

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5202880号  
(P5202880)

(45) 発行日 平成25年6月5日 (2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日 (2013.2.22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 M 25/095 (2006.01)

A 6 1 M 25/00 3 1 2

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 B

A 6 1 B 5/0408 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 J

A 6 1 B 5/0478 (2006.01)

G 0 1 B 7/00 1 0 3 R

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

請求項の数 8 外国語出願 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-156607 (P2007-156607)  
 (22) 出願日 平成19年6月13日 (2007.6.13)  
 (65) 公開番号 特開2008-43735 (P2008-43735A)  
 (43) 公開日 平成20年2月28日 (2008.2.28)  
 審査請求日 平成22年5月24日 (2010.5.24)  
 (31) 優先権主張番号 11/424, 105  
 (32) 優先日 平成18年6月14日 (2006.6.14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 508080229  
 バイオセンス・ウェブスター・インコーポ  
 レーテッド  
 アメリカ合衆国カリフォルニア州9176  
 5ダイヤモンドバー・ダイヤモンドキャニ  
 オンロード3333  
 (74) 代理人 100088605  
 弁理士 加藤 公延  
 (72) 発明者 アサフ・ゴバリ  
 イスラエル国、34400 ハイファ、ピ  
 ッツォ 1  
 (72) 発明者 アンドレス・クラウディオ・アルトマン  
 イスラエル国、34614 ハイファ、シ  
 ムション 13/9

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 インピーダンス校正用基準カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置検出装置において、

1つの基準電極を備え、被検者の身体内の既知の位置に配置されるように構成された、  
 基準プローブと、

少なくとも1つの標的電極を備え、前記被検者の前記身体内に配置されるように構成さ  
 れた、標的プローブと、

制御ユニットであって、

前記基準プローブを前記既知の位置に保持して、前記基準電極と複数の体表電極との  
 間で前記身体に第1電流を流し、

前記第1電流の第1特性を測定し、

前記第1特性を用いて前記既知の位置の近似値を求め、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定する、

ように動作し、さらに、

前記少なくとも1つの標的電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第2電流を  
 流し、

前記第2電流のそれぞれの第2特性を測定し、

前記第2特性を用いて前記標的プローブの算定位置を求め、

前記補正因子を用いて前記算定位置を補正する、

ように動作する、

制御ユニットと、  
を備えた、装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記 1 つの基準電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することにより前記第 1 特性を測定し、かつ、前記少なくとも 1 つの標的電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することにより前記第 2 特性を測定するように、構成されている、装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、位置および方向の座標を求めることにより前記標的プローブの前記算定位置を求めるように構成されている、装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の装置において、

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との間の差を含む、装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の装置において、

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との間の比を含む、装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の装置において、

前記少なくとも 1 つの標的電極は、複数の電極を含み、

前記制御ユニットは、それぞれの前記第 2 電流を前記複数の電極の 1 つと前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことにより前記第 2 電流を流すように構成されている、装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記第 1 電流を前記基準電極と前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことにより前記第 1 電流を流すように構成されている、装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記補正因子を周期的に特定し、前記補正因子を用いて前記標的プローブの前記算定位置を周期的に補正するように、構成されている、装置。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願との相互参照〕

本出願は、2005 年 1 月 7 日に出願された米国特許出願第 11 / 030,934 号の一部継続出願であり、かかる米国特許出願は、本特許出願譲受人に譲渡され、また、その開示内容が参照して本明細書に組み入れられる。

【0002】

〔発明の分野〕

本発明は、生体内に配置された物体の位置検出、特にインピーダンス測定値を用いた位置検出に関する。

【0003】

〔発明の背景〕

生体内の物体、例えばセンサー、チューブ、カテーテル、薬液投与装置およびインプラントの位置の追跡は、多くの医療処置において必要とされている。体内物体に取付けた電極と体表上の電極との間の電圧差を測定して、その体内物体の位置を特定するシステムが開発されている。この電圧差は電極間のインピーダンスに対応している。インピーダンスに基づいた位置検出方法が、例えば米国特許第 5,983,126 号（特許権者：ヴィットカンブ (Wittkamp)）および米国特許第 6,456,864 号（特許権者：スワンソン (Swanson)）に開示さ

10

20

30

40

50

れており、これらの特許の開示内容は参照して本明細書に組入れられる。

【 0 0 0 4 】

ヴィットカンプは、カテーテル上に既知の間隔だけ互いに離隔して配置された2つの電極を使用して位置検出装置を校正する方法についても記載している。それぞれのカテーテル電極と3つの体表電極  $x$ 、 $y$  および  $z$  それぞれとの間の電圧を測定することで、体内位置と  $x$ 、 $y$  および  $z$  方向の電圧との間の相関関係を明らかにすることができる。

【 0 0 0 5 】

電極間の電圧差を検出する同様な方法が、米国特許第5,899,860号（特許権者：ファイファ－(Pfeiffer)）、米国特許第6,095,150号（特許権者：パネスキュ(Panescu)）ならびに、米国特許第6,050,267号および同第5,944,022号（特許権者：ナーデラ(Nardella)）に開示されており、これら特許の開示内容は全て参照して本明細書に組入れられる。

【 0 0 0 6 】

〔 発 明 の 概 要 〕

本発明の実施形態は、生体内に配置された標的プローブ(target probe)の位置をリアルタイムで特定する効率的な装置および方法である。これらの実施形態では、標的プローブ上の1つあるいは複数の電極と体表に配置した電極との間に電流を流す。標的プローブと体表電極それぞれとの間のインピーダンスを測定し、その測定値を用いて標的プローブの推定位置(estimated position)を計算する。基準プローブ(reference probe)も体内の既知の場所に配置し、基準プローブと体表電極それぞれとの間のインピーダンスも測定する。基準プローブについてのインピーダンス測定値を用いてインピーダンスに基づいた位置推定値を求め、この推定値を基準プローブの既知の場所と比較する。推定位置と既知の場所との差を用いて補正因子(correction factors)を特定し、この補正因子を標的プローブの推定位置に適用して推定精度を高める。

【 0 0 0 7 】

補正因子を特定し、この標的プローブの推定位置へ補正因子を適用するプロセスは、リアルタイムで行なわれてよい。択一的な実施形態では、補正因子を標的プローブのインピーダンス測定を行う前に特定してもよい。その場合、1つのプローブを、最初に基準プローブとして用いて補正因子を特定し、その後標的プローブとして使用してもよい。

【 0 0 0 8 】

補正がリアルタイムで行われた場合、インピーダンスの偏差による測定誤差がリアルタイムで補正因子に取り込まれることになる。本発明のこの局面を利用して、例えば体表電極のインピーダンスの変化を補償することもできる。

【 0 0 0 9 】

このような装置および方法は、心臓の不整脈を治療するための心臓のマッピングあるいは切除などの医療処置にとりわけ有用である。

【 0 0 1 0 】

本発明の実施形態によれば、位置検出方法において、

少なくとも1つの基準電極を備えた基準プローブを被検者の身体内の既知の位置に配置するステップと、

前記基準プローブを前記既知の位置に保持して、前記基準電極と複数の体表電極との間で前記身体に電流を流し、前記電流の第1特性を測定するステップと、

前記第1特性を用いて前記基準プローブの前記既知の位置の近似値を求めるステップと、

、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定するステップと、

少なくとも1つの標的電極を備えた標的プローブを前記被検者の前記身体内に配置するステップと、

前記標的電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に電流を流し、前記電流のそれぞれの第2特性を測定するステップと、

前記第2特性を用いて前記標的プローブの算定位置を求めるステップと、

前記補正因子を用いて前記算定位置を補正するステップと、

を含む、位置検出方法が提供される。

【 0 0 1 1 】

典型的な実施形態では、前記第 1 特性を測定するステップは、前記基準電極と前記複数の体表電極との間のインピーダンスを測定することを含み、前記第 2 特性を測定するステップは、前記標的電極と前記複数の体表電極との間のインピーダンスを測定することを含む。

【 0 0 1 2 】

前記標的プローブの算定位置を求めるステップは、位置および方向の座標を求めることを含む。

【 0 0 1 3 】

前記近似値と前記既知の位置との前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との差であってもよい。前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との比でもよい。

【 0 0 1 4 】

ある実施形態では、前記標的電極は、複数の標的電極を含み、前記電流を前記標的電極と前記複数の体表電極との間に流すステップは、前記各電流を前記複数の標的電極と前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことを含む。

【 0 0 1 5 】

ある実施形態でも、前記基準電極は、複数の基準電極を含み、前記電流を前記基準電極と前記複数の体表電極との間に流すステップは、前記各電流を前記複数の標的電極と前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことを含む。

【 0 0 1 6 】

前記補正因子を特定するステップは、前記第 1 特性の測定を周期的に繰返し、前記繰返された測定に応じて前記補正因子を更新することを含んでいてもよい。

【 0 0 1 7 】

ある実施形態では、前記標的プローブを配置するステップは、前記標的プローブを用いて医療処置を行うことを含んでいてもよい。このような実施形態では、前記標的プローブは、カテーテルであってもよく、前記医療処置を行うことは、前記被検者の心臓をマッピングすることを含んでいてもよい。付加的または択一的に、前記医療処置を行うことは、治療処置を行うことを含んでいてもよい。

【 0 0 1 8 】

さらに、位置検出方法において、

少なくとも 1 つの電極を備えたプローブを被検者の身体内の既知の位置に配置するステップと、

前記プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と複数の体表電極との間で前記身体に第 1 電流を流すステップと、

前記第 1 電流のそれぞれの第 1 特性を測定するステップと、

前記第 1 特性を用いて前記既知の位置の近似値を求めるステップと、

前記近似値と前記既知の位置との間の関係に基づいて補正因子を特定するステップと、

前記プローブを前記既知の位置から新しい位置へ移動するステップと、

前記プローブを前記新しい位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第 2 電流を流すステップと、

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定するステップと、

前記第 2 電流の前記特性を用いて前記プローブの算定位置を求めるステップと、

前記補正因子を用いて前記プローブの前記算定位置を補正するステップと、

を含む、位置検出方法が提供される。

【 0 0 1 9 】

典型的には、前記第 1 特性の測定するステップは、前記電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することを含み、前記第 2 特性を測定するステップは、前記電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することを含む。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

さらに、位置検出装置において、  
少なくとも1つの基準電極を備え、被検者の身体内の既知の位置に配置されるように構成された基準プローブと、  
少なくとも1つの標的電極を備え、前記被検者の前記身体内に配置されるように構成された標的プローブと、  
制御ユニットであって、  
前記基準プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも1つの基準電極と複数の体表電極との間で前記身体に第1電流を流し、  
前記第1電流の第1特性を測定し、  
前記第1特性を用いて前記既知の位置の近似値を求め、  
前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいた補正因子を特定する、  
ように動作し、さらに、  
前記少なくとも1つの標的電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第2電流を流し、  
前記第2電流のそれぞれの第2特性を測定し、  
前記第2特性を用いて前記標的プローブの算定位置を求め、  
前記補正因子を用いて前記算定位置を補正する、  
ように動作する、制御ユニットと、  
を備えている、位置検出装置が提供される。

10

## 【0021】

20

典型的には、前記制御ユニットは、前記基準電極と前記複数の体表電極との間の第1インピーダンスを測定し、かつ、前記少なくとも1つの標的電極と前記複数の体表電極との間の第2インピーダンスを測定するように構成されている。

## 【0022】

ある実施形態では、前記制御ユニットは、位置および方向の座標を求めるように構成されている。

## 【0023】

前記標的電極は、複数の電極を備えていてもよく、前記制御ユニットは、前記第2電流をそれぞれ前記複数の電極の1つと前記複数の体表電極の1つとの間に流すように構成されている。

30

## 【0024】

前記基準電極は、複数の電極を備えていてもよく、前記制御ユニットは、前記第1電流をそれぞれ前記複数の電極の1つと前記複数の体表電極の1つとの間に流すように構成されている。

## 【0025】

ある実施形態では、前記制御ユニットは、前記補正因子を周期的に特定し、前記補正因子を用いて前記標的プローブの前記算定位置を周期的に補正するように構成されている。

## 【0026】

さらに、別の位置検出装置において、  
少なくとも1つの電極を備え、被検者の身体内に配置されるように構成されたプローブと、

40

制御ユニットであって、

前記プローブを既知の位置に保持して、前記少なくとも1つの電極と複数の体表電極との間で前記身体に第1電流を流し、

前記第1電流の第1特性を測定し、

前記第1特性を用いて前記既知の位置の近似値を求め、

前記近似値と前記既知の位置との間の関係に基づいた補正因子を特定する、

ように動作し、さらに、

前記プローブを未知の位置に保持して、前記少なくとも1つの電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第2電流を流し、

50

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定し、  
前記第 2 特性を用いて前記プローブの算定位置を求め、  
前記補正因子を用いて前記算定位置を補正する、  
ように動作する、制御ユニットと、  
を備えている、位置検出装置が提供される。

【 0 0 2 7 】

典型的には、前記制御ユニットは、前記プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することにより前記第 1 特性を測定し、かつ、前記プローブを未知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することにより前記第 2 特性を測定するように構成されている。

10

【 0 0 2 8 】

本発明は、添付図面を含めた以下の本発明の実施形態の詳細な説明からより完璧に理解されるであろう。

【 0 0 2 9 】

〔実施形態の詳細な説明〕

図 1 は、本発明の実施形態に従う位置検出システム 20 を示す。システム 20 は、標的プローブ、例えば、被検者 26 の心臓 24 の房のような体内腔に挿入された標的カテーテル 22 の位置を特定するのに使用される。典型的には、標的カテーテルは、診断上または治療上の処置、例えば心臓内の電位のマッピングあるいは心臓組織の切除のために用いられる。標的カテーテル 22 あるいはほかの標的体内装置は、択一的に、ほかの目的のために、単独で用いるか、またはほかの処理装置と組み合わせて用いることもできる。(用語「標的(target)」は、本特許出願および特許請求の範囲では、位置検出システムにより位置を特定しようとするプローブまたはそのほかの装置を示す。用語「標的」は、標的プローブと基準プローブとを識別できるよう便宜上および明瞭さのためにのみ用いており、この用語が当てはめられる素子の形状または機能をどのような形であれ限定するものと解釈されるべきものではない。)

20

【 0 0 3 0 】

標的カテーテル 22 の遠位端は、少なくとも 1 つの標的電極 44 を備えている。標的電極 44 は、標的カテーテル 22 の挿入管を介してワイヤーにより制御ユニット 28 内の駆動回路系に接続されている。標的電極 44 は、以下に説明する位置検出機能を実行するために適した如何なる形状および大きさであってもよく、また他の目的、例えば電気生理学的検出あるいは切除のためにも使用できる。インピーダンスに基づく位置検出は、典型的には、3 つの電極を備えたカテーテルを使って行なうが、本明細書で説明する例におけるように電極の数がより少なくてもより多くてもよい。

30

【 0 0 3 1 】

標的カテーテル 22 と実質的に同一であってもよい基準プローブ 42 も、被検者 26 の体内に挿入され、予めわかっている場所に配置される。例えば、心臓の処置では、基準の場所(reference location)は、冠状静脈洞(coronary sinus)内に位置していてもよいし、または胸腔領域内の別の既知の場所であってもよい。冠状静脈洞は都合のよい選択である。なぜならば、一般的に侵襲性の処置を行なう心臓病専門医達が、カテーテルを冠状静脈洞に比較的容易に、そして高信頼度で導入できるからである。選択的には、基準の場所の座標を、予め取得した画像、またはリアルタイムの画像、例えば MRI 画像、エックス線画像または超音波画像を使って特定することもできる。

40

【 0 0 3 2 】

基準プローブ 42 は、少なくとも 1 つの基準電極 46 を備えている。標的電極 44 と同様に、電極 46 はワイヤーで制御ユニット 28 内の駆動回路系に接続されている。同様に、電極 44 は、任意の適当な形状および大きさであってもよく、また、他の目的で使用されてもよい。

【 0 0 3 3 】

50

制御ユニットは、ケーブル 30 を介してワイヤーにより体表電極に接続される。これらの体表電極は、典型的には粘着性の皮膚パッチ 32、34 および 36 を含む。本発明の折一的な実施形態では、体表上の電極は、その数が異なってもよいし、皮下プローブ、または医師 38 が操作する手持ち式の装置のような別の形状であってもよい。

#### 【0034】

皮膚パッチ 32、34 および 36 は、標的カテーテルおよび基準プローブに近い体表上のどこでも便利な場所に配置できる。例えば、心臓の医療処置の場合には、パッチ 32、34 および 36 は被検者 26 の胸部の辺りに配置される。これらパッチの相互あるいは被検者の身体の座標に対する方向(orientation)については特別な条件は何もない。特に、パッチを固定軸に沿って配置する必要はない。従って、医療処置にできるだけ邪魔にならないようにパッチを配置できる。

#### 【0035】

制御ユニット 28 は、体内の標的カテーテル 22 および基準プローブ 42 の位置を表示するディスプレイ 40 を駆動させることもできる。

#### 【0036】

インピーダンス測定値に基づいて位置座標を計算する方法が、前述の米国特許出願第 11/030,934 号に記載されている。これに関連した方法が、本特許出願の譲受人に譲渡された 2005 年 7 月 8 日出願された米国特許出願第 11/177/861 号に記載されており、この出願の開示内容は参照して本明細書に組み入れられる。インピーダンスに基づいた位置検出のための前述の特許出願に記載の方法または別の方法を制御ユニット 28 で用いて、これにより、標的電極 44 とパッチ 32、34 および 36 との間のインピーダンスを測定し、この測定されたインピーダンス値から、標的カテーテル 22 の位置を表す点  $P_{T1}$  を得ることができる。 $(x_{T1}, y_{T1}, z_{T1})$  として表わされる  $P_{T1}$  の 3 次元座標は、標的電極 44 の実際の位置の近似値である。

#### 【0037】

インピーダンスに基づいた位置検出方法は制御ユニット 28 によっても用いられ、これにより、基準電極 46 の位置を表す点が算出される。基準プローブの算出された位置と既知の位置との差を用いて補正因子が得られ、これにより、標的プローブの位置特定精度が改善される。

#### 【0038】

図 2 は、本発明の実施形態によれば補正因子がどのようにして得られ、用いられるのかを示す模式的な詳細図である。上述のインピーダンスに基づいた位置検出方法を用いて、以下  $P_{R1}$  とする点 48 を基準電極 46 の未処理の場所として計算する。点  $P_{R1} = (x_{R1}, y_{R1}, z_{R1})$  は基準電極 46 の場所のための未補正の近似値である。座標  $(x_{R2}, y_{R2}, z_{R2})$  で表される基準電極のより正確な場所  $P_{R2}$  は、上記画像処理方法を用いて得ることもできる。あるいは画像処理法を用いずに、このより正確な場所を解剖学的な考察(例えば、冠状静脈洞の他の解剖学的特徴物に対して予めわかっている場所)に基づいて先験的に特定することもできる。本発明の実施形態では、都合のよいいずれの場所を座標系の原点にしてもよいことを理解されたい。典型的な原点は、外部基準点、またはパッチ 32、34 および 36 のいずれか 1 つ、または点  $P_{R1}$  および  $P_{R2}$  のいずれか 1 つである。

#### 【0039】

点  $P_{R1}$  とより正確な場所  $P_{R2}$  との間の距離を表わす差ベクトル(difference vector)  $[dx, dy, dz]$  は、 $P_{R1}$  座標  $(x_{R1}, y_{R1}, z_{R1})$  からそれぞれの  $P_{R2}$  座標  $(x_{R2}, y_{R2}, z_{R2})$  を差し引くことにより、すなわち、 $dx = (x_{R1} - x_{R2})$ 、 $dy = (y_{R1} - y_{R2})$  および  $dz = (z_{R1} - z_{R2})$  となるようにすることにより得られる。

#### 【0040】

差ベクトルの因子  $dx$ 、 $dy$  および  $dz$  を補正因子として用いることもでき、これにより標的プローブ 22 の位置がより高い精度で特定される。上述のインピーダンスに基づいた位置検出方法を用いて、標的電極 46 の場所が、点  $P_{T1} = (x_{T1}, y_{T1}, z_{T1})$  であるものとして計算される。標的電極位置をより高い精度で特定するには、 $P_{T1}$  から差ベクト

ル $[d x, d y, d z]$ を差し引いて点 $P_{T2} = (x_{T2}, y_{T2}, z_{T2})$ を得ればよく、この場合に $x_{T2} = (x_{T1} - d x)$ 、 $y_{T2} = (y_{T1} - d y)$ および $z_{T2} = (z_{T1} - d z)$ である。

【0041】

補正因子は、差ベクトルからではなく、択一的または付加的に比ベクトル(ratio vector)から得てもよい。 $P_{R1}$ の座標と、より正確な場所 $P_{R2}$ の座標との比を表わす比ベクトル $[r x, r y, r z]$ が、 $P_{R1}$ の座標を $P_{R2}$ のそれぞれの座標で除されることにより、すなわち、 $r x = (x_{R1} / x_{R2})$ 、 $r y = (y_{R1} / y_{R2})$ および $r z = (z_{R1} / z_{R2})$ となるように割算をすることにより得られる。標的電極位置のより正確な推定値 $P_{T1}$ 得るには、 $P_{T1}$ を比ベクトル $[r x, r y, r z]$ で割って点 $P_{T2} = (x_{T2}, y_{T2}, z_{T2})$ を得ればよく、この場合に、 $x_{T2} = (x_{T1} / r x)$ 、 $y_{T2} = (y_{T1} / r y)$ および $z_{T2} = (z_{T1} / r z)$ である。選択的には、標的プローブの位置を乗算係数および加算係数の組み合わせを用いて補正することもできる。

10

【0042】

標的プローブとパッチ32、34および36との間で測定されるインピーダンスは、時間が経つとパッチの剥がれまたは皮膚の湿り気の増加のような要因により影響を受ける場合がある。このような要因が位置測定の誤差を誘発することがある。例えば、パッチが部分的に皮膚から剥がれることがあり、これにより、そのパッチでインピーダンスが増加する。このようなインピーダンス変化に対する補償は、リアルタイムで補正因子を求め、それを用いることで基準インピーダンス測定を周期的に繰返すことで行なう。基準測定から得られる補正因子を標的の測定に適用することもできる。インピーダンスの変化する因子に基づく $P_{T1}$ の算出値の変化も $P_{R1}$ の算出値の変化に反映される。その結果、得られた補正因子がインピーダンスの変化する因子を補償する。基準インピーダンスの継続的な測定は、例えば患者の呼吸による臓器の運動を検出して補償するために用いることもできる。

20

【0043】

択一的な実施形態には、標的プローブ22が基準プローブ42としても役立つ。標的プローブ22を予めわかっている場所に配置し、補正因子を求めるのに用いる。その後、標的プローブを所望の医療処置を行うために移動させ、上述の補正因子を使って標的プローブのインピーダンスに基づく位置測定値を補正する。この実施形態では、補正プロトコル(correction protocol)を確立してもよく、これにより、最新の補正因子を求めるために、標的プローブを規則的な時間間隔で既知の基準の場所に戻すか、あるいは新しい基準の場所に戻すことができる。択一的には、インピーダンスの変化を前述の2005年7月8日に出願された米国特許出願第11/177,861号に記載されているような方法で補正してもよい。

30

【0044】

本明細書中で前述した方法は、標的プローブ22のポイントの場所(point location)を特定する手段を提供する。本発明のさらに他の実施形態においては、標的プローブ22の完全な3次元の方向を特定するために付加的な標的電極を用いることもできる。

【0045】

システム20は、心臓の状態、例えば不整脈を診断あるいは治療のための、カテーテルを使用した処置に使用することもできる本発明の実施形態を示す。このシステムを使って心臓のマッピング(例えば、カテーテル上の電極を用いて、位置検出と、心臓組織内に発生した電位の測定とを交互に行なう電氣的マッピング)を行なうこともできる。カテーテルの位置をこのマップ、または心臓の他の画像に重畳してもよい。システム20は、血管形成術(angioplasty)またはアテローム切除(atherectomy)を含むこともある、血管内の病気の診断または治療にも用いることができる。システム20の原理は、必要な変更を加えれば、他の身体構造、例えば脳、脊柱、骨格関節(skeletal joints)、膀胱、消化管、前立腺および子宮の診断または治療のための位置検出システムにも応用できる。

40

【0046】

上述の実施形態は例として挙げたものであり、また本発明は本明細書で示し記載したことに特に限定されるものではないことは分るであろう。むしろ、本発明の範囲は、当業者が前述の記載事項を読んで思い付くであろう、従来技術には開示されていない本発明の変

50



形および変更ばかりでなく、前述のさまざまな特徴の組み合わせおよび部分的な組み合わせを含む。

【 0 0 4 7 】

〔実施の態様〕

( 1 ) 位置検出方法において、

少なくとも 1 つの基準電極を備えた基準プローブを被検者の身体内の既知の位置に配置するステップと、

前記基準プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの基準電極と複数の体表電極との間で前記身体に第 1 電流を流すステップと、

前記第 1 電流の第 1 特性を測定するステップと、

10

前記第 1 特性を用いて前記基準プローブの前記既知の位置の近似値を求めるステップと、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定するステップと、

少なくとも 1 つの標的電極を備えた標的プローブを前記被検者の前記身体内に配置するステップと、

前記少なくとも 1 つの標的電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第 2 電流を流すステップと、

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定するステップと、

前記第 2 特性を用いて前記標的プローブの算定位置を求めるステップと、

20

前記補正因子を用いて前記算定位置を補正するステップと、

を含む、方法。

( 2 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記第 1 特性を測定するステップは、前記少なくとも 1 つの基準電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスの測定を含み、

前記第 2 特性を測定するステップは、前記少なくとも 1 つの標的電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスの測定を含む、方法。

( 3 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記標的プローブの算定位置を求めるステップは、位置および方向の座標を求めるステップを含む、方法。

( 4 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

30

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との差である、方法。

( 5 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との比である、方法。

( 6 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記少なくとも 1 つの標的電極は、複数の標的電極を含み、

前記第 2 電流を流すステップは、それぞれの前記第 2 電流を前記複数の標的電極の 1 つと前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことを含む、方法。

【 0 0 4 8 】

( 7 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記少なくとも 1 つの基準電極は、複数の基準電極を含み、

40

前記第 1 電流を流すステップは、それぞれの前記第 1 電流を前記複数の標的電極の 1 つと前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことを含む、方法。

( 8 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記補正因子を特定するステップは、前記第 1 特性の測定を周期的に繰返し、前記繰返された測定に応じて前記補正因子を更新することを含む、方法。

( 9 ) 実施の態様 1 に記載の方法において、

前記標的プローブを配置するステップは、前記標的プローブを用いて医療処置を行なうステップを含む、方法。

( 1 0 ) 実施の態様 9 に記載の方法において、

前記標的プローブは、カテーテルを備え、

50

前記医療処置を行なうステップは、前記被検者の心臓をマッピングすることを含む、方法。

( 1 1 ) 実施の態様 9 に記載の方法において、

前記医療処置を行なうステップは、治療処置を行なうことを含む、方法。

( 1 2 ) 位置検出方法において、

少なくとも 1 つの電極を備えたプローブを被検者の身体内の既知の位置に配置するステップと、

前記プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と複数の体表電極との間で前記身体に第 1 電流を流すステップと、

前記第 1 電流のそれぞれの第 1 特性を測定するステップと、

10

前記第 1 特性を用いて前記既知の位置の近似値を求めるステップと、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定するステップと、

前記プローブを前記既知の位置から新しい位置へ移動するステップと、

前記プローブを前記新しい位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第 2 電流を流すステップと、

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定するステップと、

前記第 2 特性を用いて前記プローブの算定位置を求めるステップと、

前記補正因子を用いて前記プローブの前記算定位置を補正するステップと、

を含む、方法。

【 0 0 4 9 】

20

( 1 3 ) 実施の態様 1 2 に記載の方法において、

前記第 1 特性を測定するステップは、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することを含み、

前記第 2 特性を測定するステップは、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することを含む、方法。

( 1 4 ) 位置検出装置において、

少なくとも 1 つの基準電極を備え、被検者の身体内の既知の位置に配置されるように構成された、基準プローブと、

少なくとも 1 つの標的電極を備え、前記被検者の前記身体内に配置されるように構成された、標的プローブと、

30

制御ユニットであって、

前記基準プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの基準電極と複数の体表電極との間で前記身体に第 1 電流を流し、

前記第 1 電流の第 1 特性を測定し、

前記第 1 特性を用いて前記既知の位置の近似値を求め、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定する、

ように動作し、さらに、

前記少なくとも 1 つの標的電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第 2 電流を流し、

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定し、

40

前記第 2 特性を用いて前記標的プローブの算定位置を求め、前記補正因子を用いて前記算定位置を補正する、

ように動作する、

制御ユニットと、

を備えた、装置。

( 1 5 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記少なくとも 1 つの基準電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することにより前記第 1 特性を測定し、かつ、前記少なくとも 1 つの標的電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することにより前記第 2 特性を測定するように、構成されている、装置。

50

( 1 6 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、位置および方向の座標を求めることにより前記標的プローブの前記算定位置を求めるように構成されている、装置。

( 1 7 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との間の差である、装置。

( 1 8 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記関係は、前記近似値と前記既知の位置との間の比である、装置。

【 0 0 5 0 】

( 1 9 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記少なくとも 1 つの標的電極は、複数の電極を含み、

前記制御ユニットは、それぞれの前記第 2 電流を前記複数の電極の 1 つと前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことにより前記第 2 電流を流すように構成されている、装置。

( 2 0 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記少なくとも 1 つの基準電極は複数の電極を含み、

前記制御ユニットは、それぞれの前記第 1 電流を前記複数の電極の 1 つと前記複数の体表電極の 1 つとの間に流すことにより前記第 1 電流を流すように構成されている、装置。

( 2 1 ) 実施の態様 1 4 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記補正因子を周期的に特定し、前記補正因子を用いて前記標的プローブの前記算定位置を周期的に補正するように、構成されている、装置。

( 2 2 ) 位置検出装置において、

少なくとも 1 つの電極を備え、被検者の身体内に配置されるように構成された、プローブと、

制御ユニットであって、

前記プローブを既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と複数の体表電極との間で前記身体に第 1 電流を流し、

前記第 1 電流の第 1 特性を測定し、

前記第 1 特性を用いて前記既知の位置の近似値を求め、

前記近似値と前記既知の位置との関係に基づいて補正因子を特定する、

ように動作し、さらに、

前記プローブを未知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間で前記身体に第 2 電流を流し、

前記第 2 電流のそれぞれの第 2 特性を測定し、

前記第 2 特性を用いて前記プローブの位置を求め、

前記補正因子を用いて前記算定位置を補正する、

ように、動作する、制御ユニットと、

を備えた、装置。

( 2 3 ) 実施の態様 2 2 に記載の装置において、

前記制御ユニットは、前記プローブを前記既知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 1 インピーダンスを測定することにより前記第 1 特性を測定し、かつ、前記プローブを未知の位置に保持して、前記少なくとも 1 つの電極と前記複数の体表電極との間の第 2 インピーダンスを測定することにより前記第 2 特性を測定するように、構成されている、装置。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

【図 1】本発明の実施形態により心臓カテテル法に用いた位置検出システムの模式的な外観図。

【図 2】本発明の実施形態による基準プローブの計算した座標と実際の座標との間の距離に基づく補正因子の特定を模式的に示す詳細図。

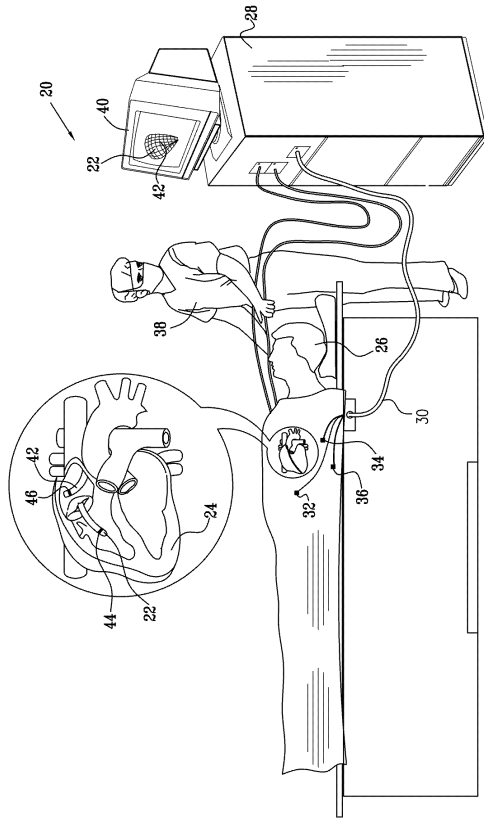
10

20

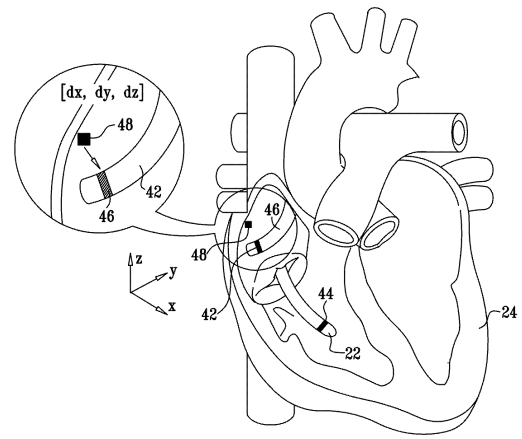
30

40

【図 1】



【図 2】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I

**G 0 1 B 7/00 (2006.01)**

(72)発明者 ヤロン・エフラス  
イスラエル国、 3 7 5 0 1 カルクル、 ハブラチャ 1 3 8

審査官 安田 昌司

(56)参考文献 特開平 0 9 - 1 6 8 5 1 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 1 6 7 9 0 ( J P , A )  
特表 2 0 0 1 - 5 2 2 2 8 8 ( J P , A )  
独国特許出願公開第 2 4 3 2 1 7 3 ( D E , A 1 )  
米国特許第 0 6 0 5 0 2 6 7 ( U S , A )  
特表 2 0 0 2 - 5 0 9 7 4 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 M 2 5 / 0 9 5  
A 6 1 B 5 / 0 4  
A 6 1 B 5 / 0 5  
G 0 1 B 7 / 0 0