

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5460955号
(P5460955)

(45) 発行日 平成26年4月2日 (2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月24日 (2014.1.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

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)

A 6 1 B 5/04 3 1 4 K

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 5/044 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 12 外国語出願 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-315844 (P2007-315844)
 (22) 出願日 平成19年12月6日 (2007.12.6)
 (65) 公開番号 特開2008-183398 (P2008-183398A)
 (43) 公開日 平成20年8月14日 (2008.8.14)
 審査請求日 平成22年9月14日 (2010.9.14)
 (31) 優先権主張番号 11/608,506
 (32) 優先日 平成18年12月8日 (2006.12.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(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・ダイヤモンドキヤニ
 オンロード3333
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文
 (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】 超音波データ収集を示すための電気解剖学的マップの着色

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータを利用した、生体画像を作成するための方法において、
 前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを表示するステップと、
 前記構造の少なくとも一部の一連の二次元画像を得るステップであって、前記二次元画
 像は、それぞれの像面を有する、ステップと、
 前記一連の二次元画像を得る間に、前記三次元モデルをマーキングして、前記像面と前
 記表面とのそれぞれの交差部を示すステップと、
 を含み、
 前記二次元画像は、二次元超音波画像、コンピュータ断層画像、および磁気共鳴画像か
 ら成る群から選択され、
 前記方法は、前記三次元モデル、および、前記像面と前記三次元モデル上の前記表面と
 の前記それぞれの交差部を表示するステップをさらに含み、
 前記三次元モデルおよび前記交差部を表示する前記ステップにおいて、前記一連の二次
 元画像の収集の推移を示すため、前記一連の二次元画像の前記像面と前記表面とのそれぞ
 れの交差部を擬似カラーで着色する、

方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、

前記二次元画像は、複数の二次元超音波画像スライス、コンピュータ断層画像スライス

10

20

、あるいはリアルタイム磁気共鳴画像スライスを得ることにより、リアルタイム画像として得られ、

前記方法は、前記表示ステップで使用するために、前記リアルタイム画像から三次元画像を構成するステップをさらに含む、方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、

前記三次元モデルにマーキングすることは、

前記それぞれの交差部の相互間の前記三次元モデルの領域を補間するステップと、

前記補間領域にマーキングするステップと、

を含み、

前記三次元モデルを表示する前記ステップは、前記補間領域を表示するステップを含む、方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法において、

前記二次元画像から前記構造の三次元解剖学的画像を再構成するステップと、

前記三次元解剖学的画像の少なくとも一部を、前記三次元モデルとともに表示するステップと、

をさらに含む、方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法において、

前記三次元解剖学的画像の前記一部は、前記三次元モデルの表面から所定の距離を越えて広がらない、方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、

前記構造は、心臓であり、前記三次元モデルは、解剖学的マップである、方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法を用いて生体の画像を作成するための装置において、

ディスプレイ装置と、

前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを記憶するメモリと、

前記構造の少なくとも一部分の一連の二次元解剖学的画像を得るために動作する二次元撮像モジュールであって、前記二次元解剖学的画像が、それぞれの像面を有している、二次元撮像モジュールと、

前記メモリおよび前記二次元撮像モジュールに接続されたプロセッサであって、前記像面と前記表面とのそれぞれの交差部を示すように、前記ディスプレイ装置上で前記三次元モデルをマーキングするよう動作する、プロセッサと、

を備えた、装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の装置において、

前記二次元解剖学的画像は、コンピュータ断層画像および磁気共鳴画像から成る群から選択され、

前記プロセッサは、前記像面を前記三次元モデルと自動的に位置合わせするように動作する、装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の装置において、

前記プロセッサは、

前記二次元解剖学的画像から前記構造の三次元解剖学的画像を再構成し、

前記三次元解剖学的画像を前記三次元モデルとともに表示するように、

動作する、装置。

【請求項 10】

請求項 7 に記載の装置において、

前記二次元撮像モジュールは、超音波画像を作成し、
前記構造は、心臓であり、
前記三次元モデルは、電気解剖学的マップである、装置。

【請求項 1 1】

コンピュータを利用した、生体画像を作成するための方法において、
前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを表示するステップと、
前記構造の対応する部分の一連の三次元解剖学的画像を得るステップであって、前記三次元解剖学的画像は、それぞれの像面を有する、ステップと、
前記一連の三次元解剖学的画像を得る間に、前記像面を前記三次元モデルと自動的に位置合わせするステップと、

10

前記三次元解剖学的画像と前記表面とのそれぞれの交差部を示すように、前記三次元モデルにマーキングするステップと、

を含み、

前記三次元解剖学画像は、超音波画像、コンピュータ断層画像、および磁気共鳴画像から成る群から選択され、

前記方法は、前記三次元モデル、および、前記像面と前記三次元モデル上の前記表面との前記それぞれの交差部を表示するステップをさらに含み、

前記三次元モデルおよび前記交差部を表示する前記ステップにおいて、前記一連の三次元解剖学的画像の収集の推移を示すため、前記一連の三次元解剖学的画像の前記像面と前記表面とのそれぞれの交差部を擬似カラーで着色する、

20

方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の方法において、

前記一連の三次元解剖学的画像は、超音波プローブを使って得られる、方法。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0 0 0 1】

〔発明の分野〕

本発明は、一般的には体内臓器のマッピングおよび再構成(reconstruction)に関する。さらに具体的には、本発明は心臓などの体内臓器の撮像(imaging)に関する。

30

【0 0 0 2】

〔関連技術の説明〕

超音波撮像は、今や心臓の撮像法として十分確立されている。例えば、米国特許第6,066,096号には、三次元管腔内超音波撮像用の撮像プローブ(imaging probe for volumetric intraluminal ultrasound imaging)が記載されており、この特許の開示は参照して本明細書に組み込まれる。患者の体内に挿入するように構成された上記プローブは、近位および遠位端部を有する細長い本体を含む。超音波トランスデューサー位相配列("ultrasonic transducer phased array")を細長いプローブ本体の遠位端部に接続し、その上に配置する。超音波トランスデューサー位相配列は、細長いプローブ本体の遠位端部から三次元順方向走査(volumetric forward scanning)の超音波エネルギーを放射し、また受けるように、配置される。超音波トランスデューサー位相配列は、超音波トランスデューサー素子により占められる、複数の部位を含む。

40

【0 0 0 3】

しかし、多くの医師は通常二次元の扇状パターンとして示される超音波画像の解釈が難しいと感じている。医師は超音波カテテルによる表示にどのような解剖学的特長(anatomical features)が現れるかは知っているが、それらの特長を扇状パターンの明るい部分と暗い部分とに一致させることができない場合もある。

【0 0 0 4】

異なるモードで得た画像の重ね合わせにより医学的な画像の解釈を改善することが提案されている。例えば、米国特許第6,556,695号、特許権者Packer等、では、磁気共鳴画像(

50

magnetic resonance image)を得て、この画像に、続いて得られ電気起動マップ("electrical activation map")あるいは超音波画像(ultrasound image)を位置合わせすることができることを示唆している。

【0005】

〔発明の概要〕

医師がリアルタイムで心臓の撮像を行なうのを支援するために、データ収集中に、心臓の三次元画像を作成してもよい。しかしながら、この方法ではオペレータが心房の画像を見ようとしても他の組織、例えば他の心房(chambers)あるいは臓器からの反射が邪魔をして見ることができない。従って、適切な画像データが何時得られたのか、あるいはその詳細が未だ得られていないのかをオペレータが判断するのが難しい。

10

【0006】

本発明に開示された実施形態によれば、機能マップ(functional map)などの三次元構造画像(three-dimensional representation of the structure)、例えば電気解剖学的マップ("electroanatomical map")を表示し、超音波データ収集時にそのデータ収集の推移を示す目的で通常擬似カラーを用いてマップを着色する。例えば、収集した連続する超音波二次元扇形領域の交差面を電気構造マップ上で、線あるいは着色した領域としてマークすることができる。この表示により、オペレータが十分な超音波データが得られた領域を判断することができ、またデータ収集が未だ必要な心房の領域をオペレータに指示する。さまざまな着色法を用いて各領域について相対的なデータ収集の充足度を示すようにする。

【0007】

20

本発明の実施形態は、コンピュータ支援の生体画像作成方法を提供するもので、この方法によれば、生体の体内構造表面の三次元モデルを表示し、その構造の少なくとも一部について一連の二次元解剖学的構造画像(two-dimensional anatomic images)を得、そしてその間に像面と前記表面とのそれぞれの交差部分を示すように三次元モデルのマーキングを行なう。

【0008】

前記方法の一態様において、前記三次元モデルは、コンピュータ断層画像あるいは磁気共鳴画像であってもよく、この画像は、前記像面と自動的に位置合わせされる。

【0009】

前記方法の他の態様において、前記方法は、前記三次元モデル、および前記三次元モデル上の前記像面と前記表面とのそれぞれの交差部分とを表示することを含む。

30

【0010】

前記方法の他の態様によれば、前記像面と前記表面とのそれぞれの交差部分上に擬似カラーが表示される。

【0011】

前記方法のさらに別の態様において、前記方法は、前記それぞれの交差部分の相互間の前記三次元モデルの領域を補間(interpolating)すること、前記補間された領域をマーキングすること、および前記補間領域を表示することを含む。

【0012】

前記方法の別の態様において、前記方法は、前記二次元解剖学的画像から三次元解剖学的画像の再構成すること、および前記三次元解剖学的画像の少なくとも一部を前記三次元モデルで表示することを含む。

40

【0013】

前記方法のなお別の態様によれば、前記三次元解剖学的画像の前記表示部分は、前記三次元モデルの表面から所定の距離を越えては広がらない。

【0014】

前記方法の一態様によれば、前記構造は心臓であり、前記三次元モデルは解剖学的構造マップである。

【0015】

前記方法の他の態様において、前記二次元解剖学的画像は、リアルタイム三次元超音波

50

撮像、リアルタイムコンピュータ断層撮像、あるいはリアルタイム磁気共鳴撮像法により得ることができる。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の実施形態は、上記方法を実施するための装置を提供する。

【 0 0 1 7 】

本発明のより良い理解のために、同じ構成要素は同じ参照符号で表わされている添付図面を参照して、例示によって、以下に本発明を詳細に説明する。

【 0 0 1 8 】

〔 発明の詳細な説明 〕

以下の記述において、本発明の十分な理解を得るために多くの具体的な詳細事項が述べられている。しかし、本発明はそれらの具体的な詳細事項抜きで実施できることは当業者には明らかであろう。他の場合には、公知の回路、制御ロジックおよび従来のアルゴリズムおよびプロセスのためのコンピュータプログラム命令の詳細は、本発明を不必要に曖昧にしないために述べられていない。

【 0 0 1 9 】

システムの概要

図面について、まず最初に図 1 を参照するが、これは本発明の一実施形態による患者の心臓 2 4 の撮像および電気起動マップの作成用のシステム 2 0 を示すもので、このシステムは心臓 2 4 を含む診断あるいは治療処置を行なうのに適している。

【 0 0 2 0 】

本発明の原理を心臓の撮像について開示するが、本明細書で述べる技術(techniques)は手動によりあるいは自動的に制御するプローブを用いて、他の臓器、特に超音波カテーテルを用いて撮像できる膀胱などの中腔臓器を撮像に使用できるように変更することができる。

【 0 0 2 1 】

システム 2 0 は、医師が心房あるいは心臓の血管組織(vascular structure)に経皮的に挿入するカテーテル 2 8 を備えている。カテーテル 2 8 は通常医師がカテーテルを操作するためのハンドル 2 9 を有する。ハンドル 2 9 を適切に制御することで、医師はカテーテルの遠位端部を自由に操作、配置および方向付けすることができる。

【 0 0 2 2 】

システム 2 0 により医師はさまざまなマッピングおよび撮像処理を行なうことができる。これらの処理は、例えば同時係属出願中で共通の譲受人に譲渡された米国特許出願第 11/115,002 号および第 11/262,217 号にさらに詳細に述べられている以下の技術を含み、これら出願の開示は参照して本明細書に組込まれる。即ち、

リアルタイムあるいはほぼリアルタイムの二次元画像、例えば超音波画像を表示し、
二次元超音波画像に基づいて、患者体内の標的構造(target structure)の三次元モデルを再構成し、

電気生理学マップ(electrophysiological map)あるいは電気解剖学的マップ(electroanatomical map)などのパラメータマップ(parametric map)を、再構成した三次元モデルに位置合わせして重ね合わせて表示し、

外部システムから得られた三次元画像を、再構成した三次元モデルに位置合わせして重ね合わせて表示し、

二次元超音波画像を、外部システムから得られた三次元画像に位置合わせして表示する。

【 0 0 2 3 】

システム 2 0 は、最大 6 自由度を有するカテーテル 2 8 の三次元位置情報および方位座標(orientation coordinates)を測定する測位サブシステム(positioning subsystem)を含む。測位サブシステムは、カテーテル 2 8 の位置および方位を測定する磁気位置追跡システムを具備することができる。測位サブシステムは、その周囲に所定の作用量の磁界を発生し、これらの磁界をカテーテルで検出する。測位サブシステムは、通常患者の外部で固

10

20

30

40

50

定の既知の位置に置かれる磁界発生コイル 30 などの外部磁界発生器のセット(a set of external radiators)を備えている。コイル 30 は、心臓 24 の近傍に磁界、通常電磁界を発生する。

【0024】

代替の実施形態では、コイルなどのカテーテル内の磁界発生器が、患者の体外に配置されているセンサー（図示せず）により検出される電磁界を発生する。

【0025】

位置センサーは検出した磁界に応答して、位置関連電気信号をカテーテル内に延長するケーブル 33 を介してコンソール(console) 34 へ送信する。あるいは、位置センサーは信号を無線でコンソール 34 へ送ってもよい。コンソール 34 は、位置センサー(location sensor) 46 からの信号にもとづいてカテーテル 28 の位置および向き(orientation)を計算するポジショニング・プロセッサ(positioning processor) 36 を有する。ポジショニング・プロセッサ 36 は、通常カテーテルからの信号の受信、増幅、フィルタリング、ディジタル化、さもなければ処理を行う。システム 20 により作成した画像はモニター 44 に表示される。

10

【0026】

この目的に使用できるいくつかの位置追跡システムが、例えば米国特許第6,690,963号、第6,618,612号および第6,332,089号、ならびに米国特許出願公開第2004/0147920号および第2004/0068178号に記載されており、これらの開示は参照して本明細書に組込まれる。図 1 に示す測位サブシステムは磁界を利用しているが、後述する方法は任意の他の適当な測位サブシステム、例えば音響あるいは超音波測定にもとづくシステムを使用して実施することができる。

20

【0027】

超音波画像作成の目的で、同じあるいは異なるセッション(sessions)で、かつ多くのさまざまな組み合わせで、配置カテーテル(deployment catheter)の画像あるいはその位置表示と同時にほぼリアルタイムで表示する超音波画像を得るために、システム 20 は米国特許第6,716,166号および同第6,773,402号に記載のカテーテルを使用することができ、これら特許の開示は参照して本明細書に組込まれる。そのようなカテーテルは、音波を発射し心臓内の音波反射面(echogenic interfaces)からの反射音波を受信するように構成した音響トランスデューサー(acoustic transducers)を有する。反射音波を分析して心臓の二次元および三次元画像を作成する。

30

【0028】

システム 20 は、カテーテル 28 が超音波撮像カテーテルとして機能する場合、カテーテルの超音波トランスデューサーを駆動する超音波ドライバー 39 を有する。この目的に使用できる適当な超音波ドライバーの一例は、アメリカ合衆国01960マサセッツ州、ピーボディ、センテニアルドライブ 8 所在の、アナロジック社(Analogic Corporation, 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960)による製作のAN2300（商標）である。超音波ドライバー 39 は、当該分野で知られているようにBモード(B-mode)、Mモード(M-mode)、CWドップラー(CW Doppler)およびカラーフロードップラー(color flow Doppler)などのいろいろな撮像モードに対応できる。

40

【0029】

必要ならば、カテーテル 28 および他のカテーテル 48 をともにシステム 20 に組込んで異なる血管経路(vascular approaches)を介して同時に心臓に挿入する。この例では、カテーテル 28 はマッピングカテーテルとして機能し、カテーテル 48 は音響トランスデューサー 50 の配列を使って超音波撮像カテーテルとして作用する。各カテーテルは、患者体内でのカテーテルの位置および向きを測定するのに使用する位置センサー 46 の一例を有する。

【0030】

システム 20 は、電気起動マップ(electrical activation map)作成用の電子回路系を含み、多くの特化されたマッピングカテーテルとともに使用できる。カテーテル 28 とし

50

て使用するのに適したカテーテルは、本願と共通の譲受人に譲渡された米国特許第6,892,091号に記載されており、その開示は参照して本明細書に組込まれる。簡単に言えば、マッピングカテーテルの遠位端部は心臓組織の電気的特性を測定する遠位端に配置したマッピング電極52を有する。マッピングカテーテルの遠位端部には、さらに心房内の遠視野(far-field)電気信号を測定するための一列の無接点電極54も内蔵している。

【0031】

通常、マッピングカテーテルは最初に挿入され、そのデータにもとづいて電気起動マップを作成する。その後、超音波撮像カテーテルを挿入する。ふたつのカテーテルを同じあるいは異なる血管経路を介して挿入することもできる。

【0032】

さらに他の代替例では、電気起動マップ作成に適したデータ収集ができた超音波撮像機能も有するハイブリッドカテーテルを使うことができる。そのようなカテーテルは、例えば米国特許第6,773,402号、同第6,788,967号および同第6,645,145号に記載されている。そのようなカテーテルを使用すると、医療処置を短縮できる。この例においては、挿入するカテーテルはただの一つだけである。すべての代替例では、以下にさらに詳細に説明するように、電気起動マップは普通最初に作成しそれを超音波画像に応用してその解釈を容易にする。これら二つの異なるモード(modalities)を調整するための画像位置合わせ法(image registration techniques)が本願と同じ譲受人に譲渡された米国特許第6,650,927号ならびに同時係属出願第11/215,435号に述べられており、これらの開示は参照して本明細書に組込まれる。

【0033】

つぎに、システム20をさらに詳細に示すブロック図である図を参照する。上述したように、システム20の多くの素子は、プロセッサと図2に示す機能ブロックに対応するものを含むメモリとを有する汎用あるいは特化コンピュータとして実現できる。ポジショニング・プロセッサ36は、心臓カテーテルの遠位端の近くに置かれた位置センサーに接続され、位置追跡を行なう。

【0034】

トランスデューサー50(図1)を駆動する超音波ドライバー39が超音波回路系56と協同し、二次元超音波画像を作成する。

【0035】

イメージプロセッサ60をマッピング回路系56、ポジショニング・プロセッサ36、および超音波回路系56に接続する。イメージプロセッサ60三次元超音波画像を再構成することができ、心臓の位相的特長(注:"topological"の意味がよく分かりません。)を超音波画像上で自動的に識別するよう特化されている。ある実施形態では、イメージプロセッサ60はマッピング回路系58による電気起動マップ上での位相的特長の自動識別をオペレータの助け無しで強化することもできる。イメージプロセッサ60画像位置合わせ機能(image registration functions)も果たす。その動作はユーザー入力62を介して行なわれる。その出力はディスプレイ装置64に送られる。

【0036】

電気起動マップを作成できるシステム20内で用いるのに適した市販の装置は、アメリカ合衆国91765カリフォルニア州、ダイヤモンド・バー、ダイヤモンド・キャニオン・ロード、3333所在のバイオセンス・ウェブスター社(Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765)から発売のCARTO XP EP誘導および切除システム(CARTO XP EP Navigation and Ablation System)である。異なる手法を使って得た画像は、CARTO XP EP誘導および切除システムで動作するように構成した画像統合モジュール(image integration module)CartoMerge(商標)を使用して表示用に位置合わせすることができる。特に、このモジュールを用いて三次元解剖学的構造マップあるいは電気解剖学的マップを三次元超音波画像に位置合わせすることができる。さらに、二次元超音波撮像による超音波扇形画像は解剖学的構造あるいは電気解剖学的マップと座標系を共有している。本システムは、異なる扇形画像の隣り合う交差部分間を補完するばかりでなく、扇

10

20

30

40

50

形画像と三次元画像との交差を自動的に算出できる。

【 0 0 3 7 】

動作

つぎに、図 3 を参照する。これは本発明の開示実施形態による患者体内の内部構造の複数の二次元画像を得る推移を示すために内部構造の三次元モデルに標識を付ける (marking) 一般的な方法のフローチャートである。

【 0 0 3 8 】

最初のステップ 8 0 では、上記構造の三次元モデルを得て表示する。このモデルは、上述した CARTO XP EP 誘導および切除システムのようなシステムで得た心臓の画像でよい。しかしながら、どのような三次元モデル、例えば断層画像でも使用できる。心臓あるいは他の構造の局所画像 (topography) を表示することが重要で、機能データ、例えばそのモデル上に示すことができる電位は付随的なものである。

10

【 0 0 3 9 】

つぎに、ステップ 8 2 で上記構造の一部の二次元画像を得る。これは超音波画像でよい。あるいは、この二次元画像は、磁気共鳴またはコンピュータ断層撮影法などにより得る二次元機能画像でもよい。

【 0 0 4 0 】

つぎに、ステップ 8 4 でステップ 8 2 で得た二次元画像をステップ 8 0 で作成した三次元モデルと自動的に位置合わせするか、あるいは整合する (coordinated)。このステップにより、三次元モデルの断層形状 (tomographic features) をステップ 8 2 で撮像した構造に関連付けることができる。

20

【 0 0 4 1 】

つぎに、ステップ 8 6 で二次元画像の平面と三次元モデルとの交差をディスプレイ上で標示する。このステップは、表示に擬似カラー (pseudocolor) をつけることで行なうことができる。あるいは、他の多くのグラフィック技術、例えば点滅効果 (flashing effects)、太線強調 (bolding emphasis) などを用いて交差部を表示できる。さらに、以下に説明するように異なる扇形画像の隣り合う交差部分間に在る三次元モデルの領域を表示するために擬似カラーを用いることができる。そのような領域は補間によって識別する。いずれの場合も、オペレータは表示および三次元モデル上の標識を見ることで、現時点の二次元画像上に得られた断層形状を識別できる。必要に応じて、オペレータが現時点の二次元画像に関連する文字情報を注釈として表示に付けることができる。

30

【 0 0 4 2 】

ここで判定ステップ 8 8 に進み、撮像観察 (imaging study) を終了するにはもっとデータが必要かどうかを判定する。もし判定ステップ 8 8 の判定が YES であれば、ステップ 8 2 に戻ってもう一回動作を繰り返す。

【 0 0 4 3 】

もし判定ステップ 8 8 の判定が NO であれば、最終ステップ 9 0 に進み、一連の手順を終える。

【 0 0 4 4 】

代替の実施形態 1

40

つぎに、図 4 を参照する。これは、超音波データ収集を示すために電気解剖学的マップあるいは他の機能マップに着色する本発明の他の実施形態による方法の詳細なフローチャートである。本明細書で擬似カラーによる着色とも称する「着色」 (coloring) は計算タスク (computing task) を指し、画像データを格納するメモリの変更 (modifications) を伴う。動作の結果はコンピュータモニタ上に着色した表示として可視化することができる。この方法は、例えば電気解剖学的マップに関連して述べる。しかし、心臓のトポロジー (topology) が示されそれが超音波データに関連付けることができる限りは、この方法を心臓の他の機能画像に適用可能である。最初のステップ 6 6 では図 1 および図 2 に関連して述べた器械操作 (instrumentation) を利用するならば、マッピングカテーテルを公知の技術で生体の体内に挿入する。超音波撮像カテーテルも心臓内部に挿入する。

50

【 0 0 4 5 】

つぎに、ステップ 6 8 でマッピングカテーテルを心臓内で誘導し、電気的データを得る。機能画像を作成する。ある実施形態では、例えば前述の CARTO XP EP 誘導および切除システムを用いて電気解剖学的マップを作成する。この画像は、三次元空間を定めるために心臓内の異なる位置の空間座標を求めることによりマッピングカテーテルを使って作成する。その後、心臓の三次元マップが機能情報、即ち心臓の複数点での電位を示す三次元空間内の心臓の三次元マップである機能モデルを用意する。

【 0 0 4 6 】

ステップ 6 8 と同時に、ステップ 7 0 で少なくとも一つの二次元超音波画像を得る。一般的に、これはゲート画像(gated image)である。超音波撮像カテーテル上の位置センサーにより得られた位置情報を測位サブシステムで処理して、超音波画像上の異なる点の座標を確定する。通常、電気解剖学的マップおよび二次元超音波画像は同じ期間(session)に得られる。しかし、このことは不必要で、その代わりに電気解剖学的マップを予め得て、それを二次元超音波画像に重ね合わせてもよい。

【 0 0 4 7 】

つぎに、ステップ 6 9 でステップ 7 0 の最後の繰返しで得た超音波画像に対応する電気解剖学的マップあるいは他の機能画像の領域を、擬似カラーをつけることにより識別する。画像の充足度("the sufficiency of the image")が向上すると、一つの擬似カラーを異なる濃度(intensities)で使用することができる。さもなければ、多くの異なるスキーム("schemes")における現時点での画質(current image quality)を示すために、複数の擬似カラーを組み合わせることができる。さらに、あるいは一方、他のグラフィック表示、例えば点滅効果などによりこのステップで画質を表示することもできる。ある実施形態では、電気解剖学的マップの関連部分("relevant portion")を、電気解剖学的マップ上の超音波扇形画像の交差平面を算出することにより特定する。

【 0 0 4 8 】

つぎに、本発明の開示実施形態による心臓の多モード(multimodal)画像の表示である図 5 を参照する。図 5 の左側の画像 9 2 は、前述の CARTO XP EP 誘導および切除システムによる心房の位相マップ(topological map)である。

【 0 0 4 9 】

中央の画像 9 4 において、マップは部分的に着色され超音波データが収集された心房の領域を示している。例えば、得られる連続する超音波二次元扇形のそれぞれの交差平面をマップ表面上の着色領域として画像 9 4 上に標示することができる。さもなければ、交差平面を着色した線として標示してもよい。さらに、超音波ビーム平面が電気解剖学的マップと交差したすべてのデータボクセル(data voxel)を表示するために画像 9 4 を着色することもできる。いずれの場合でも、表示によりオペレータは超音波データを十分に取込んだ場所が分かり、また表示はさらにデータ収集が必要な心臓の領域をオペレータに示す。

【 0 0 5 0 】

図 5 の右側の画像 9 8 は、ここで領域 1 0 2 として示されている画像 9 8 に重ね合わせた三次元超音波画像 1 0 0 の再構成を示す。画像 9 8 および領域 1 0 2 は収集した超音波データにもとづく。

【 0 0 5 1 】

ある実施形態では、二次元超音波画像を三次元モデルを再構成することなく投影する。この手法は、前述の米国特許出願第 11/115,002 号および第 11/262,217 号に記載されている。例えば、連続する二次元超音波画像をステップ 7 0 (図 4) の繰返しで輪郭タグ(contours-of-interest tagged)をつけて得られる。これらの画像は方向付けられ三次元空間に投影することができる。

【 0 0 5 2 】

つぎに、図 6 を参照するが、これは本発明の開示実施形態による心臓の右心室の骨格モデルを示す。システム 2 0 (図 1) は、タグを付けていない超音波画像から自動的に輪郭

10

20

30

40

50

90、92をトレースし再構成することができ、また医師がラベルを付けた二次元画像から自動的に輪郭94を再構成できる。

【0053】

つぎに、図7を参照するが、これは本発明の開示実施形態による心臓の三次元超音波画像98の骨格モデルを右心室の電気解剖学的マップ100に重ね合わせた典型的な合成画像(composite image)である。骨格モデルは、骨格モデル88(図6)に似ていて、それぞれ右心室および左心室の外形を描く複数の輪郭102、104を有する。輪郭102は電気解剖学的マップに重ね合わせている。異なる電位値が異なるシェーディングパターンで示されている。ステップ72(図5)で骨格モデルを電気解剖学的マップに重ね合わせると、図7の画像を画像98(図5)比較すれば分かるように、十分に再生した三次元モデルを使う場合よりも表示上の干渉が少なくなる。図5におけるように、マップ100の部分に擬似カラーを使って自動的に標示して適切な超音波データの収集を示すことができる。例えば、図7で斜めのハッチングパターンで示した領域105が擬似カラーで着色している。

10

【0054】

図4を再び参照すると、ステップ70を連続して反復することでデータが得られるにつれ、電気解剖学的マップと、さらに要すれば、電気解剖学的マップ上に線図式に輪郭あるいは円筒状構造として示されている血管とが、画像94(図5)上に示すように徐々に着色されて撮影された領域を示す。例えば、マップの色は画像92(図5)上のように最初は灰色でもよいが、超音波画像データが得られた点に対応してマップ上のすべての点で灰色から赤に変化することができる。このようにして、オペレータは進行中のデータ収集の範囲を明確に知ることができる。

20

【0055】

つぎに、ステップ72でステップ70の反復により得た超音波画像を電気解剖学的マップに、ディスプレイ装置上で両方が位置合わせして見えるように重ね合わせる。これは、上述したように同期化および再構成した画像の電気解剖学的マップとの位置合わせ法を使って自動的に行なわれる。簡単に言えば、超音波カテーテルは位置センサーと超音波トランスデューサーとを一つの装置として備えている。システムは、適切に較正された後は、超音波画像上に見えるあらゆる点を電気解剖学的マップの三次元空間内のどの点にも自動的に関係付けることができる。画像の位置合わせは、通常、電気解剖学的マップの作成時の座標をステップ70で得た超音波画像上の位置情報および座標に関連付けることにより確定する。ふたつのモードで得たデータを結合するために、外部解剖学的標識(external anatomic markers)を用いて共通の基準フレーム(common frame of reference)を設けることができる。ある実施形態では、超音波画像は、複数の二次元超音波画像から再構成した三次元超音波画像である。さもなければ、二次元扇形画像を電気解剖学的マップに線として重ね合わせる。

30

【0056】

必要ならば、ステップ75に示すように超音波画像と電気解剖学的マップを別々に表示する。このオプションには、複数モードで得た画像をディスプレイ装置で位置合わせする問題を避ける利点がある。さらに、画像同士が互いを不明瞭にすることがない。ステップ75の変更例では、三次元画像の少なくとも一部は三次元モデルの内側に表示され、三次元画像は三次元モデルの表面から所定の距離を越えて広がらない。その結果、三次元空間は表示される三次元画像の割合に応じてセグメント化される。これに適したセグメンテーション法が前述の米国特許出願第11/215,435号に記載されている。

40

【0057】

ステップ72、75のいずれにおいても、二つのモードの同期化は勿論必要である。図7を再び参照すると、超音波画像98および電気解剖学的マップ100は異なる装置を使って得ることができる。その画像の一方あるいは両方が、ほぼリアルタイムで追跡されている時、そして特に異なる装置が二つのモードに使われている時は、発信源装置(source equipment)とプロセッサ36(図1)との間での伝播遅れ(propagation delays)がある

50

ので、合成画像 9 6 の二つの成分の同期化に細心の注意をする必要がある。事実、同期化問題はシステム 2 0 (図 1) のいろいろな実施形態で全般的に発生する。この問題の解決策が前述の米国特許出願 11/262,217 号に述べられている。簡単に言うと、ほぼリアルタイムの電気解剖学的構造データが得られ、それ以前に得られた解剖学的画像あるいはモデルに重ね合わせると、時間的オフセットでよい一定の予め決めたオフセットが電気解剖学的構造データと解剖学的画像ゲーティング(gating)との間に行なわれる。このオフセットにより、画像処理および解剖学的画像の発信源から、上述したように電気解剖学的データから電気解剖学的マップを作成するイメージプロセッサへの画像伝達によるシステム遅れ(system delays)を補償する。

【 0 0 5 8 】

10

ステップ 7 2 , 7 5 の両方の処理をした後、オペレーターはディスプレイ装置上の解剖学的特長を識別し、それらにグラフィカルユーザーインターフェイスを使って標識を付けることができる。

【 0 0 5 9 】

つぎに、判定ステップ 7 9 に進み、検査を完全なものにするには二次元超音波画像がさらに必要かどうかを判定する。この判定はオペレーターにより正常に行はれるが、検査が完全かどうかを自動的に判断できるシステムにより促されることもある。もし判定ステップ 7 9 での判定が YES ならば、ステップ 7 0 に戻る。心臓を撮像すると、オペレーターは撮像処理を肺静脈(pulmonary veins)、大動脈(aorta)、および卵円窩(fossa ovalis)などの関連する構造に標識をつけて左および右心房の輪郭をマッピングすることで開始する。肺静脈および大動脈は、超音波がぞうの輪郭により決まる調整可能な半径の血管として示すことができる。

20

【 0 0 6 0 】

もし判定ステップ 7 9 での判定が NO であると、最終ステップ 8 1 に進む。カテーテルは体内から回収され、処置が終わる。

【 0 0 6 1 】

代替の実施形態 2

この実施形態は、ステップ 7 2、7 5 (図 4) において三次元画像、例えば画像 1 0 0 (図 5) を表示するのに逆表示モードを使用できる点以外は他の実施形態 1 と同じである。超音波画像用のデータ収集は実質的に同じであるが、組織を高いグレイスケールのレベル(high gray scale levels)で示す代わりに、三次元超音波画像が心房あるいは血管内の血液を示し、心房あるいは血管の血液量の指標となる。

30

【 0 0 6 2 】

代替の実施形態 3

前述したように超音波データ収集の充足度を示す目的で擬似カラーで着色した超音波画像をステップ 7 2、7 5 (図 4) において、同時に表示するために他の生理学データをマッピングすることができる(注: 英文は述語動詞がありませんので、意味が不明瞭です)。前述の米国特許第 6,066,096 号で述べているような三次元管腔内超音波マッピングを利用できる。マッピングできる他の生理学パラメータには、温度、血流量(blood flow rate)、化学的特性および機械的活動性(mechanical activity)、例えば局所的壁運動(regional wall motion)が含まれる。例えば、前述の米国特許第 6,716,166 号および第 6,773,402 号に記載されているように超音波カテーテルにより検出された高速流の領域は、ドップラー画像で識別でき、三次元超音波画像で観察された血管内の狭窄部と位置合わせできる。他の例としては、化学センサーを使って局所貧血を示す NADPH レベルが低い心臓の領域を識別できる。そのような領域を超音波画像上で見られる対応領域と位置合わせすることができる。そのような領域を表示するのに適した技術が、論文 "Quantitative Measurements of Cardiac Phosphorus Metabolites in Coronary Artery Disease by ^{31}P Magnetic Resonance Spectroscopy", Takahiro Yabe et al., Circulation. 1995; 92:15-23 に述べられている。

40

【 0 0 6 3 】

50

代替の実施形態 4

この実施形態では、リアルタイムデータを標的構造をスライスした一連の画像として得るために、二次元超音波撮像以外の手法を使ってステップ 70 (図 4) を行なう。ステップ 70 は、三次元画像が得られそして特定領域でのデータ収集の充足度を示す目的で擬似カラーで着色した機能画像とともに表示できるリアルタイム三次元超音波撮像プローブ、リアルタイムコンピュータ断層撮像、リアルタイム磁気共鳴撮像あるいは他のリアルタイム撮像法を用いて行なうことができる。

【 0 0 6 4 】

代替の実施形態 5

この変形は、前述の実施形態のいずれにも適用できる。ステップ 72、75 (図 4) において、マップ上にさらに指標を示してデータ獲得時にオペレーターをガイドする。例えば、充填比(fill ratio)、電気解剖学的マップあるいは他の機能マップ上での全標的領域に対する着色領域の割合、を表示して各回のデータ収集の程度を量的に示すことができる。

【 0 0 6 5 】

擬似カラー自体のさらなる使用 ("additional application of pseudocolor itself") を、対応するルックアップテーブルを使って各ボクセルのグレイスケールレベルに応じて変えることができる。これにより、ユーザーは獲得したデータが壁組織あるいは心房内の血管または弁孔に対応するかどうかを調べることができる。

【 0 0 6 6 】

本発明は特に図示し本明細書で述べたことに限定されないことは当業者には分かるであろう。むしろ、本発明の範囲には、本明細書を読めば当業者が思いつくであろう従来技術にはない本発明の変形変更ばかりでなく本明細書で述べたさまざまな特長の組み合わせおよび部分的な組み合わせも含まれる。

【 0 0 6 7 】

〔実施の態様〕

(1) コンピュータを利用した、生体画像を作成するための方法において、
前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを表示するステップと、
前記構造の少なくとも一部の一連の二次元画像を得るステップであって、前記二次元画像は、それぞれの像面を有する、ステップと、
前記一連の二次元画像を得る間に、前記三次元モデルをマーキングして、前記像面の前記表面とのそれぞれの交差部を示すステップと、
を含む方法。

(2) 実施の態様 1 に記載の方法において、
前記二次元画像は、二次元超音波画像、コンピュータ断層画像および磁気共鳴画像から成る群から選択される、方法。

(3) 実施の態様 1 に記載の方法において、
前記三次元モデル、および、前記三次元モデル上の前記像面と前記表面との前記それぞれの交差部を表示するステップ、
をさらに含む、方法。

(4) 実施の態様 3 に記載の方法において、
前記二次元画像は、複数の二次元超音波画像スライス、コンピュータ断層画像スライス、あるいはリアルタイム磁気共鳴画像スライスを得ることにより、リアルタイム画像として得られ、
前記方法は前記表示ステップで使用するために前記リアルタイム画像から三次元画像を構成するステップをさらに含む、方法。

(5) 実施の態様 3 に記載の方法において、
前記三次元モデルの表示は、前記像面の前記表面との前記それぞれの交差部を擬似カラーで着色することを含む、方法。

(6) 実施の態様 3 に記載の方法において、

前記三次元モデルにマーキングすることは、
前記それぞれの交差部の相互間の前記三次元モデルの領域を補間するステップと、
前記補間領域にマーキングするステップと、
を含み、
前記三次元モデルを表示する前記ステップは、前記補間領域を表示するステップを含む
方法。

(7) 実施の態様 1 に記載の方法において、
前記二次元画像から前記構造の三次元解剖学的画像を再構成するステップと、
前記三次元解剖学的画像の少なくとも一部を、前記三次元モデルとともに表示するステ
ップと、
をさらに含む、方法。

10

(8) 実施の態様 7 に記載の方法において、
前記三次元解剖学的画像の前記一部は、前記三次元モデルの表面から所定の距離を越え
て広がらない、方法。

(9) 実施の態様 1 に記載の方法において、
前記構造は心臓であり、前記三次元モデルは、解剖学的マップである、方法。

(10) 生体の画像を作成するための装置において、
ディスプレイ装置と、
前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを記憶するメモリと、
前記構造の少なくとも一部分の一連の二次元解剖学的画像を得るために動作する二次元
撮像モジュールであって、前記二次元解剖学的画像が、それぞれの像面を有している、二
次元撮像モジュールと、

20

前記メモリおよび前記二次元撮像モジュールに接続されたプロセッサであって、前記
像面の前記表面とのそれぞれの交差部を示すように、前記ディスプレイ装置上で前記三次
元モデルをマーキングするよう動作する、プロセッサと、
を備えた装置。

【 0 0 6 8 】

(11) 実施の態様 10 に記載の装置において、
前記二次元解剖学的画像は、コンピュータ断層画像および磁気共鳴画像から成る群から
選択され、
前記プロセッサは、前記像面を前記三次元モデルと自動的に位置合わせするように動
作する、装置。

30

(12) 実施の態様 10 に記載の装置において、
前記プロセッサは、
前記二次元解剖学的画像から前記構造の三次元解剖学的画像を再構成し、
前記三次元解剖学的画像を前記三次元モデルとともに表示するように、
動作する、装置。

(13) 実施の態様 10 に記載の装置において、
前記二次元撮像モジュールは、超音波画像を作成し、
前記構造は、心臓であり、
前記三次元モデルは、電気解剖学的マップである、装置。

40

(14) コンピュータを利用した、生体画像を作成するための方法において、
プローブを前記生体の心臓内に挿入するステップであって、前記プローブは、位置セン
サーを有する、ステップと、
前記プローブによって、前記心臓内の異なる位置のそれぞれの空間座標を求めて、三次
元空間を定めるステップと、
前記心臓の複数の点で測定された前記心臓に関する機能情報を含む、前記心臓の三次元
マップを有する機能モデルを作成するステップと、
前記心臓の部分の超音波画像を得るステップと、
前記超音波画像を前記三次元空間と位置合わせするステップと、

50

前記心臓の前記部分に対応する前記マップ上の領域を自動的にマーキングするステップと、

前記超音波画像、および前記マップを表示するステップであって、前記領域が擬似カラーで示される、ステップと、

を含む、方法。

(15) 実施の態様14に記載の方法において、

前記機能モデルは、解剖学的マップ、三次元管腔内超音波画像、ドップラー画像(Doppler image)、および、局部的壁運動画像(regional wall motion image)から成る群から選択される、方法。

(16) 実施の態様14に記載の方法において、

前記超音波画像は、二次元超音波画像であり、

領域に自動的にマーキングする前記ステップは、前記二次元超音波画像の面と前記マップとの交差部を求めるステップを含む、方法。

(17) 実施の態様16に記載の方法において、

超音波画像を得る前記ステップは、前記心臓のそれぞれの部分の複数の二次元超音波画像を得るステップを含み、

前記方法は、

前記二次元超音波画像から前記心臓の三次元解剖学的画像を再構成するステップと、

前記二次元超音波画像のうちの対応するものを使って、領域に自動的にマーキングして、マーキングされた合成領域を定めるステップと、

をさらに含み、

前記表示ステップは、前記三次元解剖学的画像を、前記マーキングされた合成領域が前記擬似カラーで着色されている前記マップとともに、表示するステップを含む、方法。

(18) 実施の態様14に記載の方法において、

前記表示ステップは、前記マップに重ね合わせた前記超音波画像を表示するステップを含む、方法。

(19) 生体の体内の心臓を撮像するための装置において、

前記心臓の部分の解剖学的画像を取り込む撮像装置と、

前記撮像装置に接続されたプロセッサであって、

前記プロセッサは、プローブに接続されており、

前記プローブは、前記心臓内に挿入するように構成され、かつ、前記プローブの位置および方位情報を求めるための位置センサーを有していて、

前記プロセッサは、前記心臓の複数の点で測定された前記心臓に関する機能情報を含む前記心臓の機能マップを作成するように動作し、

前記プロセッサは、前記心臓の前記部分に対応する前記マップ上の領域を自動的にマーキングするように動作する、

プロセッサと、

前記マップおよび前記解剖学的画像を表示するために前記プロセッサに接続されたディスプレイ装置であって、前記領域が擬似カラーで表示される、ディスプレイ装置と、

を備えた、装置。

(20) 実施の態様19に記載の装置において、

前記機能マップは、電気解剖学的マップである、装置。

【0069】

(21) 実施の態様19に記載の装置において、

前記撮像装置は、前記心臓の対応する部分の複数の二次元解剖学的画面を得るために動作する、装置。

(22) 実施の態様21に記載の装置において、

前記プロセッサは、

前記二次元解剖学的画像から前記心臓の三次元解剖学的画像を再構成させるように、

前記二次元解剖学的画像のうちの対応するものを使って、領域を繰り返し自動的にマー

10

20

30

40

50

キングして、マーキングされた合成領域を定めるように、
動作し、

前記ディスプレイ装置は、前記三次元解剖学的画像を、前記マップとともに表示するように動作し前記マーキングされた合成領域が前記擬似カラーで示される、装置。

(2 3) コンピュータを利用した、生体画像を作成するための方法において、

前記生体の体内の構造の表面の三次元モデルを表示するステップと、

前記構造の対応する部分の一連の三次元解剖学的画像を得るステップであって、前記三次元解剖学的画像は、それぞれの像面を有する、ステップと、

前記一連の三次元解剖学的画像を得る間に、前記像面を前記三次元モデルと自動的に位置合わせするステップと、

前記三次元解剖学的画像の前記表面とのそれぞれの交差部を示すように、前記三次元モデルにマーキングするステップと、

を含む、方法。

(2 4) 実施の態様 2 3 に記載の方法において、

前記一連の三次元解剖学的画像は、超音波プローブを使って得られる、方法。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 0 】

【図 1】本発明に開示された実施形態による、患者の心臓を撮像しマッピングするシステムを示す図。

【図 2】本発明に開示された実施形態による、図 1 に示すシステムをさらに詳細に示すブロック図。

【図 3】本発明に開示された実施形態による、体内の構造の複数の二次元画像の収集の推移示すために体内の内部構造の三次元モデルにマーキングする一般的な方法のフローチャート。

【図 4】本発明に開示された実施形態による、データ収集を示すために機能マップを着色する方法の詳細なフローチャート。

【図 5】本発明に開示された実施形態による、心臓の多モード画像を示す図。

【図 6】本発明に開示された実施形態により用意した心臓の右心室の骨格モデルを示す図。

。

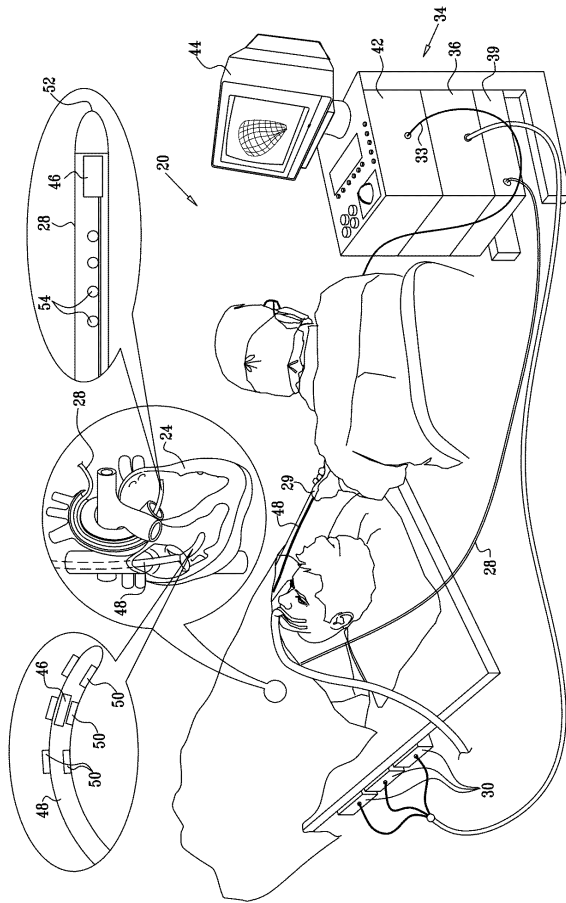
【図 7】本発明に開示された実施形態による、心臓の三次元超音波画像を示す骨格モデルを右心室の電気解剖学的マップに重ね合わせた合成画像を示す図。

10

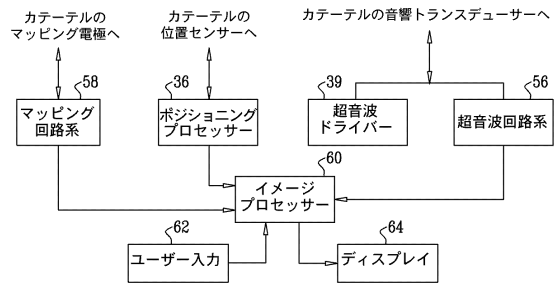
20

30

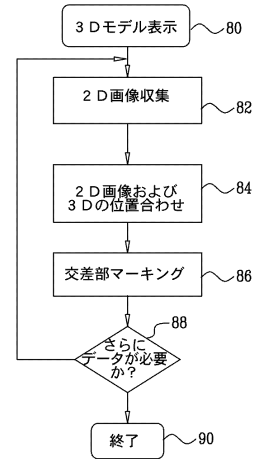
【図 1】



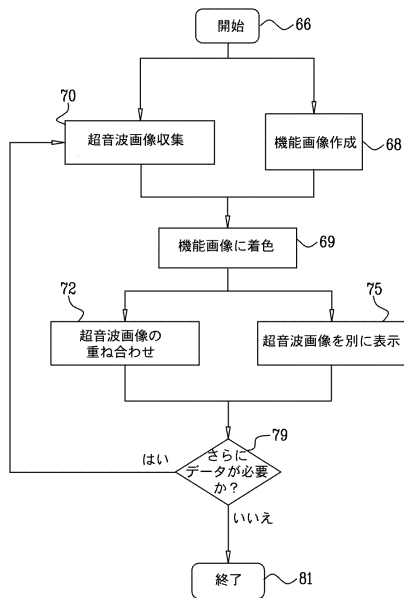
【図 2】



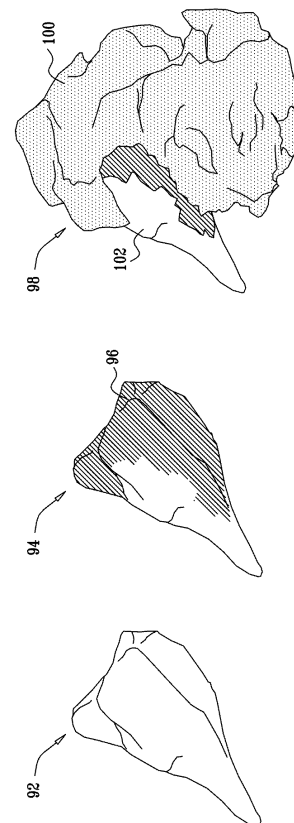
【図 3】



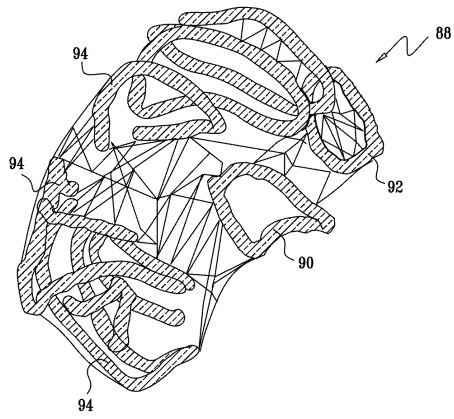
【図 4】



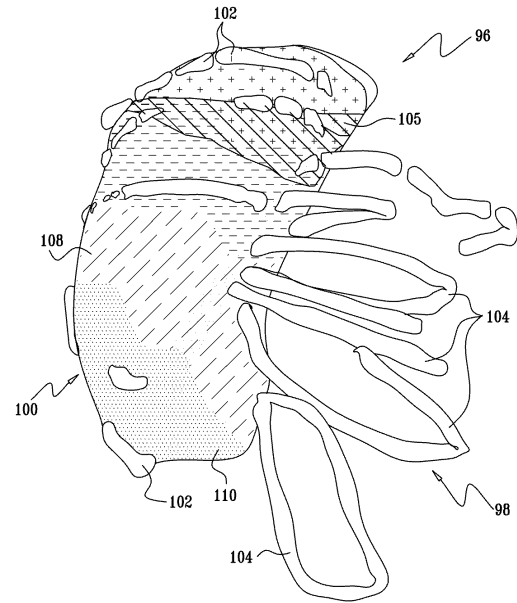
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

(72)発明者 アサフ・ゴバリ

イスラエル国、3 4 4 0 0 ハイファ、ピッツォ 1

(72)発明者 ダイナ・カーシェンバウム

イスラエル国、3 6 7 2 1 ネッシャー、ミットスペ 6 / 9

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2 0 0 5 - 0 0 6 7 1 0 (J P , A)

特開平1 0 - 2 9 5 6 9 1 (J P , A)

特開2 0 0 0 - 0 7 0 2 6 5 (J P , A)

特開2 0 0 0 - 2 1 7 8 1 5 (J P , A)

特開2 0 0 3 - 0 3 8 4 9 2 (J P , A)

特開2 0 0 6 - 3 0 5 3 5 7 (J P , A)

特開2 0 0 6 - 3 0 5 3 6 0 (J P , A)

特開2 0 0 6 - 3 0 5 3 6 1 (J P , A)

特開2 0 0 8 - 0 8 6 7 4 2 (J P , A)

特表2 0 0 5 - 5 2 9 7 0 1 (J P , A)

国際公開第9 9 / 0 6 0 9 2 1 (W O , A 1)

米国特許出願公開第2 0 0 6 / 0 2 3 9 5 2 7 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2

A 6 1 B 5 / 0 4 0 8

A 6 1 B 5 / 0 4 4

A 6 1 B 5 / 0 4 7 8

A 6 1 B 5 / 0 4 9 2

A 6 1 B 5 / 0 5 5

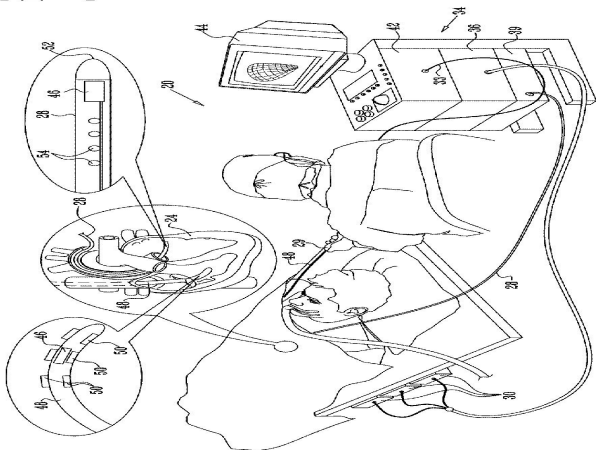
A 6 1 B 6 / 0 3

专利名称(译)	电解剖图的着色显示超声数据采集		
公开(公告)号	JP5460955B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2007315844	申请日	2007-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特公司		
当前申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特，Incorporated的Rete算法每次		
[标]发明人	アンドレスクラウディオアルトマン アサフゴバリ ダイナカーシェンバウム		
发明人	アンドレス・クラウディオ・アルトマン アサフ・ゴバリ ダイナ・カーシェンバウム		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/044 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	A61B5/044 A61B5/7285 A61B5/743 A61B6/08 A61B6/463 A61B6/5229 A61B6/5241 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/543 A61B34/20 A61B90/36 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/04.300.J A61B5/04.314.K A61B5/05.380 A61B6/03.360.G A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/EE01 4C027/HH11 4C027/HH13 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG01 4C093/FG13 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD07 4C096/DD13 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/EE01 4C127/HH11 4C127/HH13 4C127/LL08 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/FE10 4C601/GA03 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC02 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC27 4C601/JC31 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL33		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	11/608506 2006-12-08 US		
其他公开文献	JP2008183398A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过显示被成像结构的三维模型来指示数据收集的进展，例如，电子解剖图，并且在医学成像过程中收集超声数据期间在视觉上标记相同的图。ŽSOLUTION：收集的连续二维超声图像的交叉平面标记为线或彩色区域。该显示使操作员能够确定捕获了足够数据的区域，并指导操作员到仍需要额外数据收集的区域。各种颜色方案用于指示数据收集的相对充分性。Ž

【 图 1 】



【 图 4 】