

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-18184

(P2009-18184A)

(43) 公開日 平成21年1月29日(2009.1.29)

| (51) Int.Cl.                  | F I                  | テーマコード (参考) |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 8/12 (2006.01) | A 6 1 B 8/12         | 4 C 0 6 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 O O D | 4 C 0 9 3   |
| <b>A 6 1 B</b> 6/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 2 O Z | 4 C 6 0 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/00 3 7 O   |             |
| <b>A 6 1 B</b> 6/12 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 7 7   |             |

審査請求 有 請求項の数 29 O L (全 60 頁) 最終頁に続く

|              |                                     |          |                                                                        |
|--------------|-------------------------------------|----------|------------------------------------------------------------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2008-233927 (P2008-233927)        | (71) 出願人 | 501448314                                                              |
| (22) 出願日     | 平成20年9月11日 (2008. 9. 11)            |          | メディガイド リミテッド                                                           |
| (62) 分割の表示   | 特願2002-563813 (P2002-563813)<br>の分割 |          | イスラエル国 3 1 0 5 3 ハイファ ビ<br>ー オー ボックス 1 5 0 0 3 アドヴ<br>ァンスト テクノロジー センター |
| 原出願日         | 平成14年2月12日 (2002. 2. 12)            | (74) 代理人 | 100147485                                                              |
| (31) 優先権主張番号 | 09/782, 528                         |          | 弁理士 杉村 憲司                                                              |
| (32) 優先日     | 平成13年2月13日 (2001. 2. 13)            | (74) 代理人 | 100134005                                                              |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                             |          | 弁理士 澤田 達也                                                              |
| (31) 優先権主張番号 | 09/949, 160                         | (74) 代理人 | 100143568                                                              |
| (32) 優先日     | 平成13年9月7日 (2001. 9. 7)              |          | 弁理士 英 貢                                                                |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                             | (72) 発明者 | ゲラ ストロマー                                                               |
|              |                                     |          | イスラエル国 3 4 7 5 9 ハイファ ソ<br>ロカ ストリート 3 3 エイ                             |

最終頁に続く

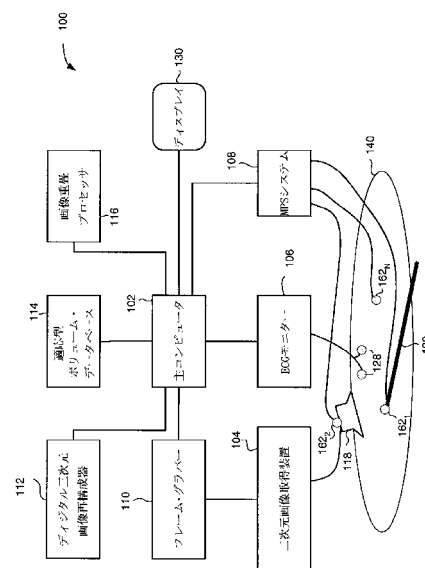
(54) 【発明の名称】 医療用撮像兼ナビゲーションシステム

## (57) 【要約】

【課題】医療における体内侵入型の撮像及びナビゲーションを行う方法及びシステムを改善する。

【解決手段】表示装置及びデータベースに結合したプロセッサ、医療位置決めシステム (MPS)、二次元撮像システム、及び被検査器官のモニター・インタフェースを具えた医療用撮像兼ナビゲーションシステムにおいて、前記MPSが、撮像MPSセンサ、及び画像検出器を具えた二次元撮像システムを具えて、前記MPSを前記プロセッサに結合して、前記MPSセンサを前記画像検出器に固着して、前記二次元撮像システムを前記プロセッサに結合して、前記画像検出器を撮像カテーテルに固着する。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

表示装置及びデータベースに結合したプロセッサと；

前記プロセッサに結合されて、画像検出器に固着した撮像 M P S センサを具えた医療用位置決めシステム（M P S）と；

前記プロセッサに結合されて、撮像カテーテルに固着した前記画像検出器を具えた二次元撮像システムと；

前記プロセッサ、及び被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する器官モニターに結合した被検査器官のモニター・インタフェースと  
を具えていることを特徴とする医療用撮像兼ナビゲーションシステム。

10

**【請求項 2】**

前記プロセッサが、

前記画像検出器によって取得した複数の二次元画像を、前記二次元撮像システムから受け取り；

前記撮像 M P S センサによって前記二次元画像毎に検出した、前記画像検出器に関連する位置及び向き情報を、前記医療用位置決めシステムから受け取り；

前記器官モニターによって前記二次元画像毎に検出した器官タイミング信号を、前記被検査器官のモニター・インタフェースから受け取る  
ことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

20

**【請求項 3】**

前記プロセッサが、前記各二次元画像を、この前記二次元画像に係る前記画像検出器の位置及び向き情報、及びこの二次元画像に係る前記検出した器官タイミング信号に関連付けることを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記プロセッサが、前記二次元画像、前記画像検出器に関連する位置及び向き情報、及び前記検出した器官タイミング信号を、前記データベースに記憶することを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記プロセッサが、前記二次元画像のうちの少なくとも 1 つを選択し、前記表示装置が、前記選択した二次元画像の視覚表現を表示することを特徴とする請求項 3 に記載のシステム。

30

**【請求項 6】**

前記視覚表現が、前記画像検出器の位置及び向き情報、及び前記選択した各二次元画像に関連する前記検出した器官タイミング信号に従って、前記選択した二次元画像から再構成した三次元画像であることを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

**【請求項 7】**

前記再構成した三次元画像が、前記被検査器官の量的モデルであることを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

**【請求項 8】**

前記プロセッサが、前記再構成した三次元画像の手動での修正を可能にすることを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

40

**【請求項 9】**

前記再構成した三次元画像が半透明であることを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

**【請求項 10】**

前記視覚表現が二次元の表現であることを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

**【請求項 11】**

前記選択した各二次元画像に係る前記検出した器官タイミング信号が、リアルタイムで検出した器官タイミング信号にほぼ等しいことを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

**【請求項 12】**

50

前記プロセッサが、前記被検査器官内の前記撮像カテーテルの少なくとも１つの軌跡を、前記検出した器官タイミング信号中の特定の活動状態に関する位置及び向きの情報に従って計算することを特徴とする請求項５に記載のシステム。

【請求項１３】

前記プロセッサが、前記検出した器官タイミング信号の活動状態毎に、この活動状態に関する前記少なくとも１つの軌跡を、この活動状態に関する前記視覚表現上に重畳することを特徴とする請求項１２に記載のシステム。

【請求項１４】

前記プロセッサが、リアルタイムで検出した器官タイミング信号に応じて、前記計算した少なくとも１つの軌跡を選択し、

10

前記プロセッサが、前記計算した少なくとも１つの軌跡の表現を、前記視覚表現上に重畳し、

前記表示装置が、前記重畳の結果を表示することを特徴とする請求項１２に記載のシステム。

【請求項１５】

前記プロセッサが、リアルタイムで検出した手術カテーテルの位置及び向きに応じて、前記計算した少なくとも１つの軌跡の一部分を選択することを特徴とする請求項１４に記載のシステム。

【請求項１６】

前記手術カテーテルが、インターベンション型カテーテル及び手術ツールを具えていることを特徴とする請求項１５に記載のシステム。

20

【請求項１７】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

ブラシ；

カテーテル；

ステント；

バルーン；

ペースメーカー電極；

30

液剤調剤装置；

ニューロン電極；

物質収集装置；

手術搬送ツール；

内視鏡；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール；

切除カテーテル；

電気生理学的マッピング装置；

40

撮像装置；及び、

以上の品目の組み合わせ

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項１６に記載のシステム。

【請求項１８】

レンダラが、前記視覚表現を、基準座標に従ってレンダリングすることを特徴とする請求項５に記載のシステム。

【請求項１９】

前記基準座標を

画像検出器の座標；

被検査器官の座標；

50

患者の体の座標

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記データベースがボリューム・データベースであることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記プロセッサが、前記被検査器官内の前記撮像カテテルの進行速度が所定値よりも大きいことを検出した際に、警報信号を発生することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記警報信号を、  
オーディオ信号；  
映像信号；  
触覚信号

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記画像検出器を、  
サーモグラフィー撮像素子；  
光コヒーレンス断層撮影用撮像素子；  
管内超音波トランスデューサ；  
心臓内超音波トランスデューサ；  
内視鏡に取り付けたあらゆる超音波トランスデューサ；  
磁気共鳴撮像素子

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記医療用位置決めシステムがさらに、患者の体に装着する体用 M P S センサを具備していることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記表示装置を、  
二次元ディスプレイ；  
自動立体ディスプレイ；  
ゴーグル

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記ゴーグルが半透明であることを特徴とする請求項 24 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記医療用位置決めシステムがさらに、ゴーグル M P S センサを具備、  
前記表示装置が、前記ゴーグル M P S センサに取り付けた半透明ゴーグルを具備、  
前記プロセッサが、前記ゴーグル M P S センサから受け取った位置及び向きの情報に応じて、前記視覚表現用の観察面を選択することを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 28】

前記ゴーグル M P S センサの位置及び向きを、前記医療用位置決めシステムの座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 26 に記載のシステム。

【請求項 29】

前記二次元撮像システムを、  
超音波型；  
サーモグラフィー型；  
光コヒーレンス断層撮影型；  
管内超音波型；

10

20

30

40

50

X線型；  
核磁気共鳴型；  
コンピュータ断層撮影型；  
ポジトロン放出断層撮影型；  
単光子放出断層撮影型

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[クロスリファレンス情報]

10

本願は、2001年2月13日出願の出願番号09/782,528の一部継続出願であり、出願番号09/782,528は、1999年5月18日出願の出願番号09/314,474の一部継続出願である。

【0002】

本発明は一般に、医療の診断及び手術の、システム及び方法に関するものであり、特に、医療用の三次元撮像及びナビゲーションの、方法及びシステムに関するものである。

【背景技術】

【0003】

二次元及び三次元画像を取得して表示する方法及びシステムは、従来技術において既知である。三次元撮像は、現代の診断、治療、及び手術の方法を強化する。

【0004】

20

二次元撮像システムは、体内の二次元のスライス（薄片）を処理して、静的あるいは動的な形態でディスプレイ（表示装置）上に表現する。慣例の二次元超音波撮像システムは、超音波トランスデューサ、画像捕捉モジュール、及び画像処理装置を具えている。

【0005】

超音波トランスデューサは、検査すべき生体組織に非常に近接して配置する。超音波トランスデューサは、電気信号を超音波に変換して、この超音波を検査すべき組織に指向させる。この超音波は部分的に吸収され、分散され、屈折され、そして反射される。超音波トランスデューサは、この超音波反射を検出する。超音波トランスデューサは、反射された超音波を電気信号に変換して、この電気信号を画像処理装置に供給する。

【0006】

30

画像処理装置は、受信した電気信号を処理して、これにより、検査する組織のスライスの二次元画像を複数生成する。画像捕捉モジュールは、各二次元画像を捕捉して、これらの各々をディスプレイまたはプリンタに供給することができる。

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,152,290号明細書

【0008】

Freelandに交付された米国特許5,152,290、発明の名称"Method for recording ultrasound images to diagnose heart and coronary artery disease"は、冠状動脈疾患のような心臓疾患を診断するために、心臓の二次元超音波画像を捕捉して表示する方法に指向したものである。Freelandによって開示されている方法は、運動のピーク後に心電図（ECG）信号を検出する手順、心臓の二次元画像を検出する手順、及び選択した画像を記憶する手順を具え、各手順は、画像を取得した時点のECG（electrocardiogram）の読み取り、及び4画像のグループ表示によって行う。このシステムは、少なくとも1心拍当たり8画像の割合で、二次元画像の列を取得して記録する。

40

【0009】

【特許文献2】米国特許第5,690,113号明細書

【0010】

Silwa, Jr.他に交付された米国特許5,690,113、発明の名称"Method and apparatus for two-dimensional ultrasonic imaging"は、固定走査線を有する、ハンドヘルド（手持ち型）の単一素子のトランスデューサ・プローブを用いて二次元超音波画像を生成する方法

50

に指向したものである。このシステムは、患者の体の二次元超音波画像の表示を行う。このシステムは、二次元超音波画像を検出して、同時に、超音波トランスデューサの空間的位置及び向きを特定する。このシステムは、単一走査線の撮像が可能な超音波トランスデューサ付きのプロブ、及びこの超音波トランスデューサの空間的位置及び向きを追跡する手段を具えている。この走査線は、可動のトランスデューサに対して、向き及び空間的な位置が固定されている。このシステムはさらに、トランスデューサが移動すると共に、各走査線の空間的位置及び向きを計算する演算手段を具えている。これにより、走査線が、完成した画像を表示する。あるいはまた、電磁的発信器及び受信センサが、自由空間内の各走査線の空間的な向き及び位置を特定することができる。

【 0 0 1 1 】

10

通常の三次元超音波撮像システムは、慣例の二次元超音波撮像システム、位置及び向きの検出システム、画像処理システム、及び表示システムを具えている。こうしたシステムは、肝臓、腎臓、胆嚢、胸部、眼、脳、等のような内部器官の三次元撮像を行う。

【 0 0 1 2 】

位置及び向きの検出システムは、超音波トランスデューサの位置及び向きを提供する。トランスデューサの位置及び向きから、捕捉した各二次元画像の位置及び向きを特定する。

【 0 0 1 3 】

画像処理システムは、捕捉した二次元画像を、各画像の位置及び向きに従って処理することによって、被検査器官の三次元画像を再構成する。最後に、表示システムは、被検査器官の三次元画像を受け取って、これを表示する。

20

【 0 0 1 4 】

【特許文献 3】米国特許第5,787,889号明細書

【 0 0 1 5 】

Edwards他に交付されている米国特許5,787,889、発明の名称"Ultrasound imaging with real time 3D image reconstruction and visualization"は、三次元超音波画像の生成及び視覚化に指向したものである。Edwardsによって開示されている方法は、次の手順：即ち、データの取得、ボリューム（画像構成用の立方体、直方体）の再構成、及び画像の可視化の各手順を具えている。このシステムは、システムに含まれる医療用二次元超音波撮像システムによって、三次元超音波画像の完成及び視覚化を行う。オペレータ（操作者、手術者）は、再構成した三次元画像に対して、画像を回転させて異なる観察角及び平面図にするような、種々の可視化作業（タスク）を実行することができる。

30

【 0 0 1 6 】

当業者には既知である他の種類の三次元撮像システムは、心臓または肺の動画像を生成すべく動作する。このシステムは、慣例の二次元超音波撮像システム、ECGモニター、位置及び向きの検出システム、画像プロセッサ（処理装置）、及び表示システムを具えている。ECGモニターは心臓のタイミング信号を検出する。ECGタイミング信号は、ECGタイミング信号中の選択した点を表現する二次元画像の記録を同期させるか、あるいはトリガするために用いる。超音波トランスデューサは、あらゆる所定瞬時（例えばECGタイミング信号上の選択した時点）における心臓の二次元超音波画像を検出する。各二次元画像は、心臓の特定の活動状態に応じて、心臓の特定のスライス表現する。各二次元画像の位置及び向きは、トランスデューサの位置及び向きから直接決まる。

40

【 0 0 1 7 】

画像プロセッサは、捕捉した二次元画像のうちの同じ活動状態のものから、心臓の三次元画像を再構成する。最後に、表示システムは、再構成した一連の画像を表示して、これにより心臓の三次元動画像を提供する。

【 0 0 1 8 】

【特許文献 4】米国特許第5,924,989号明細書

【 0 0 1 9 】

Polzに交付されている米国特許5,924,989、発明の名称"Method and device for captur

50

ing diagnostically acceptable three-dimensional ultrasound image data records"は、心臓の三次元画像列を生成する方法及びシステムに指向したものである。このシステムは、超音波心臓検査器（エコー心電計）と組み合わせた超音波撮像システムを具えている。このシステムは、二次元超音波画像を検出して、各画像を、この画像の位置及び向きと共に、そして、この画像を取得した時点で超音波心臓検査器が提供する心臓のサイクルの位置と共に記憶する。このシステムは、特別なアルゴリズムを利用して、同じ心臓のサイクルの位置を有するすべての二次元画像から三次元画像を再構成して、再構成した一連の三次元画を表示する。

【 0 0 2 0 】

【特許文献 5】米国特許第5,830,145号明細書

【 0 0 2 1 】

Tenhoffに交付されている米国特許5,830,145、発明の名称"Enhanced Accuracy of Three-Dimensional Intraluminal Ultrasound (ILUS) Image Reconstruction"は、体内の器官を撮像するシステム及び方法に指向したものである。以下、Tenhoffのシステムについて、図 1 3 A 及び 1 3 B を参照して説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 3 A は、器官の三次元画像を表示するシステムを図式的に示す図であり、システム全体を 1 0 で参照し、このシステムは従来技術において既知である。図 1 3 B は、図 1 3 A のシステムのカテーテルの撮像端の、患者の動脈の内部における軌跡を図式的に示す図である。

【 0 0 2 3 】

図 1 3 A に示すように、システム 1 0 は、カテーテル 1 2、自動引戻し（プルバック）装置 1 4、処理システム 1 6、胸部ハーネス 1 8、及びカテーテル追跡システム（図示せず）を具えている。カテーテル 1 2 の連結端はハンドル 2 0 を具えている。処理システム 1 6 は、制御コンソール（操作卓）、超音波トランスミッター（送受信器）、及びディスプレイを具えている。カテーテル 1 2 は、その末端に位置するカテーテル撮像端を具えている。カテーテル撮像システムは、管腔内超音波（ILUS）トランスデューサ（図示せず）である。カテーテル追跡システムは、カテーテル 1 2 に装着した少なくとも 1 つの追跡トランスデューサ（図示せず）を具え、この追跡トランスデューサは通常、カテーテル撮像端に隣接している。カテーテル追跡システムはさらに、胸部ハーネス 1 8 内に位置する複数の基準フレーム・トランスデューサを具えている。各追跡トランスデューサ、及び各基準フレーム・トランスデューサは、超音波トランスデューサである。これらの基準フレーム・トランスデューサは、大域的な（グローバル）座標系の原点を規定する。この特許の他の実施例では、カテーテル撮像システムが光コヒーレンス（可干渉性）断層撮影（トモグラフィ）（OCT: optical coherence tomography）システムである。

【 0 0 2 4 】

ハンドル 2 0 は自動引戻し装置 1 4 に結合する。基準フレーム・トランスデューサは、ワイヤ（結線）2 4 によって処理システム 1 6 に結合する。追跡トランスデューサは、ワイヤ 2 6 によって処理システム 1 6 に結合する。カテーテル撮像システムは、ワイヤ 2 8 によって処理システム 1 6 に結合する。自動引戻し装置 1 4 は、ワイヤ 3 0 によって処理システム 1 6 に結合する。

【 0 0 2 5 】

オペレータ（図示せず）は、カテーテル 1 2 を、大腿部の動脈を通して患者 2 2 の体内に入れて、カテーテル 1 2 を対象領域（例えば冠状動脈）内に位置決めする。カテーテル撮像システムは、カテーテル撮像端が対象領域内に位置する際に、カテーテル撮像端を取り巻く領域の複数の二次元画像（例えば、ILUS トランスデューサの場合にはエコーグラフィック画像（超音波図））を提供する。

【 0 0 2 6 】

カテーテル撮像システムは、自動引戻し装置 1 4 を随意的に使用して、引戻しシーケンス（手順）によって運用する。引戻し中に得られたエコーグラフィックのデータ組は、ディス

10

20

30

40

50

レイ上に表示すべき画像を生成するために必要な入力を提供する。カテーテル撮像端の引戻し中に、処理システム 16 は、位置 (X, Y, Z)、及びデータを記録した各期間の時間を記録する。

【0027】

画像毎の、カテーテル撮像端の角度は、1つ以上の追跡トランスデューサの座標を用いることによって特定する。引戻し中に、一对のトランスデューサによって、カテーテル撮像端の位置を見定める。近接した間隔の一对のトランスデューサが、その位置にあるカテーテル撮像端によって規定される曲線に対する接線を計算するための線を規定する。この接線は、追跡トランスデューサの位置によって決まる2つ以上の点によって規定される線によって計算する。

10

【0028】

この特許の他の実施例では、引戻し中に単一のマーカー・トランスデューサを用いて、カテーテル撮像端の位置を見定める。この場合には、接線は、引戻し中のマーカー・トランスデューサの連続する2つの位置を通る線によって計算する。

【0029】

処理システム 16 は、カテーテルの引戻し行程中に取得した各エコーグラフ画像の座標 (X, Y, Z) を、前記時間データと組み合わせて用いて、三次元画像を再構成する。各三次元画像は、カテーテル引戻し軌跡の周囲のエコーグラフ画像を集積することによって再構成する。

【0030】

20

さらに図 13B に示すように、処理システム 16 (図 13A) は、引戻し中の、カテーテル 12 の撮像端の軌跡 50 を生成して、前記大域的座標系の原点を基準にして軌跡 50 を表示する。軌跡 50 は、点 52、54、56、58、60、62、64、66、及び 68 のような、大域的座標系の複数の点によって規定される。点 52、54、56、58、60、62、64、66、及び 68 の各々が、引戻し中のカテーテルの撮像端の異なる位置に対応する。

【0031】

しかし、引戻しシーケンス中には、動脈は、位置 70、72、及び 74 のような異なる位置に絶えず移動して、前記大域的座標系の原点に対する動脈の位置及び向きが変化する。このためカテーテル 12 の軌跡は、動脈内のカテーテルの真の軌跡を表わすものではなく、軌跡 50 は実質的に不正確なものである。

30

【0032】

光コヒーレンス断層撮影 (OCT) は、組織を非常に高解像度で光学的に走査する方法の一般名称である。OCT は、後方反射した赤外線強度を測定して、超音波のような現在の他の臨床撮像技術の 5 ~ 25 倍高い撮影解像度を生み出す。

【0033】

【特許文献 6】米国特許第 6,134,003 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 6,175,669 号明細書

【特許文献 8】米国特許第 5,994,690 号明細書

【0034】

40

Tearney 他に交付されている米国特許 6,134,003、発明の名称 "Method and apparatus for performing optical measurements using a fiber optic imaging guidewire, catheter or endoscope"、Colston 他に交付されている米国特許 6,175,669、発明の名称 "Optical coherence domain reflectometry guidewire"、及び Kulkarni 他に交付されている米国特許 5,994,690、発明の名称 "Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution" はすべて、OCT 撮像技術を用いる方法及びシステムに指向したものである。

【0035】

【特許文献 9】米国特許第 5,935,075 号明細書

【0036】

50

血管内のプラークは断裂しがちであり、致命的な血管閉塞を生じさせ得る。これらのプラークは、管の他の内部構造とは異なる温度を示すことが多く、従って、管の内層の温度マップによって検出し、結果的に治療することができる。血管内の温度マップを作成する方法及びシステムは従来技術において既知であり、慣例では赤外線技術にもとづき、光ファイバを使用し、光ファイバを血管内に挿入して、「高温」のプラークを検出する。この技法は、サーモグラフィー（温度記録法）と称される。Casscell他に交付されている米国特許5,935,075、発明の名称"Detecting Thermal Discrepancies in Vessel Walls"は、血管内の光放射を分析して、「高温」のプラークを検出しようとするシステムに指向したものである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0037】

本発明の目的は、医療における（体内）侵入型のプローブ測定を行う新規の方法及びシステムを提供することにある。従って本発明によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。このシステムは、プロセッサ、表示装置、データベース、医療用位置決めシステム（MPS: medical positioning system）、二次元撮像システム、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳（スーパーインポーズ）プロセッサを具えている。

【課題を解決するための手段】

【0038】

MPSは、トランスデューサMPSセンサ、及び手術ツールMPSセンサを具えている。二次元撮像システムは撮像トランスデューサを具えている。プロセッサは、表示装置、データベース、MPS、二次元撮像システム、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサに結合する。被検査器官のモニター・インターフェースはさらに、器官モニターに結合する。手術ツールMPSセンサは手術ツールに固着する。トランスデューサMPSセンサは撮像トランスデューサに固着する。器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。このシステムは、複数の二次元画像から、各二次元画像の位置及び向き、及び各二次元画像の、被検査器官のタイミング信号中の位置に従って、複数の三次元画像を再構成する。すべてのMPSセンサが同じMPSシステムに属するので、このシステムは、検出した各二次元画像の同じ座標系内の、手術ツールの位置及び向きを提供する。

【0039】

本発明の他の要点によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。このシステムは、プロセッサ、表示装置、データベース、MPS、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサを具えている。このプロセッサは、表示装置、データベース、MPS、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサに結合する。被検査器官のモニター・インタフェースは器官モニターに結合する。MPSは、手術ツールに固着した手術ツールMPSセンサを具えている。器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。このシステムは、事前に記憶している画像上で動作すべく適応させる。

【0040】

本発明のさらなる要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、画像検出器を用いて、被検査器官の二次元画像を複数検出する手順と、この画像検出器の位置及び向きを検出する手順とを具えている。この方法はさらに、各二次元画像を、画像検出器の位置及び向き、及び検出した器官タイミング信号に関連付けて、これらの二次元画像から複数の三次元画像を再構成する手順を具えている。この方法はさらに、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、前記三次元画像のうちの1つを選択して、選択した三次元画像を表示する手順を具えている。

【0041】

10

20

30

40

50

本発明の他の要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している三次元画像のうちの1つを選択する手順とを具えている。この方法はさらに、手術ツールの位置及び向きを検出する手順と、前記選択した三次元画像上に手術ツールの表現を重畳する手順と、この重畳した三次元画像を表示する手順とを具えている。

【0042】

本発明のさらなる要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している三次元画像のうちの1つを選択する手順とを具えている。この方法はさらに、前記検出した視点の位置及び向きに応じて、前記選択した三次元画像をレンダリング（表示用の二次元画像化）する手順と、前記選択した三次元画像を表示する手順とを具えている。

【0043】

本発明の他の要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法及びシステムが提供される。画像列中の各画像が、所定座標系内の、この画像の位置および向きに関連付けられている。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している二次元画像のうちの1つを選択する手順と、選択した二次元画像を表示する手順とを具えている。このシステムは、二次元撮像及び表示の環境に適応させる。

【0044】

本発明のさらなる要点によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。このシステムは、表示装置、データベース、医療用位置決めシステム（MPS）、二次元撮像システム、被検査器官のモニター・インターフェース、及び画像重畳プロセッサを具えている。

【0045】

MPSは、トランスデューサMPSセンサ、及び手術ツールMPSセンサを具えている。二次元撮像システムは撮像トランスデューサを具えている。前記プロセッサは、表示装置、データベース、MPS、二次元撮像システム、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサに結合する。被検査器官のモニター・インタフェースはさらに、器官モニターに結合する。手術ツールMPSセンサは手術ツールに固着する。トランスデューサMPSセンサは撮像トランスデューサに固着する。器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。このシステムは、検出した複数の二次元画像から、各二次元画像の位置及び向き、及び各二次元画像の、被検査器官のタイミング信号中の位置に従って、複数の三次元画像を再構成する。すべてのMPSセンサが同じMPSシステムに属するので、このシステムは、検出した各二次元画像の同じ座標系内の、手術ツールの位置及び向きを提供する。

【0046】

本発明の他の要点によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。このシステムは、プロセッサ、表示装置、データベース、MPS、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサを具えている。前記プロセッサは、表示装置、データベース、MPS、被検査器官のモニター・インタフェース、及び画像重畳プロセッサに結合する。被検査器官のモニター・インタフェースは、器官モニターに結合する。MPSは、手術ツールに固着した手術ツールMPSセンサを具えている。器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。このシステムは、事前に記憶している画像上で動作すべく適応させる。

【0047】

本発明のさらなる要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、画像検出器を

用いて被検査器官の二次元画像を複数検出する手順と、この画像検出器の位置及び向きを検出する手順とを具えている。この方法はさらに、各二次元画像を、画像検出器の位置及び向き、及び検出した器官タイミング信号に関連付ける手順と、これらの二次元画像から複数の三次元画像を再構成する手順とを具えている。この方法はさらに、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、前記三次元画像のうちの1つを選択する手順と、選択した三次元画像を表示する手順とを具えている。

【0048】

本発明の他の要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している三次元画像のうちの1つを選択する手順とを具えている。この方法はさらに、手術ツールの位置及び向きを検出する手順と、この手術ツールの表現を、前記選択した三次元画像上に重畳する手順と、重畳した三次元画像を表示する手順とを具えている。

10

【0049】

本発明のさらなる要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している三次元画像のうちの1つを選択する手順とを具えている。この方法はさらに、前記選択した三次元画像を、前記視点の位置及び向きに応じてレンダリングする手順と、前記選択した三次元画像を表示する手順とを具えている。

20

【0050】

本発明の他の要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この画像列中の各画像は、所定座標系内の、この画像の位置及び向きに関連付けられている。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、事前に記憶している二次元画像のうちの1つを選択する手順と、選択した二次元画像を表示する手順とを具えている。この方法は、二次元撮像、及び表示の環境に適応させる。

【0051】

本発明のさらなる要点によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。この医療用撮像兼ナビゲーションシステムは、プロセッサ、MPS、二次元撮像システム、及び被検査器官のモニター・インタフェースを具えている。MPSは撮像MPSセンサを具え、二次元撮像システムは画像検出器を具えている。前記プロセッサは、表示装置、被検査器官のモニター・インタフェース、データベース、及びMPSに結合する。被検査器官のモニター・インタフェースはさらに、器官モニターに結合する。撮像MPSは画像検出器に固着する。二次元撮像システムは前記プロセッサに結合する。画像検出器は撮像カテーテルに固着する。画像検出器は、光コヒーレンス断層撮影検出器、超音波検出器、磁気共鳴画像検出器、サーモグラフィ検出器、等である。

30

【0052】

画像検出器は被検査器官の二次元画像を検出する。器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。撮像MPSセンサは、画像検出器の位置及び向きを表わす情報をMPSに提供する。前記プロセッサは、検出した二次元画像の各々を、それぞれの画像の位置及び向きの情報、及び器官タイミング信号に関連付けて、これらの二次元画像によって被検査器官の三次元画像を再構成する。

40

【0053】

本発明の他の要点によれば、医療用撮像兼ナビゲーションシステムが提供される。この医療用撮像兼ナビゲーションシステムは、プロセッサ、MPS、及び被検査器官のモニター・インタフェースを具えている。MPSはカテーテルのMPSセンサを具えている。このプロセッサは、表示装置、MPS、被検査器官のモニター・インタフェース、及びデータベースに結合する。被検査器官のモニター・インタフェースは器官モニターに結合する。カテーテルのMPSセンサは手術ツールに固着して、手術ツールは手術カテーテルに固

50

着する。

【 0 0 5 4 】

器官モニターは、被検査器官に関連する器官タイミング信号を監視する。カテーテルの M P S センサは、手術ツールの位置及び向きを表わす情報を M P S に提供する。前記プロセッサは、二次元画像に関連する位置及び向きの情報、及びリアルタイムで読み取った器官タイミング信号によって、被検査器官の三次元画像を再構成する。前記プロセッサは、手術ツールのそれぞれの位置及び向きに従って、手術ツールの表現、及び画像検出器の軌跡の表現を、再構成した三次元画像上に重畳する。

【 0 0 5 5 】

本発明のさらなる要点によれば、グラフィカル・ユーザ・インタフェースが提供される。このグラフィカル・ユーザ・インタフェースは複数のウィンドウを具え、各ウィンドウが被検査器官の画像を提供する。これらの画像は、器官タイミング信号に応じて選択する。これらの画像は、被検査器官外部の三次元画像、被検査器官内部の三次元画像、被検査器官の履歴的な二次元画像、患者の体の、被検査器官を含む部分のリアルタイム二次元画像、等とすることができる。例えば、外部の三次元画像の投影像、手術ツールの表現、及び撮像カテーテルの軌跡の表現を、リアルタイムの二次元画像上に重畳する。さらに、手術ツールの表現、及び軌跡の表現を、内部の三次元画像上に重畳する。患者の E C G も表示して、オペレータは、被検査器官の三次元画像の擬似ビデオを、時間的に前進方向または後退方向に再生するか、あるいは、E C G 中で選択した時点の画像を再生することができる。

【 0 0 5 6 】

本発明の他の要点によれば、被検査器官の閉塞領域を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の複数の閉塞値を、選択した閉塞値と比較する手順と、この比較の結果により閉塞領域を特定する手順と、閉塞領域の表現を生成する手順とを具えている。オペレータが閉塞のしきい値を選択して、被検査器官において、選択した閉塞のしきい値よりも閉塞値が大きい閉塞領域を、被検査器官の三次元画像上に重畳する。

【 0 0 5 7 】

本発明のさらなる要点によれば、動きのある被検査器官の画像列を表示する方法が提供される。この方法は、被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と、画像検出器を用いることによって、被検査器官の二次元画像を複数検出する手順とを具えている。この方法はさらに、被検査器官の二次元画像をリアルタイムで検出する手順と、画像検出器の位置及び向きを検出する手順と、手術ツールの位置及び向きを検出する手順とを具えている。

【 0 0 5 8 】

この方法はさらに、各二次元画像を、画像検出器の位置及び向き、及び検出した器官タイミング信号に関連付ける手順と、これらの二次元画像から複数の三次元画像を再構成する手順とを具えている。この方法はさらに、リアルタイムで読み取った器官タイミング信号に応じて、前記三次元画像のうちの 1 つを選択する手順と、選択した三次元画像を表示する手順とを具えている。前記器官タイミング信号は、器官タイミング信号のサイクルを規定する。各三次元画像は、選択した二次元画像から再構成し、選択した二次元画像は、器官タイミング信号のサイクル中で選択した位置に対応する。前記プロセッサは、再構成した被検査器官の三次元画像の投影像、及び手術ツールの表現を、リアルタイムで検出した被検査器官の二次元画像上に重畳する。

【 0 0 5 9 】

本発明の他の要点によれば、画像を再構成する方法が提供される。この方法は、選択した活動状態以外の活動状態に属する補助的な二次元画像の平行移動先の座標を特定する手順と、この補助的な二次元画像を、この平行移動した座標によって、選択した活動状態に関連付ける手順とを具えている。プロセッサが、選択した活動状態以外の活動状態に属する補助二次元画像、並びに、選択した活動状態に属する二次元画像から、三次元画像を再構成する。これにより、選択した活動状態に属する画像のみを使用した場合よりもずっと

10

20

30

40

50

細密な画像を得ることができる。

本発明は、以下の図面を参照した実施例の詳細な説明より、一層明らかになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0060】

[実施例1]

以下、本発明の実施例について図面を参照して説明する。

本発明は、器官の動き、及びカテーテルのような侵入型のツールに同期して、動きのある器官の三次元画像を構成して表示する方法及びシステムを提供することによって、従来技術の欠点を克服するものである。実施例によれば、三次元画像、及び侵入型のツールの表現のすべてが1つの座標系内に存在し、複数の座標系を登録する必要がない。

10

【0061】

本発明の1つの要点によれば、侵入型の手術を最小にするための、擬似リアルタイムの撮像システムが提供される。このシステムは、二次元画像取得システム、基本的には位置及び向きを検出システムである医療用位置決めシステム(MPS)、特定器官のモニター、及び画像処理システムを具えている。位置及び向きを検出システムは、少なくとも3つのセンサを具えている。第1センサは、二次元画像取得システムの画像検出器上に装着する。第2センサは、最小侵入型手術ツール上に装着する。第3センサは基準用で、患者の体に装着する。本発明の方法のすべての手順中に、第3センサを患者の体に装着することによって、画像検出器のセンサ及び手術ツールのセンサの両方、並びに本発明のシステムのさらなるモジュールに装着した追加的なセンサが常に、1つの座標系内に留まることが保証される。

20

【0062】

このシステムは、器官のサイクルの周波数よりも速い速度(レート)で、好適には器官のサイクルの周波数の自然数倍に等しい速度で、二次元画像を取得する。このシステムは、画像検出器によって検出した各二次元画像を、この二次元画像を検出した位置及び向き、及び器官モニターによって検出した器官のタイミング信号の読み取り値に関連付けて記録する。なお、このシステムは、検出した器官が周期的な挙動によって特徴付けられ、そして、1サイクル中の読み取り値が、その後のサイクル中に検出されやすい、という仮定の下で動作する。

【0063】

この撮像システムは、記録している二次元画像のうち、同じ器官タイミング信号(の異なるサイクル)のすべての読み取り値から三次元画像を再構成する。再構成した三次元画像が十分な情報を含む際には、このシステムは、器官タイミング信号のリアルタイムの読み取りに同期して、これら一連の三次元画像を表示して、これにより、被検査器官のリアルタイムの可視化を行う。同時に、このシステムは、追加的な二次元画像の取得、及び既存の三次元画像の更新及び吟味を継続する。従って、表示される一連の三次元画像の品質が常に改善される。

30

【0064】

この時点で、医師は最小侵入型の手術ツールを患者の体内に挿入することができる。このシステムは、手術ツールに装着したMPS検出器の位置及び向きを検出して、このツールの表現を、現在表示中の三次元画像上に重畳する。

40

【0065】

このシステムは、患者に装着したMPS検出器を用いて、患者の動きを検出する。これらの動きによって、検出した器官の座標系が、上述したように二次元画像を取得して三次元画像を再構成した座標系に対して移動する。このシステムは、患者のMPSの読み取り値を利用して、取得したすべての二次元画像を、被検査器官の位置によって規定される移動座標系内に置くこと、及び手術ツールを同じ移動座標系内で位置決め及び方向付けすることの両方を行う。

【0066】

本発明の他の要点によれば、このシステムは、手術ツールを取り除くことによって、単

50

なる擬似リアルタイム撮像システムとして使用することができ、診断目的に使用する。本発明のさらなる要点によれば、このシステムは、MPSセンサを装着した半透明の立体視ゴーグルを用いて、三次元画像列を表示する。このシステムは、ゴーグルMPSセンサを用いて、ゴーグルの位置及び向きを患者の座標系内に設定する。これにより、このシステムは、医師が器官の箇所と同じ位置にいるように医師に知覚させる三次元画像列の可視化を行う。

#### 【0067】

以下は、画像取得、再生、及び最小侵入型の手術を行うシステム及び方法の例である。まず図1を参照して説明する。図1は、本発明の実施例により構成され、動作する多機能三次元撮像システムの図式的な図であり、システム全体を参照番号100で参照する。図1を参照して説明する実施例では、システム100が、心臓の三次元画像列を生成して、この画像列をリアルタイムで、心臓の動きと同期して再生するように、システム100を適応させる。

10

#### 【0068】

三次元撮像システム100は、主コンピュータ102、二次元画像取得装置104、ECGモニター106、医療用位置決めシステム108、フレーム・グラバー（メモリ）110、デジタル三次元画像再構成器（D3DR：digital three-dimensional image re constructor）112、適応型ポリウム・データベース（AVDB：adaptive volumetric database）114、画像重畳プロセッサ116、手術ツール120、複数のMPSセンサ162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、及び162<sub>N</sub>、及びディスプレイ（表示装置）130を具えている。

20

#### 【0069】

二次元画像取得装置104は、患者の体内の領域の二次元画像を提供する。二次元画像取得装置104は、超音波型、管内超音波型、X線型、コンピュータ断層撮影型、核磁気共鳴型、ポジトロン放出断層撮影型、単光子放出断層撮影型、等の、従来技術において既知のあらゆる種類のものとすることができる。

#### 【0070】

二次元画像取得装置104は画像トランスデューサ118を具えている。ECGモニターは、検査手順中あるいは手術手順中に、複数のECG電極128を用いることによって心臓の電氣的タイミング信号を連続的に検出する。

30

#### 【0071】

主コンピュータ102は、ECGモニター106、MPSシステム108、フレーム・グラバー110、D3DR 112、画像重畳プロセッサ116、AVDB 114、及びディスプレイ130に結合する。二次元画像取得装置104は、フレーム・グラバー110に結合する。MPSシステム108は、MPS発信器（図示せず）、及びMPSセンサ162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、及び162<sub>N</sub>を具えている。

#### 【0072】

さらに図2Cを参照して説明する。図2Cは、本発明の他の実施例により構成され、動作するMPSシステム108を詳細に示す図である。MPSシステム108は、位置及び向きのプロセッサ150、発信器インタフェース152、複数のルックアップ・テーブル（早見表）・ユニット154<sub>1</sub>、154<sub>2</sub>、及び154<sub>3</sub>、複数のデジタル・アナログ変換器（DAC：digital-to-analog converter）156<sub>1</sub>、156<sub>2</sub>、及び156<sub>3</sub>、増幅器158、発信器160、複数のMPSセンサ162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、162<sub>3</sub>、及び162<sub>N</sub>、複数のアナログ・デジタル変換器（ADC）164<sub>1</sub>、164<sub>2</sub>、164<sub>3</sub>、及び164<sub>N</sub>、及びセンサ・インタフェース166を具えている。

40

#### 【0073】

発信器インタフェース152は、位置及び向きのプロセッサ150、及びルックアップ・テーブル・ユニット154<sub>1</sub>、154<sub>2</sub>、及び154<sub>3</sub>に結合する。DACユニット156<sub>1</sub>、156<sub>2</sub>、及び156<sub>3</sub>はそれぞれ、ルックアップ・テーブル・ユニット154<sub>1</sub>、154<sub>2</sub>、及び154<sub>3</sub>に結合し、そして増幅器158に結合する。増幅器158はさらに、

50

発信器 160 に結合する。発信器 160 は TX でも表わす。MPS センサ 162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、163<sub>3</sub>、及び 162<sub>N</sub> はさらに、それぞれ RX<sub>1</sub>、RX<sub>2</sub>、RX<sub>3</sub>、及び RX<sub>N</sub> とも表わす。

#### 【0074】

アナログ - デジタル変換器 (ADC) 164<sub>1</sub>、164<sub>2</sub>、164<sub>3</sub>、及び 164<sub>N</sub> はそれぞれ、センサ 162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、162<sub>3</sub>、及び 162<sub>N</sub> に結合し、そしてセンサ・インタフェース 166 に結合する。センサ・インタフェース 166 はさらに、位置及び向きのプロセッサ 150 に結合する。

#### 【0075】

各ルックアップ・テーブル・ユニット 154<sub>1</sub>、154<sub>2</sub>、及び 154<sub>3</sub> は、周期的な数字の列を生成して、この数字の列をそれぞれ DAC ユニット 156<sub>1</sub>、156<sub>2</sub>、及び 156<sub>3</sub> に供給して、これらの DAC ユニットは、この数字の列をそれぞれのアナログ信号に変換する。各アナログ信号は異なる空間軸に関係する。本実施例では、ルックアップ・テーブル 154<sub>1</sub> 及び DAC ユニット 156<sub>1</sub> が X 軸についての信号を発生し、ルックアップ・テーブル 154<sub>2</sub> 及び DAC ユニット 156<sub>2</sub> が Y 軸についての信号を発生し、ルックアップ・テーブル 154<sub>3</sub> 及び DAC ユニット 156<sub>3</sub> が Z 軸についての信号を発生する。

10

#### 【0076】

DAC ユニット 156<sub>1</sub>、156<sub>2</sub>、及び 156<sub>3</sub> は、それぞれのアナログ信号を増幅器 158 に供給して、増幅器 158 はこのアナログ信号を増幅して、増幅した信号を発信器 160 に供給する。発信器 160 は多軸の電磁界を供給し、この電磁界は、MPS センサ 162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、162<sub>3</sub>、及び 162<sub>N</sub> によって検出することができる。各 MPS センサ 162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、162<sub>3</sub>、及び 162<sub>N</sub> は、それぞれの電气的アナログ信号を発生して、これらの電気信号を、それぞれの MPS センサに結合されている ADC ユニット 164<sub>1</sub>、164<sub>2</sub>、164<sub>3</sub>、及び 164<sub>N</sub> に供給する。各 ADC ユニット 164<sub>1</sub>、164<sub>2</sub>、164<sub>3</sub>、及び 164<sub>N</sub> は、これらのアナログ信号をデジタル化し、数字の列に変換し、そしてセンサ・インタフェース 166 に供給して、センサ・インタフェース 166 は、この数字の列を位置及び向きのプロセッサ 150 に供給する。

20

#### 【0077】

位置及び向きのプロセッサ 150 は、受け取った数字の列を分析して、これにより、各 MPS センサ 162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、162<sub>3</sub>、及び 162<sub>N</sub> の位置及び向きを特定する。位置及び向きのプロセッサ 150 はさらに、歪みの事象を特定して、これにより、ルックアップ・テーブル 154<sub>1</sub>、154<sub>2</sub>、及び 154<sub>3</sub> を更新する。

30

#### 【0078】

図 1 に戻って説明する。画像トランスデューサ 118 は複数の二次元画像を検出して、各二次元画像は被検査器官 (即ち心臓) のスライスを表現する。これらの二次元画像の各々が、異なる空間的位置及び向きを有する。

#### 【0079】

フレーム・グラバー 110 は、検出した各二次元画像を保持して、この二次元画像を主コンピュータ 102 に供給する。MPS システム 108 は、手術ツール 120 の位置及び向きに関するデータを、MPS センサ 162<sub>1</sub> 経由で受け取って処理し、そして画像トランスデューサ 118 の位置及び向きに関するデータを、MPS センサ 162<sub>2</sub> 経由で受け取って処理する。

40

#### 【0080】

MPS システム 108 はさらに、患者の体の位置及び向きに関するデータを、MPS センサ 162<sub>N</sub> 経由で受け取って処理する。患者が動く場合には、MPS センサ 162<sub>N</sub> を基準として用いる。MPS センサ 162<sub>N</sub> は一般に、患者の体の検査領域 (参照番号 140) に取り付けられる。なお、MPS システム 108 は、さらなる基準として用いるための追加的な MPS センサを具えることができ、これにより、システム 100 の性能が向上する。しかし、基準点を割り当てる他の方法を用いることができ、これは例えば、すべての MPS センサ間で最初に参照し合って、手順全体にわたって患者を拘束すること、取得した画

50

像を分析して、トランスデューサ用のMPSセンサ以外のMPSセンサ毎に、これらの画像内の反復的な視点あるいは部分を識別すること、等である。

【0081】

MPSシステム108は、MPS発信器を用いて所定の電磁界を発生する。各MPSセンサ162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、及び162<sub>N</sub>は、コイルのような電磁界検出素子を具えて、MPSシステム108が発生する電磁界を検出する。

【0082】

MPSシステム108は、検出した電磁界を処理して、MPSセンサ162<sub>1</sub>、162<sub>2</sub>、及び162<sub>N</sub>の三次元的な位置及び向きを識別結果を提供する。従って、MPSシステム108は、画像トランスデューサ118、手術ツール120、及び患者の体上で選択した点の位置及び向きを特定すべく動作する。

10

【0083】

捕捉した各二次元画像の位置及び向きは、画像トランスデューサ118の位置及び向きから直接導出する。従ってMPSシステム108は、MPSセンサ162<sub>2</sub>の位置及び向きを特定することによって、画像トランスデューサ118によって捕捉した各二次元画像の位置及び向きを特定することができる。

【0084】

ECGモニター106は、検査する心臓の電氣的タイミング信号（ECG - 心電図）を取得して表現することができる。なお、ECGは心臓のタイミング信号であり、ECGサイクルを有し、心臓の特定領域を通る電流の伝播を表現する。ECGサイクル（または心臓のサイクル）の持続時間は、2回連続する心臓収縮の時間間隔によって定義される。ECGは、少なくとも2つのECG電極を用いることによって検出され、これらの電極は、患者の体の選択した領域（例えば腕部、脚部、胸部、腹部、等）上に配置する。

20

【0085】

ECG電極128は、心臓からの電気信号を連続的に取得して、この信号をECGモニター106に供給する。ECGモニター106は、受信した電気信号を増幅して、心臓の電氣的挙動を時間の関数として迎るグラフ線を作成して、このデータをデジタル・フォーマットにして主コンピュータ102に供給する。

【0086】

主コンピュータ102は、各二次元画像、それぞれの二次元画像の三次元的な位置及び向き、及び、二次元画像を捕捉した時点における心臓の器官タイミング信号を受け取る。主コンピュータ102はさらに、手術ツール120の三次元的な位置及び向きを受け取ることができる。主コンピュータ102は、検出した各二次元画像を、前記位置及び向き、及び心臓のタイミング信号に関連付ける。

30

【0087】

手術ツール120が被検査器官内に位置する際には、二次元画像が、この器官の一部分のスライス表現を含み得る。主コンピュータ102は、手術ツール120に取り付けたMPSセンサ162<sub>1</sub>の位置及び向きを受け取って、手術ツール120のMPSセンサ162<sub>1</sub>を取り付けた部分が実質的に剛性である場合には、手術ツール120の他の部分の位置及び向きを外挿（補外）することができる。従って、主コンピュータ102は、手術ツール120のMPSセンサ162<sub>1</sub>を取り付けた部分が、取得した二次元画像の領域内に位置するか否かを特定することができる。主コンピュータ102は、三次元画像を更新しつつ、二次元画像が属するこうした領域を除外することができる。

40

【0088】

D3DR 112は、捕捉した二次元画像のうち同じ活動サイクルを有するもの（例えば心臓のタイミング・サイクルの所定時点毎）、及び各二次元画像に関連する三次元的な位置及び向きのデータから、三次元画像を再構成する。

【0089】

AVDB 114は、再構成した被検査器官の三次元画像を、この画像に関連する活動状態、及びこの画像の座標系の位置及び向きと共に保有する。検出したECGのシーケン

50

スはさらに、三次元画像を同期再生するために使用し、これらの画像に関連する活動状態が、リアルタイムで検出した被検査器官の活動状態にほぼ等しい際には、すべての三次元画像を表示する。

【0090】

手術ツール120を心臓内に挿入した場合には、画像重畳プロセッサ116が、手術ツール120の三次元的な位置及び向きを、再構成した三次元画像に加えることができる。あるいはまた、主コンピュータ102が、再構成した三次元画像の座標系内で、手術ツール120の形状を外挿することができる。

【0091】

ディスプレイ130は、被検査器官の三次元動画像を、この器官に同期させて提供し、この三次元動画像は、この器官の擬似リアルタイムのシミュレーション（模擬）と考えることができる。なお、主コンピュータ102は、表示の基準座標系を、次のいずれかに定めることができる：

- ・患者の座標系。患者の体が静止し、被検査器官および手術ツールが動く場合。
- ・被検査器官の座標系。被検査器官が静止し、手術ツール、及び患者の体の他の部分が動く場合。なお、この観察座標系は、被検査器官が速い動きを示す場合に、極めて有用であり得る。
- ・手術ツールの座標系。手術ツールが静止し、被検査器官、並びに患者の体の他の部分が動く場合。

【0092】

次に図2A及び図2Bを参照して説明する。図2Aは、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する、体内放射方向超音波撮像システムの透視図であり、システム全体を参照番号170で参照する。図2Bは、検査する管の内壁の、複数の、放射方向の二次元画像の透視図であり、総括的に参照番号190で参照する。

【0093】

システム170は、体内放射方向画像トランスデューサ172、手術ツール（即ち、通常は最小侵入型手術装置）174、MPSセンサ176及び178、装着カテーテル180、及び拡張カテーテル182を具えている。なお、体内放射方向超音波撮像システム170は、管内超音波システム（IVUS）のような代替りの超音波システム、あるいは他の種類の二次元撮像システムに置き換えることができ、管内超音波システムについては、以下で、図12を参照してさらに詳細に説明する。

【0094】

放射方向画像トランスデューサ172は装着カテーテル180に装着し、装着カテーテル180をさらに、拡張カテーテル182内に挿入する。MPSセンサ176は装着カテーテル180の先端に位置し、かつ放射方向画像トランスデューサ172に隣接する。装着カテーテル180は、拡張カテーテル182内に挿入する。MPSセンサ178は、手術ツール174の先端に近接した位置にある。さらに手術ツール174を、拡張カテーテル182内に挿入する。

【0095】

放射方向画像トランスデューサ172は、被検査器官の異なる領域の、複数の二次元画像（例えば図2Bの二次元画像190A、190B、190C、190D、190E、及び190F）を検出する。MPSシステム108（図1）は、センサ176を用いて、放射方向画像トランスデューサ172の位置及び向きを検出する。MPSシステム108（図1）はさらに、センサ178を用いて、手術ツール174の位置及び向きを検出する。二次元画像190A、190B、190C、190D、190E、及び190F（図2B）は、トランスデューサ172の位置及び向きから直接導出する。

【0096】

図2Bに示すように、各二次元画像190A、190B、190C、190D、190E、及び190Fは、被検査器官内及びその近傍の検査領域の、異なる周辺部分を二次元で表現したものである。放射方向画像トランスデューサ172は、検出した二次元画像1

10

20

30

40

50

90A、190B、190C、190D、190E、及び190Fを、二次元画像取得装置104（図1）に供給する。システム100は、各二次元画像を、これらの二次元画像の位置及び向きに関連付ける。

#### 【0097】

次に図3を参照して説明する。図3は、所定座標系内の二次元画像を図式的に示す図であり、二次元画像全体を参照番号190、座標系全体を参照番号186で参照する。図3は主に、座標系186内の二次元画像190の「位置」及び「向き」とは何かを図示するために用いる。

#### 【0098】

各二次元画像190の位置及び向きは、座標系186（X、Y、及びZ）内で定める。システム100は、捕捉した各二次元画像内で選択した点を定め、この点は、この画像用の基準点として使用する。図3に示す例では、画像の中心を、この画像の基準位置として定める。この点から、この画像の平面と垂直に伸びる単位ベクトルが、この画像の向きを定める。

#### 【0099】

検出した各二次元画像190は、特定の位置（X'、Y'、及びZ'）、及び特定の向き（角 $\alpha$ 、 $\beta$ 、及び $\chi$ ）で撮像したものである。ベクトル192は、画像190の選択点194から伸びる。この点の座標X'、Y'及びZ'が、座標系186内の画像190の三次元的な位置を定める。従って角 $\alpha$ 、 $\beta$ 、及び $\chi$ は、ベクトル192と、軸X、Y、及びZの各々とがなす角である。従って、ベクトル192が、座標系186内の画像190の、特定の三次元的な向きを定める。

#### 【0100】

次に図4を参照して説明する。図4は、複数の二次元画像の透視図、及び器官タイミング信号の図であり、これらの二次元画像を総括的に参照番号190で参照し、この器官タイミング信号全体を参照番号188で参照する。図4に示す例では、器官タイミング信号はECG信号である。

#### 【0101】

ECG信号は、二次元画像190A、190B、190C、190D、190E、190F、190G、190H、190I、190J、190K、190L、190M、190N、190O、190P、190Q、190R、及び190Sの検出手順を同期させるために用いることができ、これらの各画像は、器官タイミング信号中の所定位置で撮像したものである。二次元画像190A、190B、190C、190D、190E、190F、190G、190H、190I、190J、190K、190L、190M、190N、190O、190P、190Q、190R、及び190Sはそれぞれ、所定の時点 $t_0$ 、 $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 、 $t_4$ 、 $t_5$ 、 $t_6$ 、 $t_7$ 、 $t_8$ 、 $t_9$ 、 $t_{10}$ 、 $t_{11}$ 、 $t_{12}$ 、 $t_{13}$ 、 $t_{14}$ 、 $t_{15}$ 、 $t_{16}$ 、 $t_{17}$ 、及び $t_{18}$ で検出したものである。Tは、ECG信号188のサイクル時間（例えば、時点 $t_0$ と $t_8$ との時間間隔）を表わす。各点 $p_0$ 、 $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 、 $p_4$ 、 $p_5$ 、 $p_6$ 、 $p_7$ 、 $p_8$ 、 $p_9$ 、 $p_{10}$ 、 $p_{11}$ 、 $p_{12}$ 、 $p_{13}$ 、 $p_{14}$ 、 $p_{15}$ 、 $p_{16}$ 、 $p_{17}$ 、及び $p_{18}$ は、ECGタイミング信号上の特定位置を表わし、心臓の特定の活動状態に関連する。

#### 【0102】

この例では、二次元画像を、ECGサイクル当たり8画像の割合で連続的に検出し、心臓の各サイクルの所定点で検出する。各点 $p_0$ 、 $p_1$ 、 $p_2$ 、 $p_3$ 、 $p_4$ 、 $p_5$ 、 $p_6$ 、及び $p_7$ は、1番目のECGサイクル上の特定点を表わし、各点 $p_8$ 、 $p_9$ 、 $p_{10}$ 、 $p_{11}$ 、 $p_{12}$ 、 $p_{13}$ 、 $p_{14}$ 、及び $p_{15}$ は、2番目のECGサイクル上の特定点を表わす、等である。点 $p_8$ 及び $p_{16}$ は、ECGタイミング信号上で点 $p_0$ と同じ特定位置にあり、従って同じ活動状態に関連する。点 $p_9$ 及び $p_{17}$ は、ECGタイミング信号上で点 $p_1$ と同じ特定位置にあり、従って同じ活動状態に関連する。点 $p_{10}$ 及び $p_{18}$ は、ECGタイミング信号上で点 $p_2$ と同じ特定位置にあり、従って同じ活動状態に関連する。このように、検出した二次元画像の各々が、心臓の特定の活動状態に関連する。

#### 【0103】

次に図 5 A、図 5 B、図 5 C、及び図 5 Dを参照して説明する。図 5 Aは、本発明の他の実施例による、複数の三次元ボリューム（画像構成用の立方体、直方体）を図式的に示す図であり、これらのボリュームは総括的に参照番号 200で参照する。図 5 Bは、画像再構成の後段における、図 5 Aの三次元ボリュームの一部を図式的に示す図である。図 5 Cは、図 5 Aの三次元ボリュームから選択したものを図式的に示す図であり、画像更新の手順を実行中である。図 5 Dは、外部オブジェクト情報を含む二次元画像を図式的に示す図である。

#### 【0104】

図 5 Aを参照すれば、各三次元ボリューム 200が、器官タイミング・サイクル中の特定位置のうち選択したものに関連し、従って、それぞれの活動状態に関連する。この例では、三次元ボリューム 200 A、200 B、200 C、及び 200 Dがそれぞれ、器官タイミング信号の位置 T、 $1/4 T$ 、 $2/4 T$ 、及び $3/4 T$ に関連する。

#### 【0105】

各三次元ボリューム 200 A、200 B、200 C、及び 200 Dは、器官タイミング信号のサイクル中で選択した位置についての、従ってそれぞれの活動状態についての二次元画像を再構成するために使用する。主コンピュータ 102（図 1）は、画像の、ECG 信号上のタイミング位置（即ち、特定の活動状態）に従って、二次元画像の並べ替え（ソート）を行う。

#### 【0106】

この例では、ボリューム 200 Aは二次元画像 190 A、190 I、及び 190 Q（図 4）を含み、これらはそれぞれ時点  $t_0$ 、 $t_8$ 、及び  $t_{16}$ で検出したものである。これらの画像の、器官タイミング信号のサイクル中の位置は Tである。ボリューム 200 Bは二次元画像 190 C、190 K、及び 190 S（図 4）を含み、これらはそれぞれ時点  $t_2$ 、 $t_{10}$ 、及び  $t_{18}$ で検出したものである。これらの画像の、器官タイミング信号のサイクル中の位置は $1/4 T$ である。ボリューム 200 Cは二次元画像 190 E及び 190 M（図 4）を含み、これらはそれぞれ時点  $t_4$ 及び  $t_{12}$ で検出したものである。器官タイミング信号のサイクル中の位置は $1/2 T$ である。ボリューム 200 Dは二次元画像 190 G及び 190 O（図 4）を含み、これらはそれぞれ時点  $t_6$ 及び  $t_{14}$ で検出したものである。器官タイミング信号のサイクル中の位置は $3/4 T$ である。

#### 【0107】

この時点では、ボリューム 200 Aは、このボリューム内に格納されている二次元画像に関する情報を含みつつ、ボリューム 200 Aの一部は値 0のままである、というのは、この部分に関係する二次元画像がないからである。D3DR 112は、三次元ボリューム 200 Aの内容を分析して、これらの値 0の部分のいくつかについて、例えば外挿によって値を特定しようとする。図 5 Bに示すように、D3DR 112（図 1）は、三次元ボリューム 200 A内に画像 330 Aを再構成する。同様に、D3DR 112は、三次元ボリューム 200 C内に画像 330 Cを再構成する。

#### 【0108】

システム 100（図 1）は、二次元画像 330 Aをリアルタイムで更新する。主コンピュータ 102（図 1）は、二次元画像を、この二次元画像の位置及び向き、及び器官の活動状態と共に、連続的に受け取る。主コンピュータ 102（図 1）は、これらの各二次元画像を、同じ活動状態に関連する三次元ボリュームと共に、D3DR 112（図 1）に供給する。D3DR 112は、新たな二次元画像の値に従って三次元ボリュームを更新する。

#### 【0109】

上記更新の手順は、多くの方法で実行することができる。本発明の 1つの要点によれば、選択した三次元画素（ボクセル）における新しい値が、古い値を置き換える。本発明の他の要点によれば、更新したボクセル値は、旧ボクセル値（即ち、三次元ボリュームに既存の値）と、新規に取得した値（即ち、二次元画像から受け取った値）との（線形またはその他の）結合を含む。なお、システム 100は、ポリゴン（多角形）表現またはボクセ

10

20

30

40

50

ル表現のいずれをも用いて動作することができる。

【0110】

本発明のさらなる要点によれば、三次元ボリューム内の各ボクセルが種々の属性を具え、これらの属性は例えば、ボクセルの現在値が取得した画像から提供されたものであるか、あるいは、外挿によって三次元画像を再構成する過程（プロセス）中に計算したものであるか、ということである。この場合には、計算値よりも新規に取得した値の方が好ましい。図5Cに示すように、D3DR 112が新たな二次元画像190Yを受け取って、この二次元画像は、 $t = T$ における器官の活動状態に関連する。D3DR 112は、三次元ボリューム200A及びその中の画像330Aのそれぞれを更新する。

【0111】

手術ツール120（図1）を被検査器官内に挿入する場合には、システム100は、二次元画像中の、手術ツール120の表現を含む断片を除外する。主コンピュータ102（図1）は、（例えば、これらの断片に0（ヌル）の値を導入することによって）これらの断片を除外することによって、二次元画像を修正する。D3DR 112は、修正した二次元画像を分析して、各三次元ボリューム内の各部分は更新しない。

【0112】

システム100は、手術ツール174（図2A）のような外部物体が存在する場合でも、検査物体の三次元画像列をリアルタイムで更新する能力を具えている。本発明の一実施例によれば、主コンピュータ102は、取得した画像の位置及び向き、及び手術ツール174の位置及び向きにより、取得した画像が表現するスライスに手術ツールが含まれるか否かを特定することができる。図5Dに示すように、二次元画像190Zが、手術ツール120の一部分の表現である小区分（セクション）198を含み、小区分198は、MPSセンサ162<sub>1</sub>の位置及び向きから決まる。二次元画像190Z及び区分198が区分199を規定し、これは、二次元画像190Zから区分198を除外したものである。図5Dを参照して説明した三次元画像列をリアルタイムで更新する手順によれば、システム100は、各三次元画像に対して、区分199のみの更新を行う。従って、患者の体から手術ツールを除去した際には、再構成した三次元画像内に手術ツールの軌跡が残らない。

【0113】

なお、各ECGサイクルは、拡張期と称する弛緩の期間、及びこれに続く収縮期と称する収縮の期間から成る。ECGサイクルの継続時間は、2回連続する心臓収縮の時間間隔によって定義される。さらなる実施例によれば、ECGサイクルを均等にN分割して、ここにNは、最終的な画像列の三次元画像の数である。

【0114】

次に図6を参照して説明する。図6は、本発明のさらなる実施例により動作する、三次元撮像システム100の動作方法を図式的に示す図である。手順230では、被検査器官のタイミング信号を検出する。この検出は、被検査器官に応じて選択した医療モニター（監視）装置によって実行する。例えば、被検査器官が心臓の血管であれば、医療モニター装置はECGモニターである。被検査器官が肺であれば、医療モニター装置は呼吸数モニターである。まぶた、目、等を検査するために、特別な装置を構成することがあり得る。例えば、MPSセンサをまぶたに取り付けて、まぶたの動きを検出することができる。図1に示すように、ECGモニター106が、ECG電極128を通して器官タイミング信号を検出する。

【0115】

手順232では、被検査器官の二次元画像を複数検出する。図1に示すように、二次元画像取得装置104が、画像トランスデューサ118を通して、被検査器官の二次元画像を複数検出する。

【0116】

手順234では、画像検出器の三次元的な位置及び向きを検出する。図1に示すように、MPSシステム108が、画像検出器に装着したMPSセンサ162<sub>2</sub>を用いて、画像検出器の三次元的な位置及び向きを検出する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 7 】

手順 2 3 6 では、検出した各二次元画像を、この二次元画像の位置及び向きの情報、及びこの二次元画像を撮像した時点の器官タイミング信号に関連付ける。図 1 に示すように、主コンピュータ 1 0 2 が、E C G 信号、取得した二次元画像、及び各二次元画像の位置及び向きを受け取る。主コンピュータ 1 0 2 は、検出した各二次元画像を、この二次元画像の位置及び向きの情報、及び器官タイミング信号に関連付ける。

## 【 0 1 1 8 】

手順 2 3 8 では、手術ツール 2 3 8 の位置及び向きを検出する。図 1 に示すように、M P S システム 1 0 8 が、M P S センサ 1 6 2<sub>1</sub> を介して手術ツール 1 2 0 の位置及び向きを検出する。

10

## 【 0 1 1 9 】

手順 2 4 0 では、二次元画像中の手術ツールを表現する部分を除外することによって、この二次元画像を修正する。なお、手術ツールと交わらない平面内に位置する二次元画像は、手術ツールを表現する画像を何ら含まず、従って変化しないままに残る。図 1 ~ 図 5 D に示すように、主コンピュータ 1 0 2 は、取得した二次元画像の一部、即ち二次元画像 1 9 0 Z のように、手術ツール 1 2 0 の画像表現を含み得るものを推定する。主コンピュータ 1 0 2 は、検出した手術ツール 1 2 0 の位置及び向きに従ってこの推定を実行する。主コンピュータ 1 0 2 は、M P S センサ 1 6 2<sub>1</sub> が取得する情報、及び手術ツール 1 2 0 の物理的な寸法を表わす情報に従って、手術ツール 1 2 0 が占める三次元空間を特定する。主コンピュータ 1 0 2 は、取得した二次元画像（例えば図 5 D の 1 9 0 Z）と、この三次元空間とが交叉する交差領域（例えば図 5 D に示す部分 1 9 8）を計算する。主コンピュータ 1 0 2 は、例えばこの交差領域の値を 0（ヌル）値に変更することによって、この交差領域を除外する。手術ツール 1 2 0 の画像を二次元画像から除外することは、手術ツール 1 2 0 の画像のような人工物のない被検査器官の三次元画像を再構成するために必要である。

20

## 【 0 1 2 0 】

手順 2 4 2 では、三次元画像を再構成する。この再構成は 3 つの手順を含む。1 番目の手順では、それぞれの二次元画像の、器官タイミング信号中のタイミング位置（即ち活動状態）に従って、二次元画像を並べ替えてグループにする。図 1 に示すように、主コンピュータ 1 0 2 は、器官タイミング信号のサイクル中における画像のタイミング位置に従って、二次元画像を並べ替える。

30

## 【 0 1 2 1 】

2 番目の手順では、（三次元マトリクスのような）三次元仮想ボリューム内で選択したすべての二次元画像を、それぞれの二次元画像の位置及び向きに従って配置する。図 1 に示すように、主コンピュータ 1 0 2 は、適応型ボリューム・データベース 1 1 4 内の三次元仮想ボリューム 2 0 0（図 5 A）のうち選択したものの中に、各二次元画像を格納する。

## 【 0 1 2 2 】

3 番目の手順では、三次元仮想ボリューム内の欠落部分を、例えば補間によって補充する。図 1 に示すように、D 3 D R 1 1 2 が、各三次元仮想ボリューム 2 0 0（図 5 B）内に格納している二次元画像から、この三次元仮想ボリューム内に三次元画像を再構成する。

40

## 【 0 1 2 3 】

手順 2 4 4 では、手順 2 3 0 で検出した器官タイミング信号に応じて、三次元画像を選択する。図 1 及び図 4 に示すように、E C G モニター 1 0 6 が、E C G 電極 1 2 8 を介して、被検査器官の器官タイミング信号 1 8 8 を検出する。主コンピュータ 1 0 2 が、リアルタイムで検出した器官タイミング信号に応じて三次元画像を選択する。選択した三次元画像は、実時間で検出した器官タイミング信号のサイクル中の位置のように、器官タイミング信号のサイクル中の位置に関連したものでなければならない。

## 【 0 1 2 4 】

50

手順 2 4 6 では、手術ツールの表現を、選択した三次元画像に追加する。図 1 に示すように、M P S センサ 1 6 2<sub>1</sub> が、手術ツール 1 2 0 の位置及び向きを検出する。画像重畳プロセッサ 1 1 6 が、手術ツール 1 2 0 の表現（例えばシンボル）を、選択した三次元画像に追加する。画像重畳プロセッサ 1 1 6 は、手順 2 3 8 で M P S センサ 1 6 2<sub>1</sub> が検出した、手術ツール 1 2 0 の位置及び向きに従って、手術ツール 1 2 0 の表現を追加する。手術ツールの位置と向き、及び取得した画像の位置と向きのすべてを、同じ M P S システムを用いて検出するので、これらの位置及び向きのすべてが 1 つの座標系内に存在し、従って、これらを互いに関係付ける必要はない。

【 0 1 2 5 】

手順 2 4 8 では、前記選択した三次元画像を表示する。図 1 及び図 8 に示すように、ディスプレイ 1 3 0 が、前記選択した画像を、リアルタイムで検出した器官タイミング信号のサイクルに従って順番に表示する。例えばオペレータは、リアルタイムで検出した患者の心拍（心臓鼓動）に対応させて、患者の心臓のビデオを見ると同時に、聴診器を通してこの心拍を聴くことができる。

【 0 1 2 6 】

次に図 7 A 及び図 7 B を参照して説明する。図 7 A は、本発明の他の実施例により構成され、動作するリアルタイム三次元表示の再生システムを図式的に示す図であり、システム全体を参照番号 2 7 0 で参照する。図 7 B は、患者の心臓の三次元画像を表示する、図 7 A のゴーグルを図式的に示す図である。

【 0 1 2 7 】

図 7 A に示すように、システム 2 7 0 は、画像重畳プロセッサ 2 7 2、適応型ポリウム・データベース（A V D B）2 7 4、E C G モニター 2 7 8、ディスプレイ 2 8 4、同期プロセッサ 2 8 6、医療用位置決めシステム（M P S）2 8 8、拡張カテーテル 2 8 0、及び複数の M P S センサ 2 9 4、2 9 6、及び 2 9 8 を具えている。ディスプレイ 2 8 4 は、レンダラ（レンダリング装置）2 7 6 及びゴーグル 2 8 2 を含む。手術ツール 2 9 0 は、拡張カテーテル 2 8 0 内に挿入する。

【 0 1 2 8 】

画像重畳プロセッサ 2 7 2 は、A V D B 2 7 4、レンダラ 2 7 6、及び M P S システム 2 8 8 に結合する。レンダラ 2 7 6 はさらに、A V D B 2 7 4 及びゴーグル 2 8 2 に結合する。M P S システム 2 8 8 はさらに、拡張カテーテル 2 8 0、レンダラ 2 7 6、及び M P S センサ 2 9 4、2 9 6、及び 2 9 8 に結合する。同期プロセッサ 2 8 6 は、A V D B 2 7 4 及び E C G モニター 2 7 8 に結合する。

【 0 1 2 9 】

E C G モニター 2 7 8 は、被検査器官の器官タイミング信号を検出して、この信号を同期プロセッサ 2 8 6 に供給する。検出した器官タイミング信号は、一連の三次元画像を、検査する心臓の動きに同期させる。

【 0 1 3 0 】

同期プロセッサ 2 8 6 は、E C G 信号を分析して、E C G 信号における活動状態を特定する。同期プロセッサ 2 8 6 は、A V D B 2 7 4 に検索コマンドを提供して、現在検出した活動状態に応じた画像記録を検索する。

【 0 1 3 1 】

A V D B 2 7 4 は、被検査器官の三次元画像列を、この器官に関連する活動状態、及びこの器官の座標系の位置及び向きと共に含む。なお、この三次元画像列は、システム 1 0 0 を用いるか、あるいは三次元画像を取得するための他の何らかのシステム（例えば M R I（magnetic resonance imaging：磁気共鳴映像）、X 線、等）を用いて取得することができる。

【 0 1 3 2 】

A V D B 2 7 4 は、受け取った検索コマンドに従って、器官の特定の活動状態に関連する、器官の三次元画像を選択する。この三次元画像は、器官タイミング信号に同期させて、レンダリングして、その通りに再生することができる。被検査器官が心臓である例で

10

20

30

40

50

は、医師は、E C G 信号にリアルタイムで同期した画像列を提供される。医師は、自分の聴診器を使用して心拍を聴きながら、同時に、心臓の動画像表現を見ることができる。

【 0 1 3 3 】

レンダラ 2 7 6 は、手術ツール 2 9 0 を基準座標として、被検査器官を基準座標にして、あるいは患者の体を基準座標にして、三次元画像をレンダリングすることができる。選択した基準座標は、静止の基準座標系を定義し、この座標系では、他のすべての物体が移動し得る。

【 0 1 3 4 】

例えば、手術ツール 2 9 0 の座標を基準座標として選択した場合には、レンダラ 2 7 6 は、手術ツールが静止して、これに対して心臓が動くように、三次元画像をレンダリングする。従って、医師が手術ツール 2 9 0 を被検査器官に対して動かす際には、医師は、手術ツール 2 9 0 の表現に対して被検査器官が動くことによって被検査器官が動きを示す間に、手術ツール 2 9 0 の静止表現を観測する。

【 0 1 3 5 】

逆に、被検査器官の座標を基準として選択する場合には、レンダラ 2 7 6 は、被検査器官が静止して、手術ツール 2 9 0 がこの被検査器官に対して動くように、三次元画像をレンダリングする。従って、医師が手術ツール 2 9 0 を被検査器官に対して動かす際には、医師は、被検査器官に対して手術ツール 2 9 0 の表現が動くことによって手術ツール 2 9 0 が動きを示す間に、被検査器官の静止表現を観測する。

【 0 1 3 6 】

M P S システム 2 8 8 は、M P S 発信器（図示せず）、及び M P S センサ 2 9 4、2 9 6、及び 2 9 8 を具えている。M P S システム 2 8 8 は、これに装着したセンサ 2 9 4 を用いて、手術ツール 2 9 0 の位置及び向きを測定する。M P S システム 2 8 8 は、ゴーグル 2 8 2 に装着した M P S センサ 2 9 6（図 7 B）を用いて、ユーザの視点の位置及び向きを検出する。M P S システム 2 8 8 は、患者の体に装着した M P S センサ 2 9 8 を用いて、患者の体の位置及び向きを測定する。

【 0 1 3 7 】

画像重畳プロセッサ 2 7 2 は、前記選択した心臓の三次元画像を、A V D B 2 7 4 から受け取る。画像重畳プロセッサ 2 7 2 はさらに、手術ツール 2 9 0 の位置及び向きに関するパラメータ、及び患者の体上の基準点の位置及び向きに関するパラメータを、M P S システム 2 8 8 から受け取る。

【 0 1 3 8 】

画像重畳プロセッサ 2 7 2 は、前記基準点の位置及び向きを用いて、三次元画像の座標系を手術ツール 2 9 0 の座標系に合わせる。画像重畳プロセッサ 2 7 2 は、手術ツール 2 9 0 の表現を心臓の三次元画像に追加して、この画像をレンダラ 2 7 6 に供給する。

【 0 1 3 9 】

レンダラ 2 7 6 は、ゴーグル 2 8 2 の位置及び向きに関するパラメータ、及び患者の体の基準点の位置及び向きに関するパラメータを、M P S システム 2 8 8 から受け取る。レンダラ 2 7 6 は、これらのパラメータを用いて観察面を決定して、前記三次元画像をこの観察面に対してレンダリングする。レンダラ 2 7 6 は、このレンダリングした画像をゴーグル 2 8 2 に供給する。

【 0 1 4 0 】

ゴーグル 2 8 2（図 7 B）は透視型であり、従って半透明であることが好ましく、医師が実際に、患者の体とゴーグルのスクリーンに投影される画像とを同時に見ることができる。システム 2 7 0（図 7 A）は、患者の体の位置及び向き、及びゴーグル 2 8 2 の位置及び向きにより、患者の体上の投影面を決定する。システム 2 7 0 は、ゴーグル 2 8 2 を用いて三次元画像列を表示して、これにより、医師が実際にゴーグル 2 8 2 を通して見れば、この三次元画像が患者の体内にあるように知覚する。

【 0 1 4 1 】

次に図 8 を参照して説明する。図 8 は、本発明のさらなる実施例による、周期的な三次

10

20

30

40

50

元画像列の透視図である。この画像列を画像毎にユーザに提示して、動画像のように錯視させる。中間的に提供する三次元画像は、器官タイミング信号のサイクル中の、リアルタイムの検出を行なった特定位置に応じて選択する。

#### 【0142】

図7Aに示すように、AVDB 274は三次元画像を、例えば心臓の各サイクル当たり8画像の割合で連続的に選択する。同期プロセッサ286は、器官タイミング信号のサイクル中の、現在検出を行った特定位置に応じて、AVDB 274に検索コマンドを提供する。AVDB 274は、心臓のタイミング信号(図4)中の選択点 $t_0 = 0$ 、 $t_1 = 1/8T$ 、 $t_2 = 2/8T$ 、 $t_3 = 3/8T$ 、及び $t_7 = 7/8T$ に応じて、それぞれ三次元画像330A、330B、330C、330D、及び330Hを検索する。上述したように、各三次元画像330は、心臓の特定の活動状態に関連する。従って、画像330A、330B、330C、330D、及び330Hを周期的に再生することによって、(即ち、心臓の周期的な動きの反復的な性質によって、)器官の動きを擬似現実的に図示することができる。

10

#### 【0143】

次に図9を参照して説明する。図9は、本発明の他の実施例により動作する画像重畳プロセスを図式的に示す図である。システム270(図7A)は、図330Aのような選択した各画像中に、現在使用中の手術ツール328の表現を導入する。この表現は、最小の表現(例えばカーソルを形成する)にすることも、手術ツールの擬似現実的視覚化を提供する巧妙な表現にすることもできる。

20

#### 【0144】

三次元画像330Aの位置及び向きは、座標系326(X,Y,Z)内で定める。同様に、MPSセンサ318の位置及び向き、従って手術ツール328の位置及び向きも、座標系326(X,Y,Z)内で定める。従って、手術ツール328のリアルタイム表現を、三次元画像330Aに追加することができる。図7Aに示すように、画像重畳プロセッサ272が、手術ツール328の表現を、選択した三次元画像330Aに追加して、三次元画像330Aは、三次元ボリューム200A内に再構成したものである。なお、手術ツール328は、鉗子、レーザーカッター、ブラシ、カテーテル、ステント、バルーン、ペースメーカー電極、液剤調剤装置、ニューロン電極、物質収集装置、手術搬送ツール(例えば、遺伝子、薬剤、装置等を搬送する)、等のような慣例のツールである。例えば、装置搬送ツールは、永久ステント、着脱可能ステントのような医療装置を患者の体に搬送するための医療ツールとすることができる。

30

#### 【0145】

本発明は、医師が、心臓のような活動的な対象物を、医師が使用中の手術ツールのリアルタイム表現付きで取り扱うことを可能にする。次に図10を参照して説明する。図10は、本発明のさらなる実施例により動作する、システム270の動作方法を図式的に示す図である。手順300では、被検査器官の器官タイミング信号を検出する。本発明によれば、システム100(図1)は、被検査器官に応じて選択した医療モニター装置を具えている。こうした装置は、器官の時間依存性の信号を検出し、この信号は器官の動きに関連する。図7Aに示すように、ECGモニター278は心臓のタイミング信号を検出する。

40

#### 【0146】

手順302では、器官タイミング信号中で選択した時点に関連する、器官(例えば心臓)の三次元画像を選択する。図7Aに示すように、AVDB 274は器官の三次元画像を選択する。

#### 【0147】

手順304では、手術ツールの位置及び向きを検出する。手術ツールの位置及び向きの検出は、磁界、超音波三角測量または超音波放射、不活性センサ、センサ、即ち死亡判定センサ、等のような、従来技術において既知の方法によって実行することができる。図7Aに示すように、MPSシステム288は、手術ツール290に装着したセンサ294を用いて、手術ツール290の位置及び向きを検出する。

50

## 【 0 1 4 8 】

手順 3 0 6 では、手術ツール 2 9 0 の位置及び向きを表現を、選択した三次元画像上に重畳する。図 7 A に示すように、画像重畳プロセッサ 2 7 2 が、手術ツール 2 9 0 の位置及び向きに関するパラメータを、選択した三次元画像上に重畳する。

## 【 0 1 4 9 】

手順 3 0 8 では、ユーザの視点の位置及び向きを検出する。ユーザの視点の位置及び向きは、ゴーグル 2 8 2 の位置及び向きから導出する。ゴーグル 2 8 2 の位置及び向きのパラメータが、ユーザの観察面を決定する。システム 2 7 0 は、ゴーグル 2 8 2 の L C D 素子毎の（即ち片目毎の）、2 つの観察面を決定することができる。図 7 A に示すように、M P S システム 2 8 8 が、ゴーグル 2 8 2 に装着したセンサ 2 9 6 を用いて、ゴーグル 2 8 2 の位置及び向きを検出する。なお、2 つ以上の表示装置（即ち 2 つ以上のゴーグル）をシステムに導入して、各ゴーグルに異なる M P S センサを装着することができる。

10

## 【 0 1 5 0 】

手順 3 1 0 では、ユーザの視点の位置及び向きに応じて、選択した三次元画像をレンダリングする。図 7 A に示すように、レンダラ 2 7 6 が、視点の位置及び向きに応じて、選択した三次元画像をレンダリングする。

## 【 0 1 5 1 】

手順 3 1 2 では、レンダリングした三次元画像列（即ち三次元動画像）を表示する。被検査器官の三次元動画像は、モノスコープ、ステレオスコープ（立体視）、ホログラフィー、（例えば、ビデオモニター、ゴーグル、ホログラフィー生成器、等）のような、あらゆる種類のディスプレイに表示することができる。図 7 A に示すように、ゴーグル 2 8 2 はレンダリングした三次元画像列を表示する。

20

## 【 0 1 5 2 】

次に図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 は、本発明の他の実施例により構成され、動作する、管内撮像兼手術システムを図式的に示す図であり、システム全体を参照番号 3 5 0 で参照する。管内撮像兼手術システム 3 5 0 は、管内超音波システム（I V U S）トランスデューサ 3 5 2、手術ツール（即ち、通常は最小侵入型手術装置）3 5 4、M P S センサ 3 5 6、及び 3 5 8、装着カテーテル 3 6 0、及び拡張カテーテル 3 6 2 を具えている。I V U S トランスデューサ 3 5 2 はカテーテル 3 6 0 に装着する。なお、本実施例には、回転音響ミラーを具えたもののような他の I V U S 装置も適用可能である。

30

## 【 0 1 5 3 】

I V U S トランスデューサ 3 5 2 は超音波を発生して、この超音波を管状の器官（図示せず）の内壁に指向させて、参照番号 3 6 4 の表面に行き渡らせる。表面 3 6 4 は、この表面に指向された超音波の一部を反射する。I V U S トランスデューサ 3 5 2 は、これらの反射超音波を検出して、これを表わす信号を、I V U S トランスデューサ 3 5 2 に結合した画像処理システム（図示せず）に供給する。慣例の画像処理システムは、すべての二次元画像から、各二次元画像の位置及び向きに従って、単一の三次元画像を再構成する。本発明によれば、この画像処理システムが複数の三次元画像を再構成して、各三次元画像が、器官タイミング信号のタイミング・サイクル中の異なる位置についてのものである。

40

## 【 0 1 5 4 】

なお、I V U S は、診断中、治療中、及び研究の遂行中に、冠状動脈の内部を撮像するために使用する。このシステムは、冠状動脈（及び他の血管）の概括的及び詳細な知見を提供する。慣例の I V U S 検出器は、例えば、Boston Scientific Scimed社製造のUltra-Cross systemか、あるいはJomed USA社製造のIn-Vision system（別称Endosonics）であり、両社共、米国カリフォルニア州サンディエゴに存在する。これらのシステムは主に、冠状動脈の画像をスライスにするために使用する。

## 【 0 1 5 5 】

本発明は、慣例の I V U S 素子と独自の小型 M P S センサとの組み合わせを用いて、血管の量的モデルを作成するための新規の構造を提供する。こうした組み合わせは案内型（Guided）I V U S または G I V U S と称され、これについては以下に説明する。本発明の

50

さらなる実施例によれば、ECG信号を用いて、GIVUS画像列を視覚的に安定化することができる。ECG信号サイクル中で選択した時点によって、この瞬間における血管内の局所的な血圧が決まり、この血圧によって、サイクル中のこの時点における血管の瞬間的な直径が決まる。従って、血管の視覚的な直径は画像処理によって人工的に調整することができ、これにより、手術手順中の血管を静止画像で表示することができる。

【0156】

概して、本発明の新規のGIVUSシステムは、医師をナビゲートする「3D（三次元）ロードマップ」を作成する。こうしたロードマップを作成するために他の方法も用いることができ、このロードマップは、前記ボリューム・データベースに格納して、本発明の方法により、例えば3D ANGIO（血管造影検査装置、血管撮像装置）、リアルタイムMRI、等のように再生することができる。

10

【0157】

次に図12を参照して説明する。図12は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する多機能二次元撮像システムを図式的に示す図であり、システム全体を参照番号400で参照する。図12に示す例では、システム400を、心臓の二次元画像を生成して、この画像列を、心臓の動きに同期してリアルタイムで再生すべく適応させている。

【0158】

二次元撮像システム400は、主コンピュータ402、二次元画像取得装置404、ECGモニター406、医療用位置決めシステム（MPS）408、フレーム・グラバー410、画像データベース414、画像重畳プロセッサ416、手術ツール420、複数のMPSセンサ432<sub>1</sub>、432<sub>2</sub>、及び432<sub>N</sub>、及びディスプレイ430を具えている。

20

【0159】

二次元画像取得装置404は、画像トランスデューサ418を具えている。ECGモニター406は、検査あるいは手術中に、複数のECG電極428を用いることによって、心臓の電氣的タイミング信号を連続的に検出する。

【0160】

主コンピュータ402は、ECGモニター406、MPSシステム408、フレーム・グラバー410、画像重畳プロセッサ416、及びディスプレイ430に結合する。二次元画像取得装置404はフレーム・グラバー410に結合する。MPSシステム408は、MPS発信器（図示せず）、及びMPSセンサ432<sub>1</sub>、432<sub>2</sub>、及び432<sub>N</sub>に結合する。

30

【0161】

システム400は、被検査器官の二次元画像列を取得して、手術ツール420の投影表現を重畳させて再生することに指向したものである。トランスデューサ418は、被検査器官の二次元画像を複数検出して、これらの二次元画像を二次元画像取得装置404に供給して、二次元画像取得装置404はさらに、これらの二次元画像をフレーム・グラバー410に転送する。フレーム・グラバー410は、検出した各二次元画像を保持して、この二次元画像を主コンピュータ402に供給し、主コンピュータ402は、これらの二次元画像を、ECGモニター406から受信した器官タイミング信号と共に、画像データベース414に記憶する。これらの画像は、被検査器官の選択した平面の周期的な二次元画像列を作成するために、いつでも使用することができる。システム400は、上述した手順と同様の手順を用いて、この画像列を、被検査器官のタイミング信号のリアルタイムの読み取り値と同期させることができる。

40

【0162】

図12に示す例は、MPSセンサ432<sub>2</sub>及びMPSシステム408を具えて、MPSセンサ432<sub>2</sub>は、取得画像毎にトランスデューサ418の位置及び向きを検出し、MPSシステム408は、すべての取得画像が同一平面内に存在するか否かを特定する。同一平面内に存在しない場合には、MPSシステム408はユーザに対して、所定平面からの偏りを、視覚的方法、聴覚的方法、あるいは機械的方法（例えば、振動による方法、等の）のいずれかの方法で示すことができる。なお、本発明のさらなる実施例によるシステム

50

400をより簡単にしたものは、前記トランスデューサに取り付けたMPSセンサを具えていない。

【0163】

MPSセンサ432<sub>1</sub>は、手術ツール420の位置及び向きを検出する。MPSシステム408は、手術ツール420の位置及び向きを検出して、この情報を主コンピュータ402に提供して、主コンピュータ402はこの情報を画像重畳プロセッサ416に提供する。画像重畳プロセッサ416は、空間内における手術ツール420の表現を決定して、この表現を検出画像の平面に投影した投影像を導出して、この投影像を各画像上にリアルタイムで重畳する。ディスプレイ430は、この重畳を行った画像列をユーザに対して表示する。

10

【0164】

画像重畳プロセッサ416は、手術ツールの位置のような追加的な情報を、前記重畳を行った画像列の、観察面の上方または下方に追加することができる。例えば、手術ツールのうち、観察面の一方の側に位置する部分は赤色を用いて示し、観察面の他方の側に位置する部分は青色を用いて示し、観察面上に位置する部分は赤色を用いて示す。なお、二次元システム400は、図1のシステムよりも少ない視覚情報を提供し、システム400が必要とする処理能力(パワー)及び記憶領域ははるかに小さく、従って、大幅に低いコストで製造することができる。

【0165】

次に図14を参照して説明する。図14は患者のECGを図式的に示す図であり、全体を参照番号442で参照する。ECG442は、複数の心臓サイクル444、446、及び448の各々における活動状態 $T_1$ 、 $T_2$ 、及び $T_3$ のような複数の活動状態(例えばECGサイクルの位相)を含む。出願人は、例えば図13Bの位置70、72、及び74のような位置の変化は患者の心拍によるものであり、そしてこのことが、軌跡50が不正確になる理由であることを見出している。従って、各心臓サイクル444、446、及び448中において、異なる活動状態では動脈の位置及び向きが異なる。

20

【0166】

例えば、各心臓サイクル444、446、及び448の活動状態 $T_1$ では、動脈の位置及び向きは、図13Bの位置70における動脈の画像で表わされる。各心臓サイクル444、446、及び448の活動状態 $T_2$ では、動脈の位置及び向きは、位置72における動脈の画像で表わされる。各心臓サイクル444、446、及び448の活動状態 $T_3$ では、動脈の位置及び向きは、位置74における動脈の画像で表わされる。従って、図13Bの点52、54、56、58、60、62、64、66、及び68の各々が、カテーテル12(図13A)の撮像チップ(端)の位置及び向きに対応し、心臓サイクルの異なる活動状態では、動脈の位置及び向きが異なる。

30

【0167】

例えば、点52は心臓サイクル444中の活動状態 $T_1$ に対応し、このことは、カテーテル12の撮像チップが点52にある際には、患者22の心臓32が活動状態 $T_1$ にある、ということを意味する。点54は心臓サイクル444中の活動状態 $T_2$ に対応し、このことは、カテーテル12の撮像チップが点54にある際には、患者22の心臓32が活動状態 $T_2$ にある、ということを意味する。点56は心臓サイクル444中の活動状態 $T_3$ に対応し、このことは、カテーテル12の撮像チップが点56にある際には、患者22の心臓32が活動状態 $T_3$ にある、ということを意味する。点58は心臓サイクル446の活動状態 $T_1$ に対応する。点60は心臓サイクル446の活動状態 $T_2$ に対応する。点62は心臓サイクル446の活動状態 $T_3$ に対応する。点64は心臓サイクル448の活動状態 $T_1$ に対応する。点66は心臓サイクル448の活動状態 $T_2$ に対応する。点68は心臓サイクル448の活動状態 $T_3$ に対応する。

40

【0168】

本発明の他の要点によれば、位置および向きの測定値、並びに取得した画像を、取得あるいは測定時の、被検査器官の活動状態に対応させて処理する。例えば、本発明のこの要

50

点によるシステムでは、撮像システムが、撮像カテーテルの軌跡を被検査器官の三次元画像上に重畳させて表示し、この三次元画像は、被検査器官内部の撮像カテーテルの、現在の位置及び向きによって決まる活動状態に対応する。このシステムは、撮像カテーテルが被検査器官の内部で追従する経路を記録し、この経路は前進方向も後退方向もあり得る。このシステムはさらに、この経路を、監視（モニター）している被検査器官の活動状態、及び撮像カテーテルの瞬時的な位置及び向きと共に記録する。

【 0 1 6 9 】

次に図 1 5 A 及び図 1 5 B を参照して説明する。図 1 5 A は、本発明の他の実施例により構成され、動作するシステムを図式的に示す図であり、システム全体を参照番号 4 5 0 で参照する。図 1 5 B は、図 1 5 A のシステムにおける撮像カテーテルのチップの軌跡を図式的に示す図である。

10

【 0 1 7 0 】

図 1 5 A に示すように、システム 4 5 0 は、撮像カテーテル 4 5 2、撮像システム 4 5 4、M P S 4 5 6、発信器 4 5 8、体用 M P S センサ 4 9 0、プロセッサ 4 6 0、複数の E C G 電極（図示せず）、E C G モニター 4 6 4、及びディスプレイ 4 6 6 を具えている。撮像カテーテル 4 5 2 は、撮像 M P S センサ 4 6 8、及び画像検出器 4 7 0 を具えて、これらは共に、撮像カテーテル 4 5 2 のチップ 4 7 2 に位置する。

【 0 1 7 1 】

図 1 5 A に示す例では、画像検出器 4 7 0 が光コヒーレンス断層撮影（O C T : optical coherence tomography）用撮像素子である。なお画像検出器 4 7 0 は、上述の I V U S トランスデューサまたは他の種類の超音波トランスデューサ、磁気共鳴撮像（M R I）素子、サーモグラフィー装置、等に置き換えることができる。

20

【 0 1 7 2 】

撮像システム 4 5 4 は、画像検出器 4 7 0 が検出する画像を表現する信号を発生する。M P S 4 5 6、プロセッサ 4 6 0、E C G モニター 4 6 4、及びディスプレイ 4 6 6 はそれぞれ、図 1 の M P S 1 0 8、主コンピュータ 1 0 2、E C G モニター 1 0 6、及びディスプレイ 1 3 0 と同様のものである。ディスプレイ 4 6 6 は、二次元ディスプレイ、適切な両眼鏡で見るオート・ステレオスコープ（自動立体視）ディスプレイ、両目用ゴーグル、等である。M P S 4 5 6 の位置及び向きのプロセッサは、グローバル（大域的）座標系の原点を規定する。E C G モニター 4 6 4 を専用の器官モニターで置き換えて、腸、まぶた、目、脳、肝臓、肺、腎臓、等のような、心臓以外の器官の器官タイミング信号を監視（モニター）することができる。撮像 M P S センサ 4 6 8 は、撮像カテーテル 4 5 2 のチップ 4 7 2 の位置及び向き、従って画像検出器 4 7 0 の位置及び向きを測定する。

30

【 0 1 7 3 】

撮像カテーテル 4 5 2 は被検査器官 4 7 4 内に配置し、本実施例では、例えば動脈内に配置する。なお被検査器官は、食道、静脈、気管支、輸尿管、等のような、動脈以外の器官もあり得る。

【 0 1 7 4 】

E C G 電極は、患者 4 6 2 の体、及び E C G モニター 4 6 4 に取り付ける。体用 M P S センサ 4 9 0 は、患者 4 6 2 の体、及び M P S 4 5 6 に取り付ける。プロセッサ 4 6 0 は、撮像システム 4 5 4、M P S 4 5 6、E C G モニター 4 6 4、及びディスプレイ 4 6 6 に結合する。M P S 4 5 6 はさらに、撮像 M P S センサ 4 6 8 及び発信器 4 5 8 に取り付ける。撮像システム 4 5 4 はさらに、画像検出器 4 7 0 に結合する。

40

【 0 1 7 5 】

M P S 4 5 6 は M P S センサ毎に、M P S センサの、前記グローバル座標系の原点に対する座標を測定する。測定した座標は、3つの直線変位パラメータ及び3つの角度パラメータを含む。M P S 4 5 6 は、前記測定した座標を表わす座標データをプロセッサ 4 6 0 に供給する。

【 0 1 7 6 】

M P S 4 5 6 は、体用 M P S センサ 4 9 0 を用いて患者の位置及び向きを検出し、この

50

位置及び向きは、操作中に患者が動く場合に基準の役目をする。オペレータ（図示せず）は、撮像カテーテル４５２を手動で、被検査器官４７４に挿入し、あるいは被検査器官４７４から引き出し、その向きをそれぞれ矢印４７６及び４７８で表わす。

【０１７７】

次に、本発明の一実施例による走査プロセスについて説明する。本実施例は、画像データ、及び位置と向きのデータを、器官の活動に対応させて処理することによって、従来技術の欠点を克服する。

【０１７８】

オペレータは、撮像カテーテル４５２を被検査器官４７４に挿入して、被検査器官４７４内で撮像カテーテル４５２を、向き４７６及び４７８に動かす。画像検出器４７０は、被検査器官４７４の、撮像カテーテル４５２のチップ４７２を取り巻く領域の二次元画像を複数検出して、それぞれの二次元画像の画像信号を撮像システム４５４に供給する。撮像システム４５４は受信した画像信号を分析して、前記二次元画像のデジタル表現を作成して、これらのデジタル表現を画像データとしてプロセッサ４６０に供給する。

【０１７９】

MPS ４５６は、撮像カテーテル４５２が被検査器官４７４内を移動する間に、MPS センサ４６８から受信した信号を用いて、撮像カテーテル４５２の位置及び向き、従って検出した各二次元画像の位置及び向きを測定する。なお、撮像MPS センサ４６８の測定値は、撮像カテーテル４５２の移動の向き４７６及び４７８には無関係である。

【０１８０】

ECG 電極は患者４６２のECGを検出して、検出したECGを表わすECG信号をECG モニター４６４に供給する。ECG モニター４６４は、受信したECG信号を分析することによってECG データを生成して、このECG データをプロセッサ４６０に供給する。

【０１８１】

プロセッサ４６０は、二次元画像、それぞれの位置及び向きのデータ、及びそれぞれのECG データを処理して、各二次元画像を、それぞれの位置及び向きのデータ、及びそれぞれのECG 信号に関連付ける。プロセッサ４６０は、それぞれの二次元画像の位置及び向きのデータ、及びそれぞれの二次元画像のECG タイミングに従って、各二次元画像を並べ替えて、選択した活動状態に関係する二次元画像から三次元画像を再構成して、選択した活動状態に関係する位置及び向きのデータからカテーテルの軌跡を計算する、等を行う。そしてプロセッサ４６０は、これらの二次元画像を、適応型ボリューム・データベース１１４（図１）のようなデータベースに記憶する。

【０１８２】

例えば図１４を参照すれば、プロセッサ４６０は、ECG 信号４４２のあらゆるサイクルにおける活動状態 $T_1$ 中に検出したすべての二次元画像（即ち、時点５１２、５１８、及び５２４で取得した画像）どうしの関連付けを行う。同様に、プロセッサ４６０は、ECG 信号４４２のあらゆるサイクルにおける活動状態 $T_2$ 中に検出したすべての二次元画像（即ち、時点５１４、５２０、及び５２６で取得した画像）どうしの関連付けを行って、さらに、ECG 信号４４２のあらゆるサイクルにおける活動状態 $T_3$ 中に検出したすべての二次元画像（即ち、時点５１６、５２２、及び５２８で取得した画像）どうしの関連付けを行う。

【０１８３】

プロセッサ４６０は、所定の活動状態 $T_i$ に関連するすべての二次元画像から三次元画像を再構成する。図１５Ｂに示すように、プロセッサ４６０は、被検査器官４７４の活動状態 $T_1$ （図１４）における画像である三次元画像５００を再構成し、そして被検査器官４７４の活動状態 $T_2$ における画像である三次元画像５０２を再構成する。同様にプロセッサ４６０は、被検査器官４７４の活動状態 $T_3$ における画像である三次元画像５０４を再構成する。

【０１８４】

プロセッサ 460 は、活動状態  $T_1$  に関連する時点 512、518、及び 524 から軌跡 506 を計算する。同様にプロセッサ 460 は、活動状態  $T_2$  に関連する時点 514、520、及び 526 から軌跡 508 を計算して、さらに、活動状態  $T_3$  に関連する時点 516、522、及び 528 から軌跡 510 を計算する。

【0185】

プロセッサ 460 は、計算した各軌跡と再構成した三次元画像のうちの 1 つとを関連付け、これらの軌跡及び三次元画像は、器官の所定の活動状態に係る。図 15B を参照すれば、プロセッサ 460 は、軌跡 506 と再構成した三次元画像 500 とを関連付け、これらは活動状態  $T_1$  に係る。同様に、プロセッサ 460 は、軌跡 508 と再構成した三次元画像 502 とを関連付け、これらは活動状態  $T_2$  に係る、さらに軌跡 510 と再構成した三次元画像 504 とを関連付け、これらは活動状態  $T_3$  に係る。

10

【0186】

軌跡を計算するために用いる点 512、514、516、518、520、522、524、526、及び 528 は、それぞれの点において二次元画像を取得した点でもあるので、プロセッサ 460 は、計算した各軌跡を、それぞれの軌跡に対応する再構成した三次元画像上に重畳することができる。例えばプロセッサ 460 は、軌跡 506 を三次元画像 500 上に重畳して、軌跡 508 を三次元画像 502 上に重畳して、軌跡 510 を三次元画像 504 上に重畳する。

【0187】

なお、点 512、514、516、518、520、522、524、526、及び 528 は、図 13B の点 52、54、56、58、60、62、64、66、及び 68 が表わす状況と同様の状況を表わす。しかし、本発明によれば、プロセッサ 460 が各三次元画像を再構成し、そして撮像カテーテルのチップの座標に対応する各軌跡を計算して、この座標は、再構成した三次元画像の活動状態と同じ活動状態に属する。

20

【0188】

なお、プロセッサ 460 は、MPS 456 から受け取ったデータにより、走査プロセス中の撮像カテーテル 452 の進行速度を監視（モニター）する。なお、三次元ボリュームを十分な画像データで満たすためには、画像検出器 470 の進行毎に所定数の二次元画像が必要である。一部の画像検出器は、所定期間中に多数の画像を検出することしかできない。従ってプロセッサ 460 は、カテーテル 452 の画像検出器 470 の進行速度が所定しきい値以下であることを検出して、これにより、被検査ボリュームのどの所定部分についても、画像検出器 470 が十分な二次元画像を検出していることを判定する。プロセッサ 460 が、画像検出器 470 の進行速度が所定しきい値を超えていることを検出した場合には、プロセッサ 460 が警報信号を発生して、走査が許容外であること、あるいは走査を部分的にやり直すか、または走査全体をやり直すべきであることをオペレータに通知する。そしてオペレータは走査プロセスをやり直す。この警報信号の種類は、オーディオ、視覚、触覚、等である。

30

【0189】

以下において「手術手順」とは、切開を行うこと、組織の試料（サンプル）を収集すること、体液の試料を収集すること、器官内に化学物質を導入すること、手術ツールまたは手術装置を導入することのように、患者の器官に対する生体内（器内）の操作のことを称する。

40

【0190】

次に図 16A、図 16B、図 16C、及び図 16D を参照して説明する。図 16A は、図 15A のシステムをさらに手術手順に適応させたものを図式的に示す図である。図 16B は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作するグラフィカル（図形表示）・ユーザ・インタフェース（GUI: graphical user interface）を図式的に示す図であり、GUI 全体を参照番号 730 で参照する。図 16C は、本発明の他の実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図であり、GUI 全体を参照番号 760 で参照する。図 16D は、器官の動きに依存する三次元画像列を再構成して、撮像システム、MPS、

50

及びECGモニターから受信した信号を処理することによって、追加的な視覚データをこの三次元画像列上に重畳するプロセスを図式的に示す図である。この追加的な視覚データは、被検査器官内の手術用具の位置、被検査器官内のカテーテルの軌跡、等を含むことができる。

#### 【0191】

図16Aに示すように、システム450はさらに、手術カテーテル480、ガイダンス（案内）・ユニット482、及びリアルタイム撮像システム484を含む。手術カテーテル480はさらに、手術ツール486、及び手術ツール486の先端にカテーテルMPSセンサ488を具えている。手術ツール486は、手術カテーテル480に装着可能で交換可能な多種の手術装置のうちの1つである。なお手術ツール486は、鉗子、レーザーカッター、ブラシ、カテーテル、ステント、バルーン、ペースメーカー電極、切除カテーテル、電気生理学的マッピング（地図作成）装置、液剤調剤装置、ニューロン電極、物質収集装置、手術搬送ツール（例えば、遺伝子、薬剤、装置等を搬送する）、内視鏡、撮像装置、等のような慣例のツール、あるいはこれらの組み合わせである。例えば、装置搬送ツールは、永久ステント、着脱可能ステントのような医療装置を患者462の体に搬送するための医療ツールとすることができる。カテーテルMPSセンサ488はMPS456に結合する。

10

#### 【0192】

ガイダンス・ユニット482は手術カテーテル480に結合する。ガイダンス・ユニット482は、被検査器官内で手術ツールの空間的なナビゲーションを行うための装置である。リアルタイム撮像システム484は、患者462の体の被検査器官を含む部分のリアルタイム画像を連続的に提供する撮像システムである。リアルタイム撮像システム484は、X線テーブル（検査台）、透視検査装置、超音波システム、MRIシステム、等である。本実施例では、リアルタイム撮像システム484は、患者462の体の下に位置しても上に位置してもよく、そしてプロセッサ460に結合する。

20

#### 【0193】

オペレータが被検査器官474（図15A）の走査を完了して、プロセッサ460が被検査器官474の三次元画像を生成すると、撮像カテーテル452を被検査器官474から除去することができる。そして手術カテーテル480を被検査器官内に挿入して、被検査器官474に対する手術手順を実行する。

30

#### 【0194】

システム450は、記憶している三次元画像を、記憶している患者の器官タイミング信号に同期して再生するか、あるいは任意の速度で順に再生することができる。システム450は手術手順中に使用することもでき、この場合には、システム450が、記憶している三次元画像を、患者のリアルタイムの器官タイミング信号に同期して再生する。システム450は、再生する三次元画像列中に追加的な情報を導入することができる。この追加的な情報は、手術ツールの表現、走査プロセス中に計算した手術ツールの軌跡、リアルタイムの撮像データ、等を含むことができる。

#### 【0195】

手術手順中には、MPS456が、カテーテルMPSセンサ488から受信した信号により、手術ツール486のリアルタイムの位置及び向きを測定して、MPS456は、この位置及び向きを表わす座標データをプロセッサ460に供給する。リアルタイム撮像システム484は、患者462の体のリアルタイム画像を取得して、リアルタイム画像データをプロセッサ460に供給する。ECGモニター464は、患者462の心臓の活動状態を検出して、リアルタイムECGデータをプロセッサ460に供給する。プロセッサ460は、手術手順中にリアルタイムで検出した患者462の心臓の活動状態に応じて、被検査器官474の三次元画像を、ボリューム・データベース114（図1）のようなデータベースから選択する。

40

#### 【0196】

プロセッサ460は、リアルタイムで検出した患者462の心臓の活動状態に応じて、

50

走査プロセス中に計算した軌跡から１つの軌跡を選択する。プロセッサ４６０は、この選択した軌跡を、選択した三次元画像上に重畳する。一旦、手術ツールのＭＰＳセンサの座標系と、予め記憶している三次元画像列の座標系とを合わせると、プロセッサ４６０は、この三次元画像列上に手術ツールの表現を追加することができる。

【０１９７】

なお、プロセッサ４６０はさらに、手術ツールの位置に従って、軌跡の視覚表現を変更することができる。例えばプロセッサ４６０は、軌跡の、手術ツールのチップの位置より後方の部分を選択した一色にして、これにより、手術カテーテルのそれまでの経路を示すことができる。同様に、プロセッサ４６０は、軌跡の、手術ツールのチップの位置より前方の部分を異なる色にして、これにより、医師が手術カテーテルを進めるべき理論的な経路を示す。

10

【０１９８】

ディスプレイ４６６は、プロセッサ４６０から受信したビデオ信号によりグラフィカル・ユーザ・インタフェース（ＧＵＩ）を表示する。このＧＵＩは、患者の被検査器官に係る医療情報を含み、これにより、ユーザと被検査器官とのかかわり合いを促進することができる。ＧＵＩは、異なる視点からの被検査器官の画像、あるいは異なる種類の検出器によって検出した被検査器官の画像を表示するための、異なるウィンドウ（表示窓）を含むことができる。これに加えて、ＧＵＩは、器官タイミング信号を表わす情報、及び器官の異なる活動状態に対応する、被検査器官の異なる画像を見るための手段を含むことができる。ＧＵＩは、手術ツールのリアルタイムの位置及び向き、手術ツールの過去及び将来の軌跡、等のような、補助的な情報を含むことができる。

20

【０１９９】

図１６Ｂに示す実施例では、ＧＵＩ ７３０がウィンドウ７３２及び７３４を含む。ウィンドウ７３２は、再構成した被検査器官外部の三次元ナビゲーション画像７３６を含む。なお、この外部の三次元画像は半透明に再構成することができ、即ち、近い方の壁面を透明にして、これにより遠い方の壁面が近い方の壁面を通して見えるようにする。

【０２００】

本実施例では、被検査器官が患者４６２の下行大動脈７４４である。ウィンドウ７３２はさらに、手術ツールの表現７３８を含み、これは手術ツール４８６と同様に、外部の三次元ナビゲーション画像７３６上に重畳する。

30

【０２０１】

外部の三次元ナビゲーション画像７３６は、下行大動脈７４４のリアルタイム三次元画像列であり、リアルタイムで検出した患者４６２の心臓の活動状態に対応する。プロセッサ４６０は、ＭＰＳ４５６から受け取ったリアルタイム座標データに従って、リアルタイムの、手術ツール４８６の表現７３８を、外部の三次元ナビゲーション画像７３６上に重畳する。これにより、表現７３８は、手術ツール４８６の、下行大動脈７４４内の現在の位置及び向きを示す。

【０２０２】

本発明の他の実施例によれば、プロセッサ４６０が、リアルタイムで検出した器官の活動状態に応じて、被検査器官の三次元画像を選択して、選択した三次元画像の投影をリアルタイム二次元ナビゲーション画像上に重畳する。図１６Ｂに示す例では、ＧＵＩ ７３４が、患者の体の手術中の領域のリアルタイム二次元ナビゲーション画像７５８を含む。この例では、この領域は、患者４６２の心臓７４０、及び上行大動脈７４２、下行大動脈７４４、上行大静脈７４６、肺静脈７４８、腹大動脈７５０、及び下行大静脈７５２のような、心臓７４０につながる静脈及び動脈を含む。

40

【０２０３】

プロセッサ４６０は、再構成した三次元画像７３６の投影７５４を、リアルタイム撮像システム４８４によって取得したリアルタイム二次元ナビゲーション画像７５８上に重畳して、これにより、組み合わせの二次元画像を作成してウィンドウ７３４内に表示する。プロセッサ４６０はさらに、手術ツール４８６の表現７５６を、リアルタイム二次元ナビ

50

ゲーション画像 758 上に重畳する。表現 756 は、下行大動脈 744 内の手術ツール 486 の現在の位置及び向きを示す。プロセッサ 460 は、リアルタイムで検出した患者 462 の心臓の活動状態に応じて、投影 754 をリアルタイムで選択して、これにより、リアルタイム二次元ナビゲーション画像 758 の視覚的な動きに追従する。

【0204】

なお、リアルタイム撮像システム 484 の、グローバル座標系の原点に対する位置は、発信器 458 に対して固定の所定位置に定めるか、あるいはリアルタイム撮像システム 484 に結合した M P S センサによって測定するかのいずれかとする。

【0205】

プロセッサ 460 は、走査プロセス (図 15A) 中に取得した M P S 座標データに従って、二次元画像 754 を、リアルタイム二次元画像 758 中の下行大動脈 744 の実際位置上に重畳する。このようにしてオペレータは、患者 462 の体の強調表示部分 (即ちウィンドウ 734 内の投影 754) にある手術カテーテル 480 の瞬時的な位置及び向きを観測することによって、ガイダンス・ユニット 482 の助けを借りて下行大動脈 744 内の手術カテーテル 480 のナビゲーションを行うことができる。

【0206】

G U I 760 はウィンドウ 762 及び 764 を含む。ウィンドウ 762 は、患者 462 の他の被検査器官外部の、再構成した三次元ナビゲーション画像 766 を含む。この場合には、被検査器官は、患者 462 の心臓の、左冠状動脈主幹部及び左前下行冠状動脈 (L M & L A D artery: left main & left anterior descending artery) 766 である。ウィンドウ 762 はさらに手術ツールの表現 768 を含み、これは、手術ツール 486 と同様に外部の三次元ナビゲーション画像情に重畳する。

【0207】

ウィンドウ 764 は、心臓 770 のリアルタイム二次元ナビゲーション画像 772 を含む。心臓 770 は L M & L A D 冠状動脈 776 を具えている。プロセッサ 460 は、再構成した三次元画像 766 の投影 774 を、リアルタイム二次元ナビゲーション画像 772 上に重畳する。プロセッサ 460 はさらに、手術ツール 486 の表現 778 を、リアルタイム二次元ナビゲーション画像 772 上に重畳する。表現 778 は、L M & L A D 冠状動脈 776 内の手術ツール 486 の現在の位置及び向きを示す。

【0208】

グラフィック (図形) 表現のプロセスがこれに続き、このプロセスでは、プロセッサ 460 が、手術ツールの軌跡、手術ツールの表現、等のような補助的な情報を含む三次元画像を生成する。プロセッサ 460 は、検出した画像データ、M P S の座標データ、器官のタイミングデータ、等のような異なるデータを処理することによって、三次元画像を生成する。

【0209】

図 16D に示すように、プロセッサ 460 は、M P S の座標データ 552 に従って、複数の二次元画像 554 から被検査器官 474 の三次元画像 502 を再構成し、これらのデータ及び画像のすべてが、E C G データ 556 のサイクル中で選択した活動状態に係る。プロセッサ 460 は、 $T_2$  の活動状態に属するすべての二次元画像から三次元画像 502 を再構成する。これに加えて、プロセッサ 460 は、点 514、520、及び 526 から撮像カテーテルのチップの軌跡 558 を作成して、この軌跡は活動状態  $T_2$  に対応する。

【0210】

システム 450 は、記憶している E C G データ、あるいは所定の時間間隔に従って、再構成した画像列、あるいはその元になる取得した二次元画像の選択したサイクルを再生することができる。システム 450 は、再構成した画像列、あるいはその元になる取得した二次元画像の選択したサイクルを、リアルタイムで検出した E C G データに同期して再生することもできる。

【0211】

なお、手術ツールは被検査器官内をリアルタイムで移動するので、その意味では、器官タイミング信号に対して同期する必要はない。しかし、プロセッサ４６０が、画像を取得した座標系を、手術ツールのＭＰＳセンサの座標系と共に記録するか、あるいは、画像取得プロセス及び手術手順用の再生のために、同じ座標系を使用しなければならない。

【０２１２】

次に図１７を参照して説明する。図１７は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する、被検査器官内部の三次元ナビゲーション画像を図式的に示す図であり、図全体を参照番号６００で参照する。内部の三次元ナビゲーション画像６００は、被検査器官４７４（図１５Ａ）のような被検査器官の内壁画像６０２を含み、これは、オペレータが被検査器官の内部に位置するように見える画像である。内部の三次元ナビゲーション画像６００はさらに、手術ツール４８６（図１６Ａ）のような手術ツールの、手術中の現在位置の表現６０４を含む。内部の三次元ナビゲーション画像６００はさらに、手術ツールの現在位置より後方から見た手術カテーテルの表現６０６を含む。内部の三次元ナビゲーション画像６００はさらに、手術ツールの現在位置から見た、撮像カテーテル４５２（図１５Ａ）のような撮像カテーテルの、手術ツールの現在位置に続く将来の軌跡の表現６０８を含む。

10

【０２１３】

内壁画像６０２は、被検査器官の、画像検出器４７０を取り巻く部分の画像である。軌跡の表現６０８は、図１５Ａの走査プロセス中に、撮像カテーテルのチップが、被検査器官内を進行した軌跡を表現する。軌跡の表現６０８は、被検査器官内で手術カテーテルが追従する理論的な前方経路、即ちオペレータが被検査器官内で手術ツールを前進させるべき経路を表示する。

20

【０２１４】

次に図１８を参照して説明する。図１８は、本発明の他の実施例により構成され、動作する被検査器官・ＥＣＧ同時表示のディスプレイを図式的に示す図であり、ディスプレイ全体を参照番号６３０で参照する。ＥＣＧ同時表示のディスプレイ６３０は、ＥＣＧタイミング信号６３２、前進ボタン６３４、後退ボタン６３６、静止（フリーズ）ボタン６３８、及び被検査器官４７４（図１５Ａ）のような被検査器官外部の三次元画像６４０を含む。

【０２１５】

外部の三次元画像６４０はウィンドウ６４２内に表示され、この画像はＥＣＧタイミング信号６３２中の活動状態６４４に対応する。オペレータが前進ボタン６３４を押すと、被検査器官外部の三次元画像列がウィンドウ６４２内に表示される。ウィンドウ６４２内に表示される外部の三次元画像の各々が、ＥＣＧタイミング信号６３２中のそれぞれの活動状態に対応し、タイミング信号６３２が矢印６４６で表わす向きに前進するように表示される。

30

【０２１６】

オペレータが後退ボタン６３６を押すと、被検査器官外部の三次元画像列が順次、ウィンドウ６４２内に表示される。ウィンドウ６４２内に表示される外部の三次元画像の各々が、ＥＣＧタイミング信号６３２中のそれぞれの活動状態に対応し、タイミング信号６３２が矢印６４８で表わす向きに後退するように表示される。

40

【０２１７】

オペレータが静止ボタン６３８を押すと、選択した活動状態６５０に対応する被検査器官外部の三次元画像がウィンドウ６４２内に表示される。このようにして、ウィンドウ６４２内の被検査器官外部の三次元画像が、活動状態６５０で静止状態に留まり、その間に、医師が被検査器官の三次元画像を検査することができる。

【０２１８】

ウィンドウ６４２内に表示される外部の二次元画像の各々は、システム４５０（図１５Ａ）が走査プロセス中に取得したものである。こうしてオペレータは、被検査器官外部の三次元画像を、患者の心臓が鼓動するようにアニメーション（動画）化して見ることで

50

き、これは時間が進むように見ることも、時間が後戻りするように見ることもできる。あるいはまた、オペレータは、選択した時点で静止ボタン 638 を押すことによって、患者の心臓サイクル中で選択した活動状態に対応する、被検査器官外部の三次元画像を見ることができる。なお、基準リアルタイム画像のような他の画像列（即ち、透視検査画像等のように、ナビゲーション中のロードマップ（道案内図）の役割をするもの）も、静止させることができる。

#### 【0219】

次に図 19A 及び図 19B を参照して説明する。図 19A は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図であり、GUI 全体を参照番号 670 で参照する。図 19B は、本発明の他の実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図であり、GUI 全体を参照番号 700 で参照する。

10

#### 【0220】

図 19A に示すように、GUI 670 は、被検査器官の横断面図 672、水平目盛（水平ルーラー）674、垂直目盛（垂直ルーラー）676、複数の垂直ガイド 678<sub>1</sub>、678<sub>2</sub>、678<sub>3</sub>、678<sub>4</sub>、678<sub>5</sub>、678<sub>6</sub>、及び複数の水平ガイド 680<sub>1</sub>、680<sub>2</sub>、680<sub>3</sub>、680<sub>4</sub>、680<sub>5</sub>、680<sub>6</sub> を含む。横断面図 672 はブランク 682 の画像を含む。オペレータは、垂直ガイド 678<sub>1</sub>、678<sub>2</sub>、678<sub>3</sub>、678<sub>4</sub>、678<sub>5</sub>、678<sub>6</sub> の位置、及び水平ガイド 680<sub>1</sub>、680<sub>2</sub>、680<sub>3</sub>、680<sub>4</sub>、680<sub>5</sub>、680<sub>6</sub> の位置を、それぞれ水平目盛 674 上及び垂直目盛 676 上で読み取ることによって、直径、面積、閉塞の％比率、等のような被検査器官の幾何学的パラメータを測定する。オペレータはブランク 682 の大きさも測定する。あるいはまた、幾何学的パラメータを GUI 670 上に書き出すことができる。さらにまた、これらの幾何学的パラメータをスピーカによって報知することができる。

20

#### 【0221】

図 19B に示すように、GUI 700 は、被検査器官の縦断面図 702、水平目盛 704、垂直目盛 706、複数の水平ガイド 708<sub>1</sub>、708<sub>2</sub>、708<sub>3</sub>、708<sub>4</sub>、708<sub>5</sub>、708<sub>6</sub>、及び複数の垂直ガイド 710<sub>1</sub>、710<sub>2</sub>、710<sub>3</sub>、710<sub>4</sub>、710<sub>5</sub>、710<sub>6</sub> を含む。縦断面図 702 はブランク 712 を含む。オペレータは、垂直ガイド 708<sub>1</sub>、708<sub>2</sub>、708<sub>3</sub>、708<sub>4</sub>、708<sub>5</sub>、708<sub>6</sub> の位置、及び水平ガイド 710<sub>1</sub>、710<sub>2</sub>、710<sub>3</sub>、710<sub>4</sub>、710<sub>5</sub>、710<sub>6</sub> の位置を、それぞれ水平目盛 704 上及び垂直目盛 706 上で読み取ることによって、直径、面積、閉塞の％比率、等のような被検査器官の幾何学的パラメータを測定する。オペレータはブランク 712 の大きさも測定する。あるいはまた、幾何学的パラメータを GUI 700 上に書き出すことができる。さらにまた、幾何学的パラメータをスピーカによって報知することができる。

30

#### 【0222】

次に図 20 を参照して説明する。図 20 は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図であり、GUI 全体を参照番号 780 で参照する。GUI 780 は、ウィンドウ 782、784、786、及び 788、ECG タイミング信号 790、前進ボタン 792、後退ボタン 794、及び静止ボタン 796 を含む。GUI 780 は量的モデルを提供し、ユーザはこのモデルによって、患者の体内におけるナビゲーション・プロセスの現実的な概念を獲得する。

40

#### 【0223】

ウィンドウ 782 は、図 16B のウィンドウ 732 と同様である。ウィンドウ 784 は、図 17 の被検査器官の内部画像 600 と同様の画像を含む。

#### 【0224】

ウィンドウ 786 は、画像検出器が被検査器官の内部に位置する間の、履歴的な被検査器官の二次元画像を含む。ウィンドウ 788 は図 16B のウィンドウ 734 と同様である。ECG タイミング信号 790 は、図 18 の ECG タイミング信号 632 と同様である。前進ボタン 792、後退ボタン 794、及び静止ボタン 796 はそれぞれ、図 18 の前進ボタン 634、後退ボタン 636、及び静止ボタン 638 と同様である。

50

## 【0225】

次に図21を参照して説明する。図21は、本発明の他の実施例により構成され、動作する、図16Aのシステムにおける手術ツールのチップの位置及び向きに従って修正した軌跡を図式的に示す図である。手術中には、オペレータは手術ツール486(図16A)を順次、点512、580、524に置く。点512及び524は軌跡506上に位置し、軌跡506は、プロセッサ460が走査プロセス中に、撮像カテーテル452(図15A)のチップ472の軌跡に従って作成したものである。軌跡506は、点512、518、及び524によって規定され、点580は軌跡506上に位置しない。プロセッサ460は、軌跡506に対する修正を行って、点512、580、及び524によって規定される修正軌跡582を作成し、従ってディスプレイ466は修正軌跡582を、外部の三次元ナビゲーション画像500上に重畳させて表示する。

10

## 【0226】

次に図22を参照して説明する。図22は、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する、図15Aのシステム450を動作させる方法を図式的に示す図である。手順820では、被検査器官の器官タイミング信号を検出する。図15Aに示すように、ECGモニター464が、ECGタイミング信号442(図14)のような、患者462の心臓の活動状態を検出する。

## 【0227】

手順822では、被検査器官の二次元画像を複数、画像検出器によって検出する。図15Aに示すように、画像検出器470は、被検査器官474の二次元画像554(図16D)を検出する。この画像検出器は、超音波検出器、OCT検出器、MRI装置、サーモグラフィー装置、等とすることができる。

20

## 【0228】

手順824では、画像検出器の位置及び向きを検出する。図15Aに示すように、撮像MPSセンサ486が画像検出器470の位置及び向きを検出する。

## 【0229】

各二次元画像は、画像検出器の位置及び向きの検出値、及びそれぞれの器官タイミング信号の読み取り値に関連する。図15A及び図16Dに示すように、プロセッサ460は、各二次元画像554を、画像検出器470のそれぞれのMPS座標データ552、及びECGタイミング信号556のそれぞれの活動状態に関連付ける。

30

## 【0230】

手順828では、前記二次元画像から複数の三次元画像を再構成する。再構成した三次元画像の各々が、器官タイミング信号中で選択した位置に対応する。図14、図15A、及び図15Bに示すように、プロセッサ460は、外部の三次元ナビゲーション画像500、502、及び504を再構成して、これらはそれぞれ、活動状態 $T_1$ 、 $T_2$ 、及び $T_3$ に対応する。患者462の心臓が例えば活動状態 $T_2$ にある際には、プロセッサ460は外部の三次元ナビゲーション画像502を選択する(手順830)。

## 【0231】

手順832では、手術ツールの位置及び向きを検出する。図16Aに示すように、カテーテルMPSセンサ488が手術ツール486の位置及び向きを検出して、プロセッサ460が、検出した位置及び向きに従って、手術ツール486の表現を、選択した三次元画像上に重畳する(手順834)。

40

## 【0232】

手順836では、リアルタイム画像を検出する。図16Aに示すように、リアルタイム撮像システム484が、患者462の体の、被検査器官474を含む部分のリアルタイム画像を検出する。

## 【0233】

手順838では、選択した三次元画像の投影を、検出したリアルタイム画像上に重畳する。図16Bに示すように、プロセッサ460は、再構成した三次元画像736の投影リアルタイム二次元ナビゲーション画像758上に重畳する。なお、この手順の結果として

50

、実際に患者の体内のナビゲーションを行うような、非常に現実的な概念をユーザに提供する量的モデルができる。

【 0 2 3 4 】

手順 8 4 0 では、画像を重畳した結果を表示する。図 1 6 A 及び図 1 6 B に示すように、手術ツール 4 8 6 の表現 7 5 6 をリアルタイム二次元ナビゲーション画像 7 5 8 上に重畳したもの、及び再構成した三次元画像 7 3 6 をリアルタイム二次元ナビゲーション画像 7 5 8 上に重畳したものを、ディスプレイ 4 6 6 に表示する。

【 0 2 3 5 】

本発明の他の要点によれば、システム 4 5 0 は、被検査器官の再構成した三次元画像を、閉塞領域にマーク（目印）を付けて表示する。さらに、オペレータはシステム 4 5 0 に、被検査器官の、閉塞が選択した限度以上である領域のみにマークを付けるように指示することができる。

10

【 0 2 3 6 】

次に図 2 3 A、2 3 B、及び 2 3 C を参照して説明する。図 2 3 A は、複数の閉塞領域を有する動脈の図であり、動脈全体を参照番号 8 5 0 で参照する。図 2 3 B は、図 2 3 A の動脈 8 5 0 の選択領域の断面図である。図 2 3 C は、図 2 3 B の動脈を、本発明の他の実施例により構成され、動作するグラフィカル・ユーザ・インタフェース（G U I）で表現したものを図式的に示す図であり、G U I 全体を参照番号 8 6 0 で参照する。

【 0 2 3 7 】

動脈 8 5 0 は、ブランク 8 5 2、8 5 4、及び 8 5 6 を有する。なお、ブランク 8 5 2、8 5 4、及び 8 5 6 は、一箇所に固定でも動的でもあり得る。ブランク 8 5 2、8 5 4、及び 8 5 6 はそれぞれ、動脈 8 5 0 の 7 5 %、6 0 %、8 0 % を閉塞している。図 2 3 B の斜線を付けた領域は、動脈 8 5 0 内のブランク 8 5 2 による障害を表わし、内腔 8 5 8 が血流用の開口部として残されている。

20

【 0 2 3 8 】

プロセッサ 4 6 0 は、ブランクの種類、ブランク密度、等のようなパラメータを考慮に入れる複数の方法によって、閉塞の % 比率を測定することができる。次式は、こうした方法の簡単な例である。

【 数 1 】

$$\%_{BLOKED} = \left( 1 - \frac{S_{LUMEN}}{S_{ARTERY}} \right) \cdot 100$$

30

ここに、 $\%_{BLOKED}$  は閉塞の % 比率を表わし、 $S_{LUMEN}$  は内腔 8 5 8 の断面積を表わし、 $S_{ARTERY}$  は動脈 8 5 0 の内部の総断面積である。

【 0 2 3 9 】

G U I 8 6 0 は、グラフィック・ウィンドウ（図形表示窓）8 6 2 を含む。グラフィック・ウィンドウ 8 6 2 は、動脈 8 5 0 の再構成した三次元画像 8 6 4、及び比率選択ウィンドウ 8 6 6 を含む。比率選択ウィンドウ 8 6 6 は、増減（グラデーション）バー 8 7 4、ポインタ（指針）8 7 6、及び数値ボックス 8 7 8 を含む。オペレータは、マウス、デジタル・タブレット（座標指示入力盤）とスタイラス（入力ペン）、等のような指示装置を用いて、ポインタ 8 7 6 を増減バー 8 7 4 上でドラッグする（引きずる）ことによって、閉塞の % 比率のしきい値を設定することができる。あるいはまた、オペレータは、選択した閉塞の % 比率のしきい値を、キーボード、マイクロホン、等のようなユーザ・インタフェースによって、数値ボックス 8 7 8 内に入力することができる。図 2 3 B に示す例では、数値ボックス 8 7 8 内に選択した比率の数値 7 0 % が示されてある。

40

【 0 2 4 0 】

次にシステム 4 5 0 は、再構成した三次元画像上の、選択した閉塞の % 比率以上に閉塞した領域のみにマークを付ける。図 2 3 B に示す例では、再構成した三次元画像 8 6 4 内で、動脈 8 5 0 の、7 0 % 以上閉塞した領域のみにマークを付けてある。7 0 % を超える

50

ブランク 8 5 2 及び 8 5 6 はそれぞれ、再構成した三次元画像 8 6 4 上のマークを付けた領域 8 6 8 及び 8 7 0 で表わす。マークを付けた領域 8 6 8 及び 8 7 0 は、異なる色合いにすること、斜線を付けること、アニメーション（動画）化すること、等によって、再構成した三次元画像 8 6 4 の残りの部分との区別を付ける。

【 0 2 4 1 】

なお、システム 4 5 0 は、ユーザが自分の医学的知識及び経験によって、例えばブランク部分がシステムの表示と異なるはずであることを検出した場合には、ユーザがスクリーン上のマークを手動で修正することを可能にする。例えば、ウィンドウ 7 8 6（図 2 0）内に表示された画像がブランク 8 5 2 に関する追加的な情報を提供し、この情報により、ブランク 8 5 2 による閉塞がスクリーン上に示されているよりも少ないことをユーザが検出した場合には、ユーザはこれをもとに、スクリーン上のブランク 8 5 2 にマークを付けることができる。さらになお、システム 4 5 0 は、内腔の種々の層（即ち、媒質、外膜、最内の各層）を、GUI 8 6 0 内に異なる色で表示することができる。

10

【 0 2 4 2 】

次に図 2 4 を参照して説明する。図 2 4 は、本発明のさらなる実施例により動作する図 2 3 C のグラフィカル・ユーザ・インタフェースが動作する方法を図式的に示す図である。手順 9 0 0 では、閉塞の値を受け取る。図 2 3 C に示すように、オペレータが選択ウィンドウ 8 6 6 によって閉塞のしきい値 7 0 % を設定して、プロセッサ 4 6 0 はこの選択した閉塞のしきい値を受け取る。

【 0 2 4 3 】

20

手順 9 0 2 では、被検査器官について複数の閉塞の値を測定する。図 2 3 A に示すように、プロセッサ 4 6 0 は、ブランク 8 5 2、8 5 4、及び 8 5 6 がそれぞれ、動脈 8 5 0 の 7 5 %、6 0 %、8 0 % を阻害している。

【 0 2 4 4 】

手順 9 0 4 では、前記測定した閉塞の値を、前記選択した閉塞のしきい値と比較する。図 2 3 A 及び図 2 3 C に示すように、プロセッサ 4 6 0 は、ブランク 8 5 2、8 5 4、及び 8 5 6 のそれぞれの閉塞の値 7 5 %、6 0 %、及び 8 0 % を、前記選択した閉塞のしきい値 7 0 % と比較する。

【 0 2 4 5 】

30

手順 9 0 6 では、上記比較の結果により、少なくとも 1 つの閉塞領域を特定する。図 2 3 A 及び図 2 3 C に示すように、プロセッサ 4 6 0 は、ブランク 8 6 8 及び 8 7 0 が、表示すべき閉塞領域であるものと判定する。これは、ブランク 8 6 8 及び 8 7 0 の閉塞の % 比率（それぞれ 7 5 % 及び 8 0 %）は前記選択したしきい値 7 0 % よりも大きい、ブランク 8 5 4 の閉塞の % 比率（即ち 6 0 %）は 7 0 % 未満だからである。図 2 3 C に示すように、ブランク 8 5 2 及び 8 5 6 はそれぞれ、再構成した三次元画像 8 6 4 内でマークを付けた領域 8 6 8 及び 8 7 0 として表現する（手順 9 0 8）。

【 0 2 4 6 】

40

本発明の他の要点によれば、被検査器官の選択した活動状態における三次元画像を、被検査器官の他の活動状態中に検出した被検査器官の二次元画像から再構成する。三次元画像を再構成するために、より多くの二次元画像が利用可能なので、プロセッサ 4 6 0 は、被検査器官のこの活動状態におけるより詳細な三次元画像を再構成することができる。なお、本発明のこの要点は、変形を無視できる器官、及び変形が既知である器官に適用可能である。

【 0 2 4 7 】

この場合には、被検査器官は、動脈、気管支、食道、等のように、器官タイミング信号のすべての活動状態において、その幾何学的形状がほぼ一定に保たれ、管の位置及び向きのみが変化する管である。プロセッサ 4 6 0 は、異なる活動状態で検出した管の二次元画像を、選択した活動状態で検出した二次元画像に組み入れて、組み入れた二次元画像の座標（即ち位置及び向き）を、選択した活動状態で検出した座標に変更する。

【 0 2 4 8 】

50

次に図 2 5 A、図 2 5 B、及び図 2 5 C を参照して説明する。図 2 5 A は、3 つの異なる活動状態における管の画像を図式的に示す図であり、管全体をそれぞれ、参照番号 9 5 0、9 5 2、及び 9 5 4 で参照する。図 2 5 B は、本発明の他の実施例により、1 つの活動状態で取得した二次元画像のうちの 1 つを他の活動状態に平行移動する様子を図式的に示す図である。図 2 5 C は、図 2 5 A の 1 つの活動状態における管の画像を、図 2 5 B の実施例によって、他の 2 つの活動状態で検出した管の二次元画像から再構成したものを図式的に示す図である。図 2 5 D は、図 2 5 A の他の活動状態における管の画像を、図 2 5 B の実施例によって、これ以外の 2 つの活動状態で検出した管の二次元画像から再構成したものを図式的に示す図である。

#### 【0249】

10

図 2 5 A に示すように、被検査器官 4 7 4 ( 図 1 5 A ) の三次元画像 9 5 0 は、活動状態  $T_1$  中に検出した二次元画像 9 5 6<sub>1</sub>、9 5 6<sub>2</sub>、9 5 6<sub>3</sub>、及び 9 5 6<sub>4</sub> から再構成する。活動状態  $T_1$  中の撮像カテーテル 4 5 2 の経路を軌跡 9 5 8 で表わす。被検査器官 4 7 4 の三次元画像 9 5 2 は、活動状態  $T_2$  中に検出した二次元画像 9 6 0<sub>1</sub>、9 6 0<sub>2</sub>、9 6 0<sub>3</sub>、及び 9 6 0<sub>4</sub> から再構成する。活動状態  $T_2$  中の撮像カテーテル 4 5 2 の経路を軌跡 9 6 2 で表わす。被検査器官 4 7 4 の三次元画像 9 5 4 は、活動状態  $T_3$  中に検出した二次元画像 9 6 4<sub>1</sub>、9 6 4<sub>2</sub>、9 6 4<sub>3</sub>、9 6 4<sub>4</sub>、及び 9 6 4<sub>5</sub> から再構成する。活動状態  $T_3$  中の撮像カテーテル 4 5 2 の経路を軌跡 9 6 6 で表わす。

#### 【0250】

二次元画像 9 5 6<sub>1</sub>、9 5 6<sub>2</sub>、9 5 6<sub>3</sub>、及び 9 5 6<sub>4</sub> の座標は、それぞれ点 9 6 8<sub>1</sub>、9 6 8<sub>2</sub>、9 6 8<sub>3</sub>、及び 9 6 8<sub>4</sub> で表わす。二次元画像 9 6 0<sub>1</sub>、9 6 0<sub>2</sub>、9 6 0<sub>3</sub>、及び 9 6 0<sub>4</sub> の座標は、それぞれ点 9 7 0<sub>1</sub>、9 7 0<sub>2</sub>、9 7 0<sub>3</sub>、及び 9 7 0<sub>4</sub> で表わす。二次元画像 9 6 4<sub>1</sub>、9 6 4<sub>2</sub>、9 6 4<sub>3</sub>、9 6 4<sub>4</sub>、及び 9 6 4<sub>5</sub> の座標は、それぞれ点 9 7 2<sub>1</sub>、9 7 2<sub>2</sub>、9 7 2<sub>3</sub>、9 7 2<sub>4</sub>、及び 9 7 2<sub>5</sub> で表わす。

20

#### 【0251】

なお、プロセッサ 4 6 0 は、被検査器官 4 7 4 の異なる活動状態中に、撮像カテーテルが被検査器官 4 7 4 の内部で辿るものと想定される経路の、異なる軌跡 9 5 8、9 6 2、及び 9 6 6 の各々を計算する。さもなければ、軌跡 9 5 8、9 6 2、及び 9 6 6 は同じ走査プロセスに属し、そして同じ期間中に通る軌跡である。従って、軌跡 9 5 8、9 6 2、及び 9 6 6 のそれぞれの始点を表わす点 9 6 8<sub>1</sub>、9 7 0<sub>1</sub>、及び 9 7 2<sub>1</sub> は、同じ時点に属する。同様に、軌跡 9 5 8、9 6 2、及び 9 6 6 のそれぞれの終点を表わす点 9 6 8<sub>4</sub>、9 7 0<sub>4</sub>、及び 9 7 2<sub>5</sub> は、他の時点に属する。従って、1 つの活動状態に属し、かつ 1 つの軌跡上の特定位置に存在する二次元画像は、他の軌跡上の対応する位置に平行移動することができ、そして他の活動状態に平行移動することができ、上記対応する位置への平行移動は、軌跡の始点から二次元画像までの距離の、軌跡の全長に対する比率が、移動元の軌跡と移動先の軌跡とで同じになるように行う。

30

#### 【0252】

図 2 5 B に示すように、二次元画像 9 6 0<sub>2</sub> は活動状態  $T_2$  で取得したものであり、この二次元画像に関連する座標は点 9 7 0<sub>2</sub> で表わされる。プロセッサ 4 6 0 は、軌跡 9 5 8 上の画像 9 6 0<sub>2</sub> を移動した座標を特定し、ここでプロセッサ 4 6 0 は、これらの座標は撮像 M P S センサ 4 6 8 によって検出したものであり、かつこの画像は活動状態  $T_1$  中に取得したものである、という仮定の下で動作する。

40

#### 【0253】

本実施例では、プロセッサ 4 6 0 がこれらの新たな座標を特定し、ここでは、動脈の長さの変化が、すべての活動状態を通して小さい、ということを利用する。ここで、点 9 7 0<sub>1</sub> から点 9 7 0<sub>2</sub> までの距離 ( 即ち軌跡 9 6 2 の始点からの距離 ) の、軌跡 9 6 2 の全長 ( 即ち、点 9 7 0<sub>1</sub> から点 9 7 0<sub>4</sub> まで ) に対する比率が  $b$  に等しいものとする。プロセッサ 4 6 0 は、移動先の軌跡 9 5 8 上で、点 9 6 8<sub>1</sub> からの距離の、軌跡 9 5 8 の全長に対する比率が  $b$  となる位置を、平行移動先の座標として特定し、これを軌跡 9 5 8 上の点 9 7 0<sub>2T</sub> で表わす。そしてプロセッサ 4 6 0 は、点 9 7 0<sub>2T</sub> で表わされる平行移動先の座標

50

を用いることによって、活動状態  $T_2$  の二次元画像  $960_2$  を用いて、活動状態  $T_1$  に関連する三次元画像を再構成することができる。

#### 【0254】

図25Cに示すように、プロセッサ460は次の方法で、被検査器官474の活動状態  $T_1$  における三次元画像  $974$  を再構成する。プロセッサ460は、二次元画像  $960_2$  を活動状態  $T_2$  から活動状態  $T_1$  に平行移動して、上記のように平行移動した二次元画像  $960_{2T}$  とする。

#### 【0255】

プロセッサ460は、点  $972_2$  が軌跡  $966$  上で、軌跡の始点から点  $972_2$  までの距離の、軌跡の全長に対する比率が  $c$  である位置に存在することを特定する。プロセッサ460は、軌跡  $958$  上に点  $972_{2T}$  で表わす座標を、点  $972_2$  を平行移動先の座標として特定し、このことは、軌跡  $958$  の始点から点  $972_{2T}$  までの距離の、軌跡  $958$  の全長に対する比率を同じ  $c$  にすることによって行う。そしてプロセッサ460は、二次元画像  $964_2$  を活動状態  $T_3$  から活動状態  $T_1$  に平行移動して、平行移動した二次元画像  $964_{2T}$  とする。

#### 【0256】

プロセッサ460は、点  $972_3$  が軌跡  $966$  上で、軌跡の始点から点  $972_3$  までの距離の、軌跡の全長に対する比率が  $d$  である位置に存在することを特定する。プロセッサ460は、軌跡  $958$  上に点  $972_{3T}$  で表わされる座標を、点  $972_3$  を平行移動先の座標として特定し、このことは、軌跡  $958$  の始点から点  $972_{3T}$  距離の、軌跡  $958$  の全長に対する比率を同じ  $d$  にすることによって行う。そしてプロセッサ460は、二次元画像  $964_3$  を活動状態  $T_3$  から活動状態  $T_1$  に平行移動して、平行移動した二次元画像  $964_{3T}$  にする。同様にプロセッサ460は、平行移動した二次元画像  $964_{1T}$ 、 $960_{1T}$ 、 $960_{3T}$ 、 $964_{4T}$ 、 $964_{5T}$ 、及び  $960_{4T}$  のそれぞれの座標である、点  $972_{1T}$ 、点  $970_{1T}$ 、点  $970_{3T}$ 、点  $972_{4T}$ 、点  $972_{5T}$ 、及び点  $970_{4T}$  で表わされる平行移動先の座標を特定する。

#### 【0257】

このようにして、プロセッサ460は、画像  $964_{1T}$ 、 $960_{1T}$ 、 $956_1$ 、 $960_{2T}$ 、 $964_{2T}$ 、 $956_2$ 、 $964_{3T}$ 、 $960_{3T}$ 、 $956_3$ 、 $964_{4T}$ 、 $956_4$ 、 $964_{5T}$ 、及び  $960_{4T}$  から、三次元画像  $950$  を再構成することになり、これらの平行移動した二次元画像は、元の二次元画像  $956_1$ 、 $956_2$ 、 $956_3$ 、及び  $956_4$  (図25A) よりも実質的に多数である。従ってプロセッサ460は、三次元画像  $950$  よりも実質的により詳細な三次元画像  $974$  を再構成することができる。

#### 【0258】

図25Dに示すように、プロセッサ460は、活動状態  $T_2$  における三次元画像  $976$  を、元の二次元画像  $960_1$ 、 $960_2$ 、 $960_3$ 、 $960_4$ 、及び活動状態  $T_1$  及び  $T_3$  に属する追加的な二次元画像から再構成する。これらの追加的な二次元画像の一部は、参照番号  $956_1$ 、 $956_2$ 、 $956_3$ 、及び  $956_4$  を付けたものであり、これらは活動状態  $T_1$  から  $T_2$  に平行移動して、それぞれ平行移動した二次元画像  $956_{1T}$ 、 $956_{2T}$ 、 $956_{3T}$ 、及び  $956_{4T}$  としたものである。平行移動した二次元画像  $956_{1T}$ 、 $956_{2T}$ 、 $956_{3T}$ 、及び  $956_{4T}$  はそれぞれ、 $968_{1T}$ 、 $968_{2T}$ 、 $968_{3T}$ 、及び  $968_{4T}$  で表わされる平行移動先の座標を有する。他の追加的な二次元画像は参照番号  $964_1$ 、 $964_2$ 、 $964_3$ 、 $964_4$ 、及び  $956_5$  を付けたものであり、これらは活動状態  $T_3$  から  $T_2$  に平行移動して、それぞれ平行移動した二次元画像  $964_{1T}$ 、 $964_{2T}$ 、 $964_{3T}$ 、 $964_{4T}$ 、及び  $956_{5T}$  としたものである。平行移動した二次元画像  $964_{1T}$ 、 $964_{2T}$ 、 $964_{3T}$ 、 $964_{4T}$ 、及び  $956_{5T}$  はそれぞれ、 $972_{1T}$ 、 $972_{2T}$ 、 $972_{3T}$ 、 $972_{4T}$ 、及び  $972_{5T}$  で表わされる平行移動先の座標を有する。

#### 【0259】

なお、三次元画像  $976$  は実質的に多数の二次元画像から再構成したものであるので、三次元画像  $976$  は、1つの活動状態のみに属する二次元画像から再構成した三次元画像

952よりも実質的により細密である。さらになお、プロセッサ460は、活動状態毎に細密な三次元画像を、再構成を行う活動状態に属する二次元画像に加えて、他のすべての活動状態に属するすべての二次元画像から再構成することができる。

#### 【0260】

次に図26を参照して説明する。図26は、本発明のさらなる実施例により動作する、三次元画像を再構成する方法を図式的に示す図である。手順1000では、活動状態を選択する。図14、図15A、図25A、及び図25Cに示すように、プロセッサ460が活動状態 $T_1$ を選択して、この活動状態について三次元画像974を再構成することになる。

#### 【0261】

手順1002では、前記選択した活動状態以外の活動状態に属する補助的な二次元画像の平行移動先の座標を、これらの補助的な二次元画像の元の座標、及び前記選択した活動状態に関連する軌跡の座標によって特定する。図25Bに示すように、プロセッサ460は、活動状態 $T_2$ に属する二次元画像960<sub>2</sub>の平行移動先である、点970<sub>2T</sub>で表わされる座標を特定する。この平行移動先の座標は、点970<sub>2</sub>で表わされる二次元画像960<sub>2</sub>の元の座標、及び軌跡958（即ち、点968<sub>1</sub>、968<sub>2</sub>、968<sub>3</sub>、及び968<sub>4</sub>で表わされる座標）により特定する。

#### 【0262】

手順1004では、前記補助的な二次元画像を、前記平行移動先の座標によって、前記選択した活動状態に関連付ける。図25Bに示すように、プロセッサ460は、二次元画像960<sub>2</sub>を活動状態 $T_1$ に関連付けて、平行移動先の座標970<sub>2T</sub>にある平行移動した二次元画像960<sub>2T</sub>とする。この時点では、この方法は、前記選択した活動状態以外の活動状態における補助的な二次元画像を、前記選択した活動状態に関連付けるまで、手順1002に繰返し戻る。図25Cに示すように、活動状態 $T_2$ の属する二次元画像960<sub>1</sub>、960<sub>3</sub>、960<sub>4</sub>、及び活動状態 $T_3$ に属する二次元画像964<sub>1</sub>、964<sub>2</sub>、964<sub>3</sub>、964<sub>4</sub>、964<sub>5</sub>を、活動状態 $T_1$ に関連付けて、平行移動した二次元画像960<sub>1T</sub>、960<sub>3T</sub>、960<sub>4T</sub>、964<sub>1T</sub>、964<sub>2T</sub>、964<sub>3T</sub>、964<sub>4T</sub>、及び964<sub>5T</sub>とする。これらの平行移動した二次元画像の前記平行移動先の座標はそれぞれ、点970<sub>1T</sub>、970<sub>3T</sub>、970<sub>4T</sub>、972<sub>1T</sub>、972<sub>2T</sub>、972<sub>3T</sub>、972<sub>4T</sub>、及び972<sub>5T</sub>で表わされる。

#### 【0263】

手順1006では、三次元画像を再構成する。図25Cに示すように、プロセッサ460は三次元画像974を、二次元画像956<sub>1</sub>、956<sub>2</sub>、956<sub>3</sub>、956<sub>4</sub>、及び補助的な二次元画像960<sub>1</sub>、960<sub>2</sub>、960<sub>3</sub>、960<sub>4</sub>、964<sub>1</sub>、964<sub>2</sub>、964<sub>3</sub>、964<sub>4</sub>、964<sub>5</sub>から再構成する。

#### 【0264】

次に図27A及び図27Bを参照して説明する。図27Aは、複数の枝を含む管の部分を図式的に示す図であり、この部分全体を参照番号1030で参照する。管1030は、動脈、静脈、気管支、等の、複数の分岐を具えた部分である。図27Bは、本発明の他の実施例により構成され、動作するグラフィカル・ユーザ・インタフェース（GUI）を図式的に示す図であり、GUI全体を参照番号1060で参照する。

#### 【0265】

図27Aに示すように、管1030は、側枝1032、1034、1036、及び2つの主枝1038、1040を含む。側枝1032、1034、及び1036はそれぞれ、管1030の分岐領域1042、1044、及び1046から出るように分岐する。

#### 【0266】

図27Bに示すように、GUI 1060はウィンドウ1062を含む。ウィンドウ1062は、管1030の三次元画像1064を含む。三次元画像1064は、主部1066、枝1068及び1070、複数の開口部1072、1074、及び1076、複数のマーク（目印）1078、1080、及び1082、軌跡1084、及び手術ツールの表現1086を含む。主部1066は管1030を表現する。枝1068及び1070はそ

10

20

30

40

50

れぞれ、主枝 1038 及び 1040 を表現する。

【0267】

プロセッサ 460 (図 15A) は、オペレータが撮像カテーテル 452 のような撮像カテーテルを用いて管 1030 及び主枝 1038、1040 を走査する走査プロセス中に、三次元画像 1064 を再構成する。撮像カテーテルが、領域 1042、1044、及び 1046 を通過しながら管 1030 の内部を移動する間に、画像検出器 470 のような、画像カテーテルの画像検出器が、分岐領域 1042、1044、及び 1046 を、管 1030 壁にある複数の開口部として検出する。

【0268】

GUI 1060 は、分岐領域 1042、1044、及び 1046 をそれぞれ、開口部 1072、1074、及び 1076 として表示する。GUI 1060 はさらに、それぞれの開口部 1072、1074、及び 1076 の付近の、それぞれマーク 1078、1080、及び 1082 を、それぞれ分岐領域 1042、1044、及び 1046 の指標として表示する。各マーク 1078、1080、及び 1082 は、ポリゴン (多角形)、閉曲線、開曲線、終端付きの直線、無終端の直線、色分け、アニメーション (動画)、等に行うことができる。

【0269】

軌跡 1084 は、走査プロセス中に撮像カテーテルが追従してきた経路のうちの 1 つを示す。表現 1086 は、管 1030 の内部における、手術ツール 486 (図 16A) のような手術ツールの位置及び向きを表わす。GUI 1060 を用いることによって、オペレータは手術手順中に、管 1030 を通る手術ツールのナビゲーションを行って、管 1030 の側枝を選択する。なお、システム 450 は、再構成した被検査器官のモデルによって、内部モデル、リアルタイムで取得した画像上に重畳した量的モデル、等のような種々の表現を導出することができる。

【0270】

本発明が、以上において説明及び図示した特定事項に限定されないことは、当業者にとって明らかである。本発明の範囲は請求項のみによって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0271】

【図 1】本発明の実施例により構成され、動作する、多機能三次元撮像システムを図式的に示す図である。

【図 2A】本発明の他の実施例により構成され、動作する、体内放射方向超音波撮像システムの透視図である。

【図 2B】検査する管の壁面の、複数の、放射方向の二次元画像の透視図である。

【図 2C】図 1 の M P S システムの詳細を図式的に示す図であり、本発明のさらなる実施例により構成され、動作する。

【図 3】所定座標系内の二次元画像を図式的に示す図である。

【図 4】複数の二次元画像の透視図、及び器官タイミング信号の図である。

【図 5A】本発明の他の実施例による複数の三次元ボリュームを図式的に示す図である。

【図 5B】画像再構成の後段における、図 5A の三次元画像の一部を図式的に示す図である。

【図 5C】図 5A の三次元画像を選択して図式的に示す図であり、画像更新の手順を実行中である。

【図 5D】外部オブジェクトの情報を含む二次元画像を図式的に示す図である。

【図 6】本発明のさらなる実施例により動作する、図 1 の三次元撮像システムの動作方法を図式的に示す図である。

【図 7A】本発明の他の実施例により構成され、動作する、リアルタイム三次元表示再生システムを図式的に示す図である。

【図 7B】患者の熱の三次元画像を表示する、図 7A のゴーグルを図式的に示す図である。

【図 8】本発明のさらなる実施例による、周期的な三次元画像列の透視図である。

【図 9】本発明の他の実施例により動作する、画像重畳プロセスを図式的に示す図である。

【図 10】本発明のさらなる実施例により動作する、図 7 A のシステムが動作する方法を図式的に示す図である。

【図 11】本発明の他の実施例により構成され、動作する、管内撮像兼手術システムの透視図である。

【図 12】本発明のさらなる実施例により構成され、動作する、多機能二次元撮像システムを図式的に示す図である。

【図 13 A】従来技術において既知である、器官の三次元画像を表示するシステムを図式的に示す図である。

【図 13 B】患者の動脈内部における、図 13 A のシステムのカテーテルの撮像端の軌跡を図式的に示す図である。

【図 14】患者の ECG を図式的に示す図である。

【図 15 A】本発明の他の実施例により構成され、動作するシステムを図式的に示す図である。

【図 15 B】図 14 の ECG の異なる活動状態のそれぞれにおける、図 15 A のシステムの撮像カテーテルの先端の軌跡を図式的に示す図である。

【図 16 A】さらに手術手順に適応させた、図 15 A のシステムを図式的に示す図である。

【図 16 B】本発明のさらなる実施例により構成され、動作するグラフィカル・ユーザ・インタフェース (GUI) を図式的に示す図である。

【図 16 C】本発明の他の実施例により構成され、動作するグラフィカル・ユーザ・インタフェースを図式的に示す図である。

【図 16 D】器官の動きに依存する三次元画像を再構成して、追加的な視覚データをこの三次元画像上に重畳するプロセスを図式的に示す図である。

【図 17】本発明のさらなる実施例により構成され、動作する、被検査器官内部の三次元ナビゲーション画像を図式的に示す図である。

【図 18】本発明の他の実施例により構成され、動作する、被検査器官と ECG の同時表示のディスプレイを図式的に示す図である。

【図 19 A】本発明のさらなる実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図である。

【図 19 B】本発明の他の実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図である。

【図 20】本発明のさらなる実施例により構成され、動作する GUI を図式的に示す図である。

【図 21】本発明の他の実施例による、図 16 A のシステムにおける手術ツールの先端の位置及び向きに従って修正した軌跡を図式的に示す図である。

【図 22】本発明のさらなる実施例による、図 15 A のシステムの動作方法を図式的に示す図である。

【図 23 A】複数の閉塞領域を有する動脈を図式的に示す図である。

【図 23 B】図 23 A の動脈の選択領域の断面図である。

【図 23 C】図 23 B の動脈を、本発明の他の実施例により動作する GUI で表現したものを図式的に示す図である。

【図 24】本発明のさらなる実施例により動作する図 23 C の GUI が動作する方法を図式的に示す図である。

【図 25 A】3 つの異なる活動状態における管の画像を図式的に示す図である。

【図 25 B】本発明の他の実施例により、1 つの活動状態において取得した二次元画像のうちの 1 つを他の状態に平行移動する様子を図式的に示す図である。

【図 25 C】図 25 A の 1 つの活動状態における管の画像を図式的に示す図であり、他の

10

20

30

40

50

2つの活動状態において検出した管の画像から、図25Bの実施例に従って再構成したものである。

【図25D】図25Aの他の活動状態における管の画像を図式的に示す図であり、他の2つの活動状態において検出した管の画像から、図25Bの実施例に従って再構成したものである。

【図26】本発明のさらなる実施例により動作する、三次元画像を再構成する方法を図式的に示す図である。

【図27A】複数の枝を含む管の部分を図式的に示す図である。

【図27B】本発明の他の実施例により構成され、動作するGUIを図式的に示す図である。

10

【符号の説明】

【0272】

- 10 システム
- 12 カテテル
- 14 引戻し装置
- 16 処理システム
- 18 胸部ハーネス
- 20 ハンドル
- 22 患者
- 24 ワイヤ
- 26 ワイヤ
- 28 ワイヤ
- 30 ワイヤ
- 100 三次元撮像システム
- 102 主コンピュータ
- 104 二次元画像取得装置
- 106 ECGモニター
- 108 医療用位置決めシステム
- 110 フレーム・グラバー
- 112 デジタル三次元画像再構成器
- 114 適応型立体データベース
- 116 画像重畳プロセッサ
- 118 画像トランスデューサ
- 120 手術ツール
- 128 ECG電極
- 130 ディスプレイ
- 140 検査領域
- 150 位置及び向きのプロセッサ
- 152 発信器インタフェース
- 154 ルックアップ・テーブル・ユニット
- 156 デジタル - アナログ変換器
- 158 増幅器
- 160 発信器
- 162 MPSセンサ
- 164 アナログ - デジタル変換器
- 166 センサ・インタフェース
- 170 体内放射方向超音波撮像システム
- 172 体内放射方向画像トランスデューサ
- 174 手術ツール
- 176 MPSセンサ

20

30

40

50

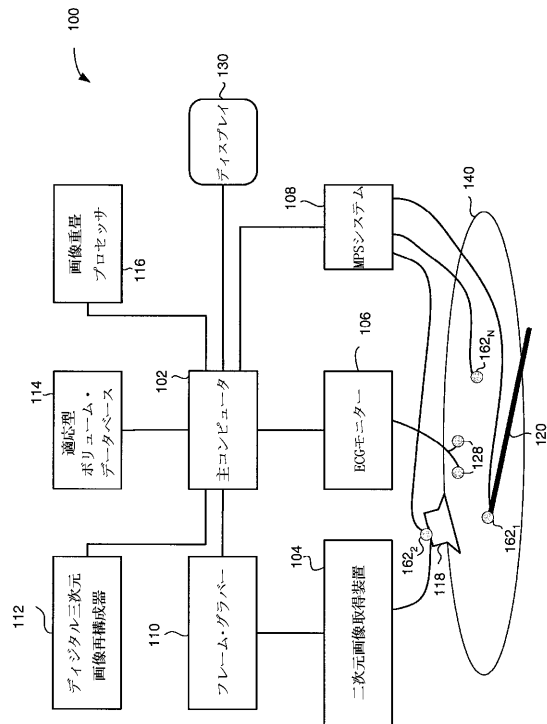
|       |                                |    |
|-------|--------------------------------|----|
| 1 7 8 | M P S センサ                      |    |
| 1 8 0 | 装着カテーテル                        |    |
| 1 8 2 | 拡張カテーテル                        |    |
| 1 8 6 | 座標系                            |    |
| 1 8 8 | 器官タイミング信号                      |    |
| 1 9 0 | 二次元画像                          |    |
| 1 9 2 | ベクトル                           |    |
| 1 9 4 | 選択点                            |    |
| 1 9 8 | 小区分                            |    |
| 1 9 9 | 区分                             | 10 |
| 2 0 0 | 三次元ボリューム                       |    |
| 2 7 0 | リアルタイム三次元表示再生システム              |    |
| 2 7 2 | 画像重畳プロセッサ                      |    |
| 2 7 4 | 適応型ボリューム・データベース                |    |
| 2 7 6 | レンダラ                           |    |
| 2 7 8 | E C G モニター                     |    |
| 2 8 0 | 拡張カテーテル                        |    |
| 2 8 2 | ゴーグル                           |    |
| 2 8 4 | ディスプレイ                         |    |
| 2 8 6 | 同期プロセッサ                        | 20 |
| 2 8 8 | 医療用位置決めシステム                    |    |
| 2 9 0 | 手術ツール                          |    |
| 2 9 4 | M P S センサ                      |    |
| 2 9 6 | M P S センサ                      |    |
| 2 9 8 | M P S センサ                      |    |
| 3 1 8 | M P S センサ                      |    |
| 3 2 6 | 座標系                            |    |
| 3 2 8 | 手術ツール                          |    |
| 3 3 0 | 三次元画像                          |    |
| 3 5 0 | 管内撮像兼手術システム                    | 30 |
| 3 5 2 | 管内超音波システム ( I V U S ) トランスデューサ |    |
| 3 5 4 | 手術ツール                          |    |
| 3 5 6 | M P S センサ                      |    |
| 3 5 8 | M P S センサ                      |    |
| 3 6 0 | 装着カテーテル                        |    |
| 3 6 2 | 拡張カテーテル                        |    |
| 3 6 4 | 表面                             |    |
| 4 0 0 | 二次元撮像システム                      |    |
| 4 0 2 | 主コンピュータ                        |    |
| 4 0 4 | 二次元画像取得装置                      | 40 |
| 4 0 6 | E C G モニター                     |    |
| 4 0 8 | 医療位置決めシステム ( M P S )           |    |
| 4 1 0 | フレーム・グラバー                      |    |
| 4 1 4 | 画像データベース                       |    |
| 4 1 6 | 画像重畳プロセッサ                      |    |
| 4 1 8 | 画像トランスデューサ                     |    |
| 4 2 0 | 手術ツール                          |    |
| 4 2 8 | E C G 電極                       |    |
| 4 3 0 | ディスプレイ                         |    |
| 4 3 2 | M P S センサ                      | 50 |

|       |                        |    |
|-------|------------------------|----|
| 4 4 2 | E C G 信号               |    |
| 4 4 4 | 心臓サイクル                 |    |
| 4 4 6 | 心臓サイクル                 |    |
| 4 4 8 | 心臓サイクル                 |    |
| 4 5 0 | システム                   |    |
| 4 5 2 | 撮像カテーテル                |    |
| 4 5 4 | 撮像システム                 |    |
| 4 5 6 | M P S                  |    |
| 4 5 8 | 発信器                    |    |
| 4 6 0 | プロセッサ                  | 10 |
| 4 6 2 | 患者                     |    |
| 4 6 4 | E C G モニター             |    |
| 4 6 6 | ディスプレイ                 |    |
| 4 6 8 | 撮像 M P S センサ           |    |
| 4 7 0 | 画像検出器                  |    |
| 4 7 2 | チップ                    |    |
| 4 7 4 | 被検査器官                  |    |
| 4 8 0 | 手術カテーテル                |    |
| 4 8 2 | ガイダンス・ユニット             |    |
| 4 8 4 | リアルタイム撮像システム           | 20 |
| 4 8 6 | 手術ツール                  |    |
| 4 8 8 | カテーテル M P S センサ        |    |
| 4 9 0 | 体用 M P S センサ           |    |
| 5 0 0 | 三次元画像                  |    |
| 5 0 2 | 三次元画像                  |    |
| 5 0 4 | 三次元画像                  |    |
| 5 0 6 | 軌跡                     |    |
| 5 0 8 | 軌跡                     |    |
| 5 1 0 | 軌跡                     |    |
| 5 5 2 | M P S 座標データ            | 30 |
| 5 5 4 | 二次元画像                  |    |
| 5 5 6 | E C G データ              |    |
| 5 5 8 | 軌跡                     |    |
| 5 8 2 | 修正軌跡                   |    |
| 6 0 0 | 三次元ナビゲーション画像           |    |
| 6 0 2 | 内壁画像                   |    |
| 6 0 4 | 手術ツールの表現               |    |
| 6 0 6 | 手術カテーテルの表現             |    |
| 6 0 8 | 撮像カテーテルの将来の軌跡          |    |
| 6 3 0 | 被検査器官・E C G 同時表示ディスプレイ | 40 |
| 6 3 2 | E C G タイミング信号          |    |
| 6 3 4 | 前進ボタン                  |    |
| 6 3 6 | 後退ボタン                  |    |
| 6 3 8 | 静止ボタン                  |    |
| 6 4 0 | 被検査器官外部三次元画像           |    |
| 6 4 2 | ウィンドウ                  |    |
| 6 4 4 | 活動状態                   |    |
| 6 5 0 | 活動状態                   |    |
| 6 7 0 | G U I                  |    |
| 6 7 2 | 被検査器官横断面図              | 50 |

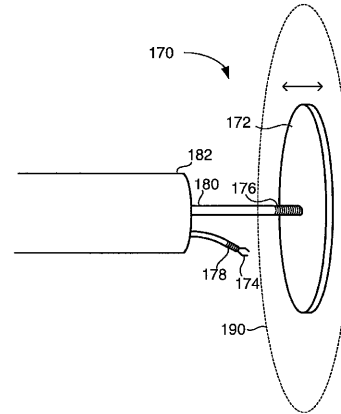
|       |                    |    |
|-------|--------------------|----|
| 6 7 4 | 水平目盛               |    |
| 6 7 6 | 垂直目盛               |    |
| 6 7 8 | 垂直ガイド              |    |
| 6 8 0 | 水平ガイド              |    |
| 6 8 2 | ブランク               |    |
| 7 0 0 | G U I              |    |
| 7 0 2 | 被検査器官縦断面図          |    |
| 7 0 4 | 水平目盛               |    |
| 7 0 6 | 垂直目盛               |    |
| 7 0 8 | 垂直ガイド              | 10 |
| 7 1 0 | 水平ガイド              |    |
| 7 1 2 | ブランク               |    |
| 7 3 0 | グラフィカル・ユーザ・インタフェース |    |
| 7 3 2 | ウィンドウ              |    |
| 7 3 4 | ウィンドウ              |    |
| 7 3 6 | 三次元ナビゲーション画像       |    |
| 7 3 8 | 手術ツールの表現           |    |
| 7 4 0 | 心臓                 |    |
| 7 4 2 | 上行大動脈              |    |
| 7 4 4 | 下行大動脈              | 20 |
| 7 4 6 | 上行大静脈              |    |
| 7 4 8 | 肺静脈                |    |
| 7 5 0 | 腹大動脈               |    |
| 7 5 2 | 下行大動脈              |    |
| 7 5 4 | 投影                 |    |
| 7 5 6 | 手術ツールの表現           |    |
| 7 5 8 | リアルタイム二次元ナビゲーション画像 |    |
| 7 6 0 | グラフィカル・ユーザ・インタフェース |    |
| 7 6 2 | ウィンドウ              |    |
| 7 6 4 | ウィンドウ              | 30 |
| 7 6 6 | 左冠状動脈主幹部及び左前下行冠状動脈 |    |
| 7 6 8 | 手術ツールの表現           |    |
| 7 7 0 | 心臓                 |    |
| 7 7 2 | 二次元ナビゲーション画像       |    |
| 7 7 4 | 投影                 |    |
| 7 7 6 | 左冠状動脈主幹部及び左前下行冠状動脈 |    |
| 7 7 8 | 手術ツールの表現           |    |
| 7 8 0 | G U I              |    |
| 7 8 2 | ウィンドウ              |    |
| 7 8 4 | ウィンドウ              | 40 |
| 7 8 6 | ウィンドウ              |    |
| 7 8 8 | ウィンドウ              |    |
| 7 9 0 | E C G タイミング信号      |    |
| 7 9 2 | 前進ボタン              |    |
| 7 9 4 | 後退ボタン              |    |
| 7 9 6 | 静止ボタン              |    |
| 8 5 0 | 動脈                 |    |
| 8 5 2 | ブランク               |    |
| 8 5 4 | ブランク               |    |
| 8 5 6 | ブランク               | 50 |

|         |              |    |
|---------|--------------|----|
| 8 5 8   | 内腔           |    |
| 8 6 0   | G U I        |    |
| 8 6 2   | グラフィック・ウィンドウ |    |
| 8 6 4   | 三次元画像        |    |
| 8 6 6   | 比率選択ウィンドウ    |    |
| 8 7 4   | 増減バー         |    |
| 8 7 6   | ポインタ         |    |
| 8 7 8   | 数値ボックス       |    |
| 9 5 0   | 管の三次元画像      |    |
| 9 5 2   | 管の三次元画像      | 10 |
| 9 5 4   | 管の三次元画像      |    |
| 9 5 6   | 二次元画像        |    |
| 9 5 8   | 軌跡           |    |
| 9 6 0   | 二次元画像        |    |
| 9 6 2   | 軌跡           |    |
| 9 6 4   | 二次元画像        |    |
| 9 6 6   | 軌跡           |    |
| 9 7 4   | 三次元画像        |    |
| 1 0 3 0 | 管            |    |
| 1 0 3 2 | 側枝           | 20 |
| 1 0 3 4 | 側枝           |    |
| 1 0 3 6 | 側枝           |    |
| 1 0 3 8 | 主枝           |    |
| 1 0 4 0 | 主枝           |    |
| 1 0 4 2 | 分岐領域         |    |
| 1 0 4 4 | 分岐領域         |    |
| 1 0 4 6 | 分岐領域         |    |
| 1 0 6 0 | G U I        |    |
| 1 0 6 2 | ウィンドウ        |    |
| 1 0 6 4 | 三次元画像        | 30 |
| 1 0 6 6 | 主部           |    |
| 1 0 6 8 | 枝            |    |
| 1 0 7 0 | 枝            |    |
| 1 0 7 2 | 開口部          |    |
| 1 0 7 4 | 開口部          |    |
| 1 0 7 6 | 開口部          |    |
| 1 0 7 8 | マーク          |    |
| 1 0 8 0 | マーク          |    |
| 1 0 8 2 | マーク          |    |
| 1 0 8 4 | 軌跡           | 40 |
| 1 0 8 6 | 手術ツールの表現     |    |

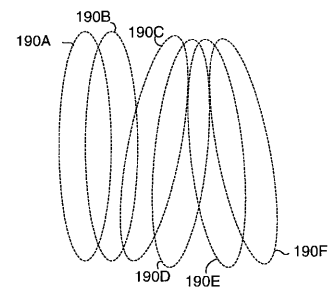
【図 1】



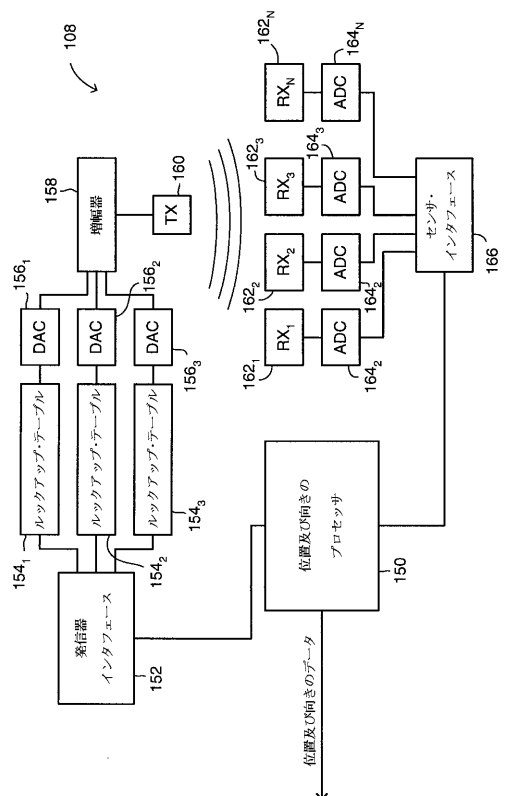
【図 2 A】



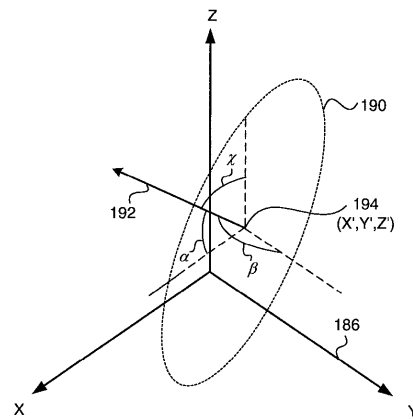
【図 2 B】



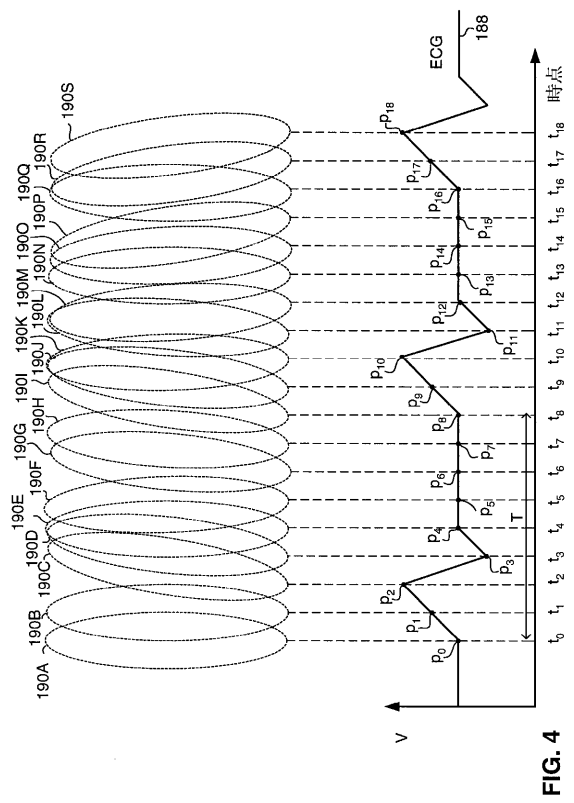
【図 2 C】



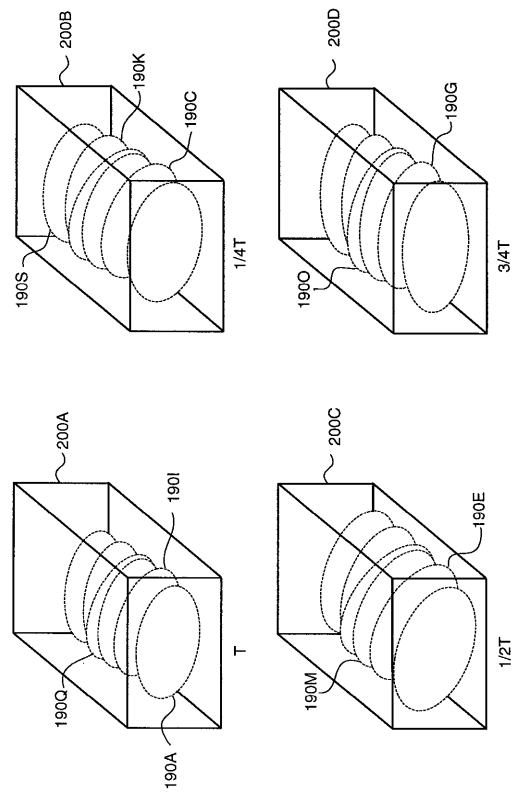
【図 3】



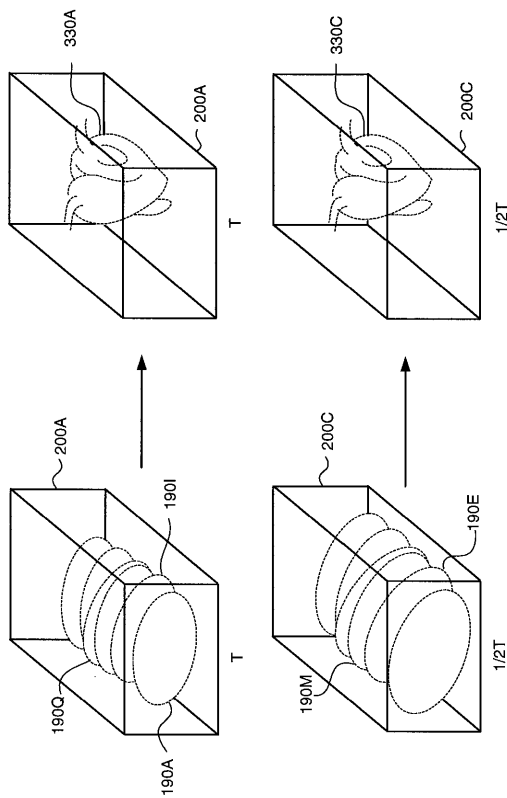
【図 4】



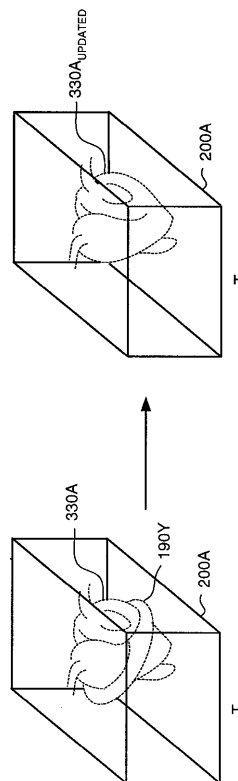
【図 5 A】



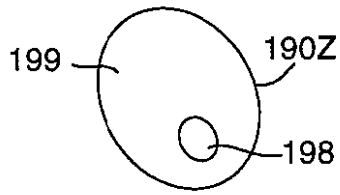
【図 5 B】



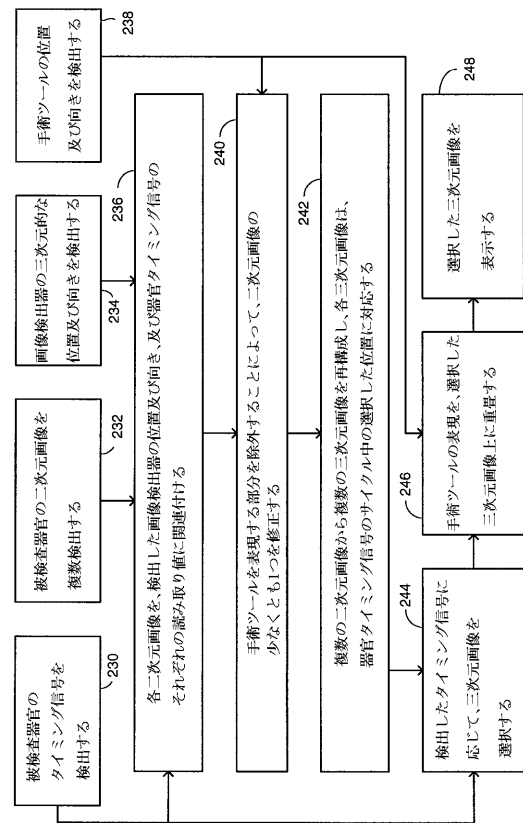
【図 5 C】



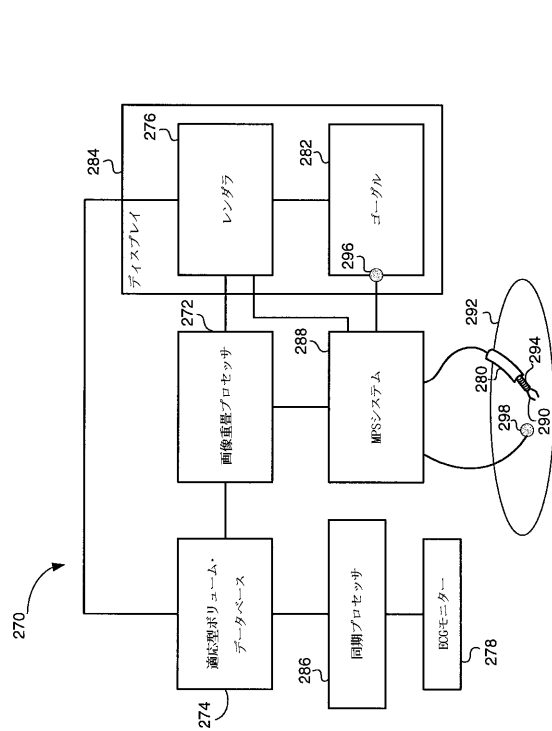
【図 5 D】



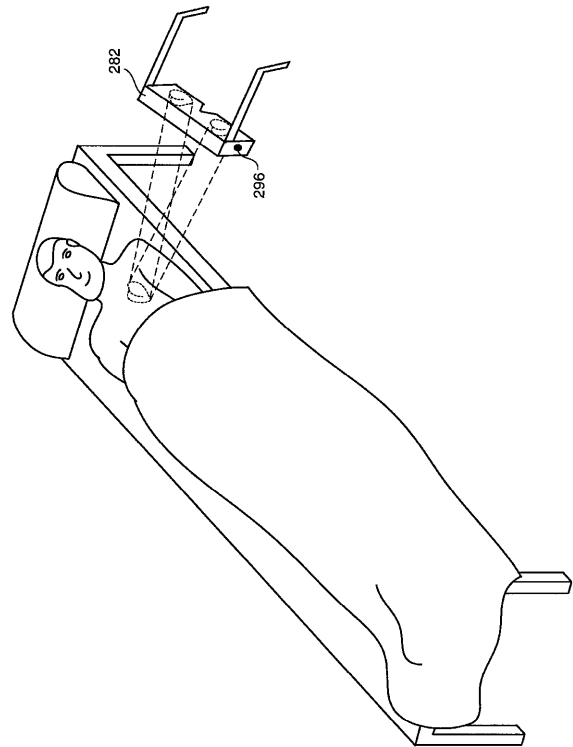
【図 6】



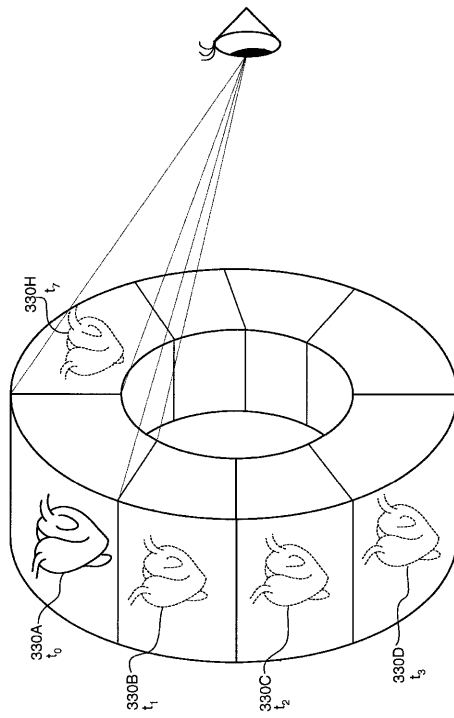
【図 7 A】



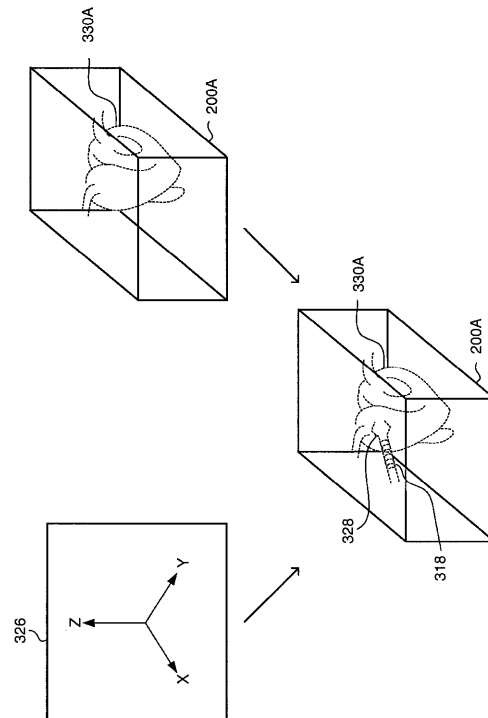
【図 7 B】



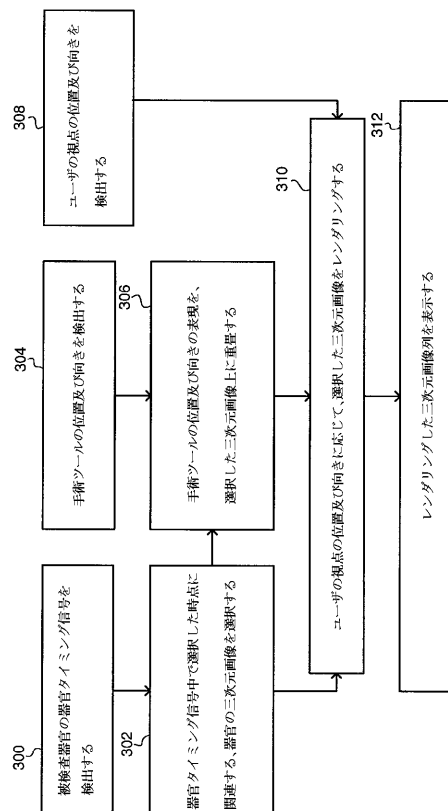
【図 8】



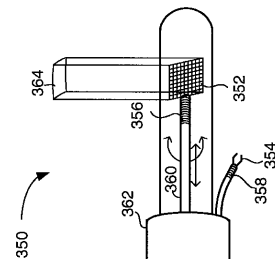
【図 9】



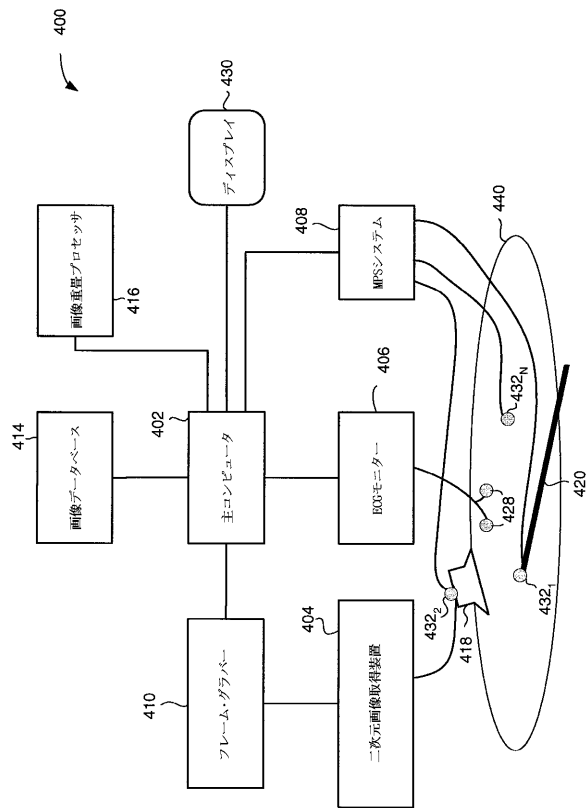
【図 10】



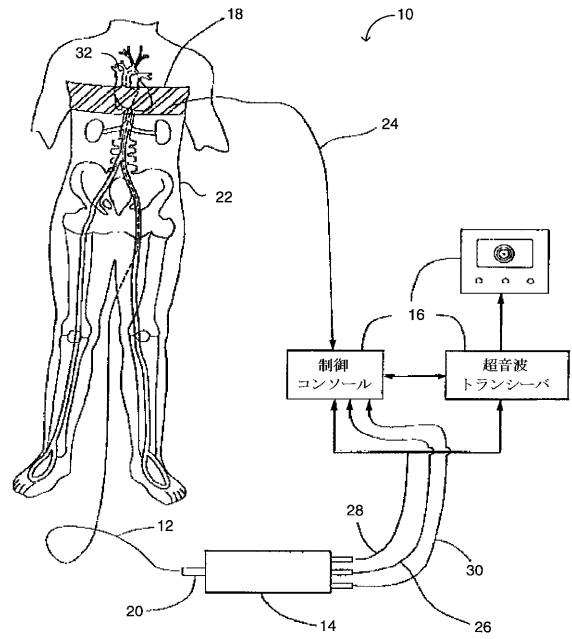
【図 11】



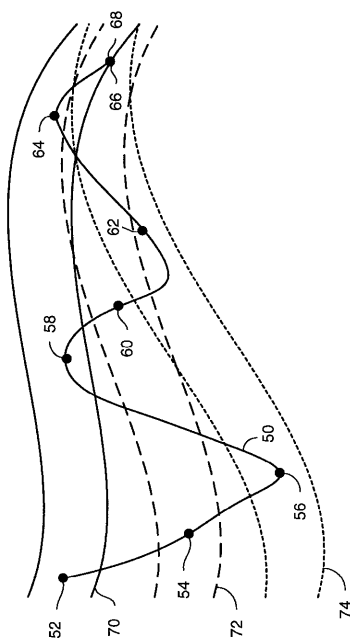
【図 1 2】



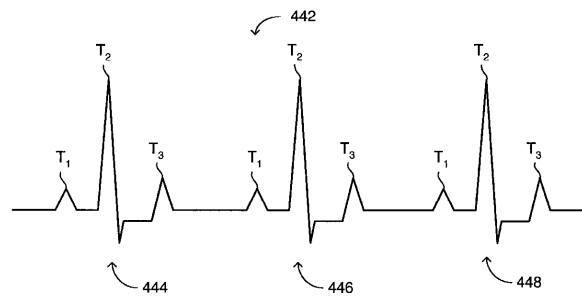
【図 1 3 A】



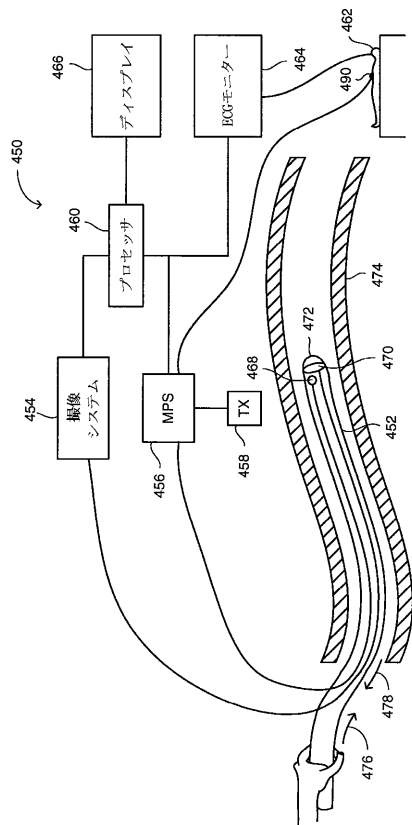
【図 1 3 B】



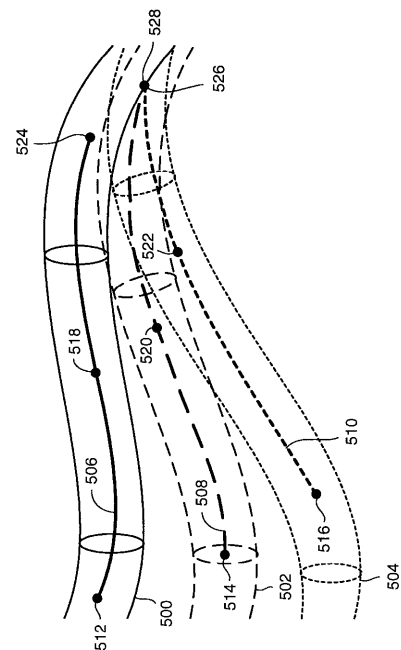
【図 1 4】



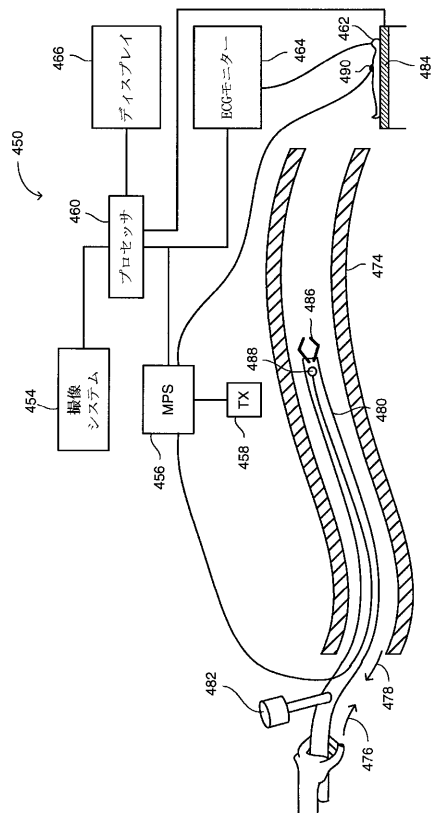
【 図 1 5 A 】



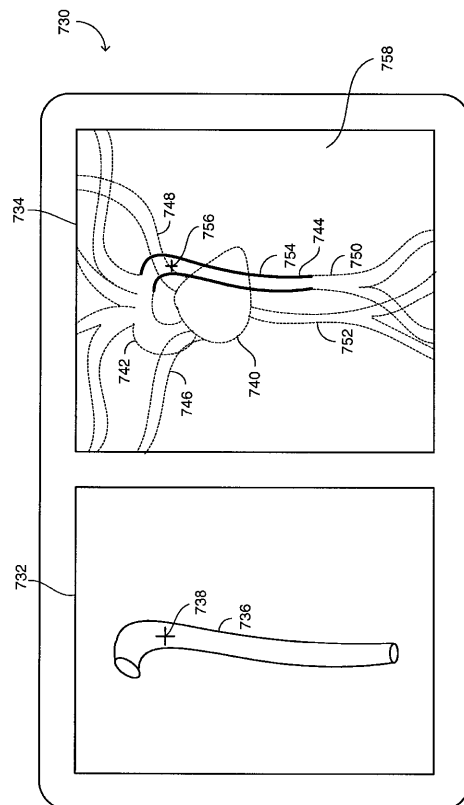
【 図 1 5 B 】



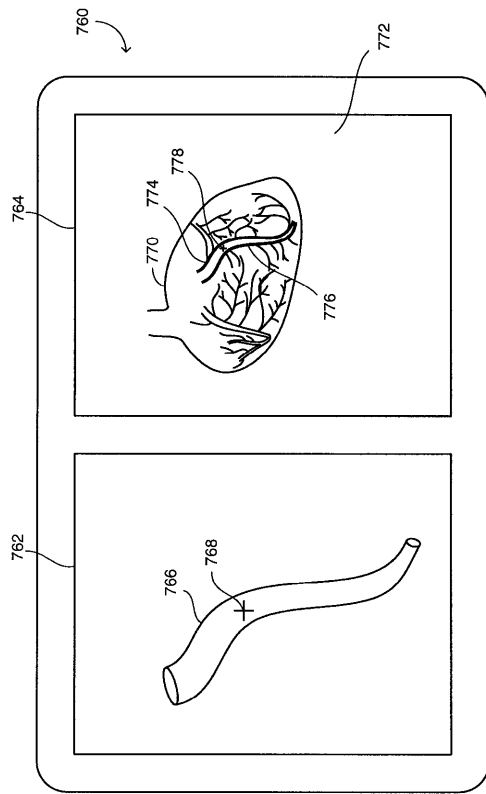
【 図 1 6 A 】



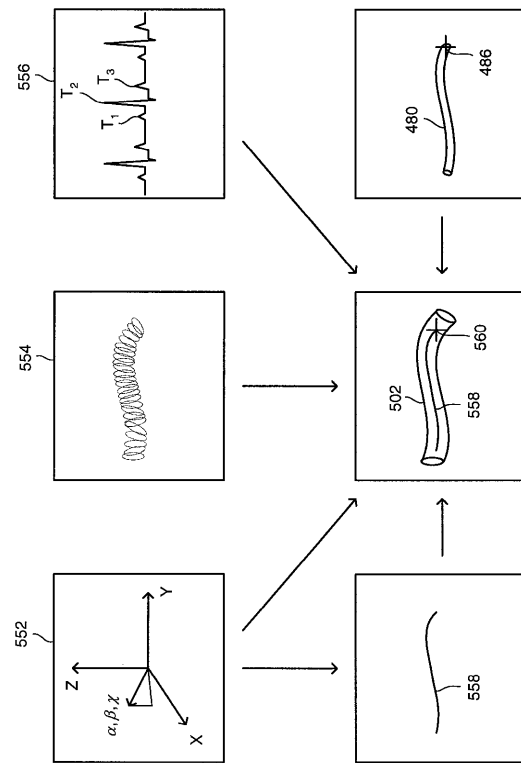
【 図 1 6 B 】



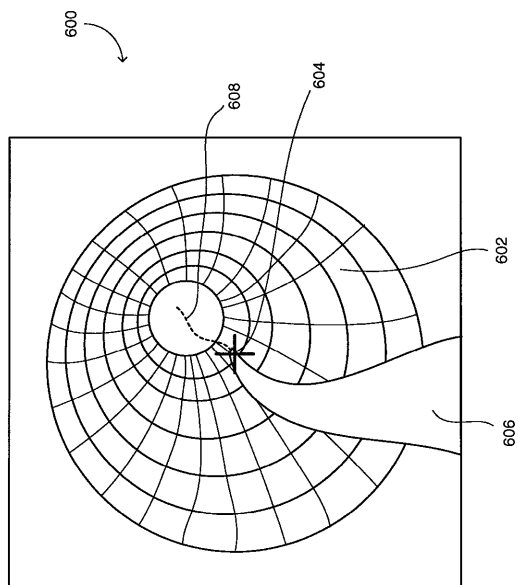
【図 16C】



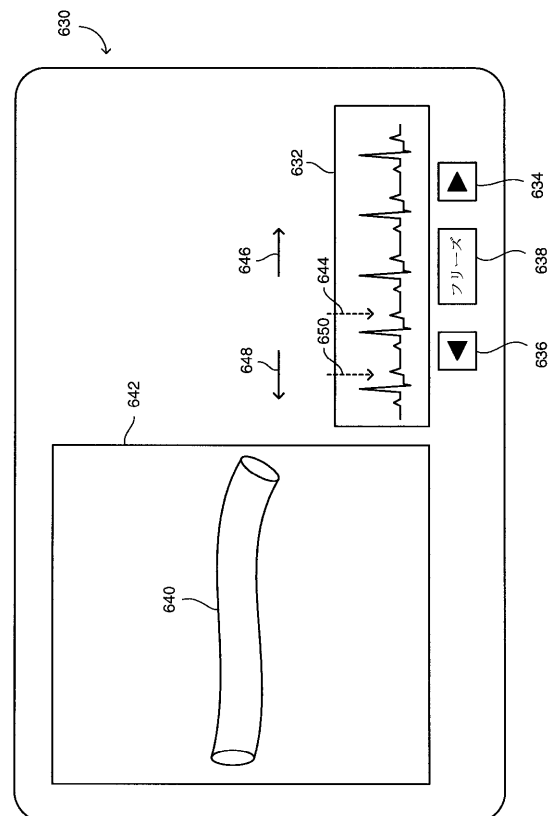
【図 16D】



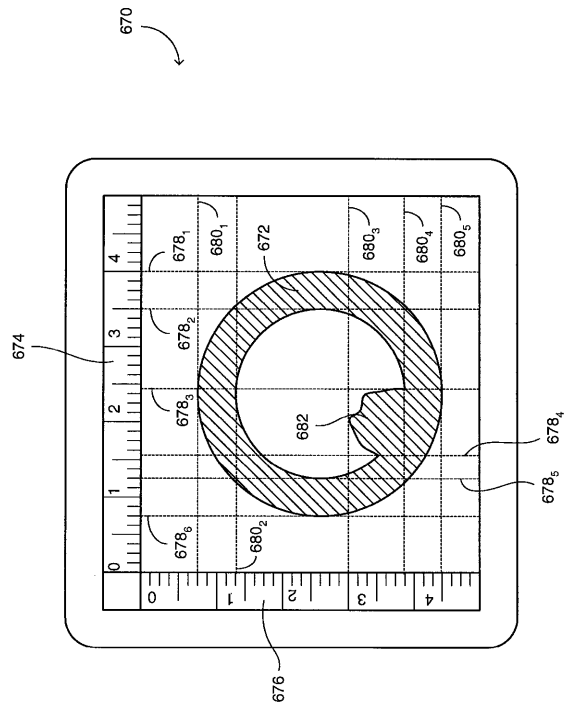
【図 17】



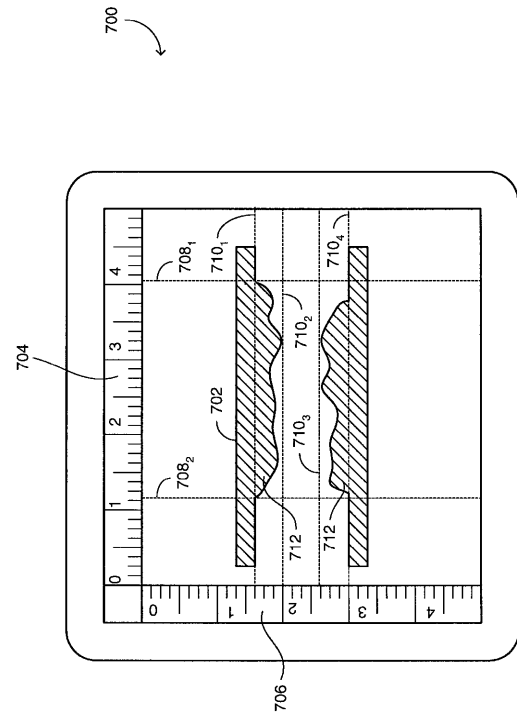
【図 18】



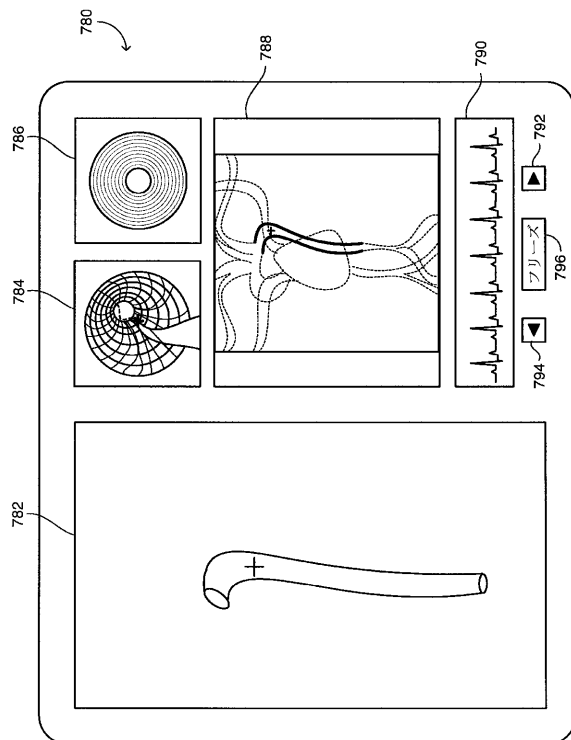
【図 19 A】



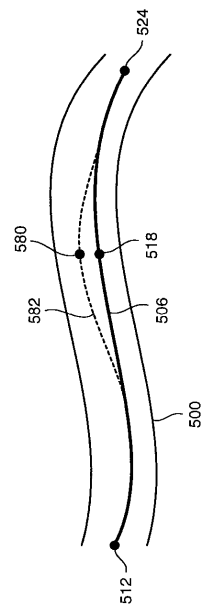
【図 19 B】



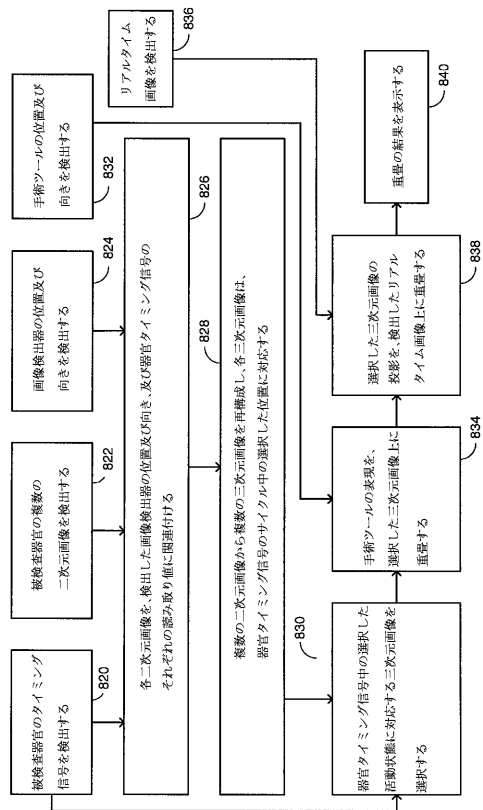
【図 20】



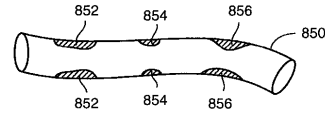
【図 21】



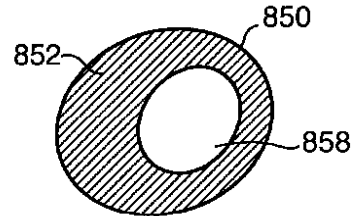
【図 2 2】



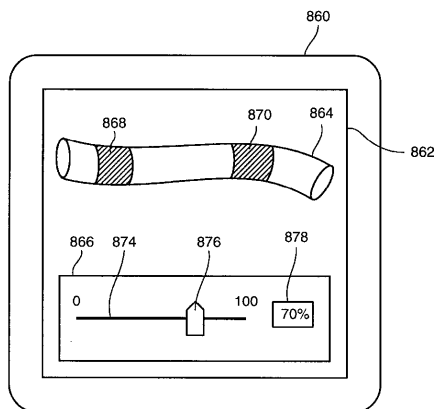
【図 2 3 A】



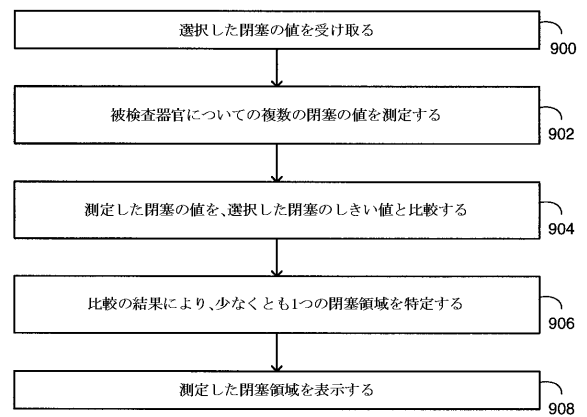
【図 2 3 B】



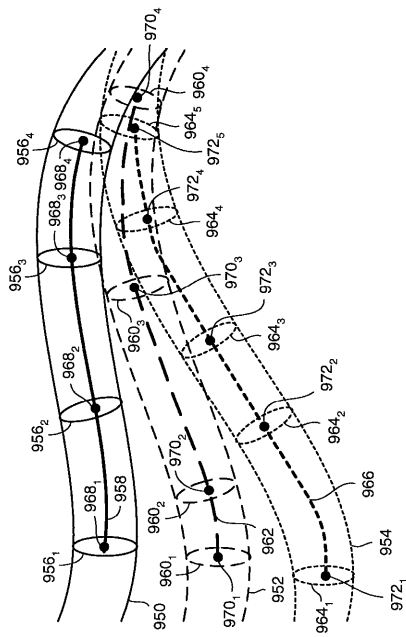
【図 2 3 C】



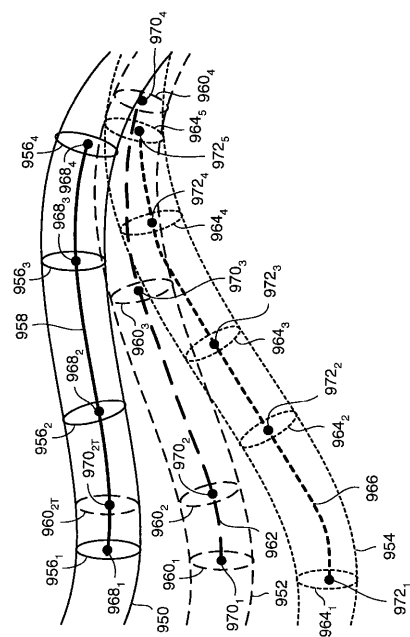
【図 2 4】



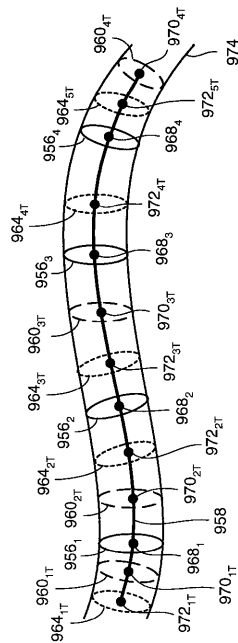
【 図 2 5 A 】



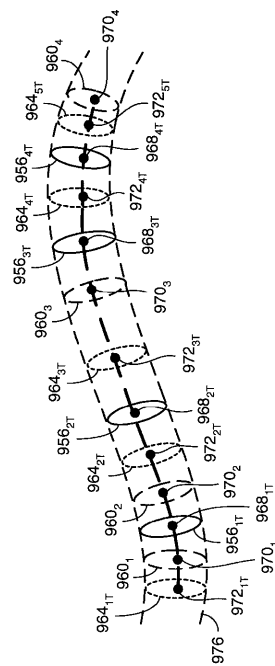
【 図 2 5 B 】



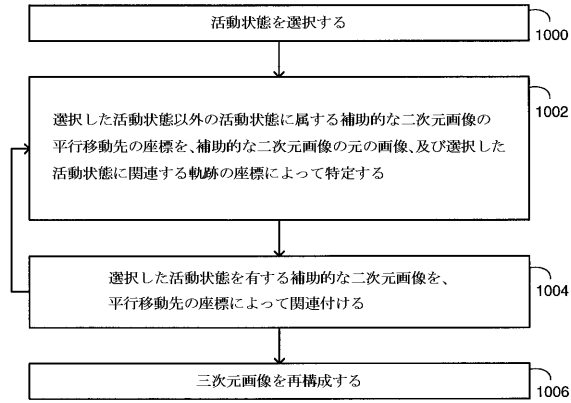
【 ㊦ 2 5 C 】



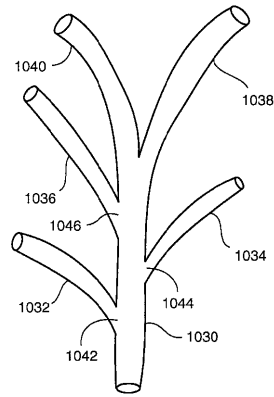
【 図 2 5 D 】



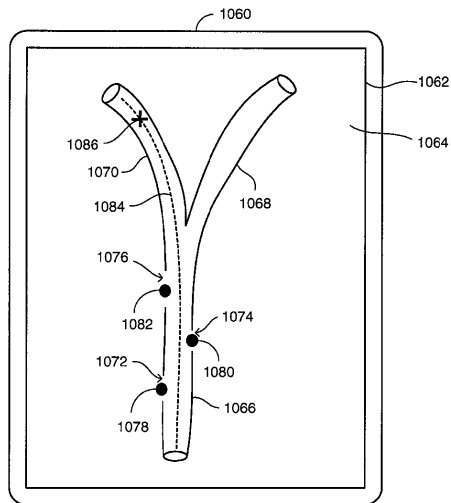
【図 2 6】



【図 2 7 A】



【図 2 7 B】



## フロントページの続き

|                |              |                  |                     |            |
|----------------|--------------|------------------|---------------------|------------|
| (51)Int.Cl.    |              | F I              |                     | テーマコード(参考) |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>19/00</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 6/12        |            |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>5/06</b>  | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 19/00 5 0 2 |            |
|                |              |                  | A 6 1 B 19/00 5 0 1 |            |
|                |              |                  | A 6 1 B 5/06        |            |

(72)発明者 ウジ エイクラ  
 イスラエル国 3 4 6 5 7 ハイファ ジボニ ストリート 1 2

(72)発明者 リアト シュワルツ  
 イスラエル国 3 2 4 4 7 ハイファ ゲネッシン ストリート 9

F ターム(参考) 4C061 AA21 AA22 BB04 DD04 HH56 JJ17 NN01 NN05 QQ03 VV03  
 VV04 WW04 WW15 WW16  
 4C093 CA16 DA02 EA20 EB30 FG07  
 4C601 BB02 BB03 DD14 DD15 EE11 FE04 FF08 FF11 GA19 GA20  
 GA21 JC15 JC26 KK16 KK21 KK24 KK36 KK38

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 医学成像和导航系统                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2009018184A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 公开(公告)日 | 2009-01-29 |
| 申请号            | JP2008233927                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 申请日     | 2008-09-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 媒体引导有限公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 媒体引导有限公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| [标]发明人         | ゲラストロマー<br>ウジエイクラー<br>リアトシュワルツ                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | ゲラ ストロマー<br>ウジ エイクラー<br>リアト シュワルツ                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12 A61B1/00 A61B6/00 A61B6/03 A61B6/12 A61B19/00 A61B5/06 G01B7/00 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/055 A61B8/08 A61G13/00 A61M25/00 G01B7/30 G01B17/00 G01B17/02 G01B17/06 G01T1/00 G01T1/161                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/463 A61B5/0066 A61B5/015 A61B5/0456 A61B5/06 A61B5/062 A61B5/7285 A61B5/7445 A61B6/503 A61B6/504 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4227 A61B8/4254 A61B8/483 A61B8/5238 A61B34/10 A61B34/20 A61B34/25 A61B90/10 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/105 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2034/2072 A61B2034/256 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/378 A61B2090/3782 A61B2090/3784 A61B2090/3958                                                                                                                                                                      |         |            |
| FI分类号          | A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.320.Z A61B6/00.370 A61B6/03.377 A61B6/12 A61B19/00.502 A61B19/00.501 A61B5/06 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/04.511 A61B1/045.610 A61B1/045.623 A61B34/20 A61B8/14                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/AA21 4C061/AA22 4C061/BB04 4C061/DD04 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ03 4C061/VV03 4C061/VV04 4C061/WW04 4C061/WW15 4C061/WW16 4C093/CA16 4C093/DA02 4C093/EA20 4C093/EB30 4C093/FG07 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/JC15 4C601/JC26 4C601/KK16 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK36 4C601/KK38 4C161/AA21 4C161/AA22 4C161/BB04 4C161/DD04 4C161/HH56 4C161/JJ09 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ03 4C161/VV03 4C161/VV04 4C161/WW04 4C161/WW15 4C161/WW16 |         |            |
| 代理人(译)         | 杉村健二<br>泽田达也<br>英 贡                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 优先权            | 09/782528 2001-02-13 US<br>09/949160 2001-09-07 US                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 其他公开文献         | JP4854717B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：改进在医疗中进行体内入侵成像和导航的方法和系统。 解决方案：在具有用于处理器的监视器和接口的医学成像和导航系统中，医疗定位系统（MPS），二维成像系统和要检查的对象耦合到显示设备和数据库，所述MPS包括成像MPS一种二维成像系统，包括传感器和图像检测器，将MPS耦合到处理器以将MPS传感器固定到图像检测器以将二维成像系统耦合到处理器将图像检测器固定到成像导管。 点域1

