

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4700795号
(P4700795)

(45) 発行日 平成23年6月15日(2011.6.15)

(24) 登録日 平成23年3月11日(2011.3.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/06 (2006.01)

A 6 1 B 5/06

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00

G

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 M 25/00 (2006.01)

A 6 1 M 25/00

3 1 2

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00

2 9 0 A

請求項の数 13 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2000-296870 (P2000-296870)
 (22) 出願日 平成12年9月28日(2000.9.28)
 (65) 公開番号 特開2001-170027 (P2001-170027A)
 (43) 公開日 平成13年6月26日(2001.6.26)
 審査請求日 平成19年9月26日(2007.9.26)
 (31) 優先権主張番号 19946948.2
 (32) 優先日 平成11年9月30日(1999.9.30)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (72) 発明者 フォルカー ラッシュェ
 ドイツ連邦共和国, 2 2 5 4 7 ハンブル
 ク, フリードリヒシュルダー ヴェーク
 6 3 E

審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療器具の位置を決定する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者台に配置された患者の体の中に導入される医療器具の上記体の周期的に運動する器官に対する位置を決定するための装置を制御する方法であって、

(a) 位置測定ユニットによって、上記医療器具の空間的位置及び上記患者台に固定された基準プローブの空間的位置を決定すると同時に、信号測定ユニットによって、上記器官の周期運動に関連する周期運動信号を捕捉する段階と、

(b) 制御算術ユニットによって、記憶ユニットに記憶され且つ手術前に同じ運動信号と同時に捕捉され個々の運動位相に関連付けられる上記器官の3次元画像データセットを含む画像データベースから3次元画像データセットを選択する段階であり、上記医療器具の空間的位置及び上記基準プローブの空間的位置の決定中に上記運動位相に関連付けられる3次元画像データセットが選択される段階と、

(c) 制御算術ユニットによって、空間中及び選択された3次元画像データセット中で既知の上記基準プローブの位置により上記医療器具の空間的位置を変換することによって上記器官に対する上記医療器具の位置を決定する段階とを含む方法。

【請求項 2】

信号測定ユニットによって、心電図及び/又は上記患者の呼吸運動に依存する呼吸運動信号が上記運動信号として捕捉されることを特徴とする、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

上記画像データベースは、特に磁気共鳴装置、X線装置、コンピュータ断層撮影装置及

び / 又は超音波装置といった画像データ捕捉ユニットによって捕捉された 3 次元画像データセットを含むことを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

3 次元画像データセットはまた、上記医療器具の空間的位置及び上記基準プローブの空間的位置の決定中に、特に超音波装置による画像データ捕捉ユニットによって捕捉され、この画像データセットは上記器官に対する医療器具の位置を決定するために使用され及び / 又は上記画像データベース中に取り込まれることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

医療器具の空間的位置及び上記基準プローブの空間的位置の決定と同時に、呼吸運動信号を測定するための手段によって、上記患者の呼吸運動を表わす呼吸運動信号が測定され、制御算術ユニットによる上記器官に対する上記医療器具の位置の決定中に補正のために使用される呼吸運動信号が測定されることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

10

【請求項 6】

上記補正は、上記個々の呼吸運動位相に依存して検査される上記器官の位置に対する呼吸運動の効果を補正するための補正值を含む手術前に決定された補正テーブルから、上記実際に測定された呼吸運動位相に関連付けられる補正值が選択されるよう行なわれ、上記医療器具の空間中の位置はそれに基づいて補正されるよう行なわれることを特徴とする、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

上記医療器具の近傍の画像は、ディスプレイ装置上に表示されるよう近傍の画像を決定するための手段によって上記選択された 3 次元画像データセットから決定され、上記医療器具の位置は上記画像に重畳されることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 8】

3 次元画像データセットに対する上記基準プローブの位置は、基準プローブを再生するための手段によって上記基準プローブが 3 次元画像データセットの捕捉と共に再生されるよう決定されること、又は、基準プローブの位置を画像データ捕捉ユニットに対して決定するための手段によって上記基準プローブの位置が上記画像データセットを捕捉する画像データ捕捉ユニットに対して決定されることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

30

患者台に配置された患者の体の中に導入される医療器具の位置を周期的に運動する器官に対して決定する装置であって、

上記体の中に導入される医療器具の空間的位置及び前記患者台に固定された基準プローブの空間的位置を決定する位置測定ユニットと、

上記器官の上記周期運動に関連する周期運動信号を上記医療器具の空間的位置及び上記基準プローブの空間的位置の決定と同時に決定する信号測定ユニットと、

手術前と同じ運動信号と同時に捕捉され、個々の運動位相に関連付けられる上記器官の 3 次元画像データセットを含む画像データベースを記憶する記憶ユニットと、

医療器具の空間的位置及び基準プローブの空間的位置の決定中に上記運動位相に関連付けられる 3 次元画像データセットが選択されるよう上記画像データベースから 3 次元画像データセットを選択し、空間中で既知の基準プローブの位置及び上記選択された 3 次元画像データセット中で既知の基準プローブの位置により上記医療器具の空間的位置を変換することによって上記器官に対する上記医療器具の位置を決定する制御・算術ユニットとを含む装置。

40

【請求項 10】

上記信号測定ユニットは上記患者の心電図を測定する心電図ユニットを含むことを特徴とする、請求項 9 記載の装置。

【請求項 11】

上記信号測定ユニットは、上記医療器具の空間的位置及び上記基準プローブの空間的位置の決定と同時に上記患者の呼吸運動を測定する手段を含むことを特徴とする、請求項 9

50

又は10記載の装置。

【請求項12】

上記位置測定ユニットは、上記患者の体の外側、又は上記医療器具及び上記基準プローブ上に配置される電磁送信手段と、上記医療器具及び上記基準プローブ上、又は上記患者の体の外側に夫々配置される対応する電磁受信手段とを含むことを特徴とする、請求項9記載の装置。

【請求項13】

上記基準プローブは空間中で静止するよう配置され、上記患者に取り付けられる患者基準プローブが設けられることを特徴とする、請求項9記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、患者の体の中に導入された医療器具の体の器官の周期的な運動に対する位置を決定するための方法及び装置に関連する。

【0002】

【従来の技術】

臨床的な適用は、患者の体に導入された医療器具の位置の決定の精度についてより要件を課すようになっている。特に、心臓疾患の処置のための最小限の侵襲的な方法に対する関心が高まっているため、医師が医療器具を心臓の内側及び外側の正確な所定の位置へ案内することを可能とする方法及び装置の開発が必要とされる。例えば、直接心筋血管再生の場合、心室壁上の複数の所定の位置に小さい穴を開けるため、又はかかる位置で心室壁に薬物を投与するために、心室壁上の複数の所定の位置へ小さいドリルヘッドを有するカテーテルを案内することが必要である。

20

【0003】

Gepstein外による「A Novel Method for Non-Fluoroscopic Catheter-Based Electroanatomical Mapping of the Heart」, Circulation 1997;95:1611-1622により公知の方法によれば、体の中に導入されるカテーテルの位置は、カテーテルの上に例えばRFコイルといった電磁送信装置が取り付けられ、一方例えば複数のRF受信コイルといった対応する電磁受信装置は送信装置によって送信される信号を受信するために体の外側に配置される。受信装置の座標系、即ち空間中のカテーテルの位置に対するカテーテル又はカテーテルの先端の位置が比較的正確に決定されても、周囲の解剖学的構造、例えば心臓に対するカテーテルの位置はこのようにしては決定できない。このため、処置中に追加的にX線透視画像が形成されねばならない。かかる画像は連続して形成される新しいX線画像中でカテーテルを追従することを可能とする。

30

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながらかかる透視方法は、比較的複雑であり、医療器具の位置の決定に必要とされる精度を与えない。また、患者の処置中のX線画像の連続的な形成は、追加的なX線負荷を表わす。医療器具を囲む解剖学的構造が処置中に静止しておらず運動しており、特に周期運動を行なうという他の問題がある。これは周期的固有運動を行なう、即ち収縮期に収縮し、弛緩期に拡張する心臓について当てはまるだけでなく、患者の呼吸による追加的な実際的な周期運動も受ける。より少ない程度ではあるが、これは心臓だけでなく、やはり心臓及び呼吸の運動によって動かされる脳、胃、及び肝臓といった他の器官についても当てはまる。

40

【0005】

従って、本発明は、患者の体の中へ導入された医療器具の周期的に運動する器官に対する位置の決定をできる限り正確に行なうことを可能とする方法及び装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

50

この目的は、請求項 1 記載の方法及び請求項 10 記載の装置によって達成される。

【0007】

本発明は、医療器具の位置が器官に対して決定されるとき、この器官の周期運動もまた位置の決定のために考慮に入れられるという認識に基づく。このため、例えば患者の呼吸に依存する呼吸運動信号又は心臓運動に関連付けられる心電図といった、器官の周期運動に関連付けられる周期運動信号が測定され、一方、医療器具及び基準プローブの空間的位置は例えば公知の電磁測定装置といった測定装置によって決定される。次に、基準プローブは患者の体の外側、例えば患者の体の表面又は患者台に配置され、その位置が位置測定手段によって決定されうるよう構成される。或いは、一方の基準プローブは患者の体上に配置され、他方のプローブは患者台に設けられるような、2つの基準プローブが設けられてもよい。

10

【0008】

医療介入の前に、例えば磁気共鳴断層撮影ユニット、コンピュータ断層撮影装置、超音波装置、又はX線装置といった画像データ捕捉ユニットが既に画像データベースを形成しており、画像データベース中には空間位置の手術中に捕捉されたのと同じ周期運動信号と同時に捕捉されている個々の3次元画像データセットが格納され、個々の3次元画像データセットには運動信号の周期の個々の運動位相が関連付けられる。更に、基準プローブは手術前にその適用の最終点に既に配置されねばならず、3次元画像データセットに対するその位置が決定されねばならない。これは、例えば基準プローブを画像データ捕捉中にも検出されえ、個々の3次元画像データセット中で認識可能であるように構成することによって実現されうる。他の可能性は、公知の位置測定ユニットによって画像データ捕捉ユニット及び基準プローブの位置を決定することによって画像データ捕捉ユニットに対する基準プローブの位置を決定することである。

20

【0009】

医療器具及び基準プローブの空間位置の決定中の運動位相に基づき、同じ運動位相に関連付けられる3次元データセットが(手術中に)画像データバンクから選択される。運動信号、即ちより正確には個々の運動位相は、医療器具の手術中に決定される空間的位置と、同じ運動位相の解剖学的構造の位置に関する情報を含む手術前に決定された3次元画像データセットとの間のリンクを或る程度は表わす。器官に対する基準プローブの位置がこの3次元画像データセット中で既知であり、基準プローブの実際の空間位置が測定されたため、そこから変換式が決定されえ、医療器具の測定された空間位置は、例えば単純な座標変換によって、器官に対するその位置へ単純に変換されうる。本発明はこのように、例えば心室に導入されたカテーテルの位置といった、周期的に運動する器官に対する患者の体に導入された医療器具の位置の正確な決定を可能とする。医師は、器具を所望の介入が実行される正確な所定の位置へ案内しうる。

30

【0010】

本発明による方法及び本発明による装置の有利な実施例は、更なる請求項に記載される。

【0011】

本発明による方法においてどの運動信号が記録され使用されるかについての決定は、体に導入される医療器具が受ける運動自体、又は医療器具が動作する場所の中又は近傍の体の器官によって行なわれる運動に依存する。心臓カテーテルの場合、これは特に心臓の運動であり、それにより患者の心電図を運動信号として記録することが有利である。脳内への介入の場合も心電図がまた適用可能である。有利な実施例では、患者の呼吸運動に依存する呼吸運動信号は運動信号として捕捉される。

40

【0012】

更なる望ましい例では、かかる呼吸運動信号は他の運動信号、例えば心電図に加えて捕捉され、解剖学的構造及び可能であれば呼吸運動による医療器具の運動を考慮し補正するよう上述の方法に従って医療器具の位置を決定する間に使用される。この実施例は更に正確な位置の決定を与える。

【0013】

50

望ましい実施例では、３次元画像データセットは医療器具及び基準プローブの空間位置の決定中にも捕捉される。これはリアルタイム３次元超音波方法によって実現され、かかるデータセットは器官に対する医療器具の位置の決定中に使用される及び／又は画像データベースに格納されうる。所望であれば位置決定の正確さは更に向上されうる。更に、選択された３次元画像データセットから医療器具の周囲の画像を形成するために使用されうるリアルタイム３次元画像データセットに関して情報が使用可能とされ、画像はディスプレイ装置上に表示されえ、医療器具の位置は更なる実施例において実行されるように上記画像上に重畳されうる。

【００１４】

【発明の実施の形態】

以下添付の図面を参照して本発明について説明する。図１のブロック図は、患者台１の上に載せられ、患者の図式的に示される心臓３が体の中に導入されるカテーテル４によって処置を受けることを示す図である。カテーテルの先端には、例えば小さいレーザ又はドリルといった処置器具（図示せず）のほかにも、ＲＦ信号の送信用のＲＦコイル（５）が設けられる。患者２の下側には、例えば患者台１に一体化されて、ＲＦコイル５によって送信される信号の受信用のＲＦ受信ユニット８が設けられる。ユニット８は、例えば少なくとも３つの隣接して配置されるＲＦ受信コイルを有するアレイを含む。ＲＦ送信器コイル５及びＲＦ受信ユニット８を有するカテーテル４は、ＲＦ送信器コイル５及びＲＦ受信ユニット８と共に位置測定ユニットを構成するＲＦ処理ユニット７に接続される。ＲＦ処理ユニット７は、コイル５によるＲＦ信号の送信を制御すると共にＲＦ受信ユニット８によ

10

20

【００１５】

更に、やはりＲＦ信号を送信するための例えばＲＦ送信器コイルといったＲＦ送信手段を含む基準プローブ６もまたＲＦ処理ユニット７に接続される。これらの信号はやはりＲＦ受信ユニット８によって受信されえ、それにより基準プローブ６の空間中の位置が決定されうる。図示される例では、基準プローブ６は患者台１に固定されるが、患者が処置中に動かないのであれば患者２の体の表面に取り付けられてもよい。

【００１６】

患者２の胸部の領域には、処置中に患者２の心電図を測定する心電図ユニット１０に接続される電極アレイ９が設けられる。

30

【００１７】

ＲＦ処理ユニット７及び心電図ユニット１０は、これらのユニットを制御しそれによって発生されるデータを処理する制御・算術ユニット１１に接続される。制御・算術ユニット１１には、患者２の手術前に捕捉された３次元画像データセット、即ち本例では患者の心臓領域の画像データ、が記憶される記憶ユニット１２が接続される。所望の情報及び当該の適用に依存して、かかる３次元画像データセットは、Ｘ線装置又は磁気共鳴断層撮影装置といった１つ以上の医療撮像装置（画像データ捕捉ユニット２０）によって供給されている。しかしながら、このような３次元画像データセットが本発明による方法に適したものであるためには、基準プローブ６が３次元画像データセットの捕捉中に既にその現在の位置に存在しており、その画像データ捕捉ユニット２０に対する位置が既知であることが必要である。また、患者の心電図は３次元画像データセットの捕捉と同時に捕捉されることが必要であり、それにより各３次元画像データセットは具体的な心臓運動位相、即ち心電図の周期中の所与の時点に関連付けられうる。記憶ユニット１２はこのように、４次元データセット、即ち心電図の周期中の各心臓運動位相について１つ以上の３次元画像データセットを含む。

40

【００１８】

制御・算術ユニット１１は供給されるデータから心臓３に対するカテーテル４の位置を決定し、存在する３次元画像データセットに基づいて、ディスプレイ装置１３に表示される

50

ためにカテーテルを囲む解剖学的構造の画像を導出しうる。この操作は、カテーテルの瞬間的な位置又はカテーテル自体が重畳されうる表示された画像を観察することによって処置中に連続的に可能であるため担当医師はカテーテルがどこに配置されるかを正確に見ることができる。本発明による方法によれば、心臓の固有運動は心臓に対するカテーテルの位置を決定するために考慮に入れられ、従って不正確な結果を与えないため、担当医師は、例えば心臓の中の所与の点を非常に正確に扱うことができる。

【 0 0 1 9 】

以下、図 2 及び 3 を参照して、本発明による方法について詳述する。図 2 は、フローチャートの個々のステップ S 1 乃至 S 5 を示す図である。手術前に実行されるステップ S 1 において、3 次元画像データセットが捕捉され、同時に患者の心電図も捕捉され、記憶ユニット 1 2 の中に画像データベースとして記憶される。続くステップは処置中に実行される。まずステップ S 2 において位置測定ユニットによってカテーテルの空間的位置及び基準プローブの空間的位置が測定され、同時に患者の心電図が記録される。ステップ S 3 において、心臓の運動位相に基づいて、即ち心電図の周期中の位置測定が行われた時点に基づいて、画像データベースから、運動の同じ位相即ち心電図の周期中の同じ時点に関連付けられる 3 次元画像データセットが選択される。

【 0 0 2 0 】

続いて、ステップ S 4 において、3 次元画像データセット中のカテーテルの位置、従って 3 次元画像データセットにそれについての画像情報が含まれる心臓に対するカテーテルの位置は、正確に測定されたカテーテルの空間的位置及び基準プローブの空間的位置、選択された 3 次元画像データセット、及び 3 次元画像データセットに対する基準プローブの位置に関する情報から変換される。この変換のために、基準プローブの測定された空間的位置及び 3 次元画像データセットに対する基準プローブの位置に関する情報は、基準プローブに対するカテーテルの位置がカテーテル及び基準プローブの実際に測定された空間的位置から決定され、その後 3 次元画像データセットに取り入れられるよう利用される。最後に、カテーテルの位置が重畳された心臓及びカテーテル自体の画像は、選択された 3 次元画像データセットから決定される。

【 0 0 2 1 】

ステップ S 2 乃至 S 5 は、処置中に連続して実行されえ、それにより医師が高い信頼性でカテーテルを追従することを可能とする。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、ステップ S 1 乃至 S 3 を示すための幾つかのタイミング図である。手術前に実行されるステップ S 1 において、心電図 E_1 及び 3 次元画像データセットが同時に捕捉される。捕捉は、心電図 E_1 の周期 K の個々の運動位相 $e_1, e_2, \dots, e_{16}$ に対して夫々の 3 次元画像データセット $p_1, p_2, \dots, p_{16}$ が関連付けられるように行なわれる。これらの手術前に捕捉されるデータセットは画像データベースとして記憶される。処置中に実行されるステップ S 2 において、心電図 E_2 が再び捕捉され、カテーテルの空間的位置 c 及び基準プローブの空間的位置 r は同時に位置測定ユニットによって測定される。このカテーテルの位置 $c_1, c_2, \dots, c_7$ 及び基準プローブの位置 $r_1, r_2, \dots, r_7$ は、同時に、又は異なる時間間隔で行なわれうる。しかしながら、各位置測定は心電図 E_2 の同時捕捉により心電図 E_2 の周期 K の所与の運動位相 e に再び関連付けられうる。例えば、図示される例では、カテーテル位置 c_1 及び c_5 並びに基準プローブ位置 r_1 及び r_5 は運動位相 e_1 において生じ、カテーテル位置 c_4 及び c_7 並びに基準プローブ位置 r_4 及び r_7 は運動位相 e_{10} において生ずる。この運動位相に基づき、ステップ S 3 において同じ運動位相に関連付けられる 3 次元画像データセットが画像データベースから選択される。本例では、これは、3 次元画像データセット p_1 が運動位相 e_1 に基づいて画像データベースから選択され、3 次元画像データセット p_{10} が運動位相 e_{10} に基づいて画像データベースから選択されることを意味する。従って、当該の運動位相に基づいて、実際に測定されたカテーテル位置及び基準プローブ位置と同じ運動位相において手術前に捕捉された 3 次元画像データセットとのリンクが確立される。

【 0 0 2 3 】

図 4 は、3 次元画像データセットから捕捉され、その上にカテーテル 4 が重畳された心臓 3 の画像を示す図である。

【 0 0 2 4 】

図 5 は本発明の更なる実施例を示すブロック図である。図 1 に示される手段のほかに、本実施例は患者 2 の体の表面上に配置される患者基準プローブ 2 1 を含む。このプローブもまた R F 処理ユニット 7 に接続され、その空間中の位置は、カテーテル位置及び基準プローブ位置と同様、連続的に測定される。患者基準プローブ 2 1 の測定された位置は、処置中に、心臓に対するカテーテルの位置を決定するために、患者 2 の運動を考慮に入れるために有利に使用されうる。このため、2 つの基準プローブ 6、2 1 の空間中の位置の相対位置は、初期状態（患者の安静状態）における相対位置が既知であれば、処置中の患者の位置の変化の度合いを決定し、更なる計算中にこれを補正するために使用されうる。患者基準プローブ 2 1 に対するカテーテル 4 の空間中の位置は、続いて 3 次元画像データセットに対する、従って心臓に対するカテーテル 4 の空間中の位置を変換するために使用される。

10

【 0 0 2 5 】

更に、本実施例は、患者 2 の呼吸運動を監視し、呼吸運動測定ユニットに印加される呼吸運動信号を測定する呼吸運動センサ 1 5 を含む。呼吸運動センサ 1 5 は、例えば本例のように患者 2 の腹部の領域に配置される弾性的に変形可能な腹部ベルトであってもよいが、これに関しては、呼吸により変化する患者 2 の電気抵抗を測定するために患者の腹部の領域に配置される超音波装置又は抵抗測定装置といった他の手段が可能である。カテーテル及び基準プローブの空間中の位置の測定中に連続的に測定される呼吸運動信号もまた、制御・算術ユニット 1 1 に印加され、心臓に対するカテーテルの位置を計算するときにはやはり考慮に入れられる。これはカテーテル 4 が患者の呼吸運動によって体の中で動き、それにより基準プローブ 6 に対するカテーテル 4 の位置は変化するが心臓 3 に対するカテーテルの位置は変化しないか僅かに変化するだけであるため、有利である。カテーテル 4 の空間中の位置の測定中に呼吸運動位相が考慮に入れられなければ、カテーテル 4 の空間中の位置を心臓 3 に対する位置へ変換することにより誤りが生じうる。患者基準プローブ 2 1 は、所与の状況では、呼吸運動センサ 1 5 及び呼吸運動測定ユニット 1 6 の機能を実行するのに十分であるため、これらの要素は排除されうる。

20

30

【 0 0 2 6 】

図 5 に示される実施例はまた、画像データ捕捉ユニット 1 8 に接続される超音波装置 1 7 を含み、それにより実際の 3 次元画像が処置中にリアルタイムで捕捉されうる。このような実際の 3 次元画像データセットは供給リード 1 9 を介して個々の運動位相に関連付けられ、また記憶ユニット 1 2 に記憶されうる。かかるセットを実際の 3 次元画像データセットもまた評価される制御・算術ユニット 1 1 に印加することも可能である。これは、画像データベース中に記憶される 3 次元画像データセットの捕捉が手術前に行なわれ、解剖学的構造又はその位置はそのときから僅かに変化した可能性があるため、カテーテル 4 の位置の決定の精度を高め、カテーテルを囲む解剖学的構造のより高い画質またはより実際の画像を与えうる。

40

【 0 0 2 7 】

図 6 は、呼吸運動センサ 1 5 によって測定され、時間軸 t 上にプロットされた典型的な呼吸運動信号 A を示す図である。呼吸運動信号は本質的に周期 L で周期的に変化し、個々の呼吸運動位相 $a_1, a_2, \dots, a_{16}$ へ細分化されうる。

【 0 0 2 8 】

図 5 を参照して説明されたように、処置中、この呼吸運動信号 A は心電図に補足されるものとして連続的に測定されえ、心臓に対するカテーテルの位置を計算するために考慮に入れられる。このため、心臓の領域における解剖学的構造の位置は、各呼吸運動位相 a において所与の基準呼吸運動位相に関連する所与の基準位置に対して固定量だけ変化する。これらの値は、解剖学的構造のモデルに基づいて、又は処置される患者上で手術前に測定さ

50

れうる。更に、かかる呼吸運動信号は3次元画像データセットの手術前捕捉中に既に捕捉されえ、それにより3次元画像データセットは心電図の個々の運動位相に関連付けられるだけでなく、呼吸運動の個々の運動位相にも関連付けられ、それにより画像データベース中に5次元データセット(3次元画像データセット+心臓運動位相+呼吸運動位相)が記憶される。

【0029】

或いは、3次元画像データセットを手術前に、所与の呼吸運動の低い運動位相中、例えば呼吸運動位相 a_6 及び a_{10} 中にのみ捕捉し、処置中の同じ呼吸運動位相中にのみカテーテルの空間的位置を決定し評価するよう配置されうる。

【0030】

本発明の方法によれば、心電図を手術前3次元画像データセットの捕捉及びカテーテルの空間位置の手術中測定のために使用する代わりに、器官の周期運動に関連し処置ゾーン中の解剖学的構造及び/又はカテーテルの運動を生じさせる他の周期的信号もまた使用されうる。例えば、患者の腹部ゾーンの処置の場合、心電図の代わりに上述の呼吸運動信号(図6参照)を使用することが可能である。

【0031】

図面を参照して説明されるような様々な位置及び信号を決定する手段は単に例として与えられるものである。例えば、位置測定ユニットは異なる構造を有してもよく、例えば、受信コイルユニットがカテーテル上及び基準プローブ上に設けられ、一方送信コイルユニットが患者の外側に設けられうる。心電図を測定するための心電図ユニットの代わりに、例えばパルス酸素測定装置といった他の手段が設けられうる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による方法を示すブロック図である。

【図2】方法の個々のステップを示すフローチャートである。

【図3】方法の個々のステップを示す幾つかのタイミング図である。

【図4】人間の心臓にカテーテルの先端を重ね合わせて表わす図である。

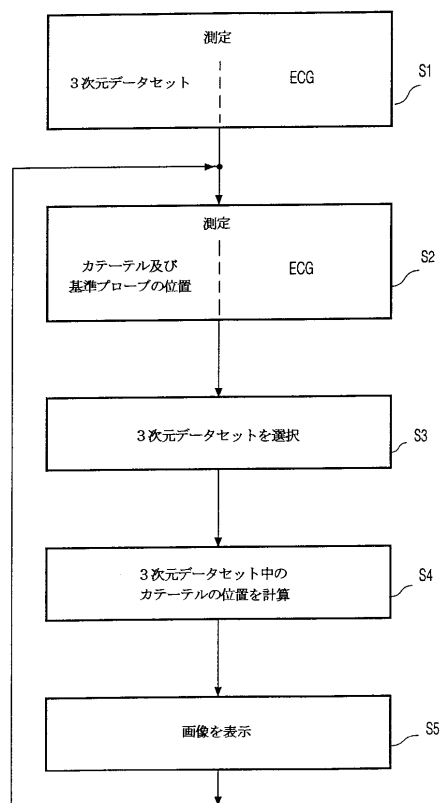
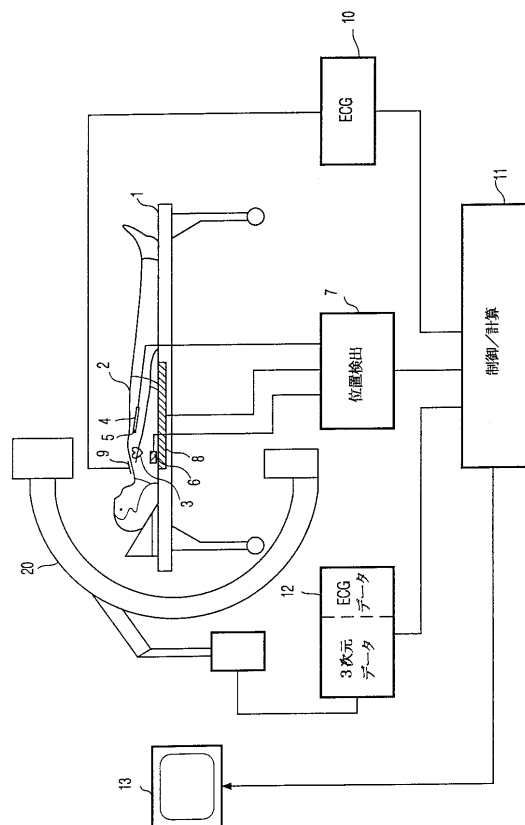
【図5】本発明の更なる実施例を示すブロック図である。

【図6】呼吸運動信号を示すタイミング図である。

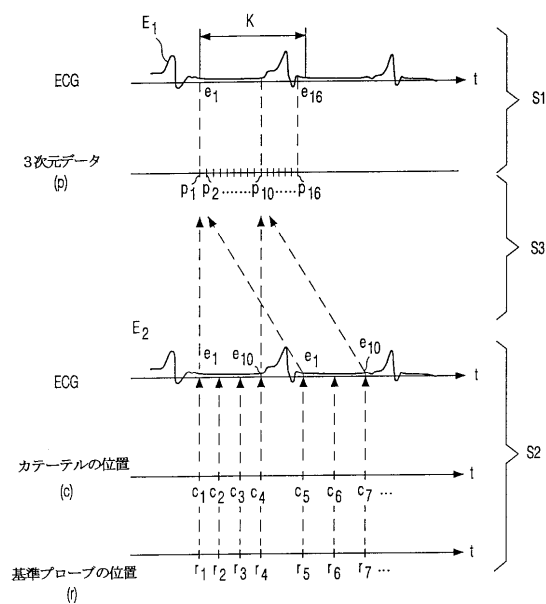
【符号の説明】

1	患者台	30
2	患者	
3	心臓	
4	カテーテル	
5	R F 送信器コイル	
6	基準プローブ	
7	R F 処理ユニット	
8	R F 受信ユニット	
9	電極アレイ	
10	心電図ユニット	
11	制御・算術ユニット	40
12	記憶ユニット	
13	ディスプレイ装置	
20	画像データ捕捉ユニット	

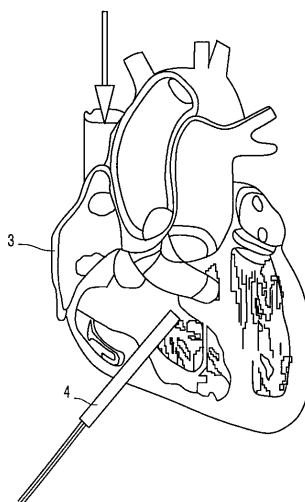
【 図 2 】



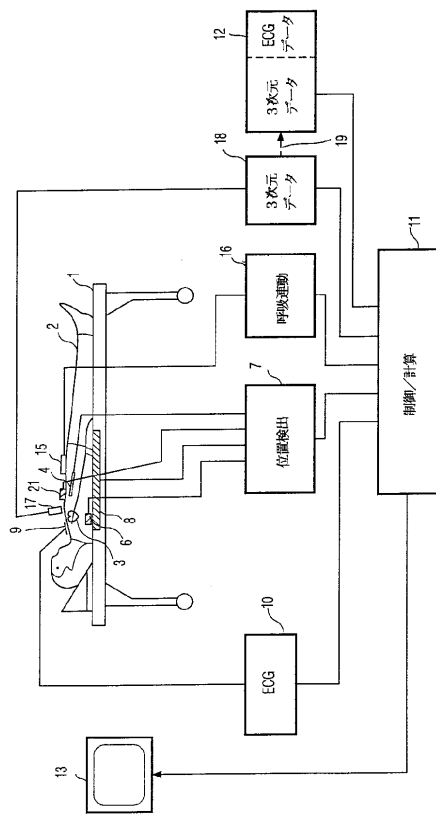
【 図 3 】



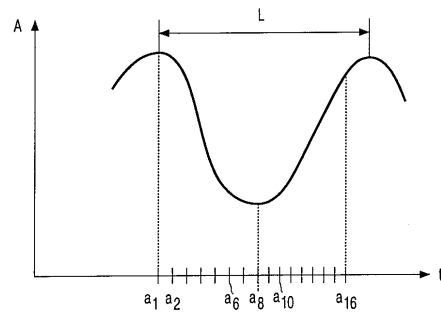
【圖 4】



【図 5】



【図 6】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 7/60 (2006.01) G 0 6 T 7/60 1 5 0 B

(56)参考文献 国際公開第 9 9 / 0 4 3 2 5 3 (W O , A 1)
 特開平 1 0 - 3 3 4 2 2 0 (J P , A)
 国際公開第 9 7 / 0 2 9 6 8 2 (W O , A 1)
 特表 2 0 0 1 - 5 2 4 8 6 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/00
 A61B 6/00
 A61B 8/00
 A61M 25/00
 G06T 1/00
 G06T 7/60

专利名称(译)	用于确定医疗器械的位置的方法和设备		
公开(公告)号	JP4700795B2	公开(公告)日	2011-06-15
申请号	JP2000296870	申请日	2000-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	フォルカーラッシェ		
发明人	フォルカー ラッシェ		
IPC分类号	A61B5/06 A61B5/00 A61B8/08 A61M25/00 G06T1/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B5/06 A61B5/062 A61B5/7289		
FI分类号	A61B5/06 A61B5/00.G A61B8/08 A61M25/00.312 G06T1/00.290.A G06T7/60.150.B A61B6/00.370 A61B6/12 A61M25/095 G06T7/00.612 G06T7/60 G06T7/70.A		
F-TERM分类号	4C093/CA23 4C093/CA50 4C093/DA02 4C093/EE30 4C093/FA47 4C093/FC12 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FH07 4C117/XB01 4C117/XC15 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XE75 4C117/XG34 4C117/XG40 4C117/XJ01 4C117/XJ03 4C117/XJ12 4C117/XJ14 4C117/XJ16 4C117/XK19 4C117/XK20 4C117/XL08 4C167/AA05 4C167/BB22 4C167/BB43 4C167/BB44 4C167/BB45 4C167/BB62 4C167/BB63 4C167/CC01 4C167/CC04 4C167/EE01 4C267/AA05 4C267/BB22 4C267/BB43 4C267/BB44 4C267/BB45 4C267/BB62 4C267/BB63 4C267/CC01 4C267/CC04 4C267/EE01 4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/FF09 4C301/FF28 4C301/GD02 4C301/GD06 4C301/KK24 4C301/KK27 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/FF02 4C601/FF08 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK41 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL14 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/BA06 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CB19 5B057/DA07 5B057/DB03 5L096/BA06 5L096/FA69 5L096/HA08		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	19946948 1999-09-30 DE		
其他公开文献	JP2001170027A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种方法和装置，用于定位插入患者体内的医疗器械，以便尽可能精确地定期移动器官。解决方案：用于定位插入患者体内的医疗器械4的方法和装置应用于周期性移动的器官3.该方法包括以下步骤：（a）医疗器械和标准的定位步骤探测并同时拾取与器官的周期性运动相关的周期性运动信号，（b）选择三维图像数据集的步骤，使得这样的三维图像数据被设置为与确定医疗器械和标准探头的定位时的运动阶段可以从图像数据库中选择，该图像数据库包括在外科手术之前捕获的器官的三维图像数据集以及运动信号并且与每个图像数据集相关。运动阶段，以及（c）通过基于已知支架的定位改变医疗器械的定位来使医疗器械相对于器官定位的步骤ard探针和选定的三维图像数据集。

