムに接続する少なくとも 2 つのリード線と
- を含み、該リード線は、
- i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成、
 - i i) リード線長を最短にする構成
- のうちの少なくとも一つの構成となるように配線される、請求項 1 1 記載の装置。

10

【請求項 4 6】

該装置は、

- a) 4 つの電極システムと、
 - b) 該測定デバイスから 4 つの異なる方向に延びる 4 つのリード線と
- を含む、請求項 4 5 記載の装置。

20

【請求項 4 7】

該装置は、該被験者の四肢を支持することにより、該測定デバイスをほぼ、被験者の膝の間に位置決めする支持体を含む、請求項 4 5 又は請求項 4 6 記載の装置。

【請求項 4 8】

各リード線は、

- a) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが、該信号発生器を制御して第 1 信号を該被験者に印加可能にする第 1 ケーブルと、
 - b) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが、該被験者に印加される該第 1 信号に関するパラメータを導出可能にする第 2 ケーブルと、
 - c) 該測定デバイスを該信号発生器に接続することにより、該測定デバイスが、被験者から測定される電圧を導出可能にする第 3 ケーブルと
- を含む、請求項 4 5 乃至 4 7 のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 4 9】

該電極システムは、

- a) 該信号発生器及びセンサが取り付けられた第 1 基板と、
 - b) 少なくとも 2 つの導電パッドが取り付けられた第 2 基板と
- を含み、該導電パッドは、該信号発生器及び該センサを被験者に使用状態において接続するために設けられる、請求項 4 5 乃至 4 8 のいずれか一項に記載の装置。

40

【請求項 5 0】

請求項 1 記載の方法であって、該処理システムが、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムであって、各電極システムは、
 - i) 該被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - i i) 該被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - i i i) 該信号発生器を該被験者に接続する第 1 電極と、
 - i v) 該センサを該被験者に接続する第 2 電極と
- を含む少なくとも 2 つの電極システムと、
- b) 該電極システムを制御することによりインピーダンス測定を実行可能にする測定デバイスと、

50

c) 該測定デバイスを該電極システムに接続する少なくとも2つのリード線とを含み、該方法は、該リード線を、

i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成、

ii) リード線長を最短にする構成

のうちの少なくとも一つの構成となるように配線することを含む、請求項1記載の方法。

【請求項51】

浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される、処理システムを含む装置であって、該処理システムは、

a) 被験者に装着される第1電極に動作的に接続される第1リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を該被験者に印加し、

b) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される第2電極から動作的に接続遮断される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第1電気信号を表わす第1指示値を導出し、

c) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される前記第2電極に動作的に接続される前記第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第2電気信号を表わす第2指示値を導出し、

d) 該第1及び第2指示値、及び該少なくとも一つの印加された電気信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める

装置。

【請求項52】

体組成を求めるために使用される方法であって、

a) 被験者に装着される第1電極に動作的に接続される第1リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を該被験者に印加し、

b) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される第2電極から動作的に接続遮断される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第1電気信号を表わす第1指示値を導出し、

c) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される前記第2電極に動作的に接続される前記第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第2電気信号を表わす第2指示値を導出し、

d) 該第1及び第2指示値、及び該少なくとも一つの印加された電気信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める方法。

【請求項53】

体組成を求めるために使用される処理システムを含む装置であって、該処理システムは、

a) 被験者に装着される第1電極に動作的に接続される第1リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を該被験者に印加し、

b) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される第2電極から動作的に接続遮断される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第1電気信号を表わす第1指示値を導出し、

c) 前記第1リード線を介して前記少なくとも一つの電気信号が被験者に印加されている間に、該被験者に装着される前記第2電極に動作的に接続される前記第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第2電気信号を表わす第2指示値を導出し、

d) 該第1及び第2指示値、及び該少なくとも一つの印加された電気信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、インピーダンス測定を行なう方法及び装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

本明細書においていずれかの先行技術文献（または、先行技術文献から得られる情報）または公知のいずれかの事項への参照は、先行技術文献（または、先行技術文献から得られる情報）または公知の事項が、本明細書に係わる技術分野における共通の一般的知識の一部を構成しているという認識、または是認、或いはいずれかの形の示唆であると捉えられるものではなく、かつ捉えられるべきではない。

【 0 0 0 3 】

被験者に関する生物学的パラメータを求める一つの既存の手法では、生体電気インピーダンスを利用する。この手法では、電気信号を被験者に印加し、次に被験者の体内で生じる信号を、皮膚表面に装着された一連の電極を使用して測定することにより、被験者の体の電気インピーダンスを求めることができる。次に、この情報を使用して、被験者の体内の体液濃度を示唆するパラメータを抽出することができる。

10

【 0 0 0 4 】

通常のインピーダンス測定デバイスは、電流信号のような電気信号を被験者に第 1 リード線を介して印加することにより動作し、この場合、電圧信号のような生成信号は第 2 リード線を介して測定される。生成信号は通常、振幅が小さいので、確実に、インピーダンス測定装置内のノイズ及び他の干渉を最小にする必要がある。

【 0 0 0 5 】

このような構成では、一つのノイズ発生原因が、第 1 リード線と第 2 リード線との間の誘導結合によって出現する。このノイズ発生原因は、第 1 リード線内の磁界の変化が生じることにより出現し、磁界の変化によって今度は、電流が第 2 リード線内に生成される。この生成電流は生成電圧の測定の邪魔になり、これによって今度は、インピーダンス測定プロセスの精度に悪影響を与える。

20

【 0 0 0 6 】

インピーダンス測定に悪影響を与え得る他の外部要因として、被験者及び局部環境及び測定装置の間の漏れ容量、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化だけでなく、測定デバイスを電極に接続するために使用される複数のリード線の間の漏れ容量を挙げることができる。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

30

【 0 0 0 7 】

第 1 の広義の形態では、本発明は、

- a) 少なくとも一つの電気信号が被験者に、被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して印加させ、
- b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
- c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
- d) これらの指示値、及び該少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する

40

処理システムにおいて、インピーダンス測定を被験者に対して実行する方法を提供する。

【 0 0 0 8 】

典型的には、第 2 リード線は第 2 電極に、該当するスイッチを介して接続され、そして当該方法では、処理システムにおいて、スイッチを選択的に開き、そして閉じることにより、該第 1 及び第 2 指示値を導出することができる。

【 0 0 0 9 】

典型的には、当該方法では、処理システムにおいて、

- a) 該スイッチを開き、
- b) 該第 1 指示値を導出し、
- c) 該スイッチを閉じ、

50

d) 該第 2 指示値を導出することを含む。

【 0 0 1 0 】

通常、各第 2 リード線はリード線ペアを含み、そして各リード線ペアは、第 2 電極に動作的に接続されるリード線と、そして第 2 電極から動作的に接続遮断されるリード線とを含み、そして方法は、処理システムにおいて、

a) 第 1 指示値を、第 2 電極から動作的に接続遮断されるリード線を使用して導出し、
b) 第 2 指示値を、第 2 電極に動作的に接続されるリード線を使用して導出することを含む。

【 0 0 1 1 】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、

a) 或る個数の周波数を決定し、
b) 次の周波数を該個数の周波数から選択し、
c) 該少なくとも一つの電気信号が該被験者に、選択された周波数で印加されるようにし、
d) 該第 1 及び第 2 指示値を導出し、
e) ステップ (b) , (c) , 及び (d) を、該個数の周波数の各周波数に対応して繰り返す
ことを含む。

【 0 0 1 2 】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、

a) 実行される少なくとも一つのインピーダンス測定を決定し、
b) 該個数の周波数を、決定されたインピーダンス測定を使用して決定する。

【 0 0 1 3 】

典型的には、当該方法では、処理システムにおいて、

a) 被験者に印加される少なくとも一つの信号の指示値を導出し、
b) 少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を、導出された指示値を使用して導出することを含む。

【 0 0 1 4 】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、

a) 該第 2 指示値を、該第 1 指示値を使用して変更し、
b) 変更済みの第 2 指示値を使用して、該少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出することを含む。

【 0 0 1 5 】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、

a) 少なくとも一つの第 1 瞬時インピーダンス値を、第 1 指示値を使用して導出し、
b) 少なくとも一つの第 2 瞬時インピーダンス値を、第 2 指示値を使用して導出し、
c) 少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を、第 1 及び第 2 瞬時インピーダンス値を使用して導出することを含む。

【 0 0 1 6 】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、第 1 及び第 2 指示値を使用して、第 1 リード線と第 2 リード線との間の誘導結合を説明することを含む。

第 2 の広義の形態では、本発明は、

a) 少なくとも一つの電気信号が被験者に、被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して印加させ、
b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される

10

20

30

40

50

少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、

d) これらの指示値、及び該少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を導出する

処理システムを含む、インピーダンス測定を被験者に対して行なう装置を提供する。

【0017】

典型的には、装置はスイッチを含むことにより、第 2 電極を第 2 リード線に選択的に、かつ動作的に接続する。

典型的には、処理システムは、スイッチを開き、そして閉じることにより、第 2 電極を該第 2 リード線に選択的に、かつ動作的に接続するために設けられる。

【0018】

典型的には、装置は、第 2 リード線を第 2 電極に接続するバッファ回路を含む。

典型的には、装置は、バッファ回路と第 2 電極との間に配置されて、第 2 リード線を第 2 電極に選択的に、かつ動作的に接続するスイッチを含む。

【0019】

通常、各第 2 リード線はリード線ペアを含み、そして各リード線ペアは、第 2 電極に動作的に接続されるリード線と、そして第 2 電極から動作的に接続遮断されるリード線とを含む。

【0020】

第 3 の広義の形態では、本発明は、

- a) 第 1 信号が被験者に印加させ、
- b) 被験者から測定される第 2 信号の指示値を導出し、
- c) 該第 2 信号の該指示値を使用して、全てのインバランスを求め、
- d) 変形第 1 信号を該インバランスに基づいて求め、
- e) 該変形第 1 信号が被験者に印加して、少なくとも一つのインピーダンス測定を実行可能にする

処理システムにおいてインピーダンス測定を被験者に対して行なうために使用される方法を提供する。

【0021】

典型的には、第 2 信号は、第 2 電極で検出される電圧であり、そして方法は、処理システムにおいて、

- a) 第 2 電極群の各第 2 電極で検出される該電圧を求め、
 - b) 第 1 電圧を、第 2 電極群の各第 2 電極で検出される電圧を使用して求め、
 - c) インバランスを、第 1 電圧を使用して求める
- ことを含む。

【0022】

典型的には、第 1 電圧はコモンモード信号である。

典型的には、方法は、処理システムにおいて、変更済み第 1 信号を求めることによりインバランスを最小にすることを含む。

【0023】

典型的には、第 1 信号は、被験者に第 1 電極を使用して印加される電圧であり、第 2 信号は、該当する第 2 電極で検出される電圧であり、方法は、

- a) 第 1 信号を被験者に印加することにより生じる電流を求め、
 - b) 第 2 電極群の各第 2 電極で検出される電圧を求め、
 - c) 第 2 電圧を、第 2 電極群の各第 2 電極で検出される電圧を使用して求め、
 - d) インピーダンスパラメータを、求めた電流、及び第 2 電圧を使用して求める
- ことにより、処理システムにおいてインピーダンス測定を行なうことを含む。

【0024】

典型的には、第 2 電圧は差分電圧である。

典型的には、第 1 信号は、被験者に第 1 電極を使用して印加される電圧であり、方法は

、

10

20

30

40

50

- a) 第1信号を被験者に印加することにより生じる電流を求め、
- b) 電流を閾値と比較し、そして
- c) 被験者に対する第1信号の印加を、比較の結果によって変わる形で選択的に中断することにより、処理システムにおいてインピーダンス測定を行なうことを含む。

【0025】

典型的には、方法は、

- a) 第1信号を被験者に第1周波数で印加させ、
- b) 被験者から測定される第2信号の指示値を導出し、
- c) 該第2信号の該指示値を使用してインバランスを求め、
- d) 変形第1信号を該インバランスに基づいて求め、
- e) 該変形第1信号が被験者に印加されるようにすることにより、少なくとも一つのインピーダンス測定を該第1周波数で行なうことができるようにし、
- f) ステップ(a)～(e)を、少なくとも一つの第2周波数に対応して繰り返すことにより、処理システムにおいて或る個数の周波数の各周波数におけるインピーダンス測定を行なうことを含む。

10

【0026】

典型的には、方法は、処理システムにおいて、

- a) 制御信号を生成し、制御信号を使用することにより一つ以上の信号を被験者に印加し、
 - b) 被験者に印加される一つ以上の信号の指示値を受信し、
 - c) 被験者から測定される一つ以上の信号の指示値を受信し、
 - d) 指示値の少なくとも事前処理を行なうことにより、インピーダンス値の導出を可能にする
- ことを含む。

20

【0027】

第4の広義の形態では、本発明は、

- a) 第1信号を被験者に印加させ、
- b) 被験者から測定される第2信号の指示値を導出し、
- c) 第2信号の指示値を使用してインバランスを求め、
- d) 変形第1信号をインバランスに基づいて求め、
- e) 変形第1信号が被験者に印加させて、少なくとも一つのインピーダンス測定を行なうことができるようにする

30

ための処理システムを含む、インピーダンス測定を行なう装置を提供する。

【0028】

典型的には、処理システムは、

- a) 制御信号を生成し、制御信号を使用することにより一つ以上の信号を被験者に印加し、
 - b) 被験者に印加される一つ以上の信号の指示値を受信し、
 - c) 被験者から測定される一つ以上の信号の指示値を受信し、
 - d) 指示値の少なくとも事前処理を行なうことにより、インピーダンス値の導出を可能にする
- ことを含む。

40

【0029】

典型的には、装置は、

- a) 一つ以上の制御信号を受信し、
 - b) 制御信号を増幅することにより第1信号を生成し、
 - c) 第1信号を被験者に第1電極を介して印加し、そして
 - d) 被験者に印加される第1信号に関するパラメータの指示値を供給する
- ための少なくとも一つの信号発生器を含む。

【0030】

50

典型的には、装置は、各第 1 電極に対応する各々の信号発生器を含む。

典型的には、第 1 信号は電圧であり、信号発生器は、被験者を流れる電流の指示値を供給するために設けられる。

【 0 0 3 1 】

典型的には、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一つのセンサを含む。

典型的には、装置は、各第 2 電極に対する各々のセンサを含む。

【 0 0 3 2 】

典型的には、装置は、2つの第 2 電極の各第 2 電極で測定される第 2 信号を増幅する差動アンプを含む。

典型的には、差動アンプは、

- a) 該第 2 電極で測定される電圧を表わす差分電圧、及び
 - b) 全てのインバランスを表わすコモンモード信号、
- のうちの少なくとも一つを生成する。

【 0 0 3 3 】

典型的には、

- a) 信号発生器及びセンサが取り付けられた第 1 基板と、
 - b) 少なくとも 2 つの導電パッドが取り付けられた第 2 基板と、
- を含む電極システムを含む電極システムを含み、導電パッドは、該信号発生器及び該センサを被験者に使用状態において接続するために設けられる。典型的には、装置は、
- a) 測定デバイス及び該信号発生器を接続し、そして測定デバイス及び該センサを接続する少なくとも 2 つの接続線と、
 - b) 少なくとも 2 つの接続線の各接続線に対応するシールドと、
- を含む、測定デバイスを第 1 及び第 2 電極に少なくとも部分的に接続する少なくとも一つのリード線を含み、これらのシールドは電氣的に接続され、かつ測定デバイス及び電極システムの各々における基準電位に接続される。

【 0 0 3 4 】

典型的には、装置は、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムを含み、各電極システムは、
 - i) 被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - i i) 被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - i i i) 信号発生器を被験者に接続する第 1 電極と、
 - i v) センサを被験者に接続する第 2 電極と、を含み、該装置はさらに、
 - b) 電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことができるようにする測定デバイスと、
 - c) 測定デバイスを電極システムに接続する少なくとも 2 つのリード線と
- を含み、リード線は、
- i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成、及び
 - i i) リード線長を最短にする構成
- のうちの少なくとも一つの構成となるように配置される。

【 0 0 3 5 】

典型的には、装置は、

- a) 制御信号を、該コンピュータシステムから受信するコマンドに従って生成し、
 - b) 測定インピーダンス値を表わすデータを該コンピュータシステムに供給することにより、インピーダンス値の導出を可能にする
- 処理システムを、コンピュータシステムに接続するインターフェースを含む。

【 0 0 3 6 】

典型的には、処理システムは F P G A である。

典型的には、コンピュータシステムは、

- a) 処理システムを制御するコマンドを生成し、
- b) 測定インピーダンス値を表わすデータを該処理システムから受信し、そして
- c) インピーダンス値を、データを使用して導出する。

【0037】

第5の広義の形態では、本発明は、

- a) 測定デバイス及び信号発生器を接続し、測定デバイス及びセンサを接続する少なくとも2つの接続線と、
 - b) 少なくとも2つの接続線の各接続線に対応するシールドと、
- を含み、測定デバイスを信号発生器とセンサとを含む電極システムに接続するリード線を含む、インピーダンス測定を被験者に対して行なうために使用される装置を提供し、これらのシールドは電氣的に接続され、かつ測定デバイス及び電極システムの各々における基準電位に接続される。

10

【0038】

典型的には、基準電位はグランド電位である。

典型的には、リード線は、

- a) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが信号発生器を制御して第1信号を被験者に印加することができるようにする第1ケーブルと、
 - b) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが、被験者に印加される第1信号に関するパラメータを求めることができるようにする第2ケーブルと、
 - c) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが、被験者から測定される電圧を求めることができるようにする第3ケーブルと
- を含む。

20

【0039】

典型的には、電極システムは、

- a) 信号発生器及びセンサが取り付けられた第1基板と、
 - b) 少なくとも2つの導電パッドが取り付けられた第2基板と、
- を含み、導電パッドは、信号発生器及びセンサを被験者に使用状態において接続するために設けられる。

【0040】

第6の広義の形態では、本発明は、

- a) 少なくとも2つの電極システムであって、
 - i) 被験者に印加される第1信号を印加する信号発生器と、
 - ii) 被験者から生じた第2信号を検出するセンサと、
 - iii) 該信号発生器を被験者に接続する第1電極と、
 - iv) 該センサを被験者に接続する第2電極と、
- を含む電極システムと、
- b) 該電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことができるようにする測定デバイスと、
 - c) 該測定デバイスを該電極システムに接続する少なくとも2つのリード線であって、
 - i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成、及び
 - ii) リード線長を最短にする構成のうちの少なくとも一つの構成となるように配置される、
- リード線とを含む、インピーダンス測定を被験者に対して行なうために使用される装置を提供する。

30

40

【0041】

典型的には、装置は、

- a) 4つの電極システムと、
 - b) 測定デバイスから4つの異なる方向に延びる4つのリード線と、
- を含む。

50

【 0 0 4 2 】

典型的には、装置は、被験者の四肢を支持することにより、測定デバイスをほぼ、被験者の膝の間に位置決めする支持体を含む。

典型的には、各リード線は、

- a) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが、信号発生器を制御して第 1 信号を被験者に印加することができるようにする第 1 ケーブルと、
 - b) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが、被験者に印加される該第 1 信号に関するパラメータを求めることができるようにする第 2 ケーブルと、
 - c) 測定デバイスを信号発生器に接続することにより、測定デバイスが、被験者から測定される電圧を求めることができるようにする第 3 ケーブルと
- を含む。

10

【 0 0 4 3 】

典型的には、電極システムは、

- a) 信号発生器及びセンサが取り付けられた第 1 基板と、
 - b) 少なくとも 2 つの導電パッドが取り付けられた第 2 基板と、
- を含み、導電パッドは、信号発生器及び該センサを被験者に使用状態において接続するために設けられる。

【 0 0 4 4 】

第 7 の広義の形態では、本発明は、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムであって、
 - i) 被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - i i) 被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - i i i) 信号発生器を被験者に接続する第 1 電極と、
 - i v) センサを被験者に接続する第 2 電極と、
- を含む少なくとも 2 つの電極システムと、
- b) 電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことを可能にする測定デバイスと、
 - c) 測定デバイスを電極システムに接続する少なくとも 2 つのリード線と、
- を含む装置を使用し、

20

- i) 測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線の間の誘導結合を低減する構成、

30

- i i) リード線長を最短にする構成

のうちの少なくとも一つの構成となるようにリードを配線することを含む、インピーダンス測定を被験者に対して行なう方法を提供する。

【 0 0 4 5 】

第 8 の広義の形態では、本発明は、

- a) 第 1 信号を被験者に印加し、
 - b) 被験者から測定される第 2 信号の指示値を導出し、
 - c) 第 2 信号の指示値を使用して全てのインバランスを求め、
 - d) 変形した第 1 信号をインバランスに基づいて求め、
 - e) 変形した第 1 信号を被験者に印加して、少なくとも一つのインピーダンス測定を行なうことができるようにする
- ことを含む、処理システムにおいて体組成を求めるために使用される方法を提供する。

40

【 0 0 4 6 】

第 9 の広義の形態では、本発明は、

- a) 少なくとも 2 つの電極システムであって、
 - i) 被験者に印加される第 1 信号を印加する信号発生器と、
 - i i) 被験者から生じた第 2 信号を検出するセンサと、
 - i i i) 信号発生器を被験者に接続する第 1 電極と、
 - i v) センサを被験者に接続する第 2 電極と、

50

を含む少なくとも2つの電極システムと、

b) 電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことができるようにする測定デバイスと、

c) 測定デバイスを電極システムに接続する少なくとも2つのリード線とを含む装置を使用し、

i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線のための誘導結合を低減する構成と、

ii) リード線長を最短にする構成のうちの少なくとも一つの構成となるようにリード線を配線することを含む、体組成を求めるために使用される方法を提供する。

10

【0047】

第10の広義の形態では、本発明は、

a) 第1信号を被験者に印加し、

b) 被験者から測定される第2信号の指示値を導出し、

c) 第2信号の指示値を使用して全てのインバランスを求め、

d) 変形された第1信号を、インバランスに基づいて求め、

e) 変形された第1信号を被験者に印加することにより、少なくとも一つのインピーダンス測定を行なうことを可能にする

処理システムにおいて浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される方法を提供する。

20

【0048】

第11の広義の形態では、本発明は、

a) 少なくとも2つの電極システムであって、

i) 被験者に印加される第1信号を印加する信号発生器と、

ii) 被験者から生じた第2信号を検出するセンサと、

iii) 信号発生器を被験者に接続する第1電極と、

iv) センサを被験者に接続する第2電極と

を含む少なくとも2つの電極システムと、

b) 電極システムを制御することによりインピーダンス測定を行なうことを可能にする測定デバイスと、

30

c) 測定デバイスを電極システムに接続する少なくとも2つのリード線とを含む装置を使用し、

i) 該測定デバイスから異なる方向に延びることにより、これらのリード線のための誘導結合を低減する構成、及び

ii) リード線長を最短にする構成のうちの少なくとも一つの構成となるようにリード線を配線する、浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される方法を提供する。

【0049】

第12の広義の形態では、本発明は、

a) 被験者に装着される第1電極に動作的に接続される第1リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、

40

b) 被験者に装着される第2電極から動作的に接続遮断される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第1電気信号を表わす第1指示値を導出し、

c) 被験者に装着される第2電極に動作的に接続される第2リード線を介して測定される少なくとも一つの第2電気信号を表わす第2指示値を導出し、

d) これらの指示値、及び少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める

ことを含む、浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される方法を提供する。

【0050】

第13の広義の形態では、本発明は、

50

a) 被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、
b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
d) これらの指示値、及び少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める
ことを含む、浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される方法を提供する。

【0051】

10

第 14 の広義の形態では、本発明は、

a) 被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、
b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
d) これらの指示値、及び該少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める

処理システムを含む、浮腫の有無、または重症度を診断するために使用される装置を提供する。

20

【0052】

第 15 の広義の形態では、本発明は、

a) 被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、
b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
d) これらの指示値、及び少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める

体組成を求めるために使用される方法を提供する。

30

【0053】

第 16 の広義の形態では、本発明は、

a) 被験者に装着される第 1 電極に動作的に接続される第 1 リード線を介して、少なくとも一つの電気信号を被験者に印加し、
b) 被験者に装着される第 2 電極から動作的に接続遮断される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 1 電気信号を表わす第 1 指示値を導出し、
c) 被験者に装着される第 2 電極に動作的に接続される第 2 リード線を介して測定される少なくとも一つの第 2 電気信号を表わす第 2 指示値を導出し、
d) これらの指示値、及び少なくとも一つの印加信号に基づいて、少なくとも一つの瞬時インピーダンス値を求める

処理システムを含む、体組成を求めるために使用される装置を提供する。

40

【0054】

本発明の広義の形態は個々に使用することができる、または組み合わせて使用することができる、そしてこれらには制限されないが、浮腫、肺浮腫、リンパ浮腫、体組成、心機能などを含む或る範囲の症状及び病状の有無、または重症度を診断するために使用することができる。

【0055】

次に、本発明の例について、添付の図面を参照しながら説明する。

50

【図面の簡単な説明】**【 0 0 5 6 】****【図 1】**インピーダンス測定装置の例の模式図である。**【図 2】**インピーダンス測定を図 1 の装置を使用して行なうプロセスの例のフローチャートである。**【図 3】**図 1 の装置に使用されるバッファ回路の例の模式図である。**【図 4 A】**インピーダンス測定を図 1 の装置を使用して行なうプロセスの第 2 の例のフローチャートである。**【図 4 B】**インピーダンス測定を図 1 の装置を使用して行なうプロセスの第 2 の例のフローチャートである。

10

【図 5】インピーダンス測定装置の第 2 の例の模式図である。**【図 6】**インピーダンス測定装置の第 3 の例の模式図である。**【図 7】**インピーダンス測定を図 6 の装置を使用して行なうプロセスの例のフローチャートである。**【図 8】**インピーダンス測定装置の第 4 の例の模式図である。**【図 9】**コンピュータシステムの例の模式図である。**【図 1 0】**図 8 の処理システムの機能の例の模式図である。**【図 1 1 A】**インピーダンス測定を行なうプロセスの第 2 の例のフローチャートである。**【図 1 1 B】**インピーダンス測定を行なうプロセスの第 2 の例のフローチャートである。**【図 1 1 C】**インピーダンス測定を行なうプロセスの第 2 の例のフローチャートである。

20

【図 1 2】信号発生器及びセンサを組み込んだ電極システムの例の模式図である。**【図 1 3】**図 1 2 の測定デバイスと電極システムとの間のリード接続の例の模式図である。**【図 1 4】**リード線配置の例の模式図である。**【発明を実施するための形態】****【 0 0 5 7 】**

次に図 1 を参照しながら、被験者の生体電気インピーダンスの分析を行なうために適する装置の一つの例を説明する。

図のように、当該装置は測定デバイス 1 0 0 を含み、測定デバイス 1 0 0 は、信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 に接続される処理システム 1 0 2 を含む。使用状態では、信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 は、被験者 S に装着される第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4、及び第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 に、該当する第 1 リード線 1 2 3 , 1 2 4、及び第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 を介して接続される。接続は、マルチプレクサのようなスイッチングデバイス 1 1 8 を介して行なうことができ、これにより、リード線 1 2 3 , 1 2 4 , 1 2 5 , 1 2 6 を信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 に選択的に相互接続することができる。

30

【 0 0 5 8 】

この例では、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 は、第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 に該当するスイッチ 1 3 5 , 1 3 6 を介して接続される。使用状態では、スイッチ 1 3 5 , 1 3 6 は、処理システム 1 0 2 によって、1 3 7 , 1 3 8 の破線で一括して指示される適切な有線制御接続または無線制御接続を使用して制御することができる。

40

【 0 0 5 9 】

任意の外部インターフェース 1 0 3 を使用して、測定デバイス 1 0 0 を、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などの一つ以上の周辺装置 1 0 4 に接続することができる。処理システム 1 0 2 は更に通常、I / O 装置 1 0 5 を含み、I / O 装置 1 0 5 は、タッチスクリーン、キーパッド及びディスプレイなどのものであってもよい。いずれかの適切な形態とすることができる。

【 0 0 6 0 】

使用状態では、処理システム 1 0 2 は、制御信号を生成するように適合させ、この制御信号によって、信号発生器 1 1 1 は、電圧信号または電流信号のような一つ以上の交流信号を生成するようになり、これらの交流信号は被験者 S に第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 を介し

50

て印加することができる。次に、センサ 1 1 2 は、被験者 S に生じる電圧、または被験者 S を流れる電流を、第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 を使用して求め、そして適切な信号を処理システム 1 0 2 に転送する。

【 0 0 6 1 】

従って、処理システム 1 0 2 は、適切な制御信号を生成し、そして測定信号の指示値を解釈することにより被験者 S の生体電気インピーダンスを求め、更に任意であるが、心臓パラメータ、浮腫の有無または重症度などのような他の情報を求めるために適する、いずれかの形態の処理システムとすることができる。

【 0 0 6 2 】

従って、処理システム 1 0 2 は、ラップトップ、デスクトップ、PDA、スマートフォンなどのような、適切にプログラムされたコンピュータシステムとすることができる。別の構成として、処理システム 1 0 2 は、FPGA (フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ) のような特殊ハードウェア、またはプログラムされたコンピュータシステム及び特殊ハードウェアの組み合わせなどにより構成することができる。

【 0 0 6 3 】

処理システム 1 0 2、信号発生器 1 1 1、及びセンサ 1 1 2 は、共通のハウジングに組み込むことができるので、一つの統合デバイスを構成することができることを理解されたい。別の構成として、処理システム 1 0 2 は信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 に、有線接続または無線接続を介して接続することができる。これにより、処理システム 1 0 2 は、信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 から遠く離れた場所に配設することができる。従って、処理システム 1 0 2 が被験者 S から遠く離れて位置する状態で、信号発生器 1 1 1 及びセンサ 1 1 2 を一つのユニットとして、被験者 S の近傍に配設する、または被験者 S が持ち運ぶことができる。

【 0 0 6 4 】

一つの例では、第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 は、被験者 S の胸部及び首部に装着される。しかしながら、この構成は、行なわれる分析の性質によって変わる。従って、例えばこの電極配置が、心機能分析に適するのに対し、リンパ浮腫では、電極は通常、必要に応じて四肢に装着される。

【 0 0 6 5 】

一旦、電極が装着されると、一つ以上の交流信号が被験者 S に、第 1 リード線 1 2 3 , 1 2 4、及び第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 を介して印加される。交流信号の性質は、測定デバイスの性質、及び行なわれる次の分析の性質によって変わることになる。

【 0 0 6 6 】

例えば、システムは、生体インピーダンス分析法 (BIA) を利用することができる、この分析では、単一の低周波数信号を被験者 S に印加し、この場合、測定インピーダンスが必要に応じて使用される。これとは異なり、生体インピーダンス分光 (BIS) 装置は、インピーダンス測定を選択周波数範囲の複数の周波数において行なう。いずれの範囲の周波数も使用することができるが、通常の周波数は、非常に低い周波数 (4 kHz) から高い周波数 (15000 kHz) の範囲である。同様に、いずれの回数の測定も行なうことができるが、一つの例では、システムは、この範囲に含まれる 256 個以上の異なる周波数を使用することができるので、複数回のインピーダンス測定をこの範囲内で行なうことができる。

【 0 0 6 7 】

従って、測定デバイス 1 0 0 は、単一周波数の交流信号を印加する、複数の周波数の交流信号を同時に印加する、または異なる周波数の多数の交流信号を連続的に印加することができる、いずれの方法で印加するかは、好適な実施形態によって変わる。印加信号の周波数または周波数範囲も、行なわれる分析によって変わり得る。

【 0 0 6 8 】

一つの例では、印加信号は、電流源からの周波数の高い電流にクランプされるか、または制限されるので、当該信号は、許容可能な被験者の最大余剰電流を超えない。

しかしながら、別の構成として、電圧信号を、電流が測定対象の被験者に流れる状態で印加することができる。信号は、一定電流信号、インパルス関数信号、または一定電圧信号のいずれかとすることができ、この場合、電流が測定されるので、当該信号は、許容可能な被験者の最大余剰電流を超えることがない。

【0069】

信号を印加することによって通常、磁界の変化が、第1リード線123, 124を取り囲む領域において生じる。しかしながら、図1に概要を示すように、必要とされる電極配置によって、特に第2電極115, 116を第1電極113, 114の内側に配置する必要があることによって、第1リード線123, 124、被験者S、及び測定デバイス100によって定義されるループが形成される。これにより、磁界が150で一括指示されるように生成され、この場合、第2リード線125, 126は磁界の内部に設けられる。

10

【0070】

電位差及び/又は電流が第2電極115と116との間で測定される。取得信号及び測定信号は、ECG(心電図)のようなヒトの体から発する電位、印加信号によって生成される電位、及び周囲の電磁波干渉によって生じる他の信号が重畳した信号となる。従って、フィルタリングまたは他の適切な分析を用いて不所望の成分を除去する必要がある。

【0071】

取得信号を通常、復調することにより、印加周波数におけるシステムのインピーダンスを取得する。重畳周波数を復調する一つの適切な方法では、高速フーリエ変換(FFT)アルゴリズムを使用して、時間領域データを周波数領域に変換する。このアルゴリズムは通常、印加電流信号が、複数の印加周波数が重畳した信号である場合に使用される。測定信号のウィンドウ化を必要としない別の手法がスライディングウィンドウFFTである。

20

【0072】

印加電流信号が、掃引範囲の種々の周波数により形成される場合、信号の相関付けのような信号処理手法を使用することが、ごく普通に行なわれている。この手法は、測定信号に、信号発生器により生成される基準正弦波及び余弦波を乗算する、または測定正弦波及び余弦波を乗算し、そして全部の個数の周期に亘って積分することにより行なうことができる。直交復調または同期検出として種々の形で知られているこのプロセスでは、全ての無相関信号または非同期信号を除去し、そしてランダムノイズを大幅に低減する。

【0073】

他の適切なデジタル及びアナログ復調技術がこの分野の当業者には公知になっている。

30

BISの場合、インピーダンス測定値またはアドミタンス測定値が、各周波数の信号に基づいて、記録電圧及び被験者を流れる電流を比較することにより導出される。次に、復調アルゴリズムによって、各周波数の振幅/位相信号を生成することができる。

【0074】

上記のプロセスの一部として、第2電極群の間の距離を測定し、そして記録することができる。同様に、身長、体重、年齢、性別、健康状態、全ての介入、及びこれらの介入が行なわれた日時のような被験者に関連する他のパラメータを記録することができる。電流治療のような他の情報を記録することもできる。次に、この情報は、インピーダンス測定の分析を更に進めるために使用することができるので、浮腫の有無または浮腫の重症度を判断して、体組成の評価などが可能になる。

40

【0075】

インピーダンスの正確な測定を支援するために、以下に更に詳細に説明するように、バッファ回路をコネクタに組み込むことができ、これらのコネクタを使用して第2電極115, 116を第2リード線125, 126に接続する。これにより確実に、被験者Sの電圧応答を正確に検出することができ、特に第2リード線125, 126の応答に起因する測定電圧への影響を取り除き易くなり、そして信号損失を低減することができる。

【0076】

これによって今度は、第2リード線125, 126の移動によって生じるアーチファクトを大幅に低減させることができ、アーチファクトの低減は、透析中の体液濃度のモニタ

50

リングのような用途において特に重要であり、このような用途では、セッションが普通、数時間に亘って続き、そして被験者はこの時間中に動き回り、そして位置を変える。

【 0 0 7 7 】

別の選択肢では、電圧の差分を測定するが、これは、各第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 の電位を測定するために使用されるセンサが、単一終端システムと比較した場合に、電位の半分を測定するだけで済むことを意味する。

【 0 0 7 8 】

測定システムでは、第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 と第 1 リード線 1 2 3 , 1 2 4 との間のコネクタにバッファを組み込むこともできる。一つの例では、電流を駆動するか、または供給して、電流の差分が被験者 S を流れるようにすることもでき、これによって、この場合も同じようにして、寄生容量を、コモンモード電流を半分にすることによって大幅に低減することができる。差分システムを採用する別の大きな利点は、微細電子部品をコネクタに各第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 に対応して装着することによって、被験者 S が、従ってリード線 1 2 3 , 1 2 4 が移動するときに大きくなる寄生容量を除去することもできることである。

【 0 0 7 9 】

次に、インピーダンス分析を行なう装置の動作の例について、図 2 を参照しながら説明する。

ステップ 2 0 0 では、信号を被験者 S に第 1 リード線 1 2 3 , 1 2 4 、及び第 1 電極 1 1 3 , 1 1 4 を介して印加する。ステップ 2 1 0 では、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 内に生じる信号を表わす第 1 指示値を導出する。通常、第 1 指示値の導出は、センサ 1 1 2 に第 1 信号を、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 を第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 から動作的に接続遮断した状態で検出させることにより行なうことができ、この場合、第 1 指示値は、検出された第 1 信号がデジタル化された信号である。

【 0 0 8 0 】

ステップ 2 2 0 では、被験者 S の体内に生じる信号を表わす第 2 指示値を導出する。ここでも同じようにして、第 2 指示値の導出は通常、センサ 1 1 2 に、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 からの第 2 信号を、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 を第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 に動作的に接続した状態で検出させることにより行なうことができ、この場合、第 2 指示値は、検出された第 2 信号がデジタル化された信号である。

【 0 0 8 1 】

ステップ 2 1 0 及び 2 2 0 はいずれの順番でも行なうことができ、そして上記順番は、例示のためにのみ提示されていることを理解されたい。

動作的な接続遮断は、各第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 、及び対応する第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 を物理的に離間させることにより行なうことができる。従って、例えばオペレータは、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 を、対応する第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 から取り外し、次に、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 及び第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 を、被験者のインピーダンスを測定しようとするときに再び取り付けることができる。

【 0 0 8 2 】

しかしながら、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 は、ステップ 2 2 0 での測定に使用される場合と同じ物理的配置で配設されることが好ましく、従って、動作的な接続遮断は、スイッチ 1 3 5 , 1 3 6 を使用して行なうことができる。この例では、スイッチ 1 3 5 , 1 3 6 は、ステップ 2 1 0 で開き位置になるように、そしてステップ 2 2 0 で閉じ位置になるように配設される。

【 0 0 8 3 】

また、動作的な接続遮断を行なう或る範囲の別の機構を使用することができることを理解されたい。従って、例えばリード線及び電極を物理的に接続遮断するスイッチ 1 3 5 , 1 3 6 を使用するのではなく、動作的な接続遮断を、実効的な接続遮断によって実現する。この実効的な接続遮断は、抵抗体をスイッチ 1 3 5 , 1 3 6 の代わりに使用して、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 と第 2 電極 1 1 5 , 1 1 6 との間の接続インピーダンスを変更す

10

20

30

40

50

ることにより行なうことができる。この例では、可変抵抗体を使用することにより、抵抗またはインピーダンスを、第２リード線１２５，１２６と第２電極１１５，１１６との間の接続を動作的に遮断することが望ましい場合に大きくすることができる。同様に、抵抗／インピーダンスは、第２リード線１２５，１２６と第２電極１１５，１１６とを動作的に接続することが望ましい場合に小さくすることができる。他の同様の手法を使用することもできることを理解されたい。

【００８４】

ステップ２３０では、測定デバイス１００が動作して、電流信号及び電圧信号を分析することにより、被験者のインピーダンスを表わすインピーダンス値を導出することができる。一つの例では、インピーダンス値の導出は、第１指示値及び第２指示値を使用することにより、例えば第１電圧を第２電圧から減算することにより行なうことができる。別の構成として、第２電圧に対するいずれかの適切な変形を、第１電圧を使用して行なうことができる。更に別の構成として、第１及び第２インピーダンス値を、第１及び第２電圧に基づいて計算し、次に第２インピーダンス値を、第１インピーダンス値を使用して変更する。

10

【００８５】

誘導結合の影響の大きさは、印加電流の周波数によって変わるので、測定を複数の周波数で行なおうとする場合、通常、ステップ２１０及び２２０を各周波数において行なうことになる。

【００８６】

20

重ね合わせが使用される場合には、ステップ２１０及び２２０を、各重ね合わせ周波数で繰り返すことになる。従って、周波数を重ね合わせることににより形成される信号をステップ２１０で印加し、この場合、第２リード線１２５，１２６と第２電極１１５，１１６との間の接続が動作的に遮断される。次に、同じ信号を再度ステップ２２０で印加し、この場合、第２リード線１２５，１２６と第２電極１１５，１１６とが動作的に接続される。

【００８７】

電圧バッファ回路の例を図３に示す、この例では、各第２電極１１５，１１６は、該当するバッファ回路３０１，３０２に接続される。

この例では、各バッファ３０１，３０２はアンプ A_{10} ， A_{11} と、そして図示のように相互接続される多数の抵抗体 R_{21} ， \dots ， R_{26} とを含む。使用状態では、各バッファ３０１，３０２は該当する電極１１５，１１６に接続線３０５，３０６を介して接続される。バッファ３０１，３０２は更に、リード線１２５，１２６を介してスイッチングユニット１１８及びセンサ１１２に接続され、当該センサ１１２は一つの例では、差動アンプにより形成される。従って、該当するバッファ回路３０１，３０２が電極群１１５，１１６の各々に接続され、そして次に差動アンプに１１２に接続されて、被験者Ｓに現われる電位差を求めることができることを理解されたい。

30

【００８８】

使用状態では、各アンプ A_{10} は検出信号を増幅し、そして第２リード線１２５，１２６を形成する該当するケーブルのコアを駆動するのに対し、各アンプ A_{11} は検出信号を増幅し、そして第２リード線１２５，１２６を形成するケーブルの該当するシールドを駆動する。抵抗体 R_{26} 及び R_{26} は、アンプ出力をケーブルに関連する容量から分離するように作用するが、これらの抵抗体が必要であるかどうかは、選択されるアンプによって変わる。これにより、多芯シールドケーブルを使用して、第２電極１１５，１１６との接続を確立することができる。

40

【００８９】

図のように、バッファ回路３０１，３０２は第２電極１１５，１１６にスイッチ１３５，１３６を介して接続される。スイッチ１３５，１３６を第２電極１１５，１１６とバッファ回路３０１，３０２との間に配置することにより、誘導結合の影響によってバッファ回路内に生じるどのような電圧も確実に考慮に入れる。

50

【 0 0 9 0 】

次に、装置の第 2 の例示的な動作について図 4 A ~ 4 C を参照しながら説明する。

ステップ 4 0 0 では、オペレータはインピーダンス測定の種類を、処理システム 1 0 0 を使用して選択する。この選択は、多くの方法で行なうことができ、そして通常、処理システム 1 0 0 に、利用可能な測定手順のリストを含むユーザインターフェースを表示させて、所望の手順を I / O 装置 1 4 2 を使用して選択可能にして行なうことができる。更に、または別の構成として、オペレータはカスタム手順を定義することができる。

【 0 0 9 1 】

利用可能な手順は通常、プロファイルとしてメモリ 1 4 1 に格納され、そして行なわれる予定の測定のシーケンスを記述する。このシーケンスは、信号発生器 1 1 1 によって生成する必要のある信号に関する情報、及び信号を被験者 S に印加する必要があるときに使用される相対タイミングを含む。これらのプロファイルは、記録された測定値に対して実施する必要のある計算の算出値を含むことにより、体組成、または他の生物学的指標を、或いは健康状態の良否を確認することができる。

【 0 0 9 2 】

従って、例えば心機能判定を行なう場合、通常、リンパ浮腫測定、体組成測定、肺浮腫検出などを実施する場合とは異なる印加電流シーケンス及び異なるインピーダンス分析を利用する。

【 0 0 9 3 】

一旦、適切な測定の種類がオペレータによって選択されると、これによって、処理システム 1 0 0 は印加される電流信号の次の周波数 f_i をステップ 4 1 0 で選択する。

ステップ 4 2 0 では、処理システム 1 0 0 によって、スイッチ 1 3 5 , 1 3 6 が開くようになる。この操作は、いずれかの適切な方法で行なうことができ、そしてスイッチの性質によって大きく変わる。例えば、スイッチが手動で操作される場合、これには、処理システム 1 0 0 がスイッチを開く必要があることを示す指示を表示する必要がある。この場合、オペレータは、一旦、スイッチが開いてしまうと、この指示を確認したことを通知する。しかしながら、好適には、スイッチは処理システム 1 0 0 によって電氣的に制御されるので、プロセスを自動的に実行することができる。この操作は、いずれかの適切な方法により行なうことができる。

【 0 0 9 4 】

ステップ 4 3 0 では、処理システム 1 0 0 は信号発生器 1 1 1 に指示して周波数 f_i の交流電流を生成させ、この場合、この電流は被験者 S にリード線 1 2 3 , 1 2 4、及び電極 1 1 3 , 1 1 4 を介して印加され、印加電流の指示値は適宜、処理システム 1 0 0 にステップ 4 4 0 で返される。この操作は、印加電流が、信号発生器を処理システム 1 0 0 で制御することによってのみ決定される場合には、または印加電流が別の方法で、以下のステップ 4 8 0 において測定される場合には必要ではない。

【 0 0 9 5 】

同時に、ステップ 4 5 0 では、リード線 1 2 5 , 1 2 6 内に生じる第 1 電圧を、センサ 1 1 2 を使用して測定し、この場合、測定電圧を表わす第 1 指示値は処理システム 1 0 0 に返される。

【 0 0 9 6 】

ステップ 4 6 0 では、処理システム 1 0 0 はスイッチ 1 3 5 , 1 3 6 に指示してこれらのスイッチを閉じるが、この操作は、信号発生器 1 1 1 に指示して周波数 f_i の交流電流を被験者 S にステップ 4 7 0 で印加させる前に行なわれる。印加信号の指示値を適宜、処理システム 1 0 0 にステップ 4 8 0 で返す。同時に、ステップ 4 9 0 では、被験者 S 及び第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 内に生じる第 2 電圧を、センサ 1 1 2 を使用して測定し、測定電圧を表わす第 2 指示値は処理システム 1 0 0 に返される。

【 0 0 9 7 】

ステップ 4 4 0 またはステップ 4 8 0 のいずれかは、信号発生器が、同じ電流をステップ 4 3 0 及び 4 7 0 で供給するために十分安定している場合には、または誘導結合によ

10

20

30

40

50

て生じるリード線のインピーダンスが分析に使用されない場合には必要ではないことを理解されたい。

【 0 0 9 8 】

この例では、ステップ 5 0 0 において、第 1 電圧を使用して、第 1 電圧を第 2 電圧から減算する方法によるか、第 2 電圧をスケールリングする方法によるか、或いは他の方法などのいずれかの方法によって、第 2 電圧を変形させる。次に、変形第 2 電圧及び印加電流を使用して瞬時インピーダンス値をステップ 5 1 0 で導出する。

【 0 0 9 9 】

別の構成として、ステップ 5 0 0 では、第 1 及び第 2 インピーダンス値を、第 1 及び第 2 電圧にそれぞれ基づいて導出することができ、この場合、第 1 インピーダンス値を使用して第 2 インピーダンス値を変更する。

10

【 0 1 0 0 】

電流信号及び電圧信号を処理している間、ECG 信号を抽出するための電圧信号 V の処理のような更に別の処理は、インピーダンス測定プロファイルによって変わる形で行なうこともできる。また、信号を通常、フィルタリングすることにより、確実に、印加周波数 f_i の信号のみがインピーダンス判定に使用されるようにする。これにより、ノイズの影響の低減だけでなく、必要な処理の量の低減が容易になる。

【 0 1 0 1 】

ステップ 5 2 0 では、プロファイルに必要とされる全ての周波数が完了したかどうかを判断し、完了しなかった場合には、プロセスはステップ 4 1 0 に戻って、次の周波数を使用することができるようになる。完了した場合には、ステップ 5 3 0 で、この技術分野の当業者が理解するように、インピーダンス値を分析して生物学的指標を確認することができる。

20

【 0 1 0 2 】

上記のプロセスでは、第 1 及び第 2 電圧を、今度は各測定周波数で導出する。別の構成として、当該プロセスでは、第 1 電圧を各周波数で導出し、次に続いて、第 2 電圧を各周波数で導出する、または逆に、第 2 電圧を各周波数で導出し、次に続いて、第 1 電圧を各周波数で導出する。しかしながら、第 1 及び第 2 電圧測定を今度は各周波数で行なうことにより、確実に、第 1 及び第 2 リード線 1 2 3 , 1 2 4 , 1 2 5 , 1 2 6 が、第 1 及び第 2 電圧を測定するときに同様の場所に位置し易くなり、確実に、誘導結合の影響が両方の場合において同じになり易くなる。これとは異なり、第 1 電圧測定をまず行なう場合、第 2 電圧測定が行なわれる時まで、被験者 S が、従ってリード線 1 2 3 , 1 2 4 , 1 2 5 , 1 2 6 が移動してしまう恐れがあるので、誘導結合の影響が変わってしまう、従って上記のプロセスの有効性が低下してしまう。

30

【 0 1 0 3 】

次に、別の装置の例について、図 5 を参照しながら説明する。この例では、図 1 に示す構成要素と同様の構成要素には同様の参照番号を使用している。

この例では、第 2 リード線 1 2 5 , 1 2 6 は、リード線ペア 5 2 5 A , 5 2 5 B , 及び 5 2 6 A , 5 2 6 B により形成され、これらのリード線の各々は、バッファ 3 0 1 , 3 0 2 と同様の該当するバッファ回路 5 4 5 A , 5 4 6 A , 5 4 5 B , 5 4 6 B を含む。この例では、リード線 5 2 5 A , 5 2 6 A を電極 1 1 5 , 1 1 6 に接続することにより第 2 電圧の測定を可能にするのに対し、リード線 5 2 5 B , 5 2 6 B を未接続のままにして、第 1 電圧の測定を可能にする。

40

【 0 1 0 4 】

従って、この配置によって、第 1 及び第 2 電圧を同時に測定することができ、これによって今度は、確実に、リード線 1 2 3 , 1 2 4 , 5 2 5 A , 5 2 6 A , 5 2 5 B , 5 2 6 B の全てが、測定を行なうときに同じ場所に位置するので、確実に、各第 2 リード線ペア 5 2 5 A , 5 2 5 B , 5 2 6 A , 5 2 6 B の全てが、同じ誘導結合の影響を受けるようになる。更に、測定を同時に行なうことにより、測定プロセスに要する時間の長さを短くし、かつスイッチ 1 3 5 , 1 3 6 の必要を無くすることができる。

50

【 0 1 0 5 】

誘導結合の影響を正確に打ち消し易くするために、通常、リード線ペア 5 2 5 A , 5 2 5 B、5 2 6 A , 5 2 6 B の各リード線が確実に、誘導結合の影響に対して同様の応答を示すようにすることが行なわれる。この状況は、リード線ペア 5 2 5 A , 5 2 5 B、5 2 6 A , 5 2 6 B におけるリード線群の各リード線、及び関連するバッファ回路 5 4 5 A , 5 4 5 B、5 4 6 A , 5 4 6 B のインピーダンスが確実に、出来る限り正確に一致するようにすることにより実現することができる。これによって、製造の複雑さ、及びコストが増えるので、幾つかの例では、図 1 の装置を使用することが好ましいのに対し、他の状況では、図 5 の装置が相対的に適している。

【 0 1 0 6 】

10

いずれにしても、これらのリード線内に生じる電圧を個々に測定して、被験者に現われる電圧を別々に測定することにより、上記のプロセスでは、信号供給源と信号測定リード線との誘導結合を明らかにすることができる。これにより、測定プロセスの正確性、従って全ての導出インピーダンス値または生物学的指標の正確性を高め易くなる。

【 0 1 0 7 】

次に、被験者の生体電気インピーダンスの分析を行なう装置の別の例について、図 6 を参照しながら説明する。

図のように、当該装置は、処理システム 6 0 2 を含む測定デバイス 6 0 0 を含み、処理システム 6 0 2 は、一つ以上の信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B に、該当する第 1 リード線 6 2 3 A , 6 2 3 B を介して接続され、さらに一つ以上のセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B に、該当する第 2 リード線 6 2 5 A , 6 2 5 B を介して接続される。図 1 の例に示すように、接続はマルチプレクサのようなスイッチングデバイスを介して行なうことができるが、この構成は重要ではない。

20

【 0 1 0 8 】

使用状態では、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B は、2 つの第 1 電極 6 1 3 A , 6 1 3 B に接続され、これらの第 1 電極は従って、駆動電極として機能して、被験者 S への信号の印加を可能にするのに対し、一つ以上のセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B は、第 2 電極 6 6 A , 6 6 B に接続され、これらの第 2 電極は従って、検出電極として機能する。

【 0 1 0 9 】

信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B 及びセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B は、処理システム 6 0 2 と電極 6 1 3 A , 6 1 3 B , 6 6 A , 6 6 B との間のいずれの位置にも設けることができ、従って、測定デバイス 6 0 0 に組み込むことができる。しかしながら、一つの例では、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B 及びセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B は、電極システムに、または被験者 S の近傍に配設される別のユニットに組み込むことができ、この場合、リード線 6 2 3 A , 6 2 3 B , 6 2 5 A , 6 2 5 B で、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B 及びセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B を処理システム 6 0 2 に接続する。

30

【 0 1 1 0 】

上記のシステムが 2 チャネルデバイスであることを理解されたい。この場合、各チャネルは添え字 A , B でそれぞれ指示される。2 チャネルデバイスの使用は、単に例示のためにのみ行なわれ、これについては以下に更に詳細に説明する。

40

【 0 1 1 1 】

任意の外部インターフェース 6 0 2 を使用して、測定デバイス 6 0 0 を、有線、無線、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などの一つ以上の周辺装置 6 0 4 に接続することができる。また、処理システム 6 0 2 は通常、I/O 装置 6 0 5 を含み、I/O 装置 6 0 5 は、タッチスクリーン、キーパッド及びディスプレイなどのようないずれかの適切な形態とすることができる。

【 0 1 1 2 】

使用状態では、処理システム 6 0 2 は、図 1 の処理システム 1 0 2 と同様の態様で機能するので、制御信号を生成するように適合させ、この制御信号によって、信号発生器 6 1

50

7 A , 6 1 7 B は、適切な波形の電圧信号または電流信号のような一つ以上の交流信号を生成するようになり、これらの交流信号は被験者 S に第 1 電極 6 1 3 A , 6 1 3 B を介して印加することができる。次に、センサ 6 1 8 A , 6 1 8 B は、被験者 S に現われる電圧、または被験者 S を流れる電流を、第 2 電極 6 1 5 A , 6 1 5 B を使用して求め、そして適切な信号を処理システム 6 0 2 に転送する。

【 0 1 1 3 】

従って、処理システム 6 0 2 は、適切な制御信号を生成し、そして測定信号を少なくとも部分的に解釈することにより被験者 S の生体電気インピーダンスを導出し、更に任意であるが、浮腫の有無または重症度などのような他の情報を求めるために適する、いずれかの形態の処理システムとすることができることを理解されたい。

10

【 0 1 1 4 】

従って、処理システム 6 0 2 は、ラップトップ、デスクトップ、PDA、スマートフォンなどのような、適切にプログラムされたコンピュータシステムとすることができる。別の構成として、処理システム 6 0 2 は、FPGA (フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ) のような特殊ハードウェア、またはプログラムされたコンピュータシステム及び特殊ハードウェアの組み合わせなどにより構成することができ、これについては以下に更に詳細に説明する。

【 0 1 1 5 】

使用状態では、第 1 電極 6 1 3 A , 6 1 3 B を被験者 S に装着して、一つ以上の信号を被験者 S に送り込むことができるようにする。第 1 電極の位置は、検査対象の被験者 S の部位によって変わる。従って、例えば第 1 電極 6 1 3 A , 6 1 3 B を被験者 S の胸部及び首部に装着して、胸腔のインピーダンスを導出することにより、心機能分析に使用することができる。別の構成として、電極を被験者の手首及び足首に装着することにより、四肢及び / 又は体全体のインピーダンスを導出することにより、浮腫分析などに使用することができる。

20

【 0 1 1 6 】

一旦、電極が装着されると、一つ以上の交流信号を被験者 S に、第 1 リード線 6 2 3 A , 6 2 3 B 及び第 1 電極 6 1 3 A , 6 1 3 B を介して、図 6 を参照しながら上に説明した方法と同様の方法で印加する。

【 0 1 1 7 】

従って、測定デバイス 6 0 0 は、単一周波数の交流信号を印加するか、複数の周波数の交流信号を同時に印加するか、または異なる周波数の多数の交流信号を連続的に印加することができ、いずれの方法で印加するかは、好適な実施形態によって変わる。印加信号の周波数または周波数範囲は、行なわれる分析によっても変わる。

30

【 0 1 1 8 】

一つの例では、印加信号は、交流電圧を被験者 S に印加する電圧発生器によって生成されるが、別の構成として、電流信号を印加しても良い。一つの例では、電圧源は通常、対称配置され、そして / または対称にならないように配置され、この場合、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B の各々を個別に制御することができるので、被験者に現われる電位を変化させることができる。

40

【 0 1 1 9 】

電位差及び / 又は電流が第 2 電極 6 6 A と 6 6 B との間で測定される。一つの例では、電圧の差分を測定するが、これは、各センサ 6 1 8 A , 6 1 8 B を使用して、各第 2 電極 6 6 A , 6 6 B の電位を測定するので、単一終端システムと比較した場合に、電位の半分を測定するだけで済むことを意味する。

【 0 1 2 0 】

次に、測定信号を上記のように分析することにより、インピーダンス測定値を導出することができる。

インピーダンスの測定の精度は、上記の誘導結合の他に、多数の他の外部要因の影響を受ける。これらの外部要因として、例えば被験者と周囲環境との間だけでなく、リード線

50

と被験者と間の誘導結合の影響を挙げることができ、これらの誘導結合は、リード線構成、リード線構成、被験者位置などのような要因によって変わる。更に、通常、電極表面と皮膚との間の電気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）には変化が生じ、この変化は、皮膚の湿気具合、メラトニン濃度などのような要因によって変わり得る。この変化は、異なる電極サイズ、及び電極に加わる圧力によっても生じ得る。別の誤差発生原因は、リード線を構成する異なる電気接続導体の間の、またはこれらのリード線自体の間の誘導結合の発生である。

【 0 1 2 1 】

このような外部要因によって、測定プロセス、及びそれに続く分析が不正確になり、従って、測定プロセスに与える外部要因の悪影響を低減することができることが望ましい。

10

寄生容量及び誘導結合のような所定の外部要因がリード線群の各リード線を伝送される信号に影響するので、信号を印加することによって、検出電極に関して対称な電圧が得られるようにインピーダンス測定を行なうことが好ましい。この理由は、これらの電極で検出される電圧が非対称である場合（「インバランス」と表記される状態）、差が、これらのリード線を伝送される信号の振幅に生じることによって、ノイズ及び干渉に起因する異なる影響が現われる。

【 0 1 2 2 】

例えば、インバランスによって、これらの一連のリード線群のうちの一つのリード線を伝送される電圧信号が小さくなり、この小さくなった電圧信号は、ノイズ及び他の外部影響から更に大きな悪影響を受ける。従って、この電圧が十分小さい場合、当該電圧は、誘導性現象などに起因して発生する電圧に埋もれてしまう。更に、リード線群のうちの一つのリード線に発生する電圧が大きくなると、該当する当該リード線に関連する寄生容量及び誘導結合が大きくなる。従って、これらの現象の影響によって、結果として得られる計算インピーダンスの全てに関する精度が低下する。

20

【 0 1 2 3 】

インバランスは、多数の異なる理由によって起こり得て、例えば異なる接触インピーダンスが電極と被験者との間に発生する場合だけでなく、異なる接触面積、異なる接触圧力などが発生する場合に起こり得るため、このような問題は回避するのが難しいことを理解されたい。

【 0 1 2 4 】

被験者に現われる電位が、被験者の実効中心に対して対称ではないインバランスが発生すると「コモンモード」信号が生じ、この信号は効果的に、被験者から生じた信号の指標となり、この指標は被験者のインピーダンスには関連しない。

30

【 0 1 2 5 】

従って、この影響を低減し易くするために、信号を被験者に印加して、これらの信号によって、検出電極に関して対称な電圧が得られるようにすることが望ましい。これは通常、測定装置の基準電圧が、電極装着部を基準として見た場合に、被験者の実効中心点に近い位置に現われることを意味する。

【 0 1 2 6 】

一つの例では、検出電極に関して対称な電圧は、双方向電圧差分駆動方法のような対称電圧源を使用することにより得ることができ、この対称電圧源は、対称電圧を駆動電極 6 1 3 A , 6 1 3 B の各々に印加する。しかしながら、この構成は、実際の環境では普通のことであるが、2つの駆動電極 6 1 3 A , 6 1 3 B の電極インピーダンスが一致しない場合には必ずしも効果的ではない。

40

【 0 1 2 7 】

一つの例では、当該装置ではこの問題を、駆動電極 6 1 3 A , 6 1 3 B の各々に印加される差分駆動電圧を調整して、異なる電極インピーダンスを補正し、これによって、電圧の所望の対称性を検出電極 6 1 5 A , 6 1 5 B において復元することにより解決する。このプロセスは、本明細書では、「バランシング」と表現され、そして一つの例では、このプロセスによって、コモンモード信号の振幅を小さくし易くする、従って被験者に関連す

50

る寄生容量によって生じる電流損失を小さくし易くすることができる。

【0128】

インバランスの程度、従って必要とされるバランスングの精度は、検出電極 615A, 615B に現われる信号をモニタリングし、次にこれらの信号を使用して、被験者に駆動電極 613A, 613B を介して印加される信号を制御することにより求めることができる。具体的には、インバランスの程度は、検出電極 615A, 615B で検出される電圧を使用して計算することができる。

【0129】

一つの例では、検出電極 615A, 615B の各々で検出される電圧を使用して第1電圧を計算し、この第1電圧は複数の測定電圧を合成する、または加算することにより得られる。

10

【0130】

従って、第1電圧は加算電圧（普通、コモンモード電圧または信号と表記される）とすることができ、加算電圧は差動アンプを使用して求めることができる。

この点に関して、差動アンプを通常、使用することにより、2つの検出電圧信号 V_a , V_b を合成して第2電圧を求め、第2電圧は一つの例では、被験者の注目部位の間に生じる電圧差 $V_a - V_b$ であり、この電圧差を、被験者を流れる電流の測定値と一緒に使用してインピーダンス値を生成する。しかしながら、幾つかの差動アンプは、コモンモード電圧の指標である「コモンモード」信号 $(V_a + V_b) / 2$ を供給する。

【0131】

20

幾つかの差動アンプは、コモンモード除去機能を備えるが、この機能は普通、限定された効果しかもたらさず、かつこの機能によって通常、高い周波数での有効性が低下するので、大きいコモンモード信号によって差分信号に重畳する誤差信号が生成される。

【0132】

コモンモード信号の振幅を求めることにより、印加電圧を調整することができ、この調整は、例えば印加信号の相対振幅及び/又は位相を調整して、コモンモード信号を最小にし、そして全てのインバランスをほぼ無くすることにより行なわれる。

【0133】

次に、この操作を実行するための図6の装置の動作の例について、図7を参照しながら説明する。

30

ステップ700では、信号を被験者Sに、第1電極 613A, 613B を介して印加し、この場合、被験者Sから測定される電圧信号はステップ710で導出される。この操作は通常、上に概要を説明した手法を使用して行なうことができる。

【0134】

ステップ720では、全てのインバランスを、処理システム602によって、第2電極 615A, 615B の各々で測定される電位に基づいて生成される第1電圧を使用して求め、この第1電圧は一つの例では、コモンモード信号を表わす。

【0135】

ステップ730では、測定デバイス600は適宜、被験者Sに印加される信号を調整して、インバランスを低減し、その結果、全てのコモンモード信号の振幅が低減される。従って、第1電極 613A, 613B のうちのいずれか一つの第1電極に印加される信号は、例えば相対信号振幅を大きくするか、または小さくし、そして/または相対信号位相を変更することにより調整されるので、被験者に現われる信号をバランスさせ、電極配置を基準にしたときに、被験者に現われる基準電位の位置を中心に位置させることができる。

40

【0136】

ステップ740では、測定デバイスは次に、被験者に印加される信号、及び電極 613A, 613B で測定される電位を求めることにより、インピーダンスをステップ750で導出することができる。

【0137】

基準の位置がインピーダンスによって変わるので、被験者に現われる基準電位の位置、

50

従ってインバランスは通常、印加信号の周波数によって変わる。従って、一つの例では、インバランスを求め、そして各印加周波数の印加信号を調整することが普通、行なわれる。しかしながら、この操作は、特定の実施形態によって変わるようにしても良い。

【 0 1 3 8 】

次に、当該装置の特定の例について、図 8 を参照しながら更に詳細に説明する。

この例では、測定システム 8 0 0 は、コンピュータシステム 8 1 0 及び個別測定デバイス 8 2 0 を含む。測定デバイス 8 2 0 は、インターフェース 8 2 1 に接続される処理システム 8 3 0 を含む、インターフェース 8 2 1 によって、コンピュータシステム 8 1 0 との有線通信または無線通信が可能になる。処理システム 8 3 0 はまた、8 2 2 , 8 2 3 , 8 2 4 , 8 2 5 , 8 2 6 で示すように、種々のタイプのメモリのような一つ以上のストアに適宜接続することができる。

10

【 0 1 3 9 】

一つの例では、インターフェースはブルートゥース・スタックであるが、いずれかの適切なインターフェースを使用しても良い。メモリは、ブートアッププロセスに必要な情報を保存するブートメモリ 8 2 2 と、デバイスシリアル番号の書き込みを可能にするプログラマブルシリアル番号メモリ 8 2 3 とを含むことができる。メモリは更に、動作中に使用される ROM (リードオンリメモリ) 8 2 4 , フラッシュメモリ 8 2 5 、及び EPROM (電氣的にプログラム可能な ROM) 8 2 6 を含むことができる。これらの構成要素を使用して、例えばこの技術分野の当業者が理解しているように、ソフトウェア命令を格納し、そしてデータを処理中に保存することができる。

20

【 0 1 4 0 】

多数のアナログ - デジタル変換器 (ADC s) 8 2 7 A , 8 2 7 B 、 8 2 8 A , 8 2 8 B 、 及び デジタル - アナログ変換器 (DAC s) 8 2 9 A , 8 2 9 B を配設して、処理システム 8 3 0 をセンサ 6 1 8 A , 6 1 8 B 及び信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B に接続するが、これについては以下に更に詳細に説明する。

【 0 1 4 1 】

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のようなコントローラを更に配設して、処理システム 8 3 0 の起動を制御することができるが、より一般的には、この操作は、処理システム 8 3 0 が実行するソフトウェアコマンドによって行なわれる。

30

【 0 1 4 2 】

コンピュータシステム 8 1 0 の例を図 9 に示す。この例では、図示のように、コンピュータシステム 8 1 0 はプロセッサ 9 0 0 と、メモリ 9 0 1 と、キーボード及びディスプレイのような入力 / 出力デバイス 9 0 2 と、外部インターフェース 9 0 3 とを含み、これらの構成要素は図示のように、互いにバス 9 0 4 を介して接続される。外部インターフェース 9 0 3 を使用することにより、コンピュータシステムに測定デバイス 8 2 0 と、有線接続または無線接続を介して、必要に応じて通信させることができ、従って、このインターフェースは、ネットワークインターフェースカード、ブルートゥース・スタックなどの形態とすることができる。

40

【 0 1 4 3 】

使用状態では、コンピュータシステム 8 1 0 を使用することにより、測定デバイス 8 2 0 の動作を制御することができるが、この操作は、別の構成として、測定デバイス 8 2 0 に配設される個別インターフェースにより行なうことができる。更に、コンピュータシステムを使用することにより、インピーダンス測定の分析の少なくとも一部を行なうことができる。

【 0 1 4 4 】

更に、コンピュータシステム 8 1 0 は、適切にプログラムされる 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、サーバなどのようないずれかの適切な処理システムにより構成することができるので、適切なアプリケーションソフトウェアを実装して、必要なタスクを実行することができる。

50

【 0 1 4 5 】

これとは異なり、処理システム 8 3 0 は通常、特定の処理タスクを実行することにより、コンピュータシステム 8 1 0 で必要となる処理要件を減らすことができる。従って、処理システムは通常、命令を実行することにより、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B を制御するための制御信号の生成を可能にするだけでなく、瞬時インピーダンス値を導出するための処理を可能にする。

【 0 1 4 6 】

一つの例では、処理システム 8 3 0 は、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ (F P G A) のようなカスタムハードウェアなどにより構成されるが、磁気論理モジュールのようないずれかの適切な処理モジュールを使用しても良い。

10

【 0 1 4 7 】

一つの例では、処理システム 8 3 0 は、プログラマブルハードウェアを含み、当該ハードウェアの動作は、埋め込みソフトウェア命令形式の命令を使用して制御される。プログラマブルハードウェアを使用することにより、異なる信号を被験者 S に印加することができ、かつ異なる分析を測定デバイス 8 2 0 によって行なうことができる。従って、例えば種々の周波数で連続的に印加される信号を使用する場合と比べると、種々の埋め込みソフトウェアが、信号を使用してインピーダンスを多数の周波数で同時に分析しようとする場合に利用される。

【 0 1 4 8 】

使用される埋め込みソフトウェア命令はコンピュータシステム 8 1 0 からダウンロードすることができる。別の構成として、命令は、フラッシュメモリ 8 2 5 のようなメモリに格納することができるので、使用する命令を、測定デバイス 8 2 0 に配設される入力デバイスを使用して選択する、またはコンピュータシステム 8 1 0 を使用することにより選択することができる。その結果、コンピュータシステム 8 1 0 を使用して、処理システム 8 3 0 が実行する、埋め込みソフトウェアのような命令を制御することができ、これによって今度は、処理システム 8 3 0 の動作を変更する。

20

【 0 1 4 9 】

更に、コンピュータシステム 8 1 0 が動作することにより、処理システム 8 3 0 が導出するインピーダンスを分析することができるので、生物学的パラメータを求めることができる。

30

【 0 1 5 0 】

単一の処理システムを用いる別の構成を使用することができるが、コンピュータシステム 8 1 0 と処理システム 8 3 0 との間で処理を分割することにより、幾つかの利点を提供することができる。

【 0 1 5 1 】

第 1 に、処理システム 8 3 0 を使用することにより、カスタムハードウェア構成を、適切な埋め込みソフトウェアを使用して適合させることができる。これによって今度は、単一の測定デバイスを使用して、或る範囲の種々のタイプの分析を行なうことができる。

【 0 1 5 2 】

第 2 に、この構成によって、コンピュータシステム 8 1 0 で必要とされる処理要件を大幅に減らすことができる。これによって今度は、コンピュータシステム 8 1 0 を、比較的簡単なハードウェアを使用して実装できるとともに、測定装置に十分な分析を行なわせて、インピーダンスの解釈を提供することもできる。この操作では、例えば「ベッセル (W e s s e l) 」プロットを生成し、インピーダンス値を使用して、心機能に関連するパラメータを求めるだけでなく、リンパ浮腫の有無を判断することができる。

40

【 0 1 5 3 】

第 3 に、この構成によって、測定デバイス 8 2 0 を更新することができる。従って、例えば改良型分析アルゴリズムが構築される場合、または改良型電流シーケンスが特定のインピーダンス測定の種類に関して決定される場合、測定デバイスは、新規の埋め込みソフトウェアをフラッシュメモリ 8 2 5 または外部インターフェース 8 2 1 を介してダウンロ

50

ードすることにより更新することができる。

【0154】

使用状態では、処理システム830はデジタル制御信号を生成し、これらの制御信号はアナログ電圧駆動信号 V_D にDAC829によって変換され、そして信号発生器617に転送される。被験者に印加される駆動信号 I_D の電流、及び第2電極615A、615Bで測定される被験者電圧 V_S を表わすアナログ信号は、信号発生器617及びセンサ618から受信され、そしてADC827、828によってデジタル化される。次に、これらのデジタル信号を処理システム830に返して予備分析を行なうことができる。

【0155】

この例では、該当する一連のADC827、828及びDAC829が、参照番号添え字A、Bでそれぞれ指示される2つのチャンネルの各チャンネルに使用される。これにより、信号発生器617A、617Bの各々を個別に制御することができ、かつセンサ618A、618Bを使用して、電極615A、615Bそれぞれからの信号を検出することができる。従って、この構成は、2チャンネルデバイスを表わし、各チャンネルは、参照番号A、Bで指示される。

【0156】

実際には、どのような個数の適切なチャンネルも、好適な実施形態によって変わる形で使用することができる。従って、例えば4チャンネル構成を使用することが望ましく、この構成では、4つの駆動電極及び4つの検出電極が配設され、この場合、該当する検出電極及び駆動電極ペアは各四肢に接続される。この例では、8個のADC827、828、及び4個のDAC829から成る構成を使用することができるので、各チャンネルが該当するADC827、828、及びDAC829を持つようになることを理解されたい。別の形態として、他の構成を使用することができ、例えばこの技術分野の当業者が理解しているように、ADC827、828、及びDAC829から成る2チャンネル構成を4チャンネル電極構成に選択的に接続する多重化システムを組み込むことにより使用することができる。

【0157】

次に、処理システム830が実行する機能の例について、図10を参照しながら説明する。この例では、処理システム830は機能を、適切なソフトウェア制御を使用して実行するが、いずれかの適切な機構を使用しても良い。

【0158】

この例では、処理システム830は、タイミング/制御モジュール1000と、メッセージングモジュール1001と、分析モジュール1002と、正弦波ルックアップテーブル(LUT)1003、1004と、電流モジュール1005と、そして電圧モジュール1006と、を含む。

【0159】

使用状態では、処理システム830は、被験者Sに印加される信号の周波数及び振幅を表わす情報を、コンピュータシステム810から外部インターフェース821を介して受信する。タイミング/制御モジュール1000は、この情報を使用してLUT1003、1004にアクセスし、これらのLUTによって今度は、デジタル正弦波信号が、指定周波数及び振幅に基づいて生成される。デジタル電圧信号はDAC829A、829Bに転送されるので、アナログ電圧駆動信号 V_D を生成することができる。

【0160】

測定アナログ電圧信号 V_S 及び測定アナログ電流信号 I_S は、ADC827、828によってデジタル化され、そして電流モジュール1005及び電圧モジュール1006に供給される。これにより、処理システム830は電流を、電流モジュール1005に被験者を流れる合計電流を、2つの電流信号 I_S を使用して導出させることにより求めることができ、この場合、この電流の指示値は分析モジュール1002に供給される。通常、差動電圧アンプなどの形態である電圧モジュール1006が動作して、これも分析モジュール1002に転送される差分電圧を求めることにより、分析モジュール1002は、インピーダンス値を電流信号及び差分電圧信号を使用して導出することができる。

【 0 1 6 1 】

この操作の他に、電圧モジュール 1 0 0 6 はコモンモード電圧（すなわち、コモンモード信号）を導出し、このコモンモード電圧はタイミング／制御モジュール 1 0 0 0 に返される。これにより、タイミング／制御モジュール 1 0 0 0 は、被験者から検出される電圧に含まれるどのようなインバランスも求めることができ、このインバランスは、上記したように、デバイス基準電位が、電極を基準にしたときに、被験者内で中心に位置していないことを示唆する。

【 0 1 6 2 】

インバランスの程度が許容されない場合、タイミング／制御モジュール 1 0 0 0 は、電圧駆動信号 V_D を表わす正弦波の相対振幅及び／又は位相を以下に説明するように調整して、新たなインバランスを求めることができるようにする。

10

【 0 1 6 3 】

一旦、インバランスを求めて、インバランスが許容される場合には、タイミング／制御モジュール 1 0 0 0 は、このインバランスの指示値を分析モジュール 1 0 0 2 に供給することができるので、この分析モジュールは、直交位相成分の抽出のような適切な分析を行なって、測定インピーダンスの比及び位相差を、被験者を流れる電流及び差分電圧信号に基づいて導出することができる。次に、比及び位相をメッセージングモジュール 1 0 1 0 に転送することができるので、測定インピーダンスの指示値をコンピュータシステム 8 1 0 に、インターフェース 8 2 1 を介して供給することができる。

【 0 1 6 4 】

20

処理システム 8 3 0 はまた、信号レベル不良検出モジュール 1 0 0 8 を実装することができる。このモジュールは、被験者に印加される信号の振幅をモニタリングして、これらの振幅が許容閾値レベルに達しているかどうかを判断する。閾値レベルに達していない場合、不良検出モジュール 1 0 0 8 が、メッセージをコンピュータシステム 8 1 0 に転送するようになるので、プロセスを中断するか、または警告を発することができる。

【 0 1 6 5 】

次に、インピーダンス測定を行なうプロセスの例について、図 1 1 A ~ 1 1 D を参照しながら説明する。

ステップ 1 1 0 0 では、コンピュータシステム 8 1 0 を使用してインピーダンス測定の種類を選択し、この場合、この選択によって、コンピュータシステム 8 1 0 が起動して、埋め込みソフトウェアのような所望の命令を処理システム 8 3 0 が実行するようになる。この操作は多くの方法で行なうことができ、例えば必要な埋め込みソフトウェアをコンピュータシステム 8 1 0 から処理システム 8 3 0 にダウンロードすることにより、または処理システム 8 3 0 に、関連する埋め込みソフトウェアを内部メモリなどから取り出させることにより行なうことができる。

30

【 0 1 6 6 】

ステップ 1 1 1 0 では、コンピュータシステム 8 1 0 または処理システム 8 3 0 が、次の測定周波数 f_i を選択することにより、処理システム 8 3 0 は、上に説明したように、一連のデジタル電圧制御信号をステップ 1 1 1 5 で生成することができるようになる。これらのデジタル電圧制御信号をアナログ電圧信号 V_D に、DAC 8 2 9 A , 8 2 9 B を使用してステップ 1 1 2 0 で変換することにより、アナログ制御信号を電圧源 6 1 7 A , 6 1 7 B にステップ 1 1 2 5 で供給することができる。このポイントでは、各電圧源 6 1 7 A , 6 1 7 B は該当する電圧信号を生成し、そしてこれらの信号を被験者に、該当する駆動電極 6 1 3 A , 6 1 3 B を介して印加する。

40

【 0 1 6 7 】

ステップ 1 1 3 5 では、被験者に現われる電圧を、検出電極 6 1 5 A , 6 1 5 B を介して、センサ 6 1 8 A , 6 1 8 B を使用して検出し、この場合、検出電圧信号 V_S は、対応する ADC 8 2 7 A , 8 2 7 B によってステップ 1 1 4 0 でデジタル化される。ステップ 1 1 4 5 では、このステップと同時に、被験者に電圧信号を印加することにより印加される電流 I_S を、信号発生器 6 1 7 A , 6 1 7 B を使用して測定する。被験者に流す電流 I

50

s についての通知をステップ 1150 で ADC 827A, 827B に転送して当該電流をデジタル化する。

【0168】

ステップ 1155 では、デジタル化された電流信号 I_s 及び電圧信号 V_D を処理システム 830 が受信することによって、処理システム 830 は印加電流の大きさをステップ 1160 で求めることができる。この操作は、図 10 の上記した機能例における電流モジュール 1005 を使用して行なうことができるので、不良検出モジュール 1008 は、被験者を流れる合計電流を閾値とステップ 1165 で比較することができる。閾値を超えていることがステップ 1170 で判断される場合、プロセスは、警告をステップ 1175 で発することにより終了する。

10

【0169】

この状況は、例えばデバイスが不正に動作している場合に、または一つの電極が被験者の皮膚との正しい電氣的接触を行っていない場合のような、被験者との電極群の接続の問題が発生する場合に生じ得る。従って、警告を利用して、デバイスオペレータに、電極接続及び/又はデバイス動作をチェックさせて、どのような問題も解決することができるようにする。測定プロセスを再開しようとする試みのような、いずれかの適切な形の補正操作を行なうことにより、被験者を流れる電流の大きさなどを減らすことができる。

【0170】

ステップ 1180 では、処理システム 830 が動作して、コモンモード電圧を、電極 615A, 615B の各電極で検出された電位に基づいて求め、そしてこの操作は通常、上に説明した機能例における電圧処理モジュール 1006 を使用して行なうことができる。次に、コモンモード電圧またはコモンモード信号を使用して、すべてのインバランスをステップ 1185 で求める。

20

【0171】

ステップ 1190 では、インバランスを許容できるかどうかについて分析を行ない、そしてこの操作は、多数の方法のうちのいずれか一つの方法で行なうことができ、例えばコモンモード信号の振幅を閾値と比較することにより行なうことができる。閾値は普通、予め決定しておき、そしてメモリ 824, 825, 826 のうちの一つのメモリに、例えばデバイス製造中に、またはデバイス校正中に保存される。

【0172】

30

インバランスが許容できないと考えられる場合には、ステップ 1195 において、処理システム 830 はデジタル制御信号を変形させてインバランスを小さくする。この操作は通常、処理システム 830 に、印加信号を調整して、体の中心におけるコモンモード電圧が、電気基準電位またはグランド電位に出来る限り近い値になるように維持するアルゴリズムを実行させることにより行なうことができる。この操作では普通、被験者に印加される電圧信号の振幅及び/又は位相を、当該アルゴリズムを使用して調整する。この調整の性質は、この技術分野の当業者が理解しているように、インバランスの性質によって変わる。

【0173】

次に、プロセスをステップ 1120 に戻すことにより、変形制御信号をアナログ信号に、DAC 824 を使用して変換することができ、この場合、変形電圧信号を、電極 613A, 613B のうちの一つの電極に、または各電極に印加する。このプロセスは、許容可能なオフセットが得られるまで繰り返される。

40

【0174】

一旦、インバランスが許容されるようになると、処理システム 830 が動作して、被験者から検出される差分電圧をステップ 1200 で求める。図 10 に関して上に説明した機能例では、この操作は、差分電圧モジュール 1006 を使用して行なうことができる。

【0175】

ステップ 1205 では、処理モジュール 830 が動作して、被験者 S のインピーダンスを表わす比信号及び位相信号を印加周波数 f_i で、電流信号及び差分電圧信号を使用して

50

求める。上に説明した機能例では、この操作は、分析モジュール、及び好適な実施形態によって変わる直交位相分析のような或る形態の信号分析を使用して行なうことができる。ステップ 1 2 1 0 では、比信号及び位相信号の指示値をコンピュータシステム 8 1 0 に送信して、これらの信号を更に処理する。

【 0 1 7 6 】

一旦、この操作が完了すると、プロセスはステップ 1 1 1 0 に戻ってプロセスを次の測定周波数 f_i で繰り返すことができ、これ以外の場合で、全ての必要な周波数が完了した場合には、測定プロセスを終了させることができるので、コンピュータシステム 8 1 0 はインピーダンス測定を分析し、そして生物学的指標、インピーダンスパラメータなどのような必要情報を求めることができる。この操作が行なわれる態様は、行なわれる分析の種類によって変わる。

10

【 0 1 7 7 】

従って、上記のプロセスを繰り返すことにより、多数のインピーダンス測定を或る範囲の異なる周波数に亘って行なうことができることが理解できるであろう。更に、少なくとも一つの測定を行なう前に、そしてより一般的には、各測定の前に、チェックを行なって、確実に、被験者及びデバイスのコモンモードがほぼ一致して、測定手順の不正確さが低減されるようにすることができる。

【 0 1 7 8 】

図 1 2 は、チャンネル群のうちの単一のチャンネルに対応する電極システムの例であり、当該システムには、駆動電極 6 1 3 及び検出電極 6 1 5 の両方が組み込まれる。

20

当該電極システムには、プリント回路基板 (P C B) などのような第 1 基板 1 2 5 0 が組み込まれ、第 1 基板 1 2 5 0 には、該当する信号発生器 6 1 7 及びセンサ 6 1 8 が取り付けられる。信号発生器 6 1 7 及びセンサ 6 1 8 の概略機能は、図の構成要素によって表わされる。実際には、この技術分野の当業者が理解しているように、非常に多くの構成要素を適切な配置で使用することができ、そして図示の構成要素は単に、信号発生器 6 1 7 及びセンサ 6 1 8 の機能を示すために提示されているに過ぎない。

【 0 1 7 9 】

基板 1 2 5 0 及び関連する構成要素は、この技術分野の当業者が理解しているように、適切なハウジングに配設することにより、これらの要素を使用中に保護することができる。

30

【 0 1 8 0 】

信号発生器 6 1 7 及びセンサ 6 1 8 は更に、該当するケーブル 1 2 6 1 , 1 2 6 2 を介して導電パッド 1 2 6 3 , 1 2 6 5 に接続され、これらのパッドは、第 2 基板 1 2 6 0 に取り付けことができ、かつ第 1 電極 6 1 3 及び第 2 電極 6 1 5 をそれぞれ構成する。使用状態では、ケーブル 1 2 6 1 , 1 2 6 2 はクリップなどを含むことができるので、これらの導電パッドを使用後に容易に取り替えることができることを理解されたい。当業者であれば分かることであるが、導電パッド 1 2 6 3 , 1 2 6 5 は通常、銀パッドにより作製され、これらの導電パッドには、銀 / 塩化銀ジェルのような導電ジェルが塗布されている。これにより、被験者 S との良好な電気コンタクトが確保される。

【 0 1 8 1 】

40

導電パッド 1 2 6 3 , 1 2 6 5 を基板 1 2 6 0 に取り付けて、確実に、導電パッド 1 2 6 3 , 1 2 6 5 が使用中に設定距離だけ離れて位置するようにし、これによって、測定一貫性を確保し易くすることができる。別の構成として、導電パッド 1 2 6 3 , 1 2 6 5 は個別の使い捨て導電パッドとして提供することができ、これらのパッドは、第 1 基板 1 2 5 0 にケーブル 1 2 6 1 , 1 2 6 2 を介して接続される。他の適切な構成を使用することもできる。

【 0 1 8 2 】

一つの例では、基板 1 2 6 0 は、低い摩擦係数を有する、そして / または弾性を示す材料により作製され、そして / または屈曲エッジを有するので、電極が被験者に装着されるときに被験者が怪我をする可能性が低くなる。

50

【 0 1 8 3 】

この例では、信号発生器 6 1 7 はアンプ A_1 を含み、アンプ A_1 は、ケーブル 1 2 6 1 に接続される入力をも有する。当該入力は更に、グラウンドのような基準電位に抵抗体 R_1 を介して接続される。アンプ A_1 の出力は、抵抗体 R_2 を介してスイッチ SW に接続され、スイッチ SW は、通常、CMOS（相補型金属酸化物半導体）スイッチであり、CMOS スイッチを使用して電圧源をイネーブルにする。スイッチ SW は、処理システム 8 3 0 からケーブル 1 2 6 2 を介して受信するイネーブル信号 EN によって制御される。

【 0 1 8 4 】

スイッチ SW が今度は、直列に配置される抵抗体 R_3 , R_4 を介して、そして次に、ケーブル 1 2 6 1 を介して導電パッド 1 2 6 3 に接続される。第 2 アンプ A_2 には、2 つの直列接続抵抗体 R_3 , R_4 のうちの最初の抵抗体 R_3 と並列に接続される入力群と、そして抵抗体 R_5 を介してケーブル 1 2 5 3 に接続される一つの出力と、が配設される。

10

【 0 1 8 5 】

上の説明から、ケーブル 1 2 5 1 , 1 2 5 2 , 1 2 5 3 が従って、図 6 のリード線 6 2 3 を構成することが理解できるであろう。或る範囲の種々の抵抗体値を使用することができるが、一つの例では、これらの抵抗体は、 $R_1 = R_2 = R_5 = 50$ 、及び $R_3 = R_4 = 1500$ の値を持つ。

【 0 1 8 6 】

センサ 6 1 8 は普通、アンプ A_3 を含み、アンプ A_3 は、抵抗体 R_6 及びケーブル 1 2 6 2 を介して導電パッド 1 2 6 5 に接続される入力をも有する。当該入力は更に、抵抗体 R_7 を介してグラウンドのような基準電位に接続される。アンプ A_3 の出力は、ケーブル 1 2 5 4 に抵抗体 R_7 を介して接続される。

20

【 0 1 8 7 】

上の説明から、ケーブル 1 2 5 4 が従って、図 6 のリード線 6 2 5 を構成することが理解できるであろう。或る範囲の種々の抵抗体値を使用することができるが、一つの例では、これらの抵抗体は、 $R_6 = 1500$ 、 $R_7 = 10M$ 、及び $R_8 = 50$ の値を持つ。

【 0 1 8 8 】

任意の電源ケーブル 1 2 5 5 を設けて、電源信号 $+V_e$, $-V_e$ を供給することにより、信号発生器 6 1 7 及びセンサ 6 1 8 に電源を供給することができるが、別の構成として、バッテリーのような車載電源を使用しても良い。更に、ケーブル 1 2 5 6 を設けることにより、LED 1 2 5 7 を基板 2 6 0 上に配設することができる。この LED は、処理システム 8 3 0 によって制御することができるので、電極システムの動作状態を表示することができる。

30

【 0 1 8 9 】

使用状態では、アンプ A_1 が動作して、アナログ電圧駆動信号 V_D を増幅し、そしてこの増幅済み信号を被験者 S にケーブル 1 2 6 1 を介して印加するので、印加電位によって、電流が被験者 S を流れるようになる。使用状態では、この状況は、スイッチ SW が閉じ位置にあるときにのみ起こるので、スイッチ SW が開き位置になるようにすることにより、電圧源を被験者 S から絶縁することができる。

40

【 0 1 9 0 】

被験者 S に印加される信号の電流を検出し、そしてアンプ A_2 を使用して増幅し、この場合、増幅済み電流信号 I_S は処理システム 8 3 0 に、ケーブル 1 2 5 3 に沿って、かつ ADC 8 2 8 を介して返送される。

【 0 1 9 1 】

同様にして、センサ 6 1 8 は、アンプ A_3 に、第 2 電極 1 2 5 6 で検出される電位を増幅させることにより動作して、増幅済みアナログ電圧信号 V_S をケーブル 1 2 5 4 に沿って ADC 8 2 7 に返送する。

【 0 1 9 2 】

ケーブル 1 2 5 1 , 1 2 5 2 , 1 2 5 3 , 1 2 5 4 , 1 2 5 5 , 1 2 5 6 は、好適な実

50

施形態によって変わる多数の異なる構成で配設することができる。一つの例では、ケーブル 1 2 5 1, 1 2 5 2, 1 2 5 3, 1 2 5 4, 1 2 5 5, 1 2 5 6 の各ケーブルは単一のリード線 L として提供されるが、この構成は重要ではなく、これらのケーブルは複数のリード線として提供することができる。

【 0 1 9 3 】

上に簡単に記載したように、個別リード線 6 2 3, 6 2 5 が電圧信号 V_s 及び電流信号 I_s に使用される場合、リード線 6 2 3 と 6 2 5 との誘導結合によって、E M F (電磁界) がリード線 6 2 3, 6 2 5 内に生じ得る。E M F の大きさは、リード線 6 2 3 と 6 2 5 との誘導結合によって変わり、従って、これらのリード線の物理的間隔によって変わり、そして E M F (電磁界) の大きさはまた、電流信号 I_s の周波数及び振幅に比例して大きくなる。

10

【 0 1 9 4 】

E M F (電磁界) がリード線 6 2 3, 6 2 5 内に生じることによって、大きな E M F (電磁界) がセンサ 6 1 8 の入力に生じる。その結果、検出電圧信号 V_s の或る成分が、E M F が生じることによって発生し、この成分によって今度は、導出される電圧信号 V_s 及び電流信号 I_s が不正確になる。

【 0 1 9 5 】

誘導結合の影響は、リード線 6 2 3, 6 2 5 の物理的間隔によって変わる。従って、一つの例では、リード線間の誘導結合の影響は、これらのリード線を出来る限り物理的に離すことにより低減することができる。従って、一つの例では、ケーブル 1 2 5 1, 1 2 5 2, 1 2 5 3, 1 2 5 4, 1 2 5 5, 1 2 5 6 は、物理的に離れた個別のリード線として提供される。しかしながら、この構成に関する問題は、誘導結合の大きさが、測定のために状況に従って変化し得る物理的なリード線配置によって変わることである。その結果、どのような誘導結合も大きさが変わり得るので、この誘導結合の大きさを、インピーダンス測定を分析するときに明らかにすることが難しくなる。

20

【 0 1 9 6 】

物理的に離れたリード線をケーブル 1 2 5 1, 1 2 5 2, 1 2 5 3, 1 2 5 4, 1 2 5 5, 1 2 5 6 の各々に対応して使用する手法に代わる手法では、単一の複合リード線 L を使用する。このリード線は、ケーブル 1 2 5 1, 1 2 5 2, 1 2 5 3, 1 2 5 4, 1 2 5 5, 1 2 5 6 がほぼ一定の相対的物理位置に保持されるように作製される。一つの例では、リード線群 L は、該当するケーブル群の各ケーブルを一括して撚り合わせることにより、一定の幾何学的配置が得られるように作製される。しかしながら、リード線群を、被覆モールドして緊密接触を維持する別体の非絶縁シールドケーブルにより作製するような別の作製方法を使用することができる。

30

【 0 1 9 7 】

一定の物理的配置になる結果として、リード線 6 2 3, 6 2 5 に沿って生じる E M F (電磁界) は必ずほぼ一定になるので、この E M F を校正プロセス中に明らかにすることができる。

【 0 1 9 8 】

従って、測定デバイス 8 2 0 を最初に構成する場合、特にアルゴリズムを作成して、電圧信号 V_s 及び電流信号 I_s を分析することによりインピーダンス測定値を導出する場合、これらの方法では、発生 E M F (電磁界) を考慮に入れた要素を取り込むことができる。具体的には、構成プロセスが進行している間、測定デバイス 8 2 0 を使用して、測定を基準インピーダンスに基づいて行なうことができ、この場合、結果的に得られる計算値を使用して、発生 E M F (電磁界) の影響を求めることにより、この影響を将来時点の測定から差し引くことができる。

40

【 0 1 9 9 】

更に別の誤差原因は、電極システムにおいて使用される回路及び他の構成要素の動作応答の変化によって生じ得る。例えば、同様の構成要素が電極システム上で使用されるが、これらの構成要素に関連する製造許容誤差は、複数の構成要素が同じ外部条件の下で、互

50

いに異なる応答を示すことを意味する。変化の度合いは、特定の測定が行なわれるときの周波数によって変わり得ることも理解されたい。

【0200】

この場合もしかしながら、このような変化は全て校正プロセス中に、基準インピーダンスに基づく測定値を多数の異なる周波数に亘って記録することにより明らかにすることができる。

【0201】

全てのこのような校正の結果を使用中に考慮に入れることができるようにするために、校正の結果を記録してこれらの結果に、測定デバイス600が使用中にアクセスすることができるようにすると有用である。この操作は、多数の方法のうちのいずれか一つの方法で行なうことができる。

10

【0202】

従って、例えばリード線群及び電極システムにより作製される各リード線セットは、該当する識別子を持つことができる。従って、リード線セットの応答と予測または理想リード線セットの応答とのずれを表わす一連の校正データは、該当する識別子に関連付けて保存することができる。リード線セットが測定デバイス600に使用される場合、測定デバイス600はリード線セット識別子を、オペレータが手動入力を行なうことにより、または電極システムの一部として提供される適切な識別子を自動検出することにより確認することができる。従って、この操作によって、測定デバイス600は校正データにアクセスすることができ、校正データは従って、個別に測定デバイス600に、例えばリモートサーバ上で保存することができる。

20

【0203】

しかしながら別の構成として、校正データは電極システム自体に、例えばEEPROMなどのような適切なメモリを使用して保存することができる。この例では、更に別の接続を測定デバイス600と電極システムとの間で行なうことにより、測定デバイスにメモリをポーリングさせ、そして当該メモリに保存される校正データを取り出させることができる。この操作によって今度は、校正データを、測定を行なうときに考慮に入れることができる。

【0204】

リード線配置に関する別の問題は、図13を参照しながら次に説明するように、該当するケーブルの間の誘導結合の問題である。この例を説明するために、ケーブル1251, 1253, 1254のみを、図が分かり易くするために示している。

30

【0205】

この例では、測定デバイス820をPCB1250A, 1250Bに接続して、電極613A, 613B, 615A, 615Bの各電極に対応する接続を可能にする。これも図示のように、ケーブル1251, 1253, 1254の各ケーブルには、該当するシールド手段1351, 1353, 1354が設けられる。シールド手段を使用することにより、該当するケーブル1251, 1253, 1254の間の結合を阻止し易くしている。従って、ケーブル1251, 1253, 1254は普通、シールドされたワイヤコアにより作製される。実際には、シールドされたケーブルは50の伝送線とすることができ、この伝送線によって、信号伝送歪みが高周波数において最小になるので、誤差を最小にすることができる。この効果の他に、シールド手段1351, 1353, 1354は通常、各端部において、グランドのような基準電位に、該当する接続1355, 1356を介して相互接続される。

40

【0206】

シールドされ、かつ接地されたケーブルをこのようにして使用することにより、容量性結合の影響を低減し易くなるので、得られる測定値の不正確さを更に低減し易くなる。

更に別の起こり得る問題は、異なるリード線Lの間の誘導結合だけでなく、被験者とベッドとの間の容量性結合の問題である。この点に関して、寄生容量によって、高周波数電流が、体を通る所望の電流経路を迂回することができるようになるので、測定誤差が生じ

50

る。この現象を考慮に入れるために、一つの例では、各電極システムに対応するリード線群 L を出来る限り物理的に離すことができ、そして / またはリード線長さを使用中に最小にする配置になるように配設することができる。次に、この構成を実現する配置の例を図 14 を参照しながら説明する。

【 0 2 0 7 】

この例を実現するために、測定システムは、添え字 A , B , C , D で指示される 4 つの測定チャンネルを提供する。この構成は、更に別の A D C 8 2 7 , 8 2 8 及び D A C 8 2 9 を上に簡単に説明したように配設した構成の図 8 の測定デバイス 8 2 0 の変形バージョンを使用することにより実現することができることを理解されたい。

【 0 2 0 8 】

この例では、被験者 S がベッド 1 4 0 0 に横たわり、腕 1 4 3 1 , 1 4 3 2 を被験者の横腹の脇に置き、そして脚 1 4 3 3 , 1 4 3 4 を、測定デバイス 8 2 0 を組み込んだ支持台 1 4 4 0 に置く。支持台 9 4 0 は、いずれの形態の支持台とすることもできるが、通常、成形発泡体などにより作製され、成形発泡体によって被験者の体勢を、測定デバイス 8 2 0 が被験者の膝の間にほぼ位置する状態で整える。測定デバイス 8 2 0 は通常、支持台に組み込まれて、測定デバイス 8 2 0 に対する被験者の正確な位置が確保され、更に被験者 S が、測定デバイス 8 2 0 のハウジングで擦ることにより、またはそれ以外に、ハウジングにぶつかることにより怪我をすることがないように被験者 S を保護する。

【 0 2 0 9 】

4 チャンネル構成を実現することにより、該当する電極システムを被験者の四肢の各々に取り付けることができる。従って、図示のように、各四肢 1 4 3 1 , 1 4 3 2 , 1 4 3 3 , 1 4 3 4 には、該当する基板 1 2 6 0 が取り付けられるので、駆動電極 6 1 3 及び検出電極 6 1 5 を各手首及び各足首に装着することができる。電極 6 1 3 , 6 1 5 は、基板 1 2 5 0 に取り付けられる該当する信号発生器及びセンサに接続され、これらの基板 1 2 5 0 が今度は、測定デバイス 8 2 0 に該当するリード線 L A , L B , L C , L D を介して接続される。

【 0 2 1 0 】

これらのリード線は、各リード線 L A , L B , L C , L D が測定デバイス 8 2 0 から異なる方向に延びることにより、これらのリード線の物理的間隔が最大になり、従ってこれらのリード線の間のような誘導結合も低減され易くなる。

【 0 2 1 1 】

更に、リード線 L A , L B , L C , L D は、測定デバイス 8 2 0 及び被験者 S の両方から直交する方向に延びることにより、容量性結合の影響が更に低減されるように適合させることが好ましい。

【 0 2 1 2 】

更に、測定デバイス 8 2 0 を被験者の膝の近くに配置することにより、測定デバイス 8 2 0 は被験者の膝と足首との間でほぼ等距離になるような位置になる。

従って、測定デバイス 8 2 0 をベッド 9 0 0 の下端部の方に配置することにより、電極を被験者 S の手首及び足首に装着するために必要なリード線 L A , L B , L C , L D の長さを短くできるとともに、リード線をほぼ等しい長さに維持することができるので、誘導結合の影響、及び容量性結合の影響の両方を更に低減し易くなる。この点に関して、どのような誘導結合の影響によっても生じる E M F は、関連するリード線長さに比例する。同様に、電流分岐経路を形成し得るリード線（グラウンド）と被験者 S との間の容量性結合も最小になる。

【 0 2 1 3 】

この構成では、4 つの第 1 電極、及び 4 つの第 2 電極を四肢に配置することにより、或る範囲の異なる四肢及び / 又は全身のインピーダンス測定を上記のように行なうことができることを理解されたい。

【 0 2 1 4 】

測定手順を行なっている間、概して、チャンネル群のうちの 2 つのチャンネルのみが、い

10

20

30

40

50

れか一つの時点で使用される。この構成を実現するために、他のチャネルを、電極システムの一部を構成する該当するスイッチSWを使用することにより無効化する。

【0215】

図6～14に関して上に説明した上記のインピーダンス測定装置及び方法の変形を、図1～5の装置及び方法と組み合わせて利用して、更に高性能な測定を行なうことができることを理解されたい。この構成では、図6～14のうちのいずれか一つ以上の図において使用される手法を、スイッチ135, 136と一緒に用いることにより、リード線間の誘導結合もスイッチング技術を使用して考慮に入れることができる。従って、例えば図14のリード線配置を使用して、リード線間の誘導結合を最小にすることができ、この場合、残留する全ての影響が、図1～5において説明したプロセスを使用して明らかにされる。同様に、システムが動作することにより、どのようなインバランスも図7のプロセスを使用して、誘導結合を図2の方法を使用して明らかにする前に最小にすることができる。

10

【0216】

同様に、図1及び5の処理システム102を別のコンピュータシステム及び処理システムに、図8のコンピュータシステム810及び処理システム830の構成と同じようにして、置き換えることができることを理解されたい。

【0217】

この技術分野の当業者であれば、多数の変更及び変形を想到することができることを理解できるであろう。この技術分野の当業者が想到することができる全てのこのような変更及び変形は、本発明を記述する前に広義に定義される本発明の思想及び範囲に包含されるべきものと考えられる。

20

【0218】

従って、例えば上に説明した種々の例の特徴は、必要に応じて置き換え可能に使用することができることを理解されたい。更に、上に説明した例では、ヒトのような被験者に注目しているが、上に説明した測定デバイス及び手法は、これらに制限されないが、霊長類、家畜類、競走馬のような経済動物などを含むいずれの動物にも使用することができることを理解されたい。

【0219】

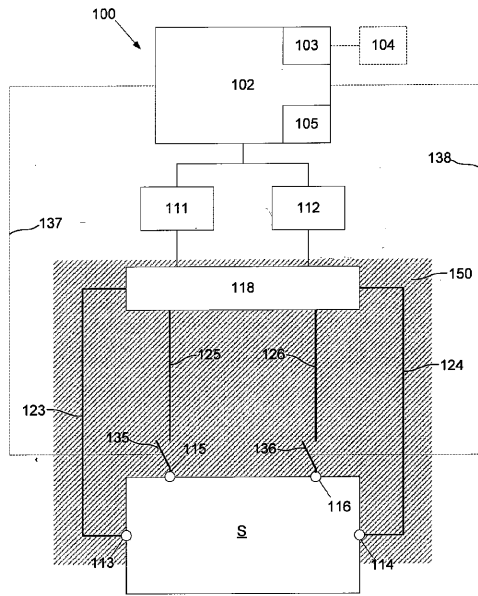
上記のプロセスは生物学的指標を求めるために使用することができ、今度はこの生物学的指標を使用することにより、これらには制限されないが、浮腫、リンパ浮腫を含む或る範囲の症状及び病状の有無、または重症度を診断し、さらには体組成だけでなく、心機能の状態などを診断することができる。

30

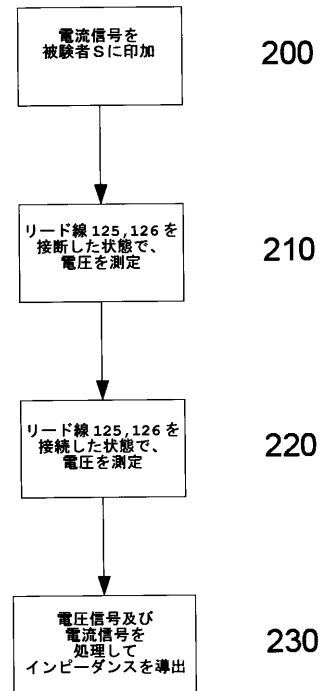
【0220】

更に、上記の例では、電流信号を印加して電圧の測定を可能にする形態に注目しているが、この形態は重要ではないので、当該プロセスは、電圧信号を印加して電流の検出を可能にする状況にも応用することができる。

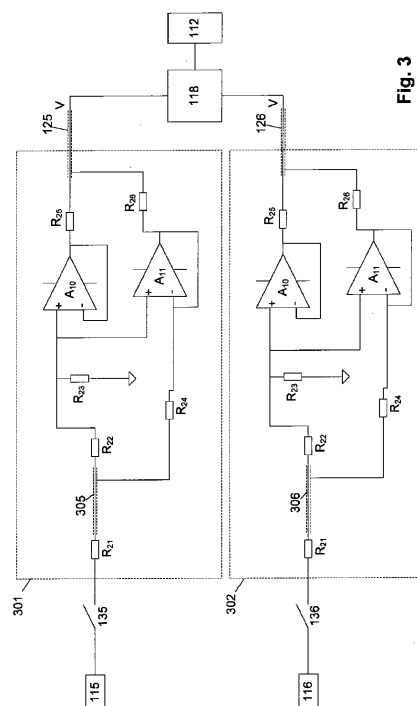
【 図 1 】



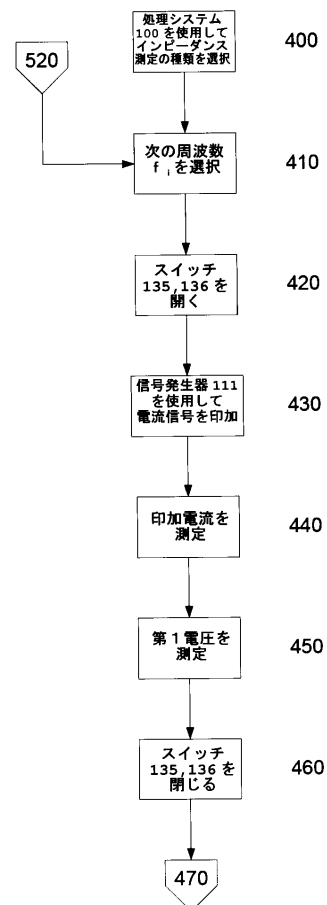
【 図 2 】



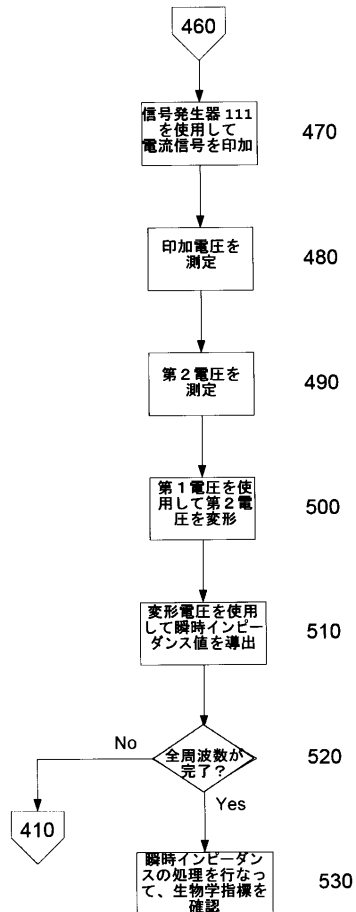
【 図 3 】



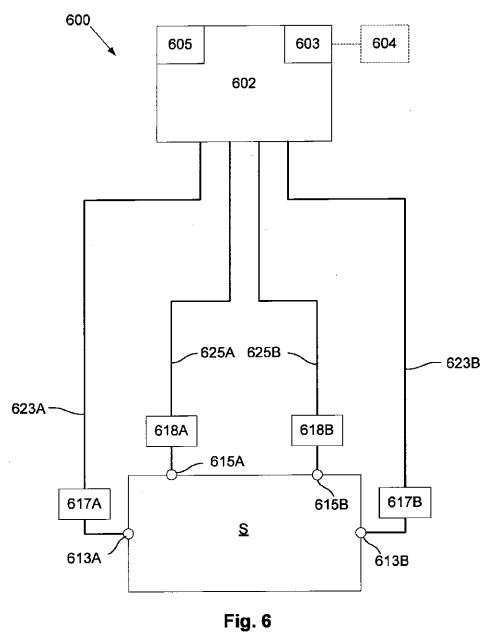
【 図 4 A 】



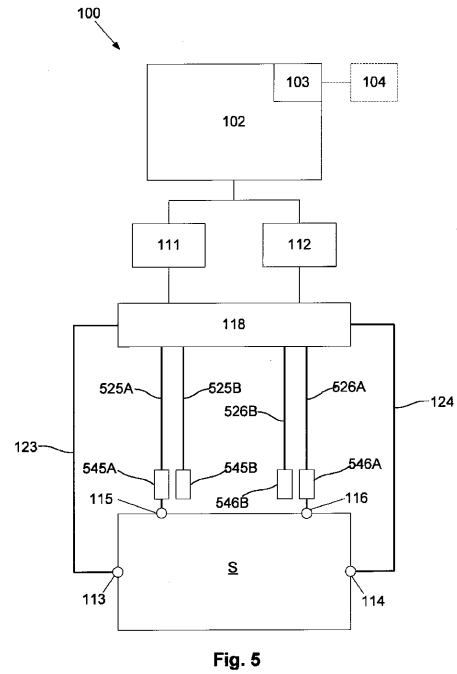
【図 4 B】



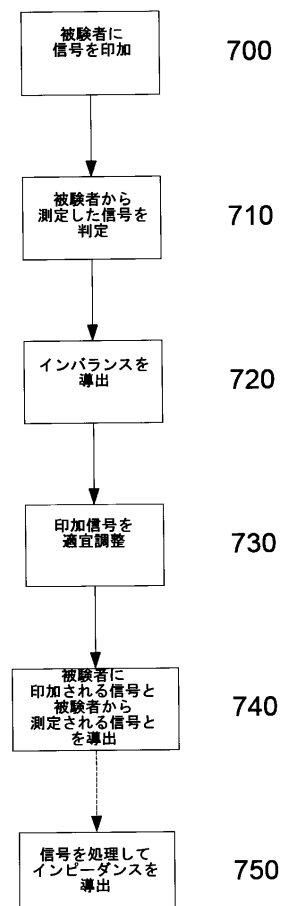
【図 6】



【図 5】



【図 7】



【図 8】

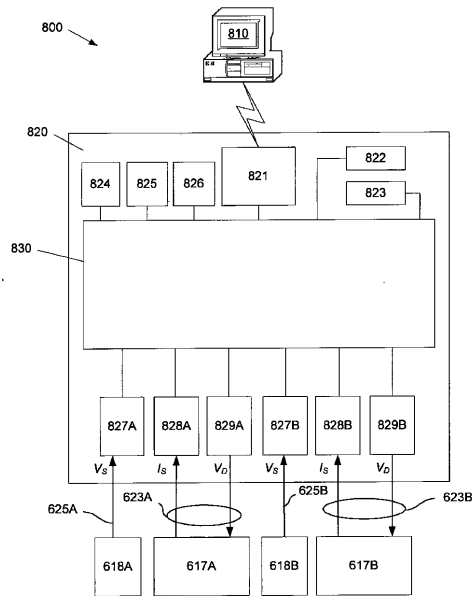


Fig. 8

【図 9】

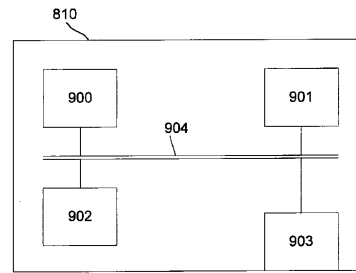


Fig. 9

【図 10】

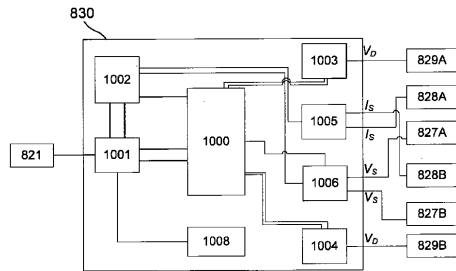
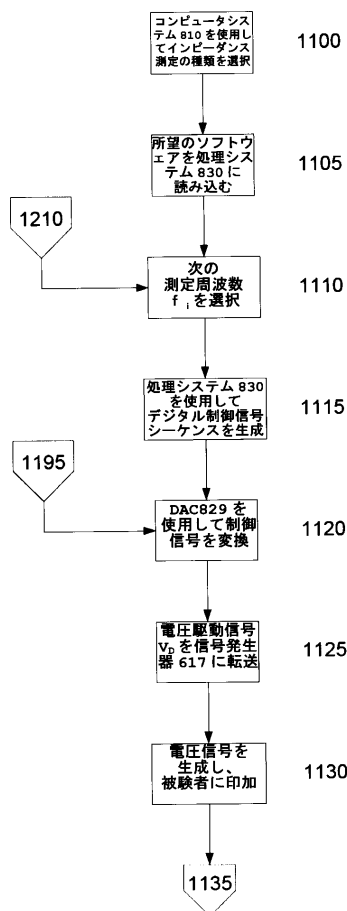
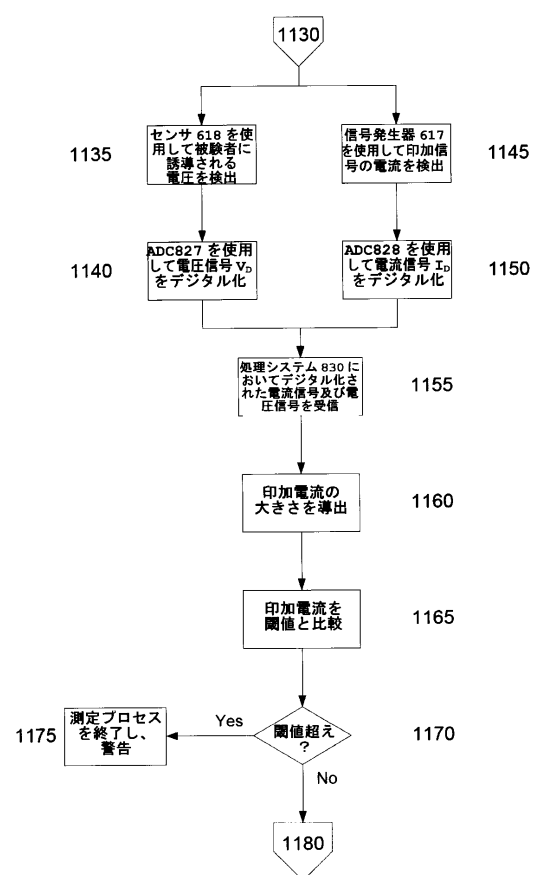


Fig. 10

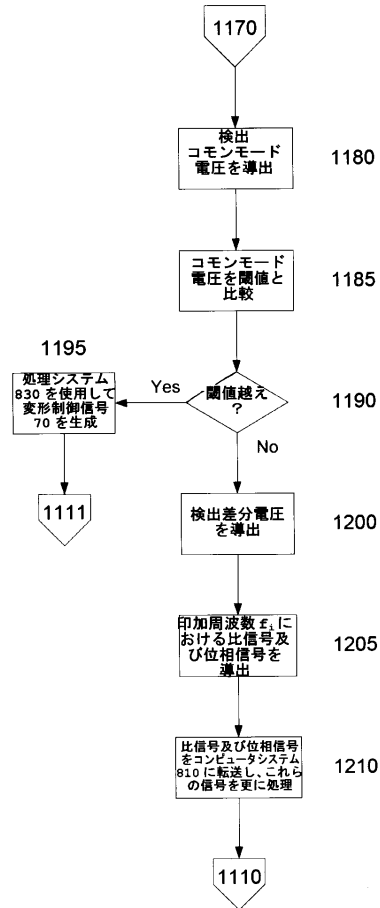
【図 11 A】



【図 11 B】



【図 11C】



【図 13】

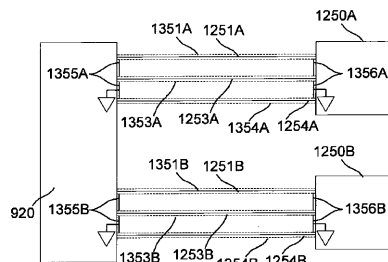


Fig. 13

【図 12】

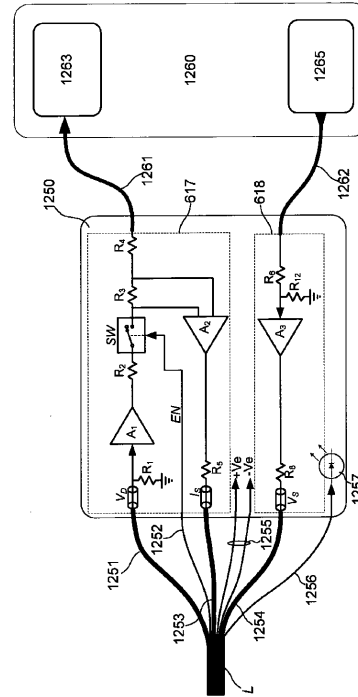


Fig. 12

【図 14】

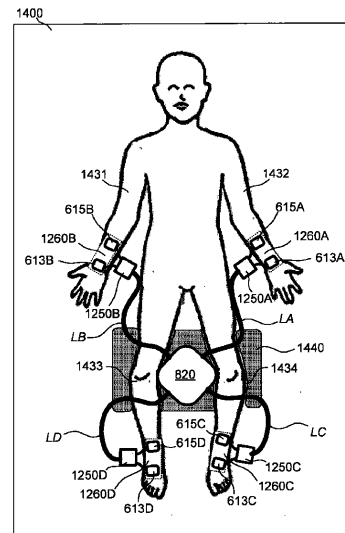


Fig. 14

フロントページの続き

(72)発明者 チータム、スコット

アメリカ合衆国 9 2 0 1 4 カリフォルニア州 デル マール ストラットフォード コート
9 2 2

(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 2 1 0 6 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
9 5

(72)発明者 ブルインスマ、イアン ジョン

オーストラリア国 2 1 4 7 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 3 7

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 3 0 5 4 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5