

【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、トランスデューサ M P S センサ、及び手術ツールに固着した手術ツール 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、前記トランスデューサ M P S センサを固着した撮像トランスデューサ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；
前記プロセッサに結合した画像重畳プロセッサと
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、
前記撮像トランスデューサ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って；
前記トランスデューサ M P S センサが前記二次元画像毎に検出した、前記撮像トランスデューサの位置及び向きを、前記医療用位置決めシステムから受け取って；
前記器官モニターが前記二次元画像毎に検出した前記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って；
前記手術ツール M P S センサが検出した、前記手術ツールの位置及び向きを、前記医療用位置決めシステムから受け取る
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】

前記手術ツールの位置及び向き、及び前記撮像トランスデューサの位置及び向きが、1つの座標系内に存在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 4】

前記プロセッサが前記二次元画像毎に、この二次元画像を、この二次元画像に関連する前記撮像トランスデューサの位置及び向きの情報、及びこの二次元画像に関連する前記器官タイミング信号と共に、前記データベースに記憶して、
前記プロセッサが、前記記憶している二次元画像のうち、当該二次元画像と共に記憶している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ものを1つ選択して、
前記画像重畳プロセッサが、前記手術ツールの表現を、前記選択した二次元画像の視覚表現上に重畳して、
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 3 に記載のシステム。

30

【請求項 5】

前記視覚表現が、前記選択した各二次元画像に関連する前記撮像トランスデューサの位置及び向きの情報に従って、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 4 に記載のシステム。

40

【請求項 6】

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 7】

前記基準座標を、
前記手術ツールの座標；
被検査器官の座標；
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 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

50

前記視覚表現が二次元であることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記二位元画像の視覚表現上に投影したものから成ることを特徴とする請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

10

【請求項 12】

前記手術ツールの、観察面の上方に位置する部分、観察面の下方に位置する部分、及び観察面内に位置する部分を、それぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

20

【請求項 15】

前記視覚表現が、前記選択した二次元画像中の前記手術ツールを表現する部分を除外したものから、前記選択した二次元画像に関連する前記撮像トランスデューサの位置及び向きの情報に従って再構成した三次元画像であることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 16】

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 17】

前記表示装置がゴーグルを具えていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 18】

前記ゴーグルが半透明であることを特徴とする請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記医療用位置決めシステムがさらに、ゴーグル M P S センサを具えて、
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ゴーグルを具えて、
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前記ゴーグル M P S センサの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 4 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記ゴーグル M P S センサの位置及び向きを、前記座標系内の値で受け取ることを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

40

【請求項 21】

前記二次元撮像システムを、
超音波型；
管内超音波型；
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

50

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 2 2】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

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 2 3】

前記医療用位置決めシステムがさらに、患者の体に取り付ける体用 M P S センサを具え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 2 4】

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、手術ツールに固着した手術ツール 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、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；

前記プロセッサに結合した画像重畳プロセッサと

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。

【請求項 2 5】

前記プロセッサが、

前記器官モニターによって検出した前記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って、

前記手術ツール M P S センサによって検出した前記手術ツールの位置及び向きを、前記医療用位置決めシステムから受け取る

ことを特徴とする請求項 2 4 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記プロセッサが、前記データベースに記憶している二次元画像のうち、当該二次元画像と共に記憶している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ものを選択して、

前記画像重畳プロセッサが、前記手術ツールの表現を前記選択した画像上に重畳して、

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 2 5 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記選択した画像が三次元画像であることを特徴とする請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 2 8】

前記選択した画像が二次元画像であることを特徴とする請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 2 9】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記二次元画像上に投影したものから成ることを特徴とする請求項 2 8 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 30】

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 24 に記載のシステム。

【請求項 31】

前記データベースをさらに、画像取得システムに結合したことを特徴とする請求項 24 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記表示装置がゴーグルを具備していることを特徴とする請求項 24 に記載のシステム。

【請求項 33】

前記ゴーグルが半透明であることを特徴とする請求項 32 に記載のシステム。

10

【請求項 34】

前記医療用位置決めシステムがさらに、ゴーグル M P S センサを具備して、
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して、
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、前記ゴーグルの位置及び向きの情報に応じて、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 26 に記載のシステム。

【請求項 35】

前記ゴーグル M P S センサの位置及び向きを、前記手術ツールの座標系内の値で受け取ることを特徴とする請求項 34 に記載のシステム。

【請求項 36】

前記ゴーグル M P S センサの位置及び向きを、前記選択した画像の座標系内の値で受け取ることを特徴とする請求項 34 に記載のシステム。

20

【請求項 37】

前記二次元撮像システムを、

超音波型；

管内超音波型；

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 24 に記載のシステム。

30

【請求項 38】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

から成るリストから選択したことを特徴とする請求項 24 に記載のシステム。

40

【請求項 39】

50

前記医療用位置決めシステムがさらに、患者の体に取り付けるための体用M P Sセンサを具備していることを特徴とする請求項24に記載のシステム。

【請求項40】

動きのある被検査器官の画像列を表示する方法において、この方法が、
前記被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順を具備して、前記器官タイミング信号が、器官タイミング信号のサイクルを規定し；
前記方法がさらに、画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する手順と；
前記画像検出器の位置及び向きを検出する手順と；
前記各二次元画像を、前記画像検出器の位置及び向き、及び前記検出した器官タイミング信号に関連付ける手順と；
前記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備して、前記三次元画像の各々が、前記二次元画像から選択した二次元画像から再構成したものであり、前記選択した二次元画像が、前記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し；
前記方法がさらに、前記器官タイミング信号をリアルタイムで読み取った値に応じて、前記三次元画像のうちの1つを選択する手順と；
前記選択した三次元画像を表示する手順と
を具備していることを特徴とする画像列の表示方法。

【請求項41】

前記三次元画像を再構成する手順の前にさらに、
手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；
前記二次元画像の少なくとも1つを、この二次元画像中の、前記手術ツールの少なくとも一部分を表現する部分を除外することによって修正する手順と
を具備していることを特徴とする請求項40に記載の方法。

【請求項42】

前記検出した前記手術ツールの位置及び向き、及び前記検出した前記画像検出器の位置及び向きが共に、1つの座標系内に存在することを特徴とする請求項41に記載の方法。

【請求項43】

前記表示の手順の前にさらに、
前記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を具備していることを特徴とする請求項41に記載の方法。

【請求項44】

前記表示の手順の前にさらに、
手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；
前記検出した前記手術ツールの位置及び向きに従って、前記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
を具備していることを特徴とする請求項40に記載の方法。

【請求項45】

前記表示の手順の前にさらに、
手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；
前記検出した前記手術ツールの位置及び向きの表現を、前記選択した三次元画像上に重畳する手順と
を具備していることを特徴とする請求項40に記載の方法。

【請求項46】

前記三次元画像を選択する手順の後にさらに、
ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順と；
前記検出した前記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する手順と
を具備していることを特徴とする請求項40に記載の方法。

【請求項47】

前記レンダリングの手順の前にさらに、
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
を具備していることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 8】

前記レンダリングの手順の前にさらに、
手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；
前記検出した前記手術ツールの位置及び向きを、前記三次元画像上に重畳する手順と
を具備していることを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 9】

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中の半透明のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 1】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、手術ツールの座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、前記被検査器官の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、患者の体の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 4】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 4 1 に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記手術ツールの、観察面の上方、観察面の下方、及び観察面内に位置する部分を、それ

10

20

30

40

50

ぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 5 8】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記再構成の手順を、前記選択した各二次元画像に関連する位置及び向きの情報に従って実行することを特徴とする請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記再構成の手順の前にさらに、前記二次元画像中の手術ツールを表現する部分を除外する手順を具えていることを特徴とする請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を前記各二次元画像上に投影したものから成ることを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 6 3】

動きのある被検査器官の画像列を表示する方法において、この方法が、前記被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順を具えて、前記器官タイミング信号が、器官タイミング信号のサイクルを規定し；

前記方法がさらに、前記器官タイミング信号をリアルタイムで読み取った値に応じて、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；

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

前記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；

前記重畳した三次元画像を表示する手順と

を具えていることを特徴とする画像列の表示方法。

【請求項 6 4】

前記選択の手順の前にさらに、

画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する手順と；

前記画像検出器の位置及び向きを検出する手順と；

前記二次元画像の各々を、前記二次元画像の位置及び向き、及び前記二次元画像を取得した時点で検出した前記器官タイミング信号の読み取り値に関連付ける手順と；

前記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、前記三次元画像の各々が、前記二次元画像から選択した二次元画像から再構成したものであり、前記選択した二次元画像が、前記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ことを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記検出した前記手術ツールの位置及び向き、及び前記検出した前記画像検出器の位置及び向きが共に、1つの座標系内に存在することを特徴とする請求項 6 4 に記載の方法。

【請求項 6 6】

さらに、前記二次元画像の少なくとも 1 つを、この二次元画像中の、前記手術ツールの少なくとも一部分を表現する部分を除外することによって修正する手順を具えて、

前記修正の手順を、前記関連付けの手順に続いて実行し、かつ前記手術ツールの位置及び向きを検出する手順に続いて実行することを特徴とする請求項 6 4 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記表示の手順の前に、

ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順と；

前記検出した前記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する手順と

を具えていることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 8】

10

20

30

40

50

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 6 7 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中の半透明のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 6 7 に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、前記手術ツールの座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 6 8 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、前記被検査器官の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 6 8 に記載の方法。

【請求項 7 2】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、患者の体の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 6 8 に記載の方法。

【請求項 7 3】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 4】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 5】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 6】

前記手術ツールの、観察面の上方に位置する部分、観察面の下方に位置する部分、及び観察面内に位置する部分を、それぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 7】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 8】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記再構成の手順を、前記選択した各二次元画像に関連する位置及び向きの情報に従って実行することを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 8 0】

前記再構成の手順の前にさらに、前記選択した二次元画像中の前記手術ツールを表現する部分を除外する手順を具えていることを特徴とする請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 8 1】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記各二次元画像上に投影したものであることを特徴とする請求項 6 4 に記載の方法。

【請求項 8 2】

動きのある被検査器官の画像列を表示する方法において、この方法が、前記被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順を具えて、前記器官タイミング信号が、器官タイミング信号のサイクルを規定し；

10

前記方法がさらに、ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順と；

前記器官タイミング信号をリアルタイムで読み取った値に応じて、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；

前記選択した三次元画像を、前記検出した視点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ことを特徴とする画像列の表示方法。

【請求項 8 3】

前記選択の手順の前にさらに、

画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する手順と；

20

前記画像検出器の位置及び向きを検出する手順と；

前記二次元画像の各々を、この二次元画像の位置及び向き、及びこの二次元画像を取得した時点で検出した前記器官タイミング信号の読み取り値に関連付ける手順と；

前記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、前記三次元画像の各々が、前記二次元画像から選択した二次元画像から再構成したものであり、前記選択した二次元画像が、前記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ことを特徴とする請求項 8 2 に記載の方法。

【請求項 8 4】

前記再構成の手順の前にさらに、

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

30

前記二次元画像の少なくとも 1 つを、この二次元画像中の、前記手術ツールの少なくとも一部分を表現する部分を除外することによって修正する手順と

を具えていることを特徴とする請求項 8 3 に記載の方法。

【請求項 8 5】

前記検出した前記手術ツールの位置及び向き、及び前記検出した前記画像検出器の位置及び向きが共に、1 つの座標系内に存在することを特徴とする請求項 8 4 に記載の方法。

【請求項 8 6】

前記表示の手順の前にさらに、

前記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を具えていることを特徴とする請求項 8 4 に記載の方法。

40

【請求項 8 7】

前記関連付けの手順の後にさらに、

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

前記二次元画像の少なくとも 1 つを、この二次元画像中の前記手術ツールを表現する部分を除外することによって修正する手順と；

前記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を具えていることを特徴とする請求項 8 3 に記載の方法。

【請求項 8 8】

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 8 2 に記載の方法。

50

【請求項 8 9】

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中の半透明のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 8 2 に記載の方法。

【請求項 9 0】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、手術ツールの座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 8 8 に記載の方法。

【請求項 9 1】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、前記被検査器官の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 8 8 に記載の方法。

10

【請求項 9 2】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、患者の体の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 8 8 に記載の方法。

【請求項 9 3】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 8 4 に記載の方法。

20

30

【請求項 9 4】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 8 6 に記載の方法。

【請求項 9 5】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 8 6 に記載の方法。

【請求項 9 6】

前記手術ツールの、観察面の上方に位置する部分、観察面の下方に位置する部分、及び観察面内に位置する部分を、それぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項 8 6 に記載の方法。

40

【請求項 9 7】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 8 6 に記載の方法。

【請求項 9 8】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 8 6 に記載の方法。

【請求項 9 9】

前記再構成の手順の前にさらに、前記選択した二次元画像中の手術ツールを表現する部分を除外する手順を具備していることを特徴とする請求項 8 3 に記載の方法。

【請求項 1 0 0】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記各二次元画像上に投影し

50

たものであることを特徴とする請求項 86 に記載の方法。

【請求項 101】

動きのある被検査器官の画像列を表示する方法であって、前記画像列中の各画像が、この画像の所定座標系内における位置及び向きに関連付けられている画像列の表示方法において、

前記被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順と；

前記器官タイミング信号をリアルタイムで読み取った値に応じて、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；

前記選択した二次元画像を表示する手順と

を具備していることを特徴とする画像列の表示方法。

10

【請求項 102】

前記表示の手順の前にさらに、

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

前記手術ツールの表現を、前記選択した二次元画像上に重畳する手順と

を具備していることを特徴とする請求項 101 に記載の方法。

【請求項 103】

さらに、

画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する準備手順と；

前記各二次元画像毎に、前記画像検出器の位置及び向きを検出する準備手順と

を具備していることを特徴とする請求項 101 に記載の方法。

20

【請求項 104】

さらに、

画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する準備手順と；

前記画像検出器の位置及び向きを検出する準備手順と

を具備していることを特徴とする請求項 102 に記載の方法。

【請求項 105】

さらに、

前記二次元画像、及びこの二次元画像に係る前記検出した前記画像検出器の位置及び向きを、データベースに記憶する準備手順を具備していることを特徴とする請求項 104 に記載の方法。

30

【請求項 106】

さらに、

前記二次元画像の少なくとも 1 つが、選択した平面から離れているか否かを特定する準備手順と；

前記離れていることを報知する準備手順と

を具備していることを特徴とする請求項 103 に記載の方法。

【請求項 107】

前記表示の手順の前にさらに、

ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を具備して、

前記記憶している二次元画像を、前記検出した前記視点の位置及び向きに応じて選択することを特徴とする請求項 101 に記載の方法。

40

【請求項 108】

さらに、

画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する準備手順と；

前記二次元画像の各々に関連する、前記画像検出器の位置及び向きを検出する準備手順と；

前記二次元画像、及び前記各二次元画像に係る前記検出した前記画像検出器の位置及び向きを、データベースに記憶する準備手順と

を具備していることを特徴とする請求項 107 に記載の方法。

【請求項 109】

50

前記ユーザの視点の位置及び向きを検出する手順を、ユーザが着用中のゴーグルに取り付けた位置及び向きのセンサを用いて実行することを特徴とする請求項 1 0 7 に記載の方法。

【請求項 1 1 0】

前記検出した前記手術ツールの位置及び向き、及び前記検出した前記画像検出器の位置及び向きが共に、1つの座標系内に存在することを特徴とする請求項 1 0 4 に記載の方法。

【請求項 1 1 1】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、手術ツールの座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 1 0 9 に記載の方法。

【請求項 1 1 2】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、前記被検査器官の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 1 0 9 に記載の方法。

【請求項 1 1 3】

前記位置及び向きのセンサが表現する情報を、患者の体の座標系内の値で提供することを特徴とする請求項 1 0 9 に記載の方法。

【請求項 1 1 4】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

薬剤搬送ツール；

装置搬送ツール

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 1 5】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 1 6】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 1 7】

前記手術ツールの、観察面の上方に位置する部分、観察面の下方に位置する部分、及び観察面内に位置する部分を、それぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 1 8】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 1 9】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 1 0 2 に記載の方法。

【請求項 1 2 0】

表示装置及びデータベースに結合したプロセッサと；

10

20

30

40

50

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。

【請求項 1 2 1】

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って ;

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的情報を、前記医療用位置決めシステムから受け取って ;

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 2 2】

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する前記画像検出器の位置及び向き的情報、及びこの二次元画像に係す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 1 2 1 に記載のシステム。

【請求項 1 2 3】

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的情報、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 1 2 1 に記載のシステム。

【請求項 1 2 4】

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 つを選択して、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 1 2 2 に記載のシステム。

【請求項 1 2 5】

前記視覚表現が、前記画像検出器の位置及び向き的情報、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 1 2 4 に記載のシステム。

【請求項 1 2 6】

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 1 2 5 に記載のシステム。

【請求項 1 2 7】

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 1 2 5 に記載のシステム。

【請求項 1 2 8】

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 1 2 5 に記載のシステム。

【請求項 1 2 9】

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 1 2 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 0】

前記選択した各二次元画像に係す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 1 2 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 1】

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係する位置及び向き的情報に従

って計算することを特徴とする請求項 1 2 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 2】

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、この活動状態に係る前記少なくとも 1 つの軌跡を、この活動状態に係る前記視覚表現上に重畳することを特徴とする請求項 1 3 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3 3】

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 つの軌跡を選択して、

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て、

10

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 1 3 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3 4】

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 1 3 3 に記載のシステム。

【請求項 1 3 5】

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 1 3 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 6】

20

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

ペースメーカー電極；

液剤調剤装置；

ニューロン電極；

30

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；

撮像装置；及び、

以上の品目の組み合わせ

40

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 3 5 に記載のシステム。

【請求項 1 3 7】

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 1 2 4 に記載のシステム。

【請求項 1 3 8】

前記基準座標を

画像検出器の座標；

被検査器官の座標；

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 1 3 6 に記載のシステム。

50

【請求項 1 3 9】

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 0】

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 1】

前記警報信号を、
オーディオ信号；
映像信号；
触覚信号

10

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 3 9 に記載のシステム。

【請求項 1 4 2】

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

20

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 3】

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 4】

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

30

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 5】

前記ゴーグルが半透明であることを特徴とする請求項 1 4 3 に記載のシステム。

【請求項 1 4 6】

前記医療用位置決めシステムがさらに、ゴーグル M P S センサを具備して、
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して、
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 1 2 4 に記載のシステム。

40

【請求項 1 4 7】

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 1 4 5 に記載のシステム。

【請求項 1 4 8】

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；
X線型；
核磁気共鳴型；

50

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 2 0 に記載のシステム。

【請求項 1 4 9】

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、手術カテーテルに固定した手術ツールに固着したカテーテル 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、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 1 5 0】

前記プロセッサが、
前記器官モニターによって検出した前記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って；
前記カテーテル M P S センサによって検出した前記手術ツールに関連する位置及び向き
の情報を、前記医療用位置決めシステムから受け取る
ことを特徴とする請求項 1 4 9 に記載のシステム。

【請求項 1 5 1】

前記プロセッサが、前記データベース内の前記被検査器官の画像を検索することを特徴と
する請求項 1 5 0 に記載のシステム。

20

【請求項 1 5 2】

前記プロセッサが、前記器官タイミング信号に応じて、再構成した画像を少なくとも 1 つ
選択することを特徴とする請求項 1 5 1 に記載のシステム。

【請求項 1 5 3】

前記プロセッサが、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報に従って、前記手術ツールの視覚表現を、前記選択した少なくとも 1 つの再構成した画像上に重畳することを特徴とする請求項 1 5 2 に記載のシステム。

【請求項 1 5 4】

前記選択した少なくとも 1 つの再構成した画像が、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 1 5 3 に記載のシステム。

30

【請求項 1 5 5】

前記プロセッサが、前記選択した少なくとも 1 つの再構成した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 1 5 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5 6】

前記選択した少なくとも 1 つの再構成した画像が半透明であることを特徴とする請求項 1 5 2 に記載のシステム。

【請求項 1 5 7】

前記プロセッサが、前記選択した少なくとも 1 つの再構成した画像上に軌跡を重畳するこ
とを特徴とする請求項 1 5 2 に記載のシステム。

40

【請求項 1 5 8】

前記データベースが複数の軌跡を記憶し、これらの各軌跡が、器官タイミング信号におけ
る活動状態に関連し、
前記プロセッサが、前記器官タイミング信号のリアルタイムの測定値から定まる活動状態
に従って、前記データベース内の前記軌跡を検索する
ことを特徴とする請求項 1 5 7 に記載のシステム。

【請求項 1 5 9】

前記プロセッサが、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報に応じて、前記検索し
た軌跡を更新することを特徴とする請求項 1 5 8 に記載のシステム。

【請求項 1 6 0】

50

前記プロセッサが少なくとも１つの軌跡を計算して、前記計算は、前記少なくとも１つの軌跡の各々を、前記手術ツールに関連し、かつ前記器官タイミング信号中で選択した活動状態に係する位置及び向きの情報から計算する方法によって行い、

前記プロセッサが、前記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つの軌跡から、前記重畳する軌跡を選択することを特徴とする請求項１５７に記載のシステム。

【請求項１６１】

前記プロセッサが、前記重畳する軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点より後方にある部分の、所定の表現を生成して、

前記プロセッサが、前記重畳する軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点より前方にある部分の、前記所定の表現とは異なる所定の表現を生成することを特徴とする請求項１５７に記載のシステム。

10

【請求項１６２】

前記少なくとも１つの再構成した画像が三次元画像であることを特徴とする請求項１５２に記載のシステム。

【請求項１６３】

前記少なくとも１つの再構成した画像が二次元画像であることを特徴とする請求項１５２に記載のシステム。

【請求項１６４】

前記選択した少なくとも１つの再構成した画像に関連する活動状態が、前記器官タイミング信号のリアルタイムの測定値が表わす活動状態にほぼ等しいことを特徴とする請求項１５２に記載のシステム。

20

【請求項１６５】

前記選択した少なくとも１つの軌跡に関連する前記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１５８に記載のシステム。

【請求項１６６】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記選択した少なくとも１つの再構成した画像上に投影したものから成ることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

【請求項１６７】

前記手術ツールの視覚表現が、前記手術ツールの三次元表現を、前記選択した少なくとも１つの再構成した画像上に投影したものから成ることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

30

【請求項１６８】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

【請求項１６９】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

【請求項１７０】

前記手術ツールの、観察面の上方に位置する部分、観察面の下方に位置する部分、及び観察面内に位置する部分を、それぞれ異なる色で表示することを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

40

【請求項１７１】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

【請求項１７２】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項１５３に記載のシステム。

【請求項１７３】

50

前記選択した少なくとも1つの再構成した画像が、前記手術ツール及び前記選択した二次元画像に関連する位置及び向きの情報に従って、前記選択した二次元画像中の前記手術ツールを表現する部分を除外したものから再構成したものであることを特徴とする請求項152に記載のシステム。

【請求項174】

レンダラが、前記選択した少なくとも1つの再構成した画像を、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152に記載のシステム。

【請求項175】

前記基準座標を、

手術ツールの座標；

被検査器官の座標；

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174に記載のシステム。

【請求項176】

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149に記載のシステム。

【請求項177】

前記医療用位置決めシステムがさらに、患者の体に取り付ける体用MPSセンサを具えていることを特徴とする請求項149に記載のシステム。

【請求項178】

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149に記載のシステム。

【請求項179】

前記ゴーグルが半透明であることを特徴とする請求項178に記載のシステム。

【請求項180】

前記医療用位置決めシステムがさらに、ゴーグルMPSセンサを具えて、

前記表示装置が、前記ゴーグルMPSセンサに取り付けた半透明ゴーグルを具えて、

前記プロセッサが、前記ゴーグルMPSセンサから受け取った位置及び向きの情報に応じて、前記少なくとも1つの再構成した画像を選択する

ことを特徴とする請求項152に記載のシステム。

【請求項181】

前記ゴーグルMPS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180に記載のシステム。

【請求項182】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

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；

遺伝子搬送ツール；

10

20

30

40

50

薬剤搬送ツール；
装置搬送ツール；
切除カテテル；
内視鏡；
電気生理学的マッピング装置；
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 1 4 9 に記載のシステム。

【請求項 1 8 3】

さらに、前記プロセッサに結合したリアルタイム撮像装置を具えて、前記プロセッサが、
患者の前記被検査器官を含む部分を表わすリアルタイム画像を受け取って、
前記表示装置が、前記部分のリアルタイム画像を表示することを特徴とする請求項 1 5 7
に記載のシステム。 10

【請求項 1 8 4】

前記リアルタイム撮像システムを、
透視型；
X 線型；
超音波型；
磁気共鳴撮像型

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 8 3 に記載のシステム。 20

【請求項 1 8 5】

前記プロセッサが、前記器官タイミング信号のリアルタイムの測定値が表わす活動状態に
応じて、前記少なくとも 1 つの再構成した画像を選択することを特徴とする請求項 1 8 3
に記載のシステム。

【請求項 1 8 6】

前記プロセッサが、前記リアルタイム撮像システムの位置及び向き、及び前記被検査器官
の位置及び向きに従って、前記選択した少なくとも 1 つの再構成した画像を、前記リアル
タイム画像上に重畳することを特徴とする請求項 1 8 5 に記載のシステム。

【請求項 1 8 7】

前記プロセッサが、前記器官タイミング信号のリアルタイムの測定値が表わす活動状態に
応じて、計算した複数の軌跡のうちの 1 つを選択することを特徴とする請求項 1 8 6 に記
載のシステム。 30

【請求項 1 8 8】

前記プロセッサが、前記選択した軌跡の表現を、前記リアルタイム画像上に重畳するこ
とを特徴とする請求項 1 8 7 に記載のシステム。

【請求項 1 8 9】

前記プロセッサが、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報に従って、前記手術ツ
ールの表現を前記リアルタイム画像上に重畳することを特徴とする請求項 1 8 3 に記載の
システム。

【請求項 1 9 0】

前記プロセッサが、前記重畳する軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報
によって規定される点より後方にある部分の、所定の表現を生成して、
前記プロセッサが、前記重畳する軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報
によって規定される点より前方にある部分の、前記所定の表現とは異なる所定の表現を生
成することを特徴とする請求項 1 8 9 に記載のシステム。 40

【請求項 1 9 1】

前記リアルタイム撮像システムの、前記医療用位置決めシステムの座標系内の位置を、前
記医療用位置決めシステムに結合した発信器に対して固定の所定位置に定めることを特徴
とする請求項 1 8 3 に記載のシステム。

【請求項 1 9 2】

50

前記リアルタイム撮像システムの、前記医療用位置決めシステムの座標系内の位置を、前記リアルタイム撮像システムに結合したM P Sセンサの位置によって測定することを特徴とする請求項183に記載のシステム。

【請求項193】

複数のウィンドウを具えて、前記各ウィンドウが被検査器官の少なくとも1つの画像を表示して、

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも選択したものが、器官タイミング信号に応じて選択したものであることを特徴とするグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項194】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つの、少なくとも一部分を、選択した複数の二次元画像から再構成して、

前記選択した複数の二次元画像は、この複数以上の複数の二次元画像から、これらの二次元画像に関連する位置及び向きの情報、及びこれらの二次元画像に関連する器官タイミング信号に応じて選択したものであることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項195】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、リアルタイムの二次元画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項196】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、再構成した二次元画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項197】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、内部の三次元ナビゲーション画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項198】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、外部の三次元画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項199】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、横断面画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項200】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、縦断面画像であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項201】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが半透明であることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項202】

前記少なくとも1つの画像のうちの少なくとも1つが、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193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項203】

前記ウィンドウの少なくとも1つがさらに、手術ツールの表現を、前記少なくとも1つの画像のそれぞれの上に重畳したものを有することを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項204】

前記ウィンドウの少なくとも1つがさらに、カテーテルの軌跡の表現を、前記少なくとも1つの画像のそれぞれの上に重畳したものを有することを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項205】

前記軌跡の表現において、手術ツールのチップの位置の後方にある部分と、前記手術ツールのチップの位置の前方にある他の部分とを、異なる表現にすることを特徴とする請求項

10

20

30

40

50

204に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項206】

前記ウィンドウの少なくとも1つがさらに、前記外部の三次元ナビゲーション画像を、リアルタイムの二次元画像上に重畳したものを有することを特徴とする請求項198に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項207】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、カテーテルの軌跡の表現を、前記リアルタイムの二次元画像上に重畳したものを有することを特徴とする請求項206に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項208】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、手術ツールの表現を前記リアルタイムの二次元画像上に重畳したものを有することを特徴とする請求項207に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項209】

前記ウィンドウの少なくとも1つがさらに、カテーテルの軌跡の表現を、前記リアルタイムの二次元画像上に重畳したものを有することを特徴とする請求項202に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項210】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、手術ツールの表現を、前記内部の三次元ナビゲーション画像上に重畳したものを有することを特徴とする請求項197に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項211】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、前記軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点の後方にある部分を所定の表現にして、前記軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点の前方にある部分を、前記所定の表現とは異なる所定の表現にしたものを有することを特徴とする請求項210に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項212】

前記手術カテーテルの表現を、前記内部の三次元ナビゲーション画像上の、前記手術ツールの表現の後方に位置する部分に重畳することを特徴とする請求項211に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項213】

さらに、
前記器官タイミング信号のグラフィック表現と；
前記器官タイミング信号中で時間的に前進する前進動作に関連する前進ボタンと；
前記器官タイミング信号中で時間的に後退する後退動作に関連する後退ボタンと；
前記器官タイミング信号中で時間的に一時停止する静止動作に関連する静止ボタンと
を具備していることを特徴とする請求項193に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項214】

前記ウィンドウが、前記器官タイミング信号中で選択した活動状態に対応する少なくとも1つの画像を表示することを特徴とする請求項213に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項215】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、前記横断面画像の複数の幾何学的パラメータの値に関する情報の表現を有することを特徴とする請求項199に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項216】

前記少なくとも1つのウィンドウがさらに、前記縦断面画像の複数の幾何学的パラメータの値に関する情報の表現を有することを特徴とする請求項200に記載のグラフィカル・

10

20

30

40

50

ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 1 7】

前記幾何学的パラメータを、

前記被検査器官の直径；

前記被検査器官の面積；

前記被検査器官の閉塞のパーセント比率；

前記被検査器官のブラークの大きさ

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 2 1 5 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 1 8】

前記幾何学的パラメータを、

前記被検査器官の直径；

前記被検査器官の面積；

前記被検査器官の閉塞のパーセント比率；

前記被検査器官のブラークの大きさ

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 2 1 6 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 1 9】

前記情報をテキスト形式で表現することを特徴とする請求項 2 1 5 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 0】

前記情報をグラフィック形式で表現することを特徴とする請求項 2 1 6 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 1】

前記情報を音声で表現することを特徴とする請求項 2 1 6 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 2】

前記グラフィカル・ユーザ・インタフェースが、二次元ディスプレイによって表示するものであることを特徴とする請求項 1 9 3 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 3】

前記グラフィカル・ユーザ・インタフェースが、自動立体ディスプレイによって表示するものであることを特徴とする請求項 1 9 3 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 4】

前記被検査器官が少なくとも 1 つの分岐を具えている場合に、

前記少なくとも 1 つの画像が、前記少なくとも 1 つの分岐を表わす分岐表現を含むことを特徴とする請求項 1 9 3 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 5】

前記分岐表現を、

ポリゴン；

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

から成るリストから選択することを特徴とする請求項 2 2 4 に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 2 6】

前記ウィンドウの少なくとも１つがさらに、カテーテルの軌跡の表現を、前記分岐表現上に重畳したものを有することを特徴とする請求項２２４に記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項２２７】

被検査器官の少なくとも１つの閉塞領域を表示する方法において、
前記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；
前記比較の結果により、前記少なくとも１つの閉塞領域を特定する手順と；
前記少なくとも１つの閉塞領域の表現を生成する手順と
を具備していることを特徴とする閉塞領域の表示方法。

【請求項２２８】

さらに、前記閉塞値を測定する準備手順を具備していることを特徴とする請求項２２７に記載の方法。

【請求項２２９】

さらに、前記選択した閉塞値を受け取る準備手順を具備していることを特徴とする請求項２２８に記載の方法。

【請求項２３０】

前記受け取る準備手順を、ユーザ・インタフェースによって実行することを特徴とする請求項２２９に記載の方法。

【請求項２３１】

前記ユーザ・インタフェースを、
グラフィカル・ユーザ・インタフェース；
テキスト・ユーザ・インタフェース；
オーディオ・ユーザ・インタフェース
から成るリストから選択することを特徴とする請求項２３０に記載の方法。

【請求項２３２】

前記閉塞値が前記選択した閉塞値よりも大きければ、前記少なくとも１つの閉塞領域であると特定することを特徴とする請求項２２７に記載の方法。

【請求項２３３】

さらに、前記少なくとも１つの閉塞領域の表現を生成する手順の前に、前記被検査器官の画像を生成する準備手順を具備していることを特徴とする請求項２２７に記載の方法。

【請求項２３４】

前記少なくとも１つの閉塞領域の表現を、前記被検査器官の画像上に重畳することを特徴とする請求項２３３に記載の方法。

【請求項２３５】

前記被検査器官の画像が、リアルタイムの二次元画像であることを特徴とする請求項２３に記載の方法。

【請求項２３６】

前記被検査器官の画像が、再構成した二次元画像であることを特徴とする請求項２３３に記載の方法。

【請求項２３７】

前記被検査器官の画像が、内部の三次元画像であることを特徴とする請求項２３３に記載の方法。

【請求項２３８】

前記被検査器官の画像が、外部の三次元画像であることを特徴とする請求項２３３に記載の方法。

【請求項２３９】

前記被検査器官の画像が、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２３３に記載の方法。

【請求項２４０】

前記被検査器官の画像を手動で修正することを特徴とする請求項２３３に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 2 4 1】

前記被検査器官の画像を、選択した複数の二次元画像から再構成して、
前記選択した複数の二次元画像は、この複数以上の複数の二次元画像から、これらの二次元画像に関連する位置及び向きの情報、及びこれらの二次元画像に関連する器官タイミング信号に応じて選択したものであることを特徴とする請求項 2 3 3 に記載の方法。

【請求項 2 4 2】

画像を再構成する方法において、
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；

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ことを特徴とする画像の再構成方法。 10

【請求項 2 4 3】

さらに、
前記選択した活動状態を選択しておく準備手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 4 4】

さらに、
前記選択した活動状態に属する複数の二次元画像の各々の座標を特定する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 3 に記載の方法。

【請求項 2 4 5】

さらに、
前記選択した活動状態以外の活動状態に属する複数の補助的な二次元画像の各々の座標を特定する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 4 に記載の方法。 20

【請求項 2 4 6】

さらに、
前記被検査器官の画像を再構成する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 4 7】

さらに、
前記再構成した画像を表示する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 6 に記載の方法。 30

【請求項 2 4 8】

さらに、
前記再構成した画像を、リアルタイムの画像上に重畳する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 6 に記載の方法。

【請求項 2 4 9】

さらに、
前記重畳の結果を表示する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 8 に記載の方法。

【請求項 2 5 0】

さらに、
前記選択した活動状態に応じて、計算した複数の軌跡のうちの 1 つを選択する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 4 6 に記載の方法。 40

【請求項 2 5 1】

さらに、
前記選択した軌跡の表現を、前記再構成した画像上に重畳することを特徴とする請求項 2 5 0 に記載の方法。

【請求項 2 5 2】

さらに、
前記重畳の結果を表示する手順を具えていることを特徴とする請求項 2 5 1 に記載の方法 50

。

【請求項 2 5 3】

さらに、

前記手術ツールを、前記手術ツールの位置及び向きの情報に従って、前記再構成した画像上に重畳することを特徴とする請求項 2 5 0 に記載の方法。

【請求項 2 5 4】

さらに、

前記重畳の結果を表示する手順を具備していることを特徴とする請求項 2 5 3 に記載の方法

。

【請求項 2 5 5】

さらに、

前記選択した軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点の後方にある部分の、所定の表現を生成する手順と；

前記選択した軌跡の、前記手術ツールに関連する位置及び向きの情報によって規定される点の前方にある部分の、前記所定の表現とは異なる所定の表現を生成する手順と

を具備していることを特徴とする請求項 2 5 3 に記載の方法。

【請求項 2 5 6】

前記平行移動先の座標を特定する手順を、前記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に従って実行することを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 5 7】

前記被検査器官の画像が二次元画像であることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 5 8】

前記被検査器官の画像が、内部の三次元ナビゲーション画像であることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 5 9】

前記被検査器官の画像が、外部の三次元ナビゲーション画像であることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 0】

前記被検査器官の画像が半透明であることを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 1】

前記被検査器官の画像が、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 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 2】

前記被検査器官の画像を手動で修正することを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 3】

前記特定する手順及び前記関連付ける手順を反復することを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 4】

前記再構成する手順を、前記選択した活動状態に属する複数の二次元画像、及び前記選択した活動状態以外の複数の活動状態に属する複数の補助的な二次元画像を用いることによって実行することを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 5】

前記選択した活動状態が、器官タイミング信号のリアルタイムの測定値が表わす活動状態にほぼ等しいことを特徴とする請求項 2 4 2 に記載の方法。

【請求項 2 6 6】

動きのある被検査器官の画像列を表示する方法において、この方法が、

前記被検査器官の器官タイミング信号を検出する手順を具備して、前記器官タイミング信号が、器官タイミング信号のサイクルを規定し；

前記方法がさらに、画像検出器を用いて、前記被検査器官の二次元画像を複数検出する手

10

20

30

40

50

順と；

前記画像検出器の位置及び向きを検出する手順と；

前記二次元画像の各々を、前記画像検出器の位置及び向き、及び前記検出した器官タイミング信号に関連付ける手順と；

前記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、前記三次元画像の各々は、前記二次元画像から選択した二次元画像から再構成したものであり、前記選択した二次元画像は、前記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し、前記方法がさらに、前記器官タイミング信号のリアルタイムの読み取り値に応じて、前記三次元画像のうちの1つを選択する手順と；

前記選択した三次元画像を表示する手順と

を具えていることを特徴とする画像列の表示方法。

10

【請求項267】

前記選択の手順の後にさらに、

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

前記手術ツールの表現を、前記検出した前記手術ツールの位置及び向きに従って、前記選択した三次元画像上に重畳する手順と

を具えていることを特徴とする請求項266に記載の方法。

【請求項268】

前記選択の手順の後にさらに、

手術ツールの位置及び向きを検出する手順と；

前記検出した前記手術ツールの位置及び向きの表現を、前記選択した三次元画像上に重畳する手順と

を具えていることを特徴とする請求項266に記載の方法。

20

【請求項269】

前記表示の手順の前にさらに、

リアルタイムの画像を検出する手順と；

前記選択した三次元画像の投影を、前記検出したリアルタイムの画像上に重畳する手順とを具えていることを特徴とする請求項266に記載の方法。

【請求項270】

前記検出した前記手術ツールの位置及び向き、及び前記検出した前記画像検出器の位置及び向きが共に、1つの座標系内に存在することを特徴とする請求項267に記載の方法。

30

【請求項271】

前記手術ツールを、

鉗子；

レーザーカッター；

刷毛；

カテーテル；

ステント；

気球；

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；

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；

内視鏡；

電気生理学的マッピング装置；

40

50

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することを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 2】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの推定位置を示すものであることを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 3】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの向きを示すものであることを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 4】

前記手術ツールの表現がカーソル形式であることを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 5】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの擬似現実的視覚化であることを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 6】

前記手術ツールの表現が、前記手術ツールの三次元表現を、リアルタイムの画像上に投影したものから成ることを特徴とする請求項 2 6 7 に記載の方法。

【請求項 2 7 7】

前記再構成の手順をさらに、前記選択した二次元画像の各々に関連する位置及び向きの情報に従って実行することを特徴とする請求項 2 6 6 に記載の方法。

【請求項 2 7 8】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 1 ~ 3 9 のいずれかに記載の医療用撮像兼ナビゲーションシステム。

【請求項 2 7 9】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 1 ~ 3 9 のいずれかに記載の医療用撮像兼ナビゲーションシステム。

【請求項 2 8 0】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 4 0 ~ 1 1 9 のいずれかに記載の画像列の表示方法。

【請求項 2 8 1】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 4 0 ~ 1 1 9 のいずれかに記載の画像列の表示方法。

【請求項 2 8 2】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 1 4 9 ~ 1 9 2 のいずれかに記載の医療用撮像兼ナビゲーションシステム。

【請求項 2 8 3】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 1 4 9 ~ 1 9 2 のいずれかに記載の医療用撮像兼ナビゲーションシステム。

【請求項 2 8 4】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 1 9 3 ~ 2 2 6 のいずれかに記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 8 5】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 1 9 3 ~ 2 2 6 のいずれかに記載のグラフィカル・ユーザ・インタフェース。

【請求項 2 8 6】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 2 4 2 ~ 2 6 5 のいずれかに記載の画像の再構成方法。

【請求項 2 8 7】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 2 4 2 ~ 2 6 5 のいずれかに記載の画

10

20

30

40

50

像の再構成方法。

【請求項 288】

本願明細書に実質的に記載した事項を特徴とする請求項 266 ~ 277 のいずれかに記載の画像列の表示方法。

【請求項 289】

本願の図面に実質的に示す事項を特徴とする請求項 266 ~ 277 のいずれかに記載の画像列の表示方法。

【発明の詳細な説明】

【クロスリファレンス情報】

【0001】

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。

【技術分野】

【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】

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】

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5,152,290 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。

【0008】

【特許文献 2】

米国特許5,690,113 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

10

20

30

40

50

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ープ、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。

【0009】

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。

10

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

20

【特許文献3】

米国特許5,787,889 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

【0013】

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を表現する。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

【0014】

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。

【0015】

【特許文献4】

米国特許5,924,989 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 capturing 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

50

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 1 6 】

【 特 許 文 献 5 】

米国特許5,830,145 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。 10

【 0 0 1 7 】

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 1 8 】

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）、超音波トランスデューサ（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。 20 30

【 0 0 1 9 】

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 0 】

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。 40

【 0 0 2 1 】

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、ディスプ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 1 6 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。

【 0 0 2 2 】

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。

【0023】

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。

10

【0024】

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。

【0025】

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。

20

【0026】

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。

【0027】

光コヒーレンス断層撮影(OCCT)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。OCCT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。

30

【0028】

【特許文献6】

米国特許6,134,003

【特許文献7】

米国特許6,175,669

【特許文献8】

米国特許5,994,690 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、OCCT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。

40

【0029】

【特許文献9】

米国特許5,935,075 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

50

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】

【0030】

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。

10

【課題を解決するための手段】

【0031】

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。

20

【0032】

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。

30

【0033】

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。

40

【0034】

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

50

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。

【0035】

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。

10

【0036】

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。

【0037】

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。

20

【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。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。

30

【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。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。

40

【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

50

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。

【0041】

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。

【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。

【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。

【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。

【0045】

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。

【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着する。

【0047】

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MPSセンサは、手術ツール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

10

20

30

40

50

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。

【0048】

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ECG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、ECG中で選択した時点の画像を再生することができる。

10

【0049】

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。

20

【0050】

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。

【0051】

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。

30

【0052】

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細密な画像を得ることができる。

40

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。

(実施例の詳細な説明)

【実施例1】

50

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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の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。位置及び向きの検出システムは、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。

10

【 0 0 5 5 】

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。

20

【 0 0 5 6 】

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

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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。

40

【 0 0 5 9 】

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

50

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。

【0060】

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。

【0061】

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 reconstructor）112、適応型ボリューム・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162₁、162₂、及び162_N、及びディスプレイ（表示装置）130を具えている。

10

【0062】

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。

20

【0063】

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。

【0064】

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162₁、162₂、及び162_Nを具えている。

30

【0065】

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154₁、154₂、及び154₃、複数のデジタル・アナログ変換器（DAC：digital-to-analog converter）156₁、156₂、及び156₃、増幅器158、発信器160、複数のMPSセンサ162₁、162₂、162₃、及び162_N、複数のアナログ・デジタル変換器（ADC）164₁、164₂、164₃、及び164_N、及びセンサ・インタフェース166を具えている。

40

【0066】

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154₁、154₂、及び154₃に結合する。DACユニット156₁、156₂、及び156₃はそれぞれ、ルックアップ・テーブル・ユニット154₁、154₂、及び154₃に結合し、そして増幅器158に結合する。増幅器158はさらに、発信器160に結合する。発信器160はTXでも表わす。MPSセンサ162₁、162₂、162₃、及び162_Nはさらに、それぞれRX₁、RX₂、RX₃、及びRX_Nとも表わす。

【0067】

50

アナログ・デジタル変換器 (ADC) 164₁、164₂、164₃、及び164_Nはそれぞれ、センサ162₁、162₂、162₃、及び162_N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。

【0068】

各ルックアップ・テーブル・ユニット154₁、154₂、及び154₃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156₁、156₂、及び156₃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154₁及びDACユニット156₁がX軸についての信号を発生し、ルックアップ・
10
テーブル154₂及びDACユニット156₂がY軸についての信号を発生し、ルックアップ・テーブル154₃及びDACユニット156₃がZ軸についての信号を発生する。

【0069】

DACユニット156₁、156₂、及び156₃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162₁、162₂、162₃、及び162_Nによって検出することができる。各MPSセンサ162₁、162₂、162₃、及び162_N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164₁、164₂、164₃、及び164_Nに供給する。各ADCユニット164₁、164₂、
20
164₃、及び164_N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。

【0070】

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162₁、162₂、162₃、及び162_N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154₁、154₂、及び154₃を更新する。

【0071】

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
30
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。

【0072】

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162₁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162₂経由で受け取って処理する。

【0073】

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_N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_Nを基準として用いる。MPSセンサ162_Nは一般に、患者の体の検査領域（参照番号140）に取り付ける。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。

【0074】

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
50

サ 1 6 2₁、1 6 2₂、及び 1 6 2_Nは、コイルのような電磁界検出素子を具えて、M P S システム 1 0 8 が発生する電磁界を検出する。

【 0 0 7 5 】

M P S システム 1 0 8 は、検出した電磁界を処理して、M P S センサ 1 6 2₁、1 6 2₂、及び 1 6 2_Nの三次元的な位置及び向きの識別結果を提供する。従って、M P S システム 1 0 8 は、画像トランスデューサ 1 1 8、手術ツール 1 2 0、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。

【 0 0 7 6 】

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 1 1 8 の位置及び向きから直接導出する。従って M P S システム 1 0 8 は、M P S センサ 1 6 2₂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 1 1 8 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。

10

【 0 0 7 7 】

E C G モニター 1 0 6 は、検査する心臓の電氣的タイミング信号 (E C G - 心電図) を取得して表現することができる。なお、E C G は心臓のタイミング信号であり、E C G 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。E C G 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。E C G は、少なくとも 2 つの E C G 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。

【 0 0 7 8 】

E C G 電極 1 2 8 は、心臓からの電気信号を連続的に取得して、この信号を E C G モニター 1 0 6 に供給する。E C G モニター 1 0 6 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、このデータをディジタル・フォーマットにして主コンピュータ 1 0 2 に供給する。

20

【 0 0 7 9 】

主コンピュータ 1 0 2 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 1 0 2 はさらに、手術ツール 1 2 0 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 1 0 2 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

【 0 0 8 0 】

手術ツール 1 2 0 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 1 0 2 は、手術ツール 1 2 0 に取り付けられた M P S センサ 1 6 2₁の位置及び向きを受け取って、手術ツール 1 2 0 の M P S センサ 1 6 2₁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 1 2 0 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 1 0 2 は、手術ツール 1 2 0 の M P S センサ 1 6 2₁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 1 0 2 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。

【 0 0 8 1 】

D 3 D R 1 1 2 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。

40

【 0 0 8 2 】

A V D B 1 1 4 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 E C G のシーケンスはさらに、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。

【 0 0 8 3 】

50

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。

【0084】

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。

10

【0085】

次に図 2 A 及び図 2 B を参照して説明する。図 2 A 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 2 B 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。

20

【0086】

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。

【0087】

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。

30

【0088】

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 2 B の二次元画像 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、及び 190 F）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 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、及び 190 F（図 2 B）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。

40

【0089】

図 2 B に示すように、各二次元画像 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、及び 190 F 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 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、及び 190 F 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。

【0090】

50

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。

【0091】

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。

10

【0092】

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、及び) 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、及びは、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。

【0093】

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。

20

【0094】

ECG 信号は、二次元画像 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、190 F、190 G、190 H、190 I、190 J、190 K、190 L、190 M、190 N、190 O、190 P、190 Q、190 R、及び 190 S 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 190 A、190 B、190 C、190 D、190 E、190 F、190 G、190 H、190 I、190 J、190 K、190 L、190 M、190 N、190 O、190 P、190 Q、190 R、及び 190 S 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。

30

【0095】

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。

40

【0096】

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

50

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。

【0097】

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。

【0098】

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。

【0099】

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。

【0100】

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、この部分に係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。

【0101】

システム 100 (図 1) は、三次元画像 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。

【0102】

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) 表現またはボクセル表現のいずれをも用いて動作することができる。

【0103】

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、

10

20

30

40

50

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。

【0104】

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。

10

【0105】

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162₁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。

20

【0106】

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。

【0107】

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。

30

【0108】

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。

40

【0109】

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162₂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。

【0110】

手順236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102が、ECG信号、取得した二次元画像、及び各二次元画像の位置及

50

び向きを受け取る。主コンピュータ102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。

【0111】

手順238では、手術ツール238の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、MPSセンサ162₁を介して手術ツール120の位置及び向きを検出する。

【0112】

手順240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5Dに示すように、主コンピュータ102は、取得した二次元画像の一部、即ち二次元画像190Zのように、手術ツール120の画像表現を含み得るものを推定する。主コンピュータ102は、検出した手術ツール120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102は、MPSセンサ162₁が取得する情報、及び手術ツール120の物理的な寸法を表わす情報に従って、手術ツール120が占める三次元空間を特定する。主コンピュータ102は、取得した二次元画像（例えば図5Dの190Z）と、この三次元空間とが交叉する交差領域（例えば図5Dに示す部分198）を計算する。主コンピュータ102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120の画像を二次元画像から除外することは、手術ツール120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。

【0113】

手順242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102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。

【0114】

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102は、適応型ボリューム・データベース114内の三次元仮想ボリューム200（図5A）のうち選択したものの中に、各二次元画像を格納する。

【0115】

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、D3DR 112が、各三次元仮想ボリューム200（図5B）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。

【0116】

手順244では、手順230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、ECGモニター106が、ECG電極128を介して、被検査器官の器官タイミング信号188を検出する。主コンピュータ102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。

【0117】

手順246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、MPSセンサ162₁が、手術ツール120の位置及び向きを検出する。画像重畳プロセッサ116が、手術ツール120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116は、手順238でMPSセンサ162₁が検出した、手術ツール120の位置及び向きに従って、手術ツール120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MPS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。

【0118】

手順248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130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。

【0119】

次に図7A及び図7Bを参照して説明する。図7A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270で参照する。図7Bは、患者の心臓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。

【0120】

図7Aに示すように、システム270は、画像重畳プロセッサ272、適応型ボリューム・データベース(AVDB)274、ECGモニター278、ディスプレイ284、同期プロセッサ286、医療用位置決めシステム(MPS)288、拡張カテーテル280、及び複数のMPSセンサ294、296、及び298を具えている。ディスプレイ284は、レンダラ(レンダリング装置)276及びゴーグル282を含む。手術ツール290は、拡張カテーテル280内に挿入する。

【0121】

画像重畳プロセッサ272は、AVDB 274、レンダラ276、及びMPSシステム288に結合する。レンダラ276はさらに、AVDB 274及びゴーグル282に結合する。MPSシステム288はさらに、拡張カテーテル280、レンダラ276、及びMPSセンサ294、296、及び298に結合する。同期プロセッサ286は、AVDB 274及びECGモニター278に結合する。

【0122】

ECGモニター278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286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。

【0123】

同期プロセッサ286は、ECG信号を分析して、ECG信号における活動状態を特定する。同期プロセッサ286は、AVDB 274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。

【0124】

AVDB 274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100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MRI(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。

【0125】

AVDB 274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は、医師は、ECG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。

【0126】

レンダラ276は、手術ツール290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

10

20

30

40

50

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。

【0127】

例えば、手術ツール290の座標を基準座標として選択した場合には、レンダラ276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290を被検査器官に対して動かす際には、医師は、手術ツール290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290の静止表現を観測する。

【0128】

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276は、被検査器官が静止して、手術ツール290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290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290の表現が動くことによって手術ツール290が動きを示す間に、被検査器官の静止表現を観測する。

10

【0129】

MPSシステム288は、MPS発信器（図示せず）、及びMPSセンサ294、296、及び298を具えている。MPSシステム288は、これに装着したセンサ294を用いて、手術ツール290の位置及び向きを測定する。MPSシステム288は、ゴーグル282に装着したMPSセンサ296（図7B）を用いて、ユーザの視点の位置及び向きを検出する。MPSシステム288は、患者の体に装着したMPSセンサ298を用いて、患者の体の位置及び向きを測定する。

20

【0130】

画像重畳プロセッサ272は、前記選択した心臓の三次元画像を、AVDB 274から受け取る。画像重畳プロセッサ272はさらに、手術ツール290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、MPSシステム288から受け取る。

【0131】

画像重畳プロセッサ272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290の座標系に合わせる。画像重畳プロセッサ272は、手術ツール290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276に供給する。

30

【0132】

レンダラ276は、ゴーグル282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、MPSシステム288から受け取る。レンダラ276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276は、このレンダリングした画像をゴーグル282に供給する。

【0133】

ゴーグル282（図7B）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270（図7A）は、患者の体の位置及び向き、及びゴーグル282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270は、ゴーグル282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282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。

40

【0134】

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。

【0135】

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

50

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、A V D B 274 に検索コマンドを提供する。A V D B 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 330 A、330 B、330 C、330 D、及び 330 H 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 330 A、330 B、330 C、330 D、及び 330 H 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。

【0136】

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ッサを図式的に示す図である。システム 270（図 7 A）は、図 330 A 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。

【0137】

三次元画像 330 A の位置及び向きは、座標系 326（X, Y, Z）内で定める。同様に、M P S 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 330 A に追加することができる。図 7 A 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 330 A に追加して、三次元画像 330 A は、三次元ボリューム 200 A 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、刷毛、カテーテル、ステント、気球（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。

【0138】

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 7 A に示すように、E C G モニター 278 は心臓のタイミング信号を検出する。

【0139】

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 7 A に示すように、A V D B 274 は器官の三次元画像を選択する。

【0140】

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 7 A に示すように、M P S 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。

【0141】

手順 306 では、手術ツール 290 の位置及び向きの表現を、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 272 が、手術ツール 290 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。

【0142】

手順 308 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

10

20

30

40

50

は、ゴーグル 282 の位置及び向きから導出する。ゴーグル 282 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 270 は、ゴーグル 282 の LCD 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 7A に示すように、MPS システム 288 が、ゴーグル 282 に装着したセンサ 296 を用いて、ゴーグル 282 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 MPS センサを装着することができる。

【0143】

手順 310 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 7A に示すように、レンダラ 276 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。

10

【0144】

手順 312 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 7A に示すように、ゴーグル 282 はレンダリングした三次元画像列を表示する。

【0145】

次に図 11 を参照して説明する。図 11 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 350 で参照する。管内撮像兼手術システム 350 は、管内超音波システム（IVUS）トランスデューサ 352、手術ツール（即ち、通常は最小侵入型手術装置）354、MPS センサ 356、及び 358、装着カテーテル 360、及び拡張カテーテル 362 を具備している。IVUS トランスデューサ 352 はカテーテル 360 に装着する。なお、本実施例には、回転音響ミラーを具備したもののような他の IVUS 装置も適用可能である。

20

【0146】

IVUS トランスデューサ 352 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 364 の表面に行き渡らせる。表面 364 は、この表面に指向された超音波の一部を反射する。IVUS トランスデューサ 352 は、これらの反射超音波を検出して、これを表わす信号を、IVUS トランスデューサ 352 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。

30

【0147】

なお、IVUS 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 IVUS 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。

40

【0148】

本発明は、慣例の IVUS 素子と独自の小型 MPS 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）IVUS または GIVUS と称され、これについては以下に説明する。本発明の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。

【0149】

50

概して、本発明の新規の G I V U S 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 A N G I O (血管造影検査装置、血管撮像装置)、リアルタイム M R I、等のように再生することができる。

【0150】

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。

10

【0151】

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 432₁、432₂、及び 432_N、及びディスプレイ 430 を具えている。

【0152】

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。

【0153】

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 432₁、432₂、及び 432_N に結合する。

20

【0154】

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、RCG 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。

30

【0155】

図 12 に示す例は、MPS センサ 432₂ 及び MPS システム 408 を具えて、MPS センサ 432₂ 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 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。

40

【0156】

MPS センサ 432₁ 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

50

。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。

【0157】

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

10

【0158】

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。ECG 442 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

【0159】

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。

【0160】

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、ということの意味する。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、ということの意味する。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、ということの意味する。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

30

40

【0161】

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。

50

【0162】

次に図15A及び図15Bを参照して説明する。図15A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450で参照する。図15Bは、図15A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。

【0163】

図15Aに示すように、システム450は、撮像カテーテル452、撮像システム454、MPS456、発信器458、体用MPSセンサ490、プロセッサ460、複数のECG電極（図示せず）、ECGモニター464、及びディスプレイ466を具えている。撮像カテーテル452は、撮像MPSセンサ468、及び画像検出器470を具えて、これらは共に、撮像カテーテル452のチップ472に位置する。 10

【0164】

図15Aに示す例では、画像検出器470が光コヒーレンス断層撮影（OCT：optical coherence tomography）用撮像素子である。なお画像検出器470は、上述のIVUSTransデューサまたは他の種類の超音波Transデューサ、磁気共鳴撮像（MRI）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。

【0165】

撮像システム454は、画像検出器470が検出する画像を表現する信号を発生する。MPS456、プロセッサ460、ECGモニター464、及びディスプレイ466はそれぞれ、図1のMPS108、主コンピュータ102、ECGモニター106、及びディスプレイ130と同様のものである。ディスプレイ466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。MPS456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。ECGモニター464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MPSセンサ468は、撮像カテーテル452のチップ472の位置及び向き、従って画像検出器470の位置及び向きを測定する。 20

【0166】

撮像カテーテル452は被検査器官474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。 30

【0167】

ECG電極は、患者462の体、及びECGモニター464に取り付ける。体用MPSセンサ490は、患者462の体、及びMPS456に取り付ける。プロセッサ460は、撮像システム454、MPS456、ECGモニター464、及びディスプレイ466に結合する。MPS456はさらに、撮像MPSセンサ468及び発信器458に取り付ける。撮像システム454はさらに、画像検出器470に結合する。

【0168】

MPS456はMPSセンサ毎に、MPS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。MPS456は、前記測定した座標を表わす座標データをプロセッサ460に供給する。 40

【0169】

MPS456は、体用MPSセンサ490を用いて患者の位置及び向きを検出し、この位置及び向きは、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。

【0170】

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 50

の欠点を克服する。

【0171】

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。

【0172】

MPS456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。

【0173】

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。

【0174】

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。

【0175】

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。

【0176】

プロセッサ460は、所定の活動状態 T_1 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。

【0177】

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。

【0178】

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関係する。図 1 5 B を参照すれば、プロセッサ 4 6 0 は、軌跡 5 0 6 と再構成した三次元画像 5 0 0 とを関連付け、これらは活動状態 T_1 に関係する。同様に、プロセッサ 4 6 0 は、軌跡 5 0 8 と再構成した三次元画像 5 0 2 とを関連付け、これらは活動状態 T_2 に関係し、さらに軌跡 5 1 0 と再構成した三次元画像 5 0 4 とを関連付け、これらは活動状態 T_3 に関係する。

【 0 1 7 9 】

軌跡を計算するために用いる点 5 1 2、5 1 4、5 1 6、5 1 8、5 2 0、5 2 2、5 2 4、5 2 6、及び 5 2 8 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 4 6 0 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 4 6 0 は、軌跡 5 0 6 を三次元画像 5 0 0 上に重畳して、軌跡 5 0 8 を三次元画像 5 0 2 上に重畳して、軌跡 5 1 0 を三次元画像 5 0 4 上に重畳する。

10

【 0 1 8 0 】

なお、点 5 1 2、5 1 4、5 1 6、5 1 8、5 2 0、5 2 2、5 2 4、5 2 6、及び 5 2 8 は、図 1 3 B の点 5 2、5 4、5 6、5 8、6 0、6 2、6 4、6 6、及び 6 8 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 4 6 0 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。

【 0 1 8 1 】

なお、プロセッサ 4 6 0 は、M P S 4 5 6 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 4 5 2 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 4 7 0 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 4 6 0 は、カテーテル 4 5 2 の画像検出器 4 7 0 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 4 7 0 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 4 6 0 が、画像検出器 4 7 0 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 4 6 0 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。

20

30

【 0 1 8 2 】

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。

【 0 1 8 3 】

次に図 1 6 A、図 1 6 B、図 1 6 C、及び図 1 6 D を参照して説明する。図 1 6 A は、図 1 5 A 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 1 6 B 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（G U I : graphical user interface）を図式的に示す図であり、G U I 全体を参照番号 7 3 0 で参照する。図 1 6 C は、本発明の他の実施例により構成され、動作する G U I を図式的に示す図であり、G U I 全体を参照番号 7 6 0 で参照する。図 1 6 D 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、M P S、及び E C G 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。

40

【 0 1 8 4 】

図 1 6 A に示すように、システム 4 5 0 はさらに、手術カテーテル 4 8 0、ガイダンス（

50

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、刷毛、カテーテル、ステント、気球(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

【0185】

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

【0186】

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

【0187】

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。 30

【0188】

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

【0189】

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、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。

【0190】

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 50

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。

【０１９１】

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関する医療情報を含み、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。

10

【０１９２】

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。

20

【０１９３】

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。

【０１９４】

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。

30

【０１９５】

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。

【０１９６】

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。

40

【０１９７】

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

50

信器 4 5 8 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 4 8 4 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。

【 0 1 9 8 】

プロセッサ 4 6 0 は、走査プロセス (図 1 5 A) 中に取得した M P S 座標データに従って、二次元画像 7 5 4 を、リアルタイム二次元画像 7 5 8 中の下行大動脈 7 4 4 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 4 6 2 の体の強調表示部分 (即ちウィンドウ 7 3 4 内の投影 7 5 4) にある手術カテーテル 4 8 0 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 4 8 2 の助けを借りて下行大動脈 7 4 4 内の手術カテーテル 4 8 0 のナビゲーションを行うことができる。

【 0 1 9 9 】

G U I 7 6 0 はウィンドウ 7 6 2 及び 7 6 4 を含む。ウィンドウ 7 6 2 は、患者 4 6 2 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 7 6 6 を含む。この場合には、被検査器官は、患者 4 6 2 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) 7 6 6 である。ウィンドウ 7 6 2 はさらに手術ツールの表現 7 6 8 を含み、これは、手術ツール 4 8 6 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。

10

【 0 2 0 0 】

ウィンドウ 7 6 4 は、心臓 7 7 0 のリアルタイム二次元ナビゲーション画像 7 7 2 を含む。心臓 7 7 0 は L M & L A D 冠状動脈 7 7 6 を具えている。プロセッサ 4 6 0 は、再構成した三次元画像 7 6 6 の投影 7 7 4 を、リアルタイム二次元ナビゲーション画像 7 7 2 上に重畳する。プロセッサ 4 6 0 はさらに、手術ツール 4 8 6 の表現 7 7 8 を、リアルタイム二次元ナビゲーション画像 7 7 2 上に重畳する。表現 7 7 8 は、L M & L A D 冠状動脈 7 7 6 内の手術ツール 4 8 6 の現在の位置及び向きを示す。

20

【 0 2 0 1 】

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 4 6 0 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 4 6 0 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。

【 0 2 0 2 】

図 1 6 D に示すように、プロセッサ 4 6 0 は、M P S の座標データ 5 5 2 に従って、複数の二次元画像 5 5 4 から被検査器官 4 7 4 の三次元画像 5 0 2 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 5 5 6 のサイクル中で選択した活動状態に関係する。プロセッサ 4 6 0 は、T₂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 5 0 2 を再構成する。これに加えて、プロセッサ 4 6 0 は、点 5 1 4、5 2 0、及び 5 2 6 から撮像カテーテルのチップの軌跡 5 5 8 を作成して、この軌跡は活動状態 T₂に対応する。

30

【 0 2 0 3 】

システム 4 5 0 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 4 5 0 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。

40

【 0 2 0 4 】

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 4 6 0 が、画像を取得した座標系を、手術ツールの M P S 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。

【 0 2 0 5 】

次に図 1 7 を参照して説明する。図 1 7 は、本発明のさらなる実施例により構成され、動

50

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

【0206】

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。

【0207】

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。

20

【0208】

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

【0209】

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。

【0210】

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。

40

【0211】

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)化して見ることができ、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。

50

【0212】

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。

【0213】

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678₁、678₂、678₃、678₄、678₅、678₆、及び複数の水平ガイド680₁、680₂、680₃、680₄、680₅、680₆を含む。横断面図672はブラック682の画像を含む。オペレータは、垂直ガイド678₁、678₂、678₃、678₄、678₅、678₆の位置、及び水平ガイド680₁、680₂、680₃、680₄、680₅、680₆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。オペレータはブラック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。

【0214】

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708₁、708₂、708₃、708₄、708₅、708₆、及び複数の垂直ガイド710₁、710₂、710₃、710₄、710₅、710₆を含む。縦断面図702はブラック712を含む。オペレータは、垂直ガイド708₁、708₂、708₃、708₄、708₅、708₆の位置、及び水平ガイド710₁、710₂、710₃、710₄、710₅、710₆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。オペレータはブラック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。

【0215】

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。

【0216】

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。

【0217】

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。

【0218】

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

10

20

30

40

50

)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。

【0219】

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。

10

【0220】

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、サーモグラフィ装置、等とすることができる。

【0221】

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。

【0222】

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。

20

【0223】

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)。

30

【0224】

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)。

【0225】

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。

40

【0226】

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、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。

【0227】

手順840では、画像を重畳した結果を表示する。図16A及び図16Bに示すように、手術ツール486の表現756をリアルタイム二次元ナビゲーション画像758上に重畳したもの、及び再構成した三次元画像736をリアルタイム二次元ナビゲーション画像7

50

58上に重畳したものを、ディスプレイ466に表示する。

【0228】

本発明の他の要点によれば、システム450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450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。

【0229】

次に図23A、23B、及び23Cを参照して説明する。図23A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850で参照する。図23Bは、図23Aの動脈850の選択領域の断面図である。図23Cは、図23B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（GUI）で表現したものを図式的に示す図であり、GUI全体を参照番号860で参照する。

10

【0230】

動脈850は、プラーク852、854、及び856を有する。なお、プラーク852、854、及び856は、一箇所に固定でも動的でもあり得る。プラーク852、854、及び856はそれぞれ、動脈850の75%、60%、80%を閉塞している。図23Bの斜線を付けた領域は、動脈850内のプラーク852による阻害を表わし、内腔858が血流用の開口部として残されている。

【0231】

プロセッサ460は、プラークの種類、プラーク密度、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。

20

【数1】

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

30

ここに、%_{BLOCKED}は閉塞の%比率を表わし、 S_{LUMEN} は内腔858の断面積を表わし、 S_{ARTERY} は動脈850の内部の総断面積である。

【0232】

GUI 860は、グラフィック・ウィンドウ（図形表示窓）862を含む。グラフィック・ウィンドウ862は、動脈850の再構成した三次元画像864、及び比率選択ウィンドウ866を含む。比率選択ウィンドウ866は、増減（グラデーション）バー874、ポインタ（指針）876、及び数値ボックス878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876を増減バー874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878内に入力することができる。図23Bに示す例では、数値ボックス878内に選択した比率の数値70%が示されてある。

40

【0233】

次にシステム450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23Bに示す例では、再構成した三次元画像864内で、動脈850の、70%以上閉塞した領域のみにマークを付けてある。70%を超えるプラーク852及び856はそれぞれ、再構成した三次元画像864上のマークを付けた領

50

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 3 4 】

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 3 5 】

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 3 6 】

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。

20

【 0 2 3 7 】

手順 9 0 4 では、前記測定した阻害の値を、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 3 8 】

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）。

30

【 0 2 3 9 】

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。

40

【 0 2 4 0 】

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 1 】

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

50

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 950、952、及び 954 で参照する。図 25B 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 25C は、図 25A の 1つの活動状態における管の画像を、図 25B 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 25D は、図 25A の他の活動状態における管の画像を、図 25B 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。

【0242】

図 25A に示すように、被検査器官 474 (図 15A) の三次元画像 950 は、活動状態 T_1 中に検出した二次元画像 956₁、956₂、956₃、及び 956₄ から再構成する。活動状態 T_1 中の撮像カテテル 452 の経路を軌跡 958 で表わす。被検査器官 474 の三次元画像 952 は、活動状態 T_2 中に検出した二次元画像 960₁、960₂、960₃、及び 960₄ から再構成する。活動状態 T_2 中の撮像カテテル 452 の経路を軌跡 962 で表わす。被検査器官 474 の三次元画像 954 は、活動状態 T_3 中に検出した二次元画像 964₁、964₂、964₃、964₄、及び 964₅ から再構成する。活動状態 T_3 中の撮像カテテル 452 の経路を軌跡 966 で表わす。

【0243】

二次元画像 956₁、956₂、956₃、及び 956₄ の座標は、それぞれ点 968₁、968₂、968₃、及び 968₄ で表わす。二次元画像 960₁、960₂、960₃、及び 960₄ の座標は、それぞれ点 970₁、970₂、970₃、及び 970₄ で表わす。二次元画像 964₁、964₂、964₃、964₄、及び 964₅ の座標は、それぞれ点 972₁、972₂、972₃、972₄、及び 972₅ で表わす。

【0244】

なお、プロセッサ 460 は、被検査器官 474 の異なる活動状態中に、撮像カテテルが被検査器官 474 の内部で辿るものと想定される経路の、異なる軌跡 958、962、及び 966 の各々を計算する。さもなければ、軌跡 958、962、及び 966 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 958、962、及び 966 のそれぞれの始点を表わす点 968₁、970₁、及び 972₁ は、同じ時点に属する。同様に、軌跡 958、962、及び 966 のそれぞれの終点を表わす点 968₄、970₄、及び 972₅ 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。

【0245】

図 25B に示すように、二次元画像 960₂ 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 970₂ で表わされる。プロセッサ 460 は、軌跡 958 上の画像 960₂ を移動した座標を特定し、ここでプロセッサ 460 は、これらの座標は撮像 MPS センサ 468 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。

【0246】

本実施例では、プロセッサ 460 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 970₁ から点 970₂ までの距離 (即ち軌跡 962 の始点からの距離) の、軌跡 962 の全長 (即ち、点 970₁ から点 970₄ まで) に対する比率が b に等しいものとする。プロセッサ 460 は、移動先の軌跡 958 上で、点 968₁ からの距離の、軌跡 958 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 958 上の点 970_{2T} で表わす。そしてプロセッサ 460 は、点 970_{2T} で表わされる平行移動先の座標を用いることによって、活動状態 T_2 の二次元画像 960₂ 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。

【0247】

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960₂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。

【0248】

プロセッサ460は、点972₂が軌跡966上で、軌跡の始点から点972₂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972₂を平行移動先の座標として 10
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964₂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。

【0249】

プロセッサ460は、点972₃が軌跡966上で、軌跡の始点から点972₃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972₃を平行移動先の座標として 20
特定し、このことは、軌跡958の始点から点972_{3T}までの距離の、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964₃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。

【0250】

このようにして、プロセッサ460は、画像964_{1T}、960_{1T}、956₁、960_{2T}、964_{2T}、956₂、964_{3T}、960_{3T}、956₃、964_{4T}、956₄、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956₁、956₂、956₃、及び956₄(図25A)よりも 30
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。

【0251】

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960₁、960₂、960₃、960₄、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956₁、956₂、956₃、及び956₄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 40
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964₁、964₂、964₃、964₄、及び956₅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。

【0252】

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 50

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。

【0253】

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。

【0254】

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960₂の平行移動先である、点970_{2T}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970₂で表わされる二次元画像960₂の元の座標、及び軌跡958（即ち、点968₁、968₂、968₃、及び968₄で表わされる座標）により特定する。

【0255】

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960₂を活動状態 T_1 に関連付けて、平行移動先の座標970_{2T}にある平行移動した二次元画像960_{2T}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960₁、960₃、960₄、及び活動状態 T_3 に属する二次元画像964₁、964₂、964₃、964₄、964₅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_{1T}、960_{3T}、960_{4T}、964_{1T}、964_{2T}、964_{3T}、964_{4T}、及び964_{5T}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_{1T}、970_{3T}、970_{4T}、972_{1T}、972_{2T}、972_{3T}、972_{4T}、及び972_{5T}で表わされる。

【0256】

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956₁、956₂、956₃、956₄、及び補助的な二次元画像960₁、960₂、960₃、960₄、964₁、964₂、964₃、964₄、964₅から再構成する。

【0257】

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。

【0258】

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。

【0259】

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はそれぞれ、主枝1038及び1040を表現する。

【0260】

プロセッサ460(図15A)は、オペレータが撮像カテテル452のような撮像カテテルを用いて管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。

【0261】

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。

【0262】

軌跡1084は、走査プロセス中に撮像カテ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。

【0263】

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】

【0264】

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

のである。

【図 2 5 D】図 2 5 A 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 2 5 B の実施例に従って再構成したものである。

【図 2 6】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 2 7 A】複数の枝を含む管の部分を図式的に示す図である。

【図 2 7 B】本発明の他の実施例により構成され、動作する G U I を図式的に示す図である。

【符号の説明】

10

【 0 2 6 5 】

1 0 システム

1 2 カテーテル

1 4 引戻し装置

1 6 処理システム

1 8 胸部ハーネス

2 0 ハンドル

2 2 患者

2 4 ワイヤ

2 6 ワイヤ

20

2 8 ワイヤ

3 0 ワイヤ

1 0 0 三次元撮像システム

1 0 2 主コンピュータ

1 0 4 二次元画像取得装置

1 0 6 E C G モニター

1 0 8 医療用位置決めシステム

1 1 0 フレーム・グラバー

1 1 2 デジタル三次元画像再構成器

1 1 4 適応型立体データベース

30

1 1 6 画像重畳プロセッサ

1 1 8 画像トランスデューサ

1 2 0 手術ツール

1 2 8 E C G 電極

1 3 0 ディスプレイ

1 4 0 検査領域

1 5 0 位置及び向きのプロセッサ

1 5 2 発信器インタフェース

1 5 4 ルックアップ・テーブル・ユニット

1 5 6 デジタル - アナログ変換器

40

1 5 8 増幅器

1 6 0 発信器

1 6 2 M P S センサ

1 6 4 アナログ - デジタル変換器

1 6 6 センサ・インタフェース

1 7 0 体内放射方向超音波撮像システム

1 7 2 体内放射方向画像トランスデューサ

1 7 4 手術ツール

1 7 6 M P S センサ

1 7 8 M P S センサ

50

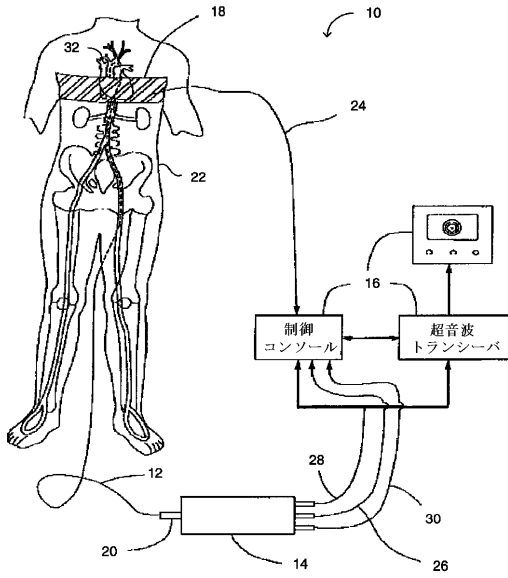
1 8 0	装着カテーテル	
1 8 2	拡張カテーテル	
1 8 6	座標系	
1 8 8	器官タイミング信号	
1 9 0	二次元画像	
1 9 2	ベクトル	
1 9 4	選択点	
1 9 8	小区分	
1 9 9	区分	
2 0 0	三次元ボリューム	10
2 7 0	リアルタイム三次元表示再生システム	
2 7 2	画像重畳プロセッサ	
2 7 4	適応型ボリューム・データベース	
2 7 6	レンダラ	
2 7 8	E C G モニター	
2 8 0	拡張カテーテル	
2 8 2	ゴーグル	
2 8 4	ディスプレイ	
2 8 6	同期プロセッサ	
2 8 8	医療用位置決めシステム	20
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	
3 5 2	管内超音波システム (I V U S) トランスデューサ	30
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	
4 0 6	E C G モニター	40
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	
4 4 2	E C G 信号	50

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	
4 6 2	患者	10
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	
4 8 6	手術ツール	20
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	
5 5 4	二次元画像	30
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	
6 3 2	E C G タイミング信号	40
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	
6 7 4	水平目盛	50

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	
7 1 0	水平ガイド	10
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	
7 4 6	上行大静脈	20
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	
7 6 6	左冠状動脈主幹部及び左前下行冠状動脈	30
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	
7 8 6	ウィンドウ	40
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	
8 5 8	内腔	50

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	
9 5 4	管の三次元画像	10
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	
1 0 3 4	側枝	20
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	
1 0 6 6	主部	30
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	
1 0 8 6	手術ツールの表現	40

【図 13 A】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
22 August 2002 (22.08.2002)

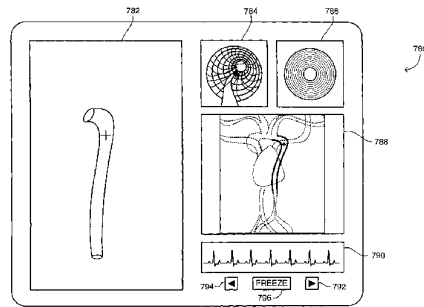
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/064011 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B** Street 12, 34657 Haifa (IL); **SCHWARTZ, Liat** [IL/IL];
Gnessin Street 9, 32447 Haifa (IL).
- (21) International Application Number: PCT/IL02/00108
- (22) International Filing Date: 12 February 2002 (12.02.2002) (74) Agent: **KORAKH, Eliav**; 15th Floor, Atidim Tower, P.O.
Box 58100, 61580 Tel Aviv (IL).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/782,528 13 February 2001 (13.02.2001) US
09/949,160 7 September 2001 (07.09.2001) US
- (71) Applicant (for all designated States except US):
MEDIGUIDE LTD. [IL/IL]; Advanced Technology
Center, P.O. Box 15003, 31053 Haifa (IL).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AI, AM, AT (utility model), AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CIL, CN, CO, CR, CU, CZ (utility model), DE (utility model), DK (utility model), DM, DZ, EC, EE (utility model), ES, FI (utility model), GB, GD, GI, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK (utility model), SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent

[Continued on next page]

(54) Title: MEDICAL IMAGING AND NAVIGATION SYSTEM



(57) Abstract: Medical imaging and navigation system including a processor, a medical positioning system (MPS), a two-dimensional imaging system and an inspected organ monitor interface, the MPS including an imaging MPS sensor, the two-dimensional imaging system including an image detector, the processor being coupled to a display unit and to a database, the MPS being coupled to the processor, the imaging MPS sensor being firmly attached to the image detector, the two-dimensional imaging system being coupled to the processor, the image detector being firmly attached to an imaging catheter.

WO 02/064011 A2

WO 02/064011 A2 

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

Published:

— *without international search report and to be republished upon receipt of that report*

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

MEDICAL IMAGING AND NAVIGATION SYSTEM**CROSS REFERENCE INFORMATION**

This application is a Continuation-in-Part of application No.
5 09/782,528, filed February 13, 2001, which is a Continuation-in-Part of
application No 09/314,474, filed May 18, 1999.

FIELD OF THE DISCLOSED TECHNIQUE

The disclosed technique relates to medical diagnostic and
10 surgery systems and methods in general, and to methods and systems for
three-dimensional medical imaging and navigation, in particular.

BACKGROUND OF THE DISCLOSED TECHNIQUE

Methods and systems for acquiring and presenting two-
15 dimensional and three-dimensional images are known in the art. Three-
dimensional imaging enhances modern diagnostics, therapy and surgery
procedures.

A two-dimensional imaging system processes and represents
two-dimensional internal body slices in static or in dynamic form on a
20 display. A conventional two-dimensional ultrasound imaging system
includes an ultrasound transducer, an image capturing module and an
image-processing unit.

The ultrasound transducer is placed in close proximity to the
tissue to be examined. The ultrasound transducer converts an electrical
25 signal to ultrasonic waves and directs the waves toward the examined
tissue. The ultrasonic waves are in part absorbed, dispersed, refracted
and reflected. The ultrasound transducer detects the ultrasonic reflections.
The ultrasound transducer converts the reflected ultrasonic waves to an
electrical signal and provides it to the image-processing unit.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

The image-processing unit processes the received electrical signal, thereby producing a plurality of two-dimensional images of slices of the inspected tissue. The image-capturing module captures each two-dimensional image and can provide each of them to a display or a printer.

5 US Patent No. 5,152,290 to Freeland, entitled "Method for recording ultrasound images to diagnose heart and coronary artery disease" is directed to a method for capturing and displaying two-dimensional ultrasound images of the heart for diagnosing heart disease, such as coronary artery disease. The method disclosed by Freeland
10 includes the procedures of detecting an electrocardiogram (ECG) signal after peak exercise, detecting the two-dimensional images of the heart, storing selected images, each with the ECG reading at the time that the image was taken and displaying a quad-image group. The system detects and records a two-dimensional image sequence continuously at a rate of
15 at least eight images per heartbeat.

US Patent No. 5,690,113, issued to Sliwa, Jr. et al., entitled "Method and apparatus for two-dimensional ultrasonic imaging" is directed to a method and apparatus for generating a two-dimensional ultrasonic image using a hand-held single element transducer probe, having a fixed
20 scan-line. The system provides displaying two-dimensional ultrasonic images of the body of a patient. This system detects two-dimensional ultrasonic images, and determines the spatial location and orientation of the ultrasound transducer, at the same time. The system includes a probe with an ultrasound transducer, capable of imaging a single scan-line and a
25 means for tracking the spatial location and orientation of the ultrasound transducer. The scan-line is fixed in an orientation and spatial position relative to the movable transducer. The system further includes a computing means, which computes the spatial location and the orientation of each scan-line as the transducer is moved. Thereby, the scan-lines are
30 presented as a complete image. Alternatively, an electromagnetic

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

transmitter and a receiving sensor determine the spatial orientation and position of each scan-line in free space.

A typical three-dimensional ultrasound imaging system includes a conventional two-dimensional ultrasound imaging system, a location and orientation detection system, an image processing system and a displaying system. Such systems provide three-dimensional imaging of internal organs such as the liver, kidneys, gallbladder, breast, eyes, brain, and the like.

The location and orientation detection system provides the location and orientation of ultrasound transducer. The location and orientation of each of the captured two-dimensional images are determined from the location and orientation of the transducer.

The image processing system reconstructs a three-dimensional image of the inspected organ, by processing the captured two-dimensional images, each according to the location and orientation thereof. Finally, the displaying system displays the received three-dimensional image of the inspected organ.

US Patent No. 5,787,889 issued to Edwards et al., and entitled "Ultrasound imaging with real time 3D image reconstruction and visualization" is directed to generation and visualization of three-dimensional ultrasound images. The method disclosed by Edwards includes the following procedures: acquiring data, reconstructing a volume, and visualizing an image. The system provides for achieving and visualizing three-dimensional ultrasound images with a two-dimensional ultrasound medical imaging system included therein. An operator can perform various visualization tasks on the reconstructed three-dimensional image, such as rotating the image in different viewing angles and plans.

Another type of three-dimensional imaging system, which is known in the art, is operative to produce a motion picture of the heart or the lungs. This system includes a conventional two-dimensional ultrasound imaging system, an ECG monitor, a location and orientation detection

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

system, an image processor and a display system. The ECG monitor detects the timing signal of the heart. The ECG timing signal is used to synchronize or trigger the recording of the two-dimensional images representative of selected points in the ECG timing signal. The ultrasound
5 transducer detects two-dimensional ultrasound images of the heart at any given moment (e.g., at a selected point of time on ECG timing signal). Each two-dimensional image represents a specific slice of the heart according to the specific activity-state thereof. The location and orientation of each of the two-dimensional images are directly determined from the
10 location and orientation of the transducer.

The image processor reconstructs a three-dimensional image of the heart from captured two-dimensional images having the same activity-state. Finally, the display system displays a sequence of the reconstructed images, thereby presenting a three-dimensional motion picture of the
15 heart.

US Patent No. 5,924,989 issued to Polz, and entitled "Method and device for capturing diagnostically acceptable three-dimensional ultrasound image data records", is directed to a method and a system for generating a three-dimensional image sequence of the heart. This system
20 includes a three-dimensional ultrasound imaging system, combined with an echocardiograph. The system detects two-dimensional ultrasound images and stores each of them together with the location and orientation thereof and with the organ cycle location as provided by the echocardiogram, at the time that the image was acquired. Utilizing a
25 special algorithm, the system reconstructs a three-dimensional image from all of the two-dimensional images having the same organ cycle location, and displays a sequence of the reconstructed three-dimensional images.

US Patent No. 5,830,145 issued to Tenhoff and entitled "Enhanced Accuracy of Three-Dimensional Intraluminal Ultrasound (ILUS) Image Reconstruction", is directed to a system and a method for imaging
30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

an organ within a body. The system of Tenhoff is described herein below, with reference to Figures 13A and 13B.

Figure 13A is a schematic illustration of a system for displaying a three-dimensional image of an organ, generally referenced 10, which is known in the prior art. Figure 13B is a schematic illustration of the trajectory of the imaging tip of the catheter of the system of Figure 13A, inside an artery of the patient.

With reference to Figure 13A, system 10 includes a catheter 12, an automatic pull-back device 14, a processing system 16, a chest harness 18 and a catheter tracking system (not shown). The proximal end of catheter 12 includes a handle 20. Processing system 16 includes a control console, an ultrasound transceiver and a display. Catheter 12 includes a catheter imaging tip (not shown) located at the distal end thereof. The catheter imaging system is an intraluminal ultrasound (ILUS) transducer (not shown). The catheter tracking system includes at least one tracking transducer (not shown), mounted on catheter 12 and typically adjacent the catheter imaging tip. The catheter tracking system further includes a plurality of reference frame transducers located within chest harness 18. Each of the tracking transducers and the reference frame transducers, is an ultrasound transducer. The reference frame transducers define the origin of a global coordinate system. In another embodiment of the patent, the catheter imaging system is an optical coherence tomography (OCT) imaging system.

Handle 20 is coupled to automatic pull-back device 14. The reference frame transducers are coupled to processing system 16 by wires 24. The tracking transducers are coupled to processing system 16 by wires 26. The catheter imaging system is coupled to processing system 16 by wires 28. Automatic pull-back device 14 is coupled to processing system 16 by wires 30.

The operator (not shown) enters catheter 12 in the body of a patient 22 through the femoral artery and positions catheter 12 within a

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

region of interest (e.g., the coronary arteries). The catheter imaging system provides a plurality of two-dimensional images (e.g., echographic images in case of an ILUS transducer) of the area which surrounds the catheter imaging tip, when the catheter imaging tip is located in the region of interest.

5 The catheter imaging system is carried through a pull-back sequence, optionally using automatic pull-back device 14. The echographic data sets obtained during pull-back, provide the necessary input to produce an image to be displayed on the display. During the pull-back of the catheter imaging tip, processing system 16 records the position (X, Y, Z) and the time at each interval for which data is recorded.

The angulation in three dimensional space of the catheter imaging tip, for each image, is determined by using the coordinates of one or more of the tracking transducers. A pair of transducers marks the location of the catheter imaging tip during the pull-back. The pair of closely spaced transducers define a line which calculates the tangent to the curve defined by the catheter imaging tip at that point. The tangent is calculated by the line defined by the two or more points determined by the location of the tracking transducers.

20 In another embodiment of the patent, a single marker transducer is employed to mark the location of the catheter imaging tip during pull-back. In this case, the tangent is calculated by the line through two points determined by the successive locations of the marker transducer at two positions during the pull-back.

25 Processing system 16 uses the coordinates (X, Y, Z) of each echographic image acquired along the catheter pull-back path, in conjunction with the time data, to reconstruct a three-dimensional image. Each three-dimensional image is reconstructed by stacking the echographic images around the catheter pull-back trajectory.

30 With further reference to Figure 13B, processing system 16 (Figure 13A) generates a trajectory 50 of the imaging tip of catheter 12

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

during pull-back and the display displays trajectory 50 with reference to the origin of the global coordinate system. Trajectory 50 is defined by a plurality of points in the global coordinate system, such as points 52, 54, 56, 58, 60, 62, 64, 66 and 68. Each of the points 52, 54, 56, 58, 60, 62, 64, 66 and 68 corresponds to a different position of the catheter imaging tip during pull-back.

However, it is noted that during the pull-back sequence, the artery constantly moves to different positions such as positions 70, 72 and 74, and the location and orientation of the artery with respect to the origin of the global coordinate system, changes. Thus, trajectory 50 of catheter 12 does not represent the true trajectory of catheter 12 within the artery and trajectory 50 is substantially inaccurate.

Optical Coherence Tomography (OCT) is a general name for a method optically scans through tissue at very high resolution. OCT measures the intensity of back-reflected infrared light and yields imaging resolution, which is 5-25 times greater than other current clinical imaging technologies, such as ultrasound.

US patent No. 6,134,003 to Tearney et al., entitled "Method and apparatus for performing optical measurements using a fiber optic imaging guidewire, catheter or endoscope", US patent No. 6,175,669 to Colston et al., entitled "Optical coherence domain reflectometry guidewire" and US patent No. 5,994,690 to Kulkarni et al., entitled "Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution" are all directed to methods and system using OCT imaging technology.

Intra-vascular plaques may be prone to rupture and may provoke fatal vessel obstruction. These plaques often exhibit a different temperature than other inner vessel structures and hence, can be detected and consequently treated according to a temperature map of the inner layers of the vessel. Methods and systems for intra-vascular temperature mapping are known in the art, and are conventionally based

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

on Infrared technology, using optic fibers, which are inserted into the blood vessel, for detecting "hot" plaques. This technique is called thermography. US patent no 5,935,075 to Casscells et al., entitled "Detecting Thermal Discrepancies in Vessel Walls" is directed to a system for analyzing
5 optical radiation in blood vessels, which attempts to detect "hot" plaques.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

SUMMARY OF THE DISCLOSED TECHNIQUE

It is an object of the disclosed technique to provide a novel method and system for medical in-vivo invasive probing. In accordance with the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The system includes a processor, a display unit, a database, a medical positioning system (MPS), a two-dimensional imaging system, an inspected organ monitor interface, and a superimposing processor.

The MPS includes a transducer MPS sensor and a surgical tool MPS sensor. The two-dimensional imaging system includes an imaging transducer. The processor is coupled with the display unit, the database, the MPS, the two-dimensional imaging system, the inspected organ monitor interface, and to the superimposing processor. The inspected organ monitor interface is further coupled with an organ monitor. The surgical tool MPS sensor is firmly attached to a surgical tool. The transducer MPS sensor is firmly attached to the imaging transducer. The organ monitor monitors an organ timing signal associated with an inspected organ. The system reconstructs a plurality of three-dimensional images from a plurality of detected two-dimensional images, according to the respective location and orientation of each two-dimensional image and its position within the inspected organ timing signal. Since the all of the MPS sensors belong to the same MPS system, the system provides the location and orientation of the surgical tool, within the same coordinate system of the detected two-dimensional images.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The system includes a processor, a display unit, a database, an MPS, an inspected organ monitor interface and a superimposing processor. The processor is coupled with the display unit, the database, the MPS, the inspected organ monitor interface and to the superimposing processor. The inspected organ monitor interface is coupled with an organ monitor.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

The MPS includes a surgical tool MPS sensor being firmly attached to a surgical tool. The organ monitor monitors an organ timing signal associated with an inspected organ. This system is adapted to operate on pre-stored images.

5 In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, detecting a plurality of two-dimensional images of the inspected organ using an image detector, and
10 detecting the location and orientation of the image detector. The method further includes the procedures of associating each of the two-dimensional images with the image detector location and orientation and with the detected organ timing signal, and reconstructing a plurality of three-dimensional images from the two-dimensional images. The method further
15 includes the procedures of selecting one of the three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal, and displaying the selected three-dimensional image.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a
20 moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, and selecting one of a previously stored three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal. The method further includes the procedures of detecting the location and orientation of a surgical tool,
25 superimposing a representation of the surgical tool onto the selected three-dimensional image, and displaying the superimposed three-dimensional image.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a
30 moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, detecting the location and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

orientation of a point of view of a user and selecting one of a previously stored three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal. The method further includes the procedures of rendering the selected three-dimensional image according to the detected
5 location and orientation of the point of view and displaying the selected three-dimensional image.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. Each image in the image sequence is associated
10 with the location and orientation of the image within a predetermined coordinate system. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, selecting one of a previously stored two-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal and displaying the selected two-dimensional image.
15 This system is adapted for a two-dimensional imaging and displaying environment.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The system includes a processor, a display unit, a database, a medical
20 positioning system (MPS), a two-dimensional imaging system, an inspected organ monitor interface, and a superimposing processor.

The MPS includes a transducer MPS sensor and a surgical tool MPS sensor. The two-dimensional imaging system includes an imaging transducer. The processor is coupled to the display unit, the database, the
25 MPS, the two-dimensional imaging system, the inspected organ monitor interface, and to the superimposing processor. The inspected organ monitor interface is further coupled to an organ monitor. The surgical tool MPS sensor is firmly attached to a surgical tool. The transducer MPS sensor is firmly attached to the imaging transducer. The organ monitor
30 monitors an organ timing signal associated with an inspected organ. The system reconstructs a plurality of three-dimensional images from a

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

plurality of detected two-dimensional images, according to the respective location and orientation of each two-dimensional image and its position within the inspected organ timing signal. Since the all of the MPS sensors belong to the same MPS system, the system provides the location and orientation of the surgical tool, within the same coordinate system of the detected two-dimensional images.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The system includes a processor, a display unit, a database, an MPS, an inspected organ monitor interface and a superimposing processor. The processor is coupled to the display unit, the database, the MPS, the inspected organ monitor interface and to the superimposing processor. The inspected organ monitor interface is coupled to an organ monitor. The MPS includes a surgical tool MPS sensor being firmly attached to a surgical tool. The organ monitor monitors an organ timing signal associated with an inspected organ. This system is adapted to operate on pre-stored images.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, detecting a plurality of two-dimensional images of the inspected organ using an image detector, and detecting the location and orientation of the image detector. The method further includes the procedures of associating each of the two-dimensional images with the image detector location and orientation and with the detected organ timing signal, and reconstructing a plurality of three-dimensional images from the two-dimensional images. The method further includes the procedures of selecting one of the three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal, and displaying the selected three-dimensional image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, and selecting one of previously stored three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal. The method further includes the procedures of detecting the location and orientation of a surgical tool, superimposing a representation of the surgical tool onto the selected three-dimensional image, and displaying the superimposed three-dimensional image.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, detecting the location and orientation of a point of view of a user and selecting one of previously stored three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal. The method further includes the procedures of rendering the selected three-dimensional image according to the detected location and orientation of the point of view and displaying the selected three-dimensional image.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. Each image in the image sequence is associated with the location and orientation of the image within a predetermined coordinate system. The method includes the procedures of detecting an organ timing signal of the inspected organ, selecting one of a previously stored two-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal and displaying the selected two-dimensional image. This system is adapted for a two-dimensional imaging and displaying environment.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The medical imaging and navigation system includes a processor, an MPS, a two-dimensional imaging system and an inspected organ monitor interface.

5 The MPS includes an imaging MPS sensor and the two-dimensional imaging system includes an image detector. The processor is coupled to a display unit, the inspected organ monitor interface, a database, and to the MPS. The inspected organ monitor interface is further coupled with an organ monitor. The imaging MPS sensor is firmly attached to the image
10 detector. The two-dimensional imaging system is coupled to the processor. The image detector is firmly attached to an imaging catheter. The image detector is an optical coherence tomography detector, an ultrasound detector, a magnetic resonance imaging detector, thermography detector, and the like.

15 The image detector detects two-dimensional images of an inspected organ. The organ monitor monitors an organ timing signal associated with the inspected organ. The imaging MPS sensor provides information respective of the location and orientation of the image detector, to the MPS. The processor associates each of the detected two-dimensional
20 images with the respective location and orientation information and with the organ timing signal, and reconstructs a three-dimensional image of the inspected organ, according to the two-dimensional images.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a medical imaging and navigation system. The medical
25 imaging and navigation system includes a processor, an MPS and an inspected organ monitor interface. The MPS includes a catheter MPS sensor. The processor is coupled to a display unit, the MPS, an inspected organ monitor interface and to a database. The inspected organ monitor interface is coupled to an organ monitor. The catheter MPS sensor is
30 firmly attached to a surgical tool and the surgical tool is firmly attached to a surgical catheter.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

The organ monitor monitors an organ timing signal associated with the inspected organ. The catheter MPS sensor provides information respective of the location and orientation of the surgical tool, to the MPS. The processor reconstructs a three-dimensional image of the inspected organ, according to the location and orientation information associated with the two-dimensional images, and according to a real time organ timing signal reading. The processor superimposes a representation of the surgical tool, and a representation of a trajectory of the image detector on the reconstructed three-dimensional image, according to the location and orientation information respective of the surgical tool.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a graphical user interface. The graphical user interface includes a plurality of windows, wherein each window presents an image of the inspected organ. The image is selected according to the organ timing signal. The image can be an external three-dimensional image of the inspected organ, an internal three-dimensional image thereof, an historical two-dimensional image thereof, a real time two-dimensional image of the portion of the body of the patient which includes the inspected organ, and the like. For example, a projection of the external three-dimensional image, a representation of a surgical tool and a representation of a trajectory of an imaging catheter are superimposed on the real time two-dimensional image. Furthermore, a representation of the surgical tool and a representation of the trajectory, are superimposed on the internal three-dimensional image. The ECG of the patient is also displayed, wherein the operator can play a pseudo-video three-dimensional image of the inspected organ, according to the ECG, forward or backward in time or at a selected point in the ECG.

In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying the occluded regions of the inspected organ. The method includes the procedures of comparing a plurality of occlusion values of the inspected organ, with a selected

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

occlusion value, determining the occluded regions according to the outcome of the comparison and producing a presentation of the occluded regions. The operator selects an occlusion threshold and those occlusion regions of the inspected organ whose occlusion values are greater than
5 the selected occlusion threshold, are superimposed on a three-dimensional image of the inspected organ.

In accordance with a further aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for displaying an image sequence of a moving inspected organ. The method includes the procedures of detecting an
10 organ timing signal of the inspected organ and detecting a plurality of two-dimensional images of the inspected organ by using an image detector. The method further includes the procedures of detecting a real time two-dimensional image of the inspected organ, detecting the location and orientation of the image detector, and detecting the location and
15 orientation of a surgical tool.

The method further includes the procedures of associating each of the two-dimensional images with the image detector location and orientation and with the detected organ timing signal, and reconstructing a plurality of three-dimensional images from the two-dimensional images.
20 The method further includes the procedures of selecting one of the three-dimensional images according to a real-time reading of the organ timing signal and displaying the selected three-dimensional image. The organ timing signal defines an organ timing signal cycle. Each of the three-dimensional images is reconstructed from selected two-dimensional
25 images, wherein the selected two-dimensional images correspond to a selected position within the organ timing signal cycle. The processor superimposes a projection of the reconstructed three-dimensional image of the inspected organ and a representation of the surgical tool, on the detected real time two-dimensional image of the inspected organ.

30 In accordance with another aspect of the disclosed technique, there is thus provided a method for reconstructing an image. The method

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

includes the procedures of determining translated coordinates for an auxiliary two-dimensional image, which belongs to an activity-state other than a selected activity-state and associating the auxiliary two-dimensional image with the selected activity-state, according to the translated
5 coordinates. The processor reconstructs the three-dimensional image from the auxiliary two-dimensional images which belong to activity-states other than the selected activity-states, as well as those two-dimensional images which belong to the selected activity-state. Thus, a much more detailed image is obtained, if only the images, which belong to the selected activity-
10 state, were used.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The disclosed technique will be understood and appreciated more fully from the following detailed description taken in conjunction with the drawings in which:

5 Figure 1 is a schematic illustration of a multi functional three-dimensional imaging system, constructed and operative in accordance with an embodiment of the disclosed technique;

10 Figure 2A is an illustration in perspective of an inner-body radial ultrasound imaging system, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

 Figure 2B is an illustration in perspective of a plurality of radial two-dimensional images of the walls of an inspected vessel;

15 Figure 2C is a schematic illustration in detail of the MPS system of Figure 1, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

 Figure 3 is a schematic illustration of a two-dimensional image in a given coordinate system;

 Figure 4 is an illustration in perspective of a plurality of two-dimensional images and an organ timing signal;

20 Figure 5A is a schematic illustration of a plurality of three-dimensional volumes, according to another embodiment of the disclosed technique;

25 Figure 5B is a schematic illustration of some of the three-dimensional volumes of Figure 5A, at a later stage of image reconstruction;

 Figure 5C is a schematic illustration of a selected three-dimensional volume of Figure 5A, going through a procedure of image updating;

30 Figure 5D is a schematic illustration of a two-dimensional image, which includes foreign object information;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Figure 6 is a schematic illustration of a method for operating the three-dimensional imaging system of Figure 1, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 7A is a schematic illustration of a real-time three-dimensional display playback system, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 7B is a schematic illustration of the goggles of Figure 7A, displaying a three-dimensional image of the heart of a patient;

Figure 8 is an illustration in perspective of a cyclical sequence of three-dimensional images, according to a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 9 is a schematic illustration of a superimposing process, operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 10 is a schematic illustration of a method for operating the system of Figure 7A, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 11 is an illustration in perspective of an inner-vascular imaging and surgery system, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 12 is a schematic illustration of a multi function two-dimensional imaging system, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 13A is a schematic illustration of a system for displaying a three-dimensional image of an organ, which is known in the prior art;

Figure 13B is a schematic illustration of the trajectory of the imaging tip of the catheter of the system of Figure 13A, inside an artery of the patient;

Figure 14 is a schematic illustration of an ECG of a patient;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Figure 15A is a schematic illustration of a system, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 15B is a schematic illustration of trajectories of the tip of the imaging catheter of the system of Figure 15A, respective of different activity-states of the ECG of Figure 14;

Figure 16A is a schematic illustration of the system of Figure 15A, further adapted for surgical procedure;

Figure 16B is a schematic illustration of a graphical user interface (GUI), constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 16C is a schematic illustration of a GUI, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 16D is a schematic illustration of a process of reconstructing a three-dimensional organ motion dependent image sequence, and superimposing additional visual data thereon;

Figure 17 is a schematic illustration of an internal three-dimensional navigation image of an inspected organ, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 18 is a schematic illustration of an ECG coordinated display of an inspected organ, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 19A is a schematic illustration of a GUI, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 19B is a schematic illustration of a GUI, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Figure 20 is a schematic illustration of a GUI, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 21 is a schematic illustration of a trajectory, corrected according to the location and orientation of the tip of the surgical tool of the system of Figure 16A, in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 22 is a schematic illustration of a method for operating the system of Figure 15A, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 23A is an illustration of an artery, having a plurality of occluded regions;

Figure 23B is a cross-sectional view of a selected region of the artery of Figure 23A;

Figure 23C is a schematic illustration of a representation of the artery of Figure 23B in a GUI, operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 24 is a schematic illustration of a method for operating the GUI of Figure 23C, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 25A is a schematic illustration of the images of a vessel at three different activity-states;

Figure 25B is a schematic illustration of one of the two-dimensional images acquired at one activity-state, translated to another activity-state, in accordance with another embodiment of the disclosed technique;

Figure 25C is a schematic illustration of the image of the vessel of Figure 25A at one of the activity-states, reconstructed in accordance with the embodiment of Figure 25B, from the two-dimensional images of the vessel, which are detected at the other two activity-states;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Figure 25D is a schematic illustration of the image of the vessel of Figure 25A at another activity-state, reconstructed in accordance with the embodiment of Figure 25B, from the two-dimensional images of the vessel, which are detected at the other two activity-states;

5 Figure 26 is a schematic illustration of a method for reconstructing a three-dimensional image, operative according to a further embodiment of the disclosed technique;

Figure 27A is an illustration of a section of a vessel, which includes a plurality of branches; and

10 Figure 27B is a schematic illustration of a GUI, constructed and operative according to another embodiment of the disclosed technique.

15

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

DETAILED DESCRIPTION OF THE EMBODIMENTS

The disclosed technique overcomes the disadvantages of the prior art by providing methods and systems for constructing and displaying three-dimensional images of moving organs, synchronously with the movement of these organs and synchronously with an invasive tool, such as a catheter. According to an embodiment, the three-dimensional images and the presentation of the invasive tool, all reside within a single coordinate system, and no registration of a plurality of coordinate systems is required.

According to one aspect of the disclosed technique there is provided a pseudo real time imaging system, for minimal invasive surgery. This system includes a two-dimensional image acquisition system, a medical positioning system (MPS) which is basically a location and orientation detection system, a specific organ monitor and an image processing system. The location and orientation detection system includes at least three sensors. The first sensor is mounted on the image detector of the two-dimensional image acquisition system. The second sensor is mounted on the minimal invasive surgery tool. The third sensor is attached to the body of the patient for reference. Attaching the third sensor to the body of the patient during all of the procedures of the method of the disclosed technique, assures that both the sensor of the image detector and the sensor of the surgical tool, as well as additional sensors which are attached to further modules of the system of the disclosed technique, remain in a single coordinate system at all times.

The system acquires two-dimensional images at a rate, faster than the organ cycle frequency, and preferably equal to the organ cycle frequency multiplied by a natural number. The system records each two-dimensional image, acquired by the image detector, in association with the detected location and orientation thereof, and with the organ timing signal reading, as detected by the organ monitor. It is noted that the system operates under the assumption that the detected organ is characterized by

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

a cyclic behavior, and that a reading in one cycle is likely to be detected in subsequent cycles.

The imaging system reconstructs a three-dimensional image from all of the recorded two-dimensional images, which have the same organ timing signal reading (from different cycles). When the reconstructed three-dimensional images include sufficient information, the system displays a sequence of these three-dimensional images, synchronized with a real-time reading of the organ timing signal, thereby providing a real-time visualization of the inspected organ. At the same time, the system continues to acquire additional two-dimensional images and to update and elaborate the existing three-dimensional image. Hence, the quality of the displayed sequence of three-dimensional images, constantly improves.

At this point, the physician can insert a minimal invasive surgical tool into the body of the patient. The system detects the location and orientation of the MPS detector mounted on the surgical tool and superimposes a representation thereof, on the currently displayed three-dimensional image.

The system detects movements of the patient using the MPS detector, which is attached to the patient. These movements shift the coordinate system of the detected organ relative to the coordinate system in which the two-dimensional images were acquired and the three-dimensional images are reconstructed. The system utilizes the patient MPS reading both for placing all the acquired two-dimensional images in a moving coordinate system defined by the location of the inspected organ, and for placing and orienting the surgical tool, in that same moving coordinate system.

According to another aspect of the disclosed technique, by removing the surgical tool, the system can be used merely as a pseudo real-time imaging system, used for diagnostic purposes. According to a further aspect of the disclosed technique, the system displays the three-

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

dimensional image sequence, using semi transparent stereoscopic goggles, which have an MPS sensor attached thereto. The system uses the goggles MPS sensor to set the location and orientation of the goggles, within the coordinate system of the patient. Accordingly, the system produces a visualization of the three-dimensional image sequence, which is perceived by the physician, as being located at the same place of the organ.

The following is an example of a system and method for image acquisition, playback and minimal invasive surgery, where the inspected organ is a heart. Reference is now made to Figure 1, which is a schematic illustration of a multi functional three-dimensional imaging system, generally referenced 100, constructed and operative in accordance with an embodiment of the disclosed technique. In the example set forth in Figure 1, system 100 is adapted for producing a three-dimensional image sequence of the heart and playing it in real time synchronicity, with the motion of the heart.

Three-dimensional imaging system 100 includes, a main computer 102, a two-dimensional image acquisition device 104, an ECG monitor 106, a medical positioning system (MPS) 108, a frame grabber 110, a digital three-dimensional image reconstructor (D3DR) 112, an adaptive volumetric database (AVDB) 114, a superimposing processor 116, a surgical tool 120, a plurality of MPS sensors 162₁, 162₂ and 162_N, and a display 130.

Two-dimensional image acquisition device 104 provides a two-dimensional image of an area within the body of the patient. Two-dimensional image acquisition device 104 can be of any type known in the art, such as ultra-sound, inner-vascular ultra-sound, X-ray, computerized tomography, nuclear magnetic resonance, positron-emission tomography, single-photon-emission tomography, and the like.

Two-dimensional image acquisition device 104 includes an image transducer 118. ECG-monitor continuously detects an electrical

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

timing signal of the heart during inspection or surgery procedure, by employing a plurality of ECG-electrodes 128.

Main computer 102 is coupled to ECG monitor 106, MPS system 108, frame grabber 110, D3DR 112, superimposing processor 116, AVDB 114 and to display 130. Two-dimensional image acquisition device 104 is coupled to frame grabber 110. MPS system 108 includes an MPS transmitter (not shown) and MPS sensors 162₁, 162₂ and 162_N.

Reference is further made to Figure 2C, which is a schematic illustration in detail of MPS system 108, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. MPS system 108 includes a location and orientation processor 150, a transmitter interface 152, a plurality of look-up table units 154₁, 154₂ and 154₃, a plurality of digital to analog converters (DAC) 156₁, 156₂ and 156₃, an amplifier 158, a transmitter 160, a plurality of MPS sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N, a plurality of analog to digital converters (ADC) 164₁, 164₂, 164₃ and 164_N and a sensor interface 166.

Transmitter interface 152 is coupled to location and orientation processor 150 and to look-up table units 154₁, 154₂ and 154₃. DAC units 156₁, 156₂ and 156₃ are coupled to a respective one of look-up table units 154₁, 154₂ and 154₃ and to amplifier 158. Amplifier 158 is further coupled to transmitter 160. Transmitter 160 is also marked TX. MPS sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N are further marked RX₁, RX₂, RX₃ and RX_N, respectively.

Analog to digital converters (ADC) 164₁, 164₂, 164₃ and 164_N are respectively coupled to sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N and to sensor interface 166. Sensor interface 166 is further coupled to location and orientation processor 150.

Each of look-up table units 154₁, 154₂ and 154₃ produces a cyclic sequence of numbers and provides it to the respective DAC unit 156₁, 156₂ and 156₃, which in turn translates it to a respective analog signal. Each of the analog signals is respective of a different spatial axis.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In the present example, look-up table 154₁ and DAC unit 156₁ produce a signal for the X axis, look-up table 154₂ and DAC unit 156₂ produce a signal for the Y axis and look-up table 154₃ and DAC unit 156₃ produce a signal for the Z axis.

5 DAC units 156₁, 156₂ and 156₃ provide their respective analog signals to amplifier 158, which amplifies and provides the amplified signals to transmitter 160. Transmitter 160 provides a multiple axis electromagnetic field, which can be detected by MPS sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N. Each of MPS sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N detects
10 an electromagnetic field, produces a respective electrical analog signal and provides it to the respective ADC unit 164₁, 164₂, 164₃ and 164_N coupled thereto. Each of the ADC units 164₁, 164₂, 164₃ and 164_N digitizes the analog signal fed thereto, converts it to a sequence of numbers and provides it to sensor interface 166, which in turn provides it to location and
15 orientation processor 150.

 Location and orientation processor 150 analyzes the received sequences of numbers, thereby determining the location and orientation of each of the MPS sensors 162₁, 162₂, 162₃ and 162_N. Location and orientation processor 150 further determines distortion events and updates
20 look-up tables 154₁, 154₂ and 154₃, accordingly.

 Referring back to Figure 1, image transducer 118 detects a plurality of two-dimensional images, each representing a slice of the inspected organ (i.e., the heart). Each of these two-dimensional images has a different spatial location and orientation.

25 Frame grabber 110 grabs each detected two-dimensional image and provides it to main computer 102. MPS system 108 receives and processes data related to the location and orientation of surgical tool 120 via MPS sensor 162₁ and processes data related to the location and orientation of image transducer 118 via MPS sensor 162₂.

30 MPS system 108 further receives and processes data related to the location and orientation of the body of a patient, via MPS sensor 162_N.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

It is noted that MPS sensor 162_N is used as reference in case the patient moves. MPS sensor 162_N is generally attached to an inspected area of a patient body (reference 140). It is noted that MPS system 108 can include additional MPS sensors, to be used as further references, thereby enhancing the performance of system 100. It is noted however that other methods for assigning a reference point can be used such as initial referencing between all of the MPS sensors and strapping the patient during the entire procedure, analyzing the acquired images and identifying a recurring visual point or section therein for each of the MPS sensors other than the one for the transducer, and the like.

MPS system 108 produces predetermined electromagnetic fields using the MPS transmitter. Each of the MPS sensors 162₁, 162₂ and 162_N includes electromagnetic field detection elements, such as coils, for detecting the electromagnetic fields produced by MPS system 108.

MPS system 108 processes the detected electromagnetic fields and provides an indication of the three-dimensional location and orientation of MPS sensors 162₁, 162₂ and 162_N. Hence, MPS system 108 is operative to determine the location and orientation of image transducer 118, surgical tool 120 and a selected point on the body of the patient.

The location and orientation of each of the captured two-dimensional images are directly derived from the location and orientation of image transducer 118. Hence, by determining the location and orientation of MPS sensor 162₂, MPS system 108 can determine the location and orientation of each of the two-dimensional images captured by image transducer 118.

ECG monitor 106 obtains and represents an electrical timing signal (ECG - electrocardiogram) of the inspected heart. It is noted that ECG is a heart timing signal, which includes ECG cycles and represents the propagation of electrical currents through specific regions of the heart. The duration of an ECG cycle (or cardiac cycle) is defined as the time between two subsequent heart contractions. ECG is detected using at

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

least two ECG-electrodes, which are placed on selected areas of the body of the patient (e.g., the arms, legs, chest, abdomen, and the like).

ECG-electrodes 128 continuously obtain an electrical signal from the heart and provide this signal to ECG monitor 106. ECG monitor 106
5 amplifies the received electrical signal, produces a graphic line tracing the electrical activity of the heart, as a function of the time, and provides this data in digital format to main computer 102.

Main computer 102 receives each of the two-dimensional images, the respective three-dimensional location and orientation of that
10 specific two-dimensional image and the organ timing signal of the heart at the time the image was captured. Main computer 102 can further receive the three-dimensional location and orientation of surgical tool 120. Main computer 102 associates each detected two-dimensional image, with the location and orientation information and the heart-timing signal.

15 When the surgical tool 120 is located within the inspected organ, a two-dimensional image can include a sliced representation of a portion thereof. Main computer 102 receives the location and orientation of MPS sensor 162₁, which is attached to the surgical tool and can extrapolate the location and orientation of a larger portion of the surgical tool, in case that
20 portion of the surgical tool is substantially rigid. Hence, main computer 102 can determine if that portion of surgical tool 120 is located within an area of the acquired two-dimensional image. Main computer 102 can discard this area, while updating the three-dimensional image, to which the two-dimensional image belongs.

25 D3DR 112 reconstructs a three-dimensional image from captured two-dimensional images, having the same activity-state (e.g., for each determined point of the heart timing cycle) and from the three-dimensional location and orientation data associated with each of the images.

30 AVDB 114 contains the reconstructed three-dimensional images of the inspected organ, along with the activity-state associated therewith

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

and with the location and orientation of the coordinate system thereof. The detected ECG sequence is further used for synchronously playing back the three-dimensional images, where every three-dimensional image is displayed when the activity-state associated therewith is substantially
5 equal to the real-time detected activity-state of the inspected organ.

In case surgical tool 120 is inserted in the heart, superimposing processor 116 can add the three-dimensional location and orientation of surgical tool 120 to the reconstructed three-dimensional image. Alternatively, main computer 102 can extrapolate the shape of surgical tool
10 120 in the coordinate system of the reconstructed three-dimensional image.

Display 130 presents a three-dimensional motion picture of the inspected organ in synchrony therewith, which can be considered a pseudo real-time simulation thereof. It is noted that main computer 102
15 can determine the display reference coordinate system to be any of the following:

- ☐ The coordinate system of the patient, where the body of the patient is still and the inspected organ and the surgical tool, move.
- 20 ☐ The coordinate system of the inspected organ, where the inspected organ is still, and surgical tool and the rest of body of the patient, move. It is noted that this viewing coordinate system can be extremely useful in cases where the inspected organ exhibits rapid movement.
- 25 ☐ The coordinate system of the surgical tool, where the surgical tool is still, and the inspected organ as well as the rest of the body of the patient, move.

Reference is now made to Figures 2A and 2B. Figure 2A is an illustration in perspective of an inner-body radial ultrasound imaging
30 system, generally referenced 170, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. Figure

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

2B is an illustration in perspective of a plurality of radial two-dimensional images of the inner walls of an inspected vessel, generally referenced 190.

System 170 includes an Inner-body radial image transducer 172, a surgical tool (i.e., typically a minimal invasive surgical device) 174, MPS sensors 176 and 178, a mounting catheter 180 and a dilation catheter 182. It is noted that inner-body radial ultrasound imaging system 170 can be replaced with alternative ultrasound systems such as an inner-vascular ultrasound system (IVUS) which is discussed in further detail in Figure 12 herein below, or other types of two-dimensional imaging systems.

Radial image transducer 172 is mounted on mounting catheter 180, which is further inserted in dilation catheter 182. MPS sensor 176 is located at a tip of mounting catheter 180 adjacent to radial image transducer 172. Mounting catheter 180 is inserted in dilation catheter 182. MPS sensor 178 is located in close proximity to the tip of surgical tool 174. Surgical tool 174 is further inserted in dilation catheter 182.

Radial image transducer 172 detects a plurality of two-dimensional images of different areas of the inspected organ (such as two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E and 190F (Figure 2B)). MPS system 108 (Figure 1) detects the location and orientation of radial image transducer 172, using sensor 176. MPS system 108 (Figure 1) further detects the location and orientation of surgical tool 174, using sensor 178. The location and orientation of two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E and 190F (Figure 2B) are directly derived from the location and orientation of the transducer 172.

As can be seen in Figure 2B, each of the detected two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E and 190F is a two-dimensional representation of a different peripheral portion of the inspected area within the inspected organ and its vicinity. Radial image transducer 172 provides the detected two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E and 190F to two-dimensional image acquisition

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

device 104 (Figure 1). The System 100 associates each two-dimensional image, with the location and orientation thereof.

Reference is now made to Figure 3, which is a schematic illustration of a two-dimensional image, generally referenced 190, in a given coordinate system, generally referenced 186. Figure 3 is mainly used for visualizing the terms "location" and "orientation" of the two-dimensional image 190 in coordinate system 186.

The location and orientation of each two-dimensional image 190 are determined in the coordinate system 186 (X, Y and Z). System 100 determines a selected point in each captured two-dimensional image, which is to be the reference point for that image. In the example set forth in Figure 3, the center of the image is determined to be the reference location point thereof. A unit vector extending from that point, perpendicular to the plane of that image determines the orientation of that image.

Each detected two-dimensional image 190 is taken in a specific location (X', Y' and Z') and a specific orientation (angles α , β and γ). Vector 192 extends from a selected point 194 of the image 190. The coordinates of this point X', Y' and Z' determine the specific three-dimensional location of the image 190 in the coordinate system 186. Angles α , β and γ are the angles between the vector 192 and each of the axes X, Y and Z, accordingly. Thereby, vector 192 determines the specific three-dimensional orientation of the image 190 in coordinate system 186.

Reference is now made to Figure 4, which is an illustration in perspective of a plurality of two-dimensional images, generally referenced 190, and an organ timing signal, generally referenced 188. In the example set forth in Figure 4, the organ timing signal is an ECG signal.

The ECG signal can be used for synchronizing the detection procedure of two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E, 190F, 190G, 190H, 190I, 190J, 190K, 190L, 190M, 190N, 190O, 190P,

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

190Q, 190R and 190S, where each image is taken at a predetermined position in the organ timing signal. Two-dimensional images 190A, 190B, 190C, 190D, 190E, 190F, 190G, 190H, 190I, 190J, 190K, 190L, 190M, 190N, 190O, 190P, 190Q, 190R and 190S are detected at predefined points in time $t_0, t_1, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8, t_9, t_{10}, t_{11}, t_{12}, t_{13}, t_{14}, t_{15}, t_{16}, t_{17}$ and t_{18} , respectively. T denotes the cycle duration of ECG signal 188 (e.g., the time interval between the time points t_0 and t_8). Each point $p_0, p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6, p_7, p_8, p_9, p_{10}, p_{11}, p_{12}, p_{13}, p_{14}, p_{15}, p_{16}, p_{17}$ and p_{18} denotes a specific position on the ECG timing signal and is associated with specific activity-state of the heart.

In this example, two-dimensional images are detected continuously at a rate of eight images per ECG cycle into predetermined points in each heart cycle. Each point $p_0, p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6$ and p_7 denotes a specific position on the first ECG cycle, each point $p_8, p_9, p_{10}, p_{11}, p_{12}, p_{13}, p_{14}$ and p_{15} denotes a specific position on the second ECG cycle, and the like. Points p_8 and p_{16} have the same specific position on the ECG timing signal, as point p_0 , and hence are associated with the same activity-state. Points p_9 and p_{17} have the same specific position on the ECG timing signal, as point p_1 , and hence are associated with the same activity-state. Points p_{10} and p_{18} have the same specific position on the ECG timing signal, as point p_2 , and hence are associated with the same activity-state. Thus, each detected two-dimensional image is associated with a specific activity-state of the heart.

Reference is now made to Figures 5A, 5B, 5C and 5D. Figure 5A is a schematic illustration of a plurality of three-dimensional volumes, generally referenced 200, according to another embodiment of the disclosed technique. Figure 5B is a schematic illustration of some of the three-dimensional volumes of Figure 5A, at a later stage of image reconstruction. Figure 5C is a schematic illustration of a selected three-dimensional volume of Figure 5A, going through a procedure of image

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

updating. Figure 5D is a schematic illustration of a two-dimensional image, which includes foreign object information.

With reference to Figure 5A, each of the three-dimensional volumes 200 is associated with a selected one of the specific positions in the organ timing signal cycle, and hence is associated with the respective activity-state. In the present example, three-dimensional volumes 200A, 200B, 200C and 200D are associated with organ timing signal cycle locations T , $\frac{1}{4}T$, $\frac{1}{2}T$ and $\frac{3}{4}T$, respectively.

Each of the three-dimensional volumes 200A, 200B, 200C and 200D is used for reconstructing a three-dimensional image for a selected location in the organ timing signal cycle, and hence for the respective activity-state. Main computer 102 (Figure 1) sorts the two-dimensional images according to the timing position of the image on the ECG signal (i.e., a specific activity-state).

In the present example, volume 200A includes two-dimensional images 190A, 190I and 190Q (Figure 4), which were detected at time points t_0 , t_8 and t_{16} , respectively. The position in the organ timing signal cycle of these images is T . Volume 200B includes two-dimensional images 190C, 190K and 190S (Figure 4), which were detected at time points t_2 , t_{10} and t_{18} , respectively. The position in the organ timing signal cycle of these images is $\frac{1}{4}T$. Volume 200C includes two-dimensional images 190E and 190M (Figure 4), which were detected at time points t_4 and t_{12} , respectively. The position in the organ timing signal cycle of these images is $\frac{1}{2}T$. Volume 200D includes two-dimensional images 190G and 190O (Figure 4), which were detected at time points t_6 and t_{14} , respectively. The position in the organ timing signal cycle of these images is $\frac{3}{4}T$.

At this point, volume 200A contains information relating to the two-dimensional images that were stored therein, while portions of volume 200A remain at zero value, since no two-dimensional image is related thereto. D3DR 112 analyzes the content of three-dimensional volume

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

200A and attempts to determine the value of some of these zero value portions, for example, by means of extrapolation. With reference to Figure 5B, D3DR 112 (Figure 1) reconstructs image 330A within three-dimensional volume 200A. Similarly, D3DR 112 reconstructs image 330C within three-dimensional volume 200C.

System 100 (Figure 1) updates the three-dimensional image 330A in real time. Main computer 102 (Figure 1) continuously receives two-dimensional images, associated with a location and orientation thereof and an organ activity-state. Main computer 102 (Figure 1) provides each of these two-dimensional images to D3DR 112 (Figure 1) together with the three-dimensional volume, associated with the same organ activity-state. D3DR 112 updates the three-dimensional volume according to the values of the new two-dimensional images.

The update procedure can be performed in many ways. According to one aspect of the disclosed technique, a new value in a selected three-dimensional pixel (voxel) replaces an old value. According to another aspect of the disclosed technique, an updated voxel value includes a combination (linear or otherwise) of the old voxel value (i.e., which already exists in the three-dimensional volume) and the newly acquired value (i.e., received from the two-dimensional image). It is noted that system 100 can operate either using polygonal or voxel representations.

According to a further aspect of the disclosed technique, each of the voxels in the three-dimensional volume includes various attributes such as if the current value thereof, was provided from an acquired image, or was calculated in the process of reconstructing the three-dimensional image, by means of extrapolation. In this case, a newly acquired value is preferred over a calculated one. With reference to Figure 5C, D3DR 112 receives a new two-dimensional image 190Y, which is associated with an organ activity state of $t=T$. D3DR 112 updates the respective three-

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

dimensional volume 200A and the image therein 330A, thereby producing an updated image 330A_{UPDATED}.

In case where a surgical tool 120 (Figure 1) is inserted in the inspected organ, the system 100 excludes a fragment of the two-dimensional image, which contains a representation of the surgical tool 120. Main computer 102 (Figure 1) modifies the two-dimensional image by excluding these fragments (e.g. by introducing null values to those fragments). D3DR 112 analyzes the modified two-dimensional image and does not update the respective portions in the respective three-dimensional volume.

System 100 incorporates the ability to update the three-dimensional image sequence of the inspected object, in real time, even in the presence of foreign objects such as surgical tool 174 (Figure 2A). According to an embodiment of the disclosed technique, main computer 102 can determine according to the location and orientation of an acquired image and of surgical tool 174, if the surgical tool was included in the slice represented by the acquired image. With reference to Figure 5D, two-dimensional image 190Z incorporates a small section 198, which is a representation of a portion of surgical tool 120, as determined from the location and orientation of MPS sensor 162₁. Two-dimensional image 190Z and section 198 define a section 199, in which section 198 is excluded from two-dimensional image 190Z. According to real-time updating procedure of the three-dimensional image sequence which was described in connection with Figure 5D, system 100 updates only section 199 to the respective three-dimensional image. Hence, when the surgical tool is removed from the body of the patient, it leaves no traces in the reconstructed three-dimensional images.

It is noted that each ECG cycle consists of a period of relaxation, named a diastole followed by a period of contraction named a systole. Duration of the ECG cycle is defined as a time between two subsequent heart contractions. According to a further embodiment, the ECG cycle is

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

evenly divided by N, where N denotes the number of three-dimensional images in the final image sequence.

Reference is now made to Figure 6, which is a schematic illustration of a method for operating the three-dimensional imaging system 100, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. In procedure 230, the timing signal of an inspected organ is detected. The detection is performed by a medical monitoring device, which is selected according to the inspected organ. For example, if the inspected organs are blood vessels of the heart, then the medical monitoring device is an ECG monitor. If the inspected organs are the lungs, then the medical device is a respiratory rate monitor. Special devices can be constructed for detecting the movement of the eye lid, the eye, and the like. For example, an MPS sensor can be attached to the eye lid for detecting the movement thereof. With reference to Figure 1, ECG monitor 106 detects the organ timing signal through ECG-electrodes 128.

In procedure 232, a plurality of two-dimensional images of the inspected organ is detected. With reference to Figure 1, two-dimensional image acquisition device 104 detects a plurality of two-dimensional images of the inspected organ through image transducer 118.

In procedure 234, the three-dimensional location and orientation of the image detector is detected. With reference to Figure 1, MPS system 108 detects the three-dimensional location and orientation of the image detector using MPS sensor 162₂, mounted thereon.

In procedure 236, each detected two-dimensional image is associated with the location and orientation information thereof and the organ timing signal at the time the two-dimensional image was taken. With reference to Figure 1, main computer 102 receives the ECG signal, the acquired two-dimensional images and the location and orientation of each two-dimensional image. Main computer 102 associates each detected image with the location and orientation information thereof and with the organ-timing signal.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In procedure 238, the location and orientation of a surgical tool are detected. With reference to Figure 1, MPS system 108 detects the location and orientation of surgical tool 120, via MPS sensor 162.

In procedure 240, the two-dimensional images are modified by
5 discarding a portion thereof, which represents the surgical tool. It is noted that two-dimensional images which are located in planes which do not intersect the surgical tool, do not include any image respective thereof and hence remain unchanged. With reference to Figures 1 and 5D, main computer 102 estimates the portion within an acquired two-dimensional
10 image, such as two-dimensional image 190Z, that might include a representation of the image of surgical tool 120. Main computer 102 performs that estimation according to the detected location and orientation of surgical tool 120. Main computer 102 determines a three-dimensional space, which is occupied by surgical tool 120, according to the information
15 which MPS sensor 162, acquires and according to data respective of the physical dimensions of surgical tool 120. Main computer 102 calculates an intersection area (e.g., portion 198 as illustrated in Figure 5D), in which an acquired two-dimensional image (e.g., reference 190Z in Figure 5D) and that three-dimensional space intersect. Main computer 102 discards that
20 intersection area for example, by changing the values thereof to null values. Discarding of the image of surgical tool 120 from the two-dimensional images, is necessary in order to reconstruct a three-dimensional image of the inspected organ, free of artifacts such as the image of surgical tool 120.

25 In procedure 242, a three-dimensional image is reconstructed. The reconstruction includes three procedures. The first procedure is sorting the two-dimensional images into groups, according to their respective timing position (i.e., activity-state) within the organ timing signal. With reference to Figure 1 main computer 102 sorts the two-dimensional
30 images according to the image timing position in the organ timing signal cycle.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

The second procedure is the placing of all of the two-dimensional images of a selected group in a three-dimensional virtual volume (such as a three-dimensional matrix), according to their respective location and orientation. With reference to Figure 1, main computer 102 stores each two-dimensional image in a selected one of the three-dimensional virtual volumes 200 (Figure 5A) within adaptive volumetric database 114.

The third procedure is filling the missing parts in the three-dimensional virtual volumes, for example, by means of interpolation. With reference to Figure 1, D3DR 112 reconstructs a three-dimensional image in each of the three-dimensional virtual volumes 200 (Figure 5B), from the two-dimensional images stored therein.

In procedure 244, a three-dimensional image is selected according to the organ timing signal detected in procedure 230. With reference to Figures 1 and 4, ECG monitor 106 detects the organ timing signal 188 of the inspected organ via ECG-electrodes 128. Main computer 102 selects three-dimensional images according to a real time detected organ timing signal. The selected three-dimensional image has to be associated with the position in the organ timing signal cycle, as the position of the real time detected organ timing signal cycle.

In procedure 246, a representation of the surgical tool is added to the selected three-dimensional image. With reference to Figure 1, MPS sensor 162, detects the location and orientation of surgical tool 120. Superimposing processor 116 adds a representation (e.g., a symbol) of surgical tool 120, to the selected three-dimensional image. Superimposing processor 116 adds the representation according to the location and orientation of surgical tool 120, which MPS sensor 162, detects in procedure 238. Since the location and orientation of the surgical tool and the location and orientation of the acquired images, are all detected using the same MPS system, they all reside in a single coordinate system and hence do not have to be correlated with one another.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In procedure 248, the selected three-dimensional image is displayed. With reference to Figures 1 and 8, display 130 displays the selected three-dimensional images in a sequence, according to the real time detected organ timing signal cycle. For example, the operator can
5 view a video of the heart of the patient, which corresponds to the real time detected heartbeat of the patient and at the same time, hear this heartbeat through a stethoscope.

Reference is now made to Figures 7A and 7B. Figure 7A is a schematic illustration of a real-time three-dimensional display playback
10 system, generally referenced 270, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. Figure 7B is a schematic illustration of the goggles of Figure 7A, displaying a three-dimensional image of the heart of a patient.

With reference to Figure 7A, system 270 includes a
15 superimposing processor 272, an adaptive volumetric database (AVDB) 274, an ECG monitor 278, a display 284, a synchronization processor 286, a medical positioning system (MPS) 288, a dilation catheter 280 and a plurality of MPS sensors 294, 296 and 298. Display 284 includes a renderer 276 and goggles 282. A surgical tool 290 is inserted into dilation
20 catheter 280.

Superimposing processor 272 is coupled to AVDB 274, renderer 276 and to MPS system 288. Renderer 276 is further coupled AVDB 274 and to goggles 282. MPS system 288 is further coupled to dilation catheter 280, renderer 276 and to MPS sensors 294, 296 and 298. Synchronization
25 processor 286 is coupled to AVDB 274 and to ECG monitor 278.

ECG monitor 278 detects the organ timing signal of the inspected organ and provides this signal to synchronization processor 286. The detected organ timing signal is used for synchronizing a sequence of
the three-dimensional images with the movement of the inspected heart.

Synchronization processor 286 analyzes the ECG signal, and
30 determines activity-states therein. Synchronization processor 286 provides

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

a retrieval command to AVDB 274, to retrieve an image record, according to the currently detected activity-state.

AVDB 274 contains a sequence of three-dimensional images of the inspected organ, along with an activity-state associated therewith and with the location and orientation of the coordinate system thereof. It is noted that this sequence of the three-dimensional images can be acquired using system 100 (Figure 1) or any other system for acquiring three-dimensional images (e.g., MRI, X-rays, and the like).

AVDB 274 selects a three-dimensional image of the organ, which is associated with the specific activity-state according to the received retrieval command. This three-dimensional image can be rendered and displayed as is, in synchrony with the organ timing signal. In the example, where the inspected organ is the heart, the physician is presented with an image sequence, which is real-time synchronized with the ECG signal. The physician, as she uses her stethoscope to hear the heart beats, can see a moving visual representation of the heart, at the same time.

Renderer 276 can render the three-dimensional image according to reference coordinates of surgical tool 290, reference coordinates of the inspected organ, or reference coordinates of the body of the patient. The selected reference coordinates define a stationary reference coordinate system, in which all the other objects may move.

For example, if the coordinates of surgical tool 290 are selected as reference, then renderer 276 renders the three-dimensional image so that the surgical tool is stationary and the heart moves relative thereto. Accordingly, when the physician moves surgical tool 290 relative to the inspected organ, she observes a stationary representation of surgical tool 290, while the inspected organ exhibits movement due to the motion of the inspected organ relative to the representation of surgical tool 290.

On the contrary, if the coordinates of the inspected organ are selected as reference, then renderer 276 renders the three-dimensional

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

image so that the inspected organ is stationary and surgical tool 290 moves relative thereto. Accordingly, when the physician moves surgical tool 290 relative to the inspected organ, she observes a stationary image of the inspected organ, while surgical tool 290 exhibits movement due to the motion of the representation or surgical tool 290 relative to the inspected organ.

MPS system 288 includes an MPS transmitter (not shown) and MPS sensors 294, 296 and 298. MPS system 288 determines the location and orientation of surgical tool 290, using sensor 294 mounted thereon. MPS system 288 determines the location and orientation of the point of view of the user, using MPS sensor 296 (Figure 7B), mounted on goggles 282. MPS system 288 determines the location and orientation of the body of the patient using MPS sensor 298, attached thereto.

Superimposing processor 272 receives the selected three-dimensional image of the heart from AVDB 274. Superimposing processor 272 further receives parameters related to the location and orientation of surgical tool 290 and parameters related to the location and orientation of reference points on the body of the patient, from MPS system 288.

Superimposing processor 272 uses the location and orientation of the reference points to align the coordinate system of the three-dimensional images with the coordinate system of surgical tool 290. Superimposing processor 272 adds a representation of surgical tool 290 to the three-dimensional image of the heart and provides this image to renderer 276.

Renderer 276 receives parameters related to the location and orientation of goggles 282 and the parameters related to the location and orientation of the reference points of the body of the patient, from MPS system 288. Renderer 276 uses these parameters to determine a viewing plane, and renders the three-dimensional images to that viewing plane. Renderer 276 provides the rendered images to goggles 282.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Goggles 282 (Figure 7B) are preferably see-through, so that they are semi-transparent, in a way that the physician can actually see the body of the patient as well as an image projected on the goggle screens. System 270 (Figure 7A) determines a projection plane on the body of the patient, according to the location and orientation of the body of the patient and of goggles 282. System 270 displays the three-dimensional image sequence using goggles 282 so that it is perceived to be within the body of the patient, as actually seen by the physician through goggles 282.

Reference is now made to Figure 8, which is an illustration in perspective of a cyclical sequence of three-dimensional images, according to a further embodiment of the disclosed technique. The sequence is presented, image by image to a user, so as to produce an illusion of a moving image. The intermediate presented three-dimensional image is selected according to a real-time detected specific location in the organ timing signal cycle.

With reference to Figure 7A, AVDB 274 selects three-dimensional images continuously, for example, at a rate of eight images per each heart cycle. Synchronization processor 286 provides a retrieval command to AVDB 274, according to the currently detected specific position in the organ timing signal cycle. AVDB 274 retrieves three-dimensional images 330A, 330B, 330C, 330D and 330H according to selected points $t_1=0$, $t_1=1/8T$, $t_2=2/8T$, $t_3=3/8T$, $t_4=4/8T$ and $t_7=7/8T$ within the heart timing signal (Figure 4), respectively. As stated above, each three-dimensional image 330 is associated with the specific activity-state of the heart. Hence, playing images 330A, 330B, 330C, 330D and 330H in cyclic sequence provides a pseudo-realistic illustration of the motion of the organ (i.e., due to the repetitive nature of the periodic cardiac motion).

Reference is now made to Figure 9, which is a schematic illustration of a superimposing process, operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. The system 270 (Figure 7A) introduces a representation of the currently used surgical tool 328 in

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

each selected image, such as image 330A. This representation can either be a minimal one (e.g., in the form of a cursor) or an elaborated one which provides pseudo-realistic visualization of that surgical tool.

The location and orientation of three-dimensional image 330A are determined in a coordinate system 326 (X, Y and Z). Similarly, the location and orientation of a MPS sensor 318, and hence the location and orientation of a surgical tool 328 are also determined in the coordinate system 326 (X, Y and Z). Accordingly, a real-time representation of surgical tool 328 can be added to three-dimensional image 330A. With reference to Figure 7A, superimposing processor 272 adds the representation of surgical tool 328 to the selected three-dimensional image 330A, which was reconstructed in three-dimensional volume 200A. It is noted that the surgical tool is a conventional tool, such as clamp, laser cutter, brush, catheter, stent, balloon, pace maker electrode, solution dispensing unit, neuron electrode, substance collection unit, surgical delivery tool (e.g., for delivering genes, drugs, devices and the like), and the like. For example, a device delivery tool can be a medical tool for delivery of a medical device, such as a permanent stent, a removable stent, and the like, to the body of the patient.

The disclosed technique allows the physician to operate on a dynamically moving object such as the heart, with a real-time representation surgical tool that she is using. Reference is now made to Figure 10, which is a schematic illustration of a method for operating system 270, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. In procedure 300, an organ timing signal of the inspected organ is detected. According to the disclosed technique, the system 100 (Figure 1) includes a medical monitoring device, which is selected according to the inspected organ. Such device detects a time dependent signal of the organ, which is associated with an organ movement. With reference to Figure 7A, ECG monitor 278 detects the heart-timing signal.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In procedure 302, a three-dimensional image of the organ (e.g., the heart), associated with a selected timing point within the organ timing signal is selected. With reference to Figure 7A, AVDB 274 selects the three-dimensional image of the organ.

5 In procedure 304, the location and orientation of a surgical tool, are detected. Detection of the location and orientation of a surgical tool can be performed by methods known in the art, such as magnetic fields, ultrasound triangulation or radiation, inertial sensor – dead reckoning sensor, and the like. With reference to Figure 7A, MPS system 288
10 detects the location and orientation of surgical tool 290, using sensor 294 mounted thereon.

In procedure 306, a representation of the location and orientation of the surgical tool is superimposed on the selected three-dimensional image. With reference to Figure 7A, superimposing processor
15 272 superimposes parameters related to location and orientation of the surgical tool on the selected three-dimensional image.

In procedure 308, the location and orientation of the point of view of the user, are detected. The location and orientation of the point of view of the user are derived from the location and orientation of goggles
20 282. Parameters of the location and orientation of goggles 282 determine a viewing plane of the user. System 270 can determine two adjacent viewing planes, one for each LCD element of the goggles (one for each eye). With reference to Figure 7A, MPS system 288 detects the location and orientation of goggles 282, using sensor 296 mounted thereon. It is
25 noted that more than one display unit (i.e., more than one goggles unit) can be introduced to the system, employing a different MPS sensor, mounted thereon.

In procedure 310, the selected three-dimensional image is rendered according to the location and orientation of the point of view of
30 the user. With reference to Figure 7A, renderer 276 renders the selected

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

three-dimensional image according to the location and orientation of the point of view.

In procedure 312, a rendered three-dimensional image sequence (i.e., a three-dimensional motion picture) is displayed. The three-dimensional motion picture of the inspected organ can be displayed on any type of display, monoscopic, stereoscopic or holographic (e.g., a video monitor, goggles, holographic generator, and the like). With reference to Figure 7A, goggles 282 display a rendered three-dimensional image sequence.

Reference is now made to Figure 11, which is an illustration in perspective of an inner-vascular imaging and surgery system, generally referenced 350, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. Inner-vascular imaging and surgery system 350 includes an inner-vascular ultrasound system (IVUS) transducer 352, a surgical tool (i.e., typically a minimal invasive surgical device) 354, MPS sensors 356 and 358, a mounting catheter 360 and a dilation catheter 362. IVUS transducer 352 is mounted on mounting catheter 360. It is noted that other IVUS devices, such as ones, which include rotary acoustic mirrors, are also applicable to this embodiment.

IVUS transducer 352 produces ultrasound waves and directs them at the inner wall of a tubular organ (not shown), covering a surface referenced 364. Surface 364 reflects a portion of the ultrasonic waves directed thereto. IVUS transducer 352 detects these reflected ultrasonic waves and provides a respective signal to an image processing system (not shown) coupled thereto. A conventional image processing system reconstructs a single three-dimensional image from all of the two-dimensional images, according to the location and orientation of each of them. According to the disclosed technique, the image processing system reconstructs a plurality of three-dimensional images, each for a different position in the timing cycle of the organ timing signal.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

It is noted, that the IVUS is used for imaging the interior of coronary arteries during diagnosis, clinical treatment and performing research. This system provides a comprehensive and detailed understanding of the coronary arteries (or other blood vessels). A conventional IVUS detector is, for example, the Ultra-Cross system, manufactured by Boston Scientific Scimed or the In-Vision system, manufactured by Jomed USA (aka Endosonics) both companies located in San-Diego, California USA. These systems are mainly used for slicing images of coronary images.

The disclosed technique provides a novel structure, for producing a quantitative model of the blood vessel, using a combination of conventional IVUS elements and the unique miniature MPS sensor. Such combination shall be referred to as Guided IVUS or GIVUS, in the description to follow. According to a further embodiment of the disclosed technique, the GIVUS image sequence can be visually stabilized using the ECG signal. A selected time point in the ECG signal cycle, determines the momentary local blood pressure in the blood vessel, which in turn determines the momentary diameter of that blood vessel for that position within the cycle. Hence, the visual diameter of the blood vessel can be adjusted artificially, by means of image processing, so as to display a steady image of the blood vessel during the surgical procedure.

In general, the new GIVUS system produces a "3D road map" in which the surgeon navigates. Other imaging methods can also be used for producing such a road map, which can be stored in the volumetric database and played back according to the method of the disclosed technique, such as 3D ANGIO, real time MRI, and the like.

Reference is now made to Figure 12, which is a schematic illustration of a multi functional two-dimensional imaging system, generally referenced 400, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. In the example set forth in Figure 12, system 400 is adapted for producing a two-dimensional image

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

sequence of the heart and playing it in real time in synchrony with the motion of the heart.

Two-dimensional imaging system 400 includes a main computer 402, a two-dimensional image acquisition device 404, an ECG monitor 406, a medical positioning system (MPS) 408, a frame grabber 410, an image database 414, a superimposing processor 416, a surgical tool 420, a plurality of MPS sensors 432₁, 432₂ and 432_N, and a display 430.

Two-dimensional image acquisition device 404 includes an image transducer 418. ECG monitor 406 continuously detects an electrical timing signal of the heart during inspection or surgery, by employing a plurality of ECG electrodes 428.

Main computer 402 is coupled to ECG monitor 406, MPS system 408, frame grabber 410, superimposing processor 416 and to display 430. Two-dimensional image acquisition device 404 is coupled to frame grabber 410. MPS system 408 includes an MPS transmitter (not shown) and MPS sensors 432₁, 432₂ and 432_N.

System 400 is directed at capturing and playing a two-dimensional image sequence of the inspected organ, with a superimposed representation of the projection of the surgical tool 420. Transducer 418 detects a plurality of two-dimensional images of the inspected organ and provides them to two-dimensional image acquisition device 404, which further transfers them to frame grabber 410. Frame grabber 410 grabs each detected two-dimensional image and provides it to main computer 402, which stores them in image database 414, along with an organ timing signal, as received from ECG monitor 406. The images can be used at any time to produce a two-dimensional cyclic image sequence of a selected plane of the inspected organ. System 400 can synchronize this image sequence with a real-time reading of the timing signal of the inspected organ, using procedures similar to those described above.

The example set forth in Figure 12 includes MPS sensor 432₂, which detects the location and orientation of transducer 418 for each of

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

the acquired images and MPS system 408, which determines if all of the acquired images reside on the same plane. If not, then MPS system 408 can indicate to the user a detected deviation from a given plane, either visually, audibly or mechanically (e.g., by means of vibration, and the like).

5 It is noted that a simpler version of system 400, according to a further embodiment, does not include an MPS sensor attached to the transducer.

MPS sensor 432₁ detects the location and orientation of surgical tool 420. MPS system 408 determines the location and orientation of surgical tool 420 and provides this information to main computer 402, which in turn provides it to super-imposing processor 416. Superimposing processor 416 determines a representation in space, of the surgical tool 420, derives a projection thereof, onto the plane of the detected images and superimposes that projection on each of the images in real time. Display 430 displays the superimposed image sequence to the user.

15 Superimposing processor 416 can add additional information to the super-imposed sequence, such as the location of the surgical tool, above or under the viewed plane. For example, portions of the surgical tool which are located on one side of the viewed plane shall be indicated using red color, portions of the surgical tool which are located on the other side of the viewed plane shall be indicated using blue color, and portions of the surgical tool which are located on viewed plane shall be indicated using red color. It is noted that although two-dimensional system 400 provides less visual information than system 100 of Figure 1, it requires significantly less processing power and storage area and hence can be manufactured at considerably lower costs.

25 Reference is now made to Figure 14, which is a schematic illustration of an ECG of a patient, generally referenced 442. ECG 442 includes a plurality of activity-states (e.g. ECG cycle phases), such as activity-states T₁, T₂ and T₃ in each of a plurality of heart cycles 444, 446 and 448. Applicant has found that the changes in positions of the artery, such as positions 70 (Figure 13B), 72 and 74, are due to the heart beat of

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

the patient and that this is the reason for inaccuracy of trajectory 50. Thus, the location and orientation of the artery is different at different activity-states, during each of the heart cycles 444, 446 and 448.

For example, at activity-state T_1 of each of the heart cycles 444, 446 and 448, the location and orientation of the artery is represented by an artery image at position 70 (Figure 13B). At activity-state T_2 of each of the heart cycles 444, 446 and 448, the location and orientation of the artery is represented by an artery image at position 72. At activity-state T_3 of each of the heart cycles 444, 446 and 448, the location and orientation of the artery is represented by an artery image at position 74. Thus, each of the points 52, 54, 56, 58, 60, 62, 64, 66 and 68 corresponds to a location and orientation of the imaging tip of catheter 12 (Figure 13A), while the artery is at a different location and orientation, in a different activity-state of a heart cycle.

For example, point 52 corresponds to activity-state T_1 in heart cycle 444, meaning that when the imaging tip of catheter 12 is at point 52, the heart 32 of patient 22 is at activity-state T_1 . Point 54 corresponds to activity-state T_2 in heart cycle 444, meaning that when the imaging tip of catheter 12 is at point 54, the heart 32 of patient 22 is at activity-state T_2 . Point 56 corresponds to activity-state T_3 in heart cycle 444, meaning that when the imaging tip of catheter 12 is at point 56, the heart 32 of patient 22 is at activity-state T_3 . Point 58 corresponds to activity-state T_1 in heart cycle 446. Point 60 corresponds to activity-state T_2 in heart cycle 446. Point 62 corresponds to activity-state T_3 in heart cycle 446. Point 64 corresponds to activity-state T_1 in heart cycle 448. Point 66 corresponds to activity-state T_2 in heart cycle 448. Point 68 corresponds to activity-state T_3 in heart cycle 448.

According to another aspect of the disclosed technique, location and orientation measurements, as well as images acquired, are processed with respect to the activity-state of the inspected organ, at the time of acquisition or measurement. For example, in a system according to this

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

aspect of the disclosed technique, the imaging system displays the trajectory of an imaging catheter superimposed on a three-dimensional image of an inspected organ, wherein the three-dimensional image corresponds to an activity-state determined by the current location and orientation of the imaging catheter inside the inspected organ. The system records the path which the imaging catheter follows inside the inspected organ, in either a forward or a backward direction. The system, further registers this path with monitored activity-states of the inspected organ and with the instantaneous location and orientation of the imaging catheter.

Reference is now made to Figures 15A and 15B. Figure 15A is a schematic illustration of a system, generally referenced 450, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. Figure 15B is a schematic illustration of trajectories of the tip of the imaging catheter of the system of Figure 15A, respective of different activity-states of the ECG of Figure 14.

With reference to Figure 15A, system 450 includes an imaging catheter 452, an imaging system 454, an MPS 456, a transmitter 458, a body MPS sensor 490, a processor 460, a plurality of ECG electrodes (not shown), an ECG monitor 464 and a display 466. Imaging catheter 452 includes an imaging MPS sensor 468 and an image detector 470, both located at a tip 472 of imaging catheter 452.

In the example set forth in Figure 15A, image detector 470 is an optical coherence tomography (OCT) imaging element. It is noted that image detector 470 can be replaced with an IVUS transducer as described herein above or other types of ultrasound transducers, a magnetic resonance imaging (MRI) element, a thermography device, and the like.

Imaging system 454 produces a signal respective of the images which image detector 470 detects. MPS 456, processor 460, ECG monitor 464 and display 466 are similar to MPS 108 (Figure 1), main computer 102, ECG monitor 106 and display 130, respectively. Display 466 can be a

-51-

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

two-dimensional display, an auto-stereoscopic display to be viewed with a suitable pair of spectacles, a pair of goggles, and the like. Location and orientation processor of MPS 456 defines the origin of a global coordinate system. ECG monitor 464 can be replaced by a dedicated organ monitor
5 to monitor the organ timing signals of an organ other than the heart, such as intestines, eyelid, eye, brain, liver, lungs, kidneys, and the like. Imaging MPS sensor 468 determines the location and orientation of tip 472 of imaging catheter 452 and hence, of image detector 470.

Imaging catheter 452 is located within an inspected organ 474,
10 which in the present example is an artery. It is noted that the inspected organ can be an organ other than the artery, such as an esophagus, a vein, a bronchus, a ureter, and the like.

The ECG electrodes are attached to the body of a patient 462 and to ECG monitor 464. Body MPS sensor 490 is attached to the body of
15 patient 462 and to MPS 456. Processor 460 is coupled to imaging system 454, MPS 456, ECG monitor 464 and to display 466. MPS 456 is further coupled to imaging MPS sensor 468 and to transmitter 458. Imaging system 454 is further coupled to image detector 470.

For each of the MPS sensors, MPS 456 determines the
20 coordinates of the MPS sensor, relative to the origin of the global coordinate system. The determined coordinates include three rectilinear parameters and three angular parameters. MPS 456 provides MPS coordinate data respective of the determined coordinates, to processor 460.

25 Using body MPS sensor 490, MPS 456 determines the location and orientation of patient 462, which serves as reference in case the patient moves during the operation. The operator (not shown) can manually insert or withdraw imaging catheter 452 into or out of inspected organ 474, in directions designated by arrows 476 and 478, respectively.

30 Following is a description of a scanning process according to one embodiment of the disclosed technique. This embodiment overcomes

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

the disadvantages of the prior art by processing imaging data and location and orientation data, with respect to organ activity.

The operator inserts imaging catheter 452 into inspected organ 474 and moves imaging catheter 452 within inspected organ 474, in directions 476 and 478. Image detector 470 detects a plurality of two-dimensional images of the region of inspected organ 474, which surrounds tip 472 of imaging catheter 452 and provides a respective image signal to imaging system 454. Imaging system 454 analyzes the received image signal, produces a digital representation of the two-dimensional images and provides them as image data to processor 460.

Using signals received from imaging MPS sensor 468, MPS 456 determines the location and orientation of tip 472 of imaging catheter 452, and hence, the location and orientation of each of the detected two-dimensional images, during movement of imaging catheter 452 within inspected organ 474. It is noted that the measurements of imaging MPS sensor 468 are indifferent to the movement directions 476 and 478 of imaging catheter 452.

The ECG electrodes detect the ECG of patient 462 and provide an ECG signal respective of the detected ECG, to ECG monitor 464. ECG monitor 464 generates ECG data by analyzing the received ECG signal and provides the ECG data to processor 460.

Processor 460 processes the two-dimensional images, their respective location and orientation data and their respective ECG timing, and associates each two-dimensional image, with the respective location and orientation data and with the respective ECG timing. Processor 460 sorts the two-dimensional images and their respective location and orientation data, according to their respective ECG timing, reconstructs three-dimensional images from two-dimensional images respective of selected activity states, calculates catheter trajectories from location and orientation data respective of selected activity-states, and the like.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Processor 460, then stores these two-dimensional images in a database, such as adaptive volumetric database 114 (Figure 1).

For example, with reference to Figure 14, processor 460 associates between all of the two-dimensional images (i.e., images acquired at points 512, 518 and 524) which were detected during activity-state T_1 at any cycle of ECG signal 442. Similarly, processor 460 associates between all of the two-dimensional images (i.e., images acquired at points 514, 520 and 526) which were detected during activity-state T_2 at any cycle of ECG 442 and further associates between all of the two-dimensional images (i.e., images acquired at points 516, 522 and 528) which were detected during activity-state T_3 at any cycle of ECG 442.

Processor 460 reconstructs a three-dimensional image from all of the two-dimensional images, which were associated with respect to a given activity-state T_i . With reference to Figure 15B, processor 460 reconstructs a three-dimensional image 500, which is the image of inspected organ 474 at activity-state T_1 (Figure 14), and a three-dimensional image 502, which is the image of inspected organ 474 at activity-state T_2 . Likewise, processor 460 reconstructs a three-dimensional image 504, which is the image of inspected organ 474 at activity-state T_3 .

Processor 460 calculates a trajectory 506 from points 512, 518 and 524, associated with activity state T_1 . Similarly, processor 460 calculates a trajectory 508 from points 514, 520 and 526 associated with activity state T_2 and further calculates a trajectory 510 from points 516, 522 and 528 associated with activity state T_3 .

Processor 460 associates between each of the calculated trajectories and one of the reconstructed three-dimensional images, respective of a given organ activity-state. With reference to Figure 15B, processor 460 associates between trajectory 512 and reconstructed three-dimensional image 500, respective of activity state T_1 . Similarly, processor 460 associates between trajectory 514 and reconstructed three-dimensional image 502, respective of activity state T_2 and further between

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

trajectory 514 and reconstructed three-dimensional image 504, respective of activity state T_3 .

Since points 512, 514, 516, 518, 520, 522, 524, 526 and 528, used for calculating the trajectories are also the points at which their respective two-dimensional images were acquired, processor 460 can superimpose each of the calculated trajectories on its respective reconstructed three-dimensional image. For example, processor 460 superimposes trajectory 506 on three-dimensional image 500, trajectory 508 on three-dimensional image 502 and trajectory 510 on three-dimensional image 504.

It is noted that points 512, 514, 516, 518, 520, 522, 524, 526 and 528 represent a situation similar to that presented by points 52, 54, 56, 58, 60, 62, 64, 66 and 68 (Figure 13B). However, according to the disclosed technique, processor 460 reconstructs each three-dimensional image, and calculates each of the trajectories, with respect to those coordinates of the tip of the imaging catheter, which belong to the same activity-state as that of the reconstructed three-dimensional image.

It is noted that processor 460 monitors the travel speed of imaging catheter 452 during the scanning process, according to data received from MPS 456. It is noted that a predetermined number of two-dimensional images, per travel of the imaging detector 470, is required, so as to fill the three-dimensional volume with enough image data. Some image detectors can only detect so many images in a given time period. Hence, processor 460 detects that the travel speed of imaging detector 470 catheter 452 is equal to or below a predetermined threshold, which determines that the image detector 470 detected enough two-dimensional images, for any given portion of the inspected volume. If processor 460 detects that the travel speed of imaging detector 470 is above a predetermined threshold, then processor 460 produces an alarm signal to notify the operator that the scan is unacceptable or should be repeated,

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

partially or completely. The operator then repeats the scanning process. The type of the alarm signal is audio, visual, tactile, and the like.

The term "surgical procedure" herein below, refers to an *in vivo* operation on an organ of the patient, such as performing an incision, collecting a sample of a tissue, collecting a sample of bodily fluids, introducing a chemical substance into the organ, introducing a surgical tool or device, and the like.

Reference is now made to Figures 16A, 16B, 16C and 16D. Figure 16A is a schematic illustration of the system of Figure 15A, further adapted for surgical procedure. Figure 16B is a schematic illustration of a graphical user interface (GUI), generally referenced 730, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. Figure 16C is a schematic illustration of a GUI, generally referenced 760, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. Figure 16D is a schematic illustration of a process of reconstructing a three-dimensional organ motion dependent image sequence, and superimposing additional visual data thereon, by processing the signals received from the imaging system, the MPS and the ECG monitor. The additional visual data can include the location of surgical equipment within the inspected organ, the trajectory of a catheter within the inspected organ, and the like.

With reference to Figure 16A, system 450 further includes a surgical catheter 480, a guidance unit 482 and a real-time imaging system 484. Surgical catheter 480 further includes a surgical tool 486 and a catheter MPS sensor 488 at the tip thereof. Surgical tool 486 is one of a variety of interchangeable surgical devices, which can be mounted onto surgical catheter 480. It is noted that surgical tool 486 is a conventional tool, such as clamp, laser cutter, brush, catheter, stent, balloon, pace maker electrode, ablation catheter, electrophysiological mapping device, solution dispensing unit, neuron electrode, substance collection unit, surgical delivery tool (e.g., for delivering genes, drugs, devices and the

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

like), endoscope, imaging device, and the like, or a combination thereof. For example, a device delivery tool can be a medical tool for delivery of a medical device, such as a permanent stent, a removable stent, and the like, to the body of patient 462. Catheter MPS sensor 488 is coupled to MPS 456.

Guidance unit 482 is coupled to surgical catheter 480. Guidance unit 482 is a device for navigating surgical catheter 480 within inspected organ 474 in space. Real-time imaging system 484 is an imaging system which constantly provides a real time image of that portion of the body of patient 462, which includes inspected organ 474. Real-time imaging system 484 is an X-ray table, a fluoroscopic unit, an ultrasound system, an MRI system and the like. In the present example, real-time imaging system 484 is located either under or above the body of patient 462 and is coupled to processor 460.

When the operator completes scanning inspected organ 474 (Figure 15A) and processor 460 produces three-dimensional images of inspected organ 474, imaging catheter 452 can be removed from inspected organ 474. Surgical catheter 480 is then inserted in inspected organ 474, in order to perform a surgical procedure on inspected organ 474.

System 450 can play back the stored three-dimensional images in synchrony with the stored organ timing signal of the patient or sequentially, at any speed. System 450 can also be used during surgical procedures wherein system 450 plays back the stored three-dimensional images in synchrony with the real-time organ timing signal of the patient. System 450 can introduce additional information to the played back sequence of three-dimensional images. This additional information can include a representation of a surgical tool, a trajectory of the surgical tool, which was calculated during the scanning process, real time imaging data, and the like.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

During the surgical procedure, MPS 456 determines the real-time location and orientation of surgical tool 486, according to signals received from catheter MPS sensor 488, and MPS 456 provides MPS coordinate data respective of this location and orientation, to processor 460. Real-time imaging system 484 acquires a real-time image of the body of patient 462 and provides real-time image data to processor 460. ECG monitor 464 detects the activity of the heart of patient 462 and provides real-time ECG data to processor 460. Processor 460 selects a three-dimensional image of the inspected organ 474, from a database, such as adaptive volumetric database 114 (Figure 1), according to the real-time detected activity-state of the heart of patient 462 during the surgical procedure.

Processor 460 selects a trajectory from the trajectories, which were calculated during the scanning process, according to the real-time detected activity-state of the heart of patient 462. Processor 460 superimposes this selected trajectory on the selected three-dimensional image. Once the coordinate system of the surgical tool MPS sensor and the coordinate system of the pre-stored three-dimensional image sequence, are aligned, processor 460 can add a representation of the surgical tool on the three-dimensional image sequence.

It is noted that processor 460 can further alter the visual representation of the trajectory according to the location of the surgical tool. For example, processor 460 can set a selected color to a portion of the trajectory from the location of the surgical tool tip backward, in one color, thereby indicating the previous path of the surgical catheter. Similarly, processor 460 can set a different color to the portion of the trajectory from the location of the surgical tool tip forward, thereby indicating a theoretical path of the surgical catheter, should the physician move it forward.

Display 466 displays a graphical user interface (GUI) according to the video signals received from processor 460. This GUI can include a

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

variety of medical information respective of an inspected organ of a patient, thereby facilitating the interaction of the user with the inspected organ. The GUI can include different windows which display images of the inspected organ from different views, or as detected by different types of image detectors. In addition, the GUI can include information respective of the organ timing signal and provisions to view different views of the inspected organ corresponding to different activity-states of the organ. The GUI can include auxiliary information, such as the location and orientation of a surgical tool in real-time, the trajectory of the surgical tool in the past and in the future, and the like.

In the example set forth in Figure 16B, GUI 730 includes windows 732 and 734. Window 732 includes a reconstructed external three-dimensional navigation image 736 of an inspected organ. It is noted that this external three-dimensional image can be reconstructed in a semi-transparent manner, such that the near wall is colored in a transparent fashion and hence, the far wall can be seen through the near wall.

The inspected organ in this example is the descending aorta 744 of patient 462. Window 732 further includes a representation 738 of a surgical tool, similar to surgical tool 486, superimposed on external three-dimensional navigation image 736.

External three-dimensional navigation image 736 is the real-time three-dimensional sequence of images of descending aorta 744, corresponding to the real-time detected activity-state of the heart of patient 462. Processor 460 superimposes representation 738 of surgical tool 486 in real-time, on external three-dimensional navigation image 736, according to real-time coordinate data which processor 460 receives from MPS 456. Thus, representation 738 indicates the current location and orientation of surgical tool 486 within descending aorta 744.

According to another aspect of the disclosed technique, processor 460 selects a three-dimensional image of the inspected organ, according to the organ real-time detected activity-state and superimposes

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

a projection of the selected three-dimensional image on the real-time two-dimensional navigation image. In the example set forth in Figure 16B, GUI 734 includes a real-time two-dimensional navigation image 758 of the region of the body of the patient, which is under operation. In this example, this region includes the heart 740 of patient 462 and the veins and arteries which are coupled to heart 740, such as the ascending artery 742, descending aorta 744, superior vena cava 746, pulmonary trunk 748, abdominal aorta 750 and inferior vena cava 752.

Processor 460 superimposes a projection 754 of reconstructed three-dimensional image 736 on real-time two-dimensional navigation image 758, which is acquired by real-time imaging system 484, thereby producing the combined two-dimensional image presented in window 734. Processor 460 further superimposes representation 756 of surgical tool 486 on real-time two-dimensional navigation image 758. Representation 756 indicates the current location and orientation of surgical tool 486 within descending aorta 744. Processor 460 selects projection 754, in real-time according to a real-time detected activity-state of the heart of patient 462 and hence follows the visual activity of real-time two-dimensional navigation image 758.

It is noted that the location of real-time imaging system 484 relative to the origin of the global coordinate system is determined either according to a fixed predetermined location relative to transmitter 458, or according to an MPS sensor coupled to real-time imaging system 484.

Processor 460 superimposes two-dimensional image 754 on the actual location of descending aorta 744, in real-time two-dimensional navigation image 758, according to the MPS coordinate data acquired during the scanning process (Figure 15A). In this manner, the operator can navigate surgical catheter 480 within descending aorta 744, with the aid of guidance unit 482, by observing the instantaneous location and orientation of surgical catheter 480, on a highlighted portion of the body of patient 462 (i.e., on projection 754 in window 734).

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

With reference to Figure 16C, GUI 760 includes windows 762 and 764. Window 762 includes a reconstructed external three-dimensional navigation image 766 of another inspected organ of patient 462. In this case, the inspected organ is the left main and left anterior descending (LM & LAD) coronary artery 776 of the heart 770 of patient 462. Window 762 further includes a representation 768 of a surgical tool, similar to surgical tool 486, superimposed on external three-dimensional navigation image 766.

Window 764 includes a real-time two-dimensional navigation image 772 of the heart 770. Heart 770 includes LM & LAD coronary artery 776. Processor 460 superimposes a projection 774 of reconstructed three-dimensional image 766 on real-time two-dimensional navigation image 772, which is acquired by real-time imaging system 484, thereby producing the combined two-dimensional image presented in window 764. Processor 460 further superimposes a representation 778 of surgical tool 486 on real-time two-dimensional navigation image 772. Representation 778 indicates the current location and orientation of surgical tool 486 within LM & LAD coronary artery 776.

Following is a graphical representation of the process by which processor 460 generates a three-dimensional image, including auxiliary information, such as the trajectory of a surgical tool, a representation of the surgical tool, and the like. Processor 460 generates the three-dimensional image by processing different data, such as the detected image data, the MPS coordinate data, the organ timing data, and the like.

With reference to Figure 16D, processor 460 reconstructs three-dimensional image 502 of inspected organ 474, from a plurality of two-dimensional images 554, according to MPS coordinate data 552, all of which respective of a selected activity state within the cycles of ECG data 556. Processor 460 reconstructs three-dimensional image 502 from all the two-dimensional images which belong to of activity-state T_2 . In addition,

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

processor 460 generates a trajectory 558 of imaging catheter tip, which corresponds to activity-state T_2 , from points 514, 520 and 526.

System 450 can playback the sequence of reconstructed images or a selected cycle of the originally acquired two-dimensional images, according to the stored ECG data or at predetermined time intervals. System 450 can also playback the sequence of reconstructed images or a selected cycle of the originally acquired two-dimensional images, in synchrony with real-time detected ECG data.

It is noted that since the surgical tool moves within the inspected organ in real-time, no synchronization is required with respect to the organ timing signal in that aspect. However, it is noted that processor 460 has to register the coordinate system in which the images were acquired, with the coordinate system of the MPS sensor of the surgical tool, or to use the same MPS system for the image acquisition process and the playback surgical procedure.

Reference is now made to Figure 17, which is a schematic illustration of an internal three-dimensional navigation image of an inspected organ, generally referenced 600, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. Internal three-dimensional navigation image 600 includes an inner wall image 602 of an inspected organ, such as inspected organ 474 (Figure 15A), as if the operator was located inside the inspected organ. Internal three-dimensional navigation image 600 further includes a surgical tool representation 604 of the current location of a surgical tool, such as surgical tool 486 (Figure 16A), during the surgical operation. Internal three-dimensional navigation image 600 further includes surgical catheter representation 606 of the surgical catheter viewed from behind the current location of the surgical tool. Internal three-dimensional navigation image 600 further includes a trajectory representation 608 of the future trajectory of an imaging catheter, such as imaging catheter 452 (Figure 15A),

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

following the current location of the surgical tool, as viewed from the current location of the surgical tool.

Inner wall image 602 is the image of the inspected organ, surrounding image detector 470. Trajectory representation 608 represents the trajectory which the tip of the imaging catheter had traveled within the inspected organ, during the scanning process (Figure 15A). Trajectory representation 608 displays the theoretical forward path, which the surgical catheter will follow within the inspected organ, should the operator advance the surgical catheter forward within the inspected organ.

Reference is now made to Figure 18, which is a schematic illustration of an ECG coordinated display of an inspected organ, generally referenced 630, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique. ECG coordinated display 630 includes an ECG timing signal 632, a forward button 634, a backward button 636, a freeze button 638 and an external three-dimensional image 640 of an inspected organ, such as inspected organ 474 (Figure 15A).

External three-dimensional image 640 is displayed in a window 642 and corresponds with an activity-state 644 in ECG timing signal 632. When the operator presses forward button 634, a sequence of external three-dimensional images of the inspected organ is displayed in window 642. Each of the external three-dimensional images displayed in window 642, corresponds with the respective activity-state in ECG timing signal 632, as if ECG timing signal 632 would advance in a direction designated by an arrow 646.

When the operator presses backward button 636, a sequence of external three-dimensional images of the inspected organ is successively displayed in window 642. Each of the external three-dimensional images displayed in window 642 corresponds with the respective activity-state in ECG timing signal 632, as if ECG timing signal 632 would retard in a direction designated by an arrow 648.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

When the operator presses freeze button 638, an external three-dimensional image of the inspected organ is displayed in window 642, wherein the external three-dimensional image corresponds with a selected activity-state 650. In this manner the external three-dimensional image of the inspected organ in window 642 remains stationary at activity-state 650, during which the physician can inspect the three-dimensional image of the inspected organ.

Each of the external three-dimensional images, which are displayed in window 642, is acquired by system 450 (Figure 15A), during the scanning process. Thus, the operator can view animated external three-dimensional images of the inspected organ as the heart of the patient would beat either forward or backward in time. The operator can alternatively view an external three-dimensional image of the inspected organ, which corresponds with a selected activity-state during a selected heart cycle of the patient, by pressing freeze button 638 at a selected point in time. It is noted that other sequenced images, such as a reference real-time image (i.e., served as road map during navigation, such as a fluoroscopic image, and the like) can also be made to freeze-up.

Reference is now made to Figures 19A and 19B. Figure 19A is a schematic illustration of a GUI, generally referenced 670, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. Figure 19B is a schematic illustration of a GUI, generally referenced 700, constructed and operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique.

With reference to Figure 19A, GUI 670 includes a transverse cross sectional image 672 of an inspected organ, a horizontal ruler 674, a vertical ruler 676, a plurality of vertical guides 678₁, 678₂, 678₃, 678₄, 678₅ and 678₆, and a plurality of horizontal guides 680₁, 680₂, 680₃, 680₄ and 680₅. Transverse cross sectional image 672 includes an image of a plaque 682. The operator measures the geometrical parameters of the inspected organ, such as diameter, area, percent occlusion, and the like, by reading

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

the location of vertical guides 678₁, 678₂, 678₃, 678₄, 678₅ and 678₆, and horizontal guides 680₁, 680₂, 680₃, 680₄ and 680₅ on horizontal ruler 674, and vertical ruler 676, respectively. The operator also measures the size of plaque 682. Alternatively, the geometrical parameters are written on GUI 670. Further alternatively, the geometrical parameters are announced via a speaker.

With reference to Figure 19B, GUI 700 includes a longitudinal cross sectional image 702 of an inspected organ, a horizontal ruler 704, a vertical ruler 706, a plurality of vertical guides 708₁ and 708₂, and a plurality of horizontal guides 710₁, 710₂, 710₃ and 710₄. Longitudinal cross sectional image 702 includes a plaque 712. The operator measures the geometrical parameters of the inspected organ, such as diameter, area, percent occlusion, and the like, by reading the location of vertical guides 708₁ and 708₂, and horizontal guides 710₁, 710₂, 710₃ and 710₄ on horizontal ruler 704 and vertical ruler 706, respectively. The operator also measures the size of plaque 712. Alternatively, the geometrical parameters are written on GUI 700. Further alternatively, the geometrical parameters are announced via a speaker.

Reference is now made to Figure 20, which is a schematic illustration of a GUI, generally referenced 780, constructed and operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. GUI 780 includes windows 782, 784, 786 and 788, an ECG timing signal 790, a forward button 792, a backward button 794 and a freeze button 796. GUI 780 provides a quantitative model, by which the user acquires a realistic notion of the navigation process within the body of the patient.

Window 782 is similar to window 732 of Figure 16B. Window 784 includes an image similar to the internal image of an inspected organ 600 of Figure 17.

Window 786 includes historical two-dimensional information of the inspected organ, while the image detector is located inside the inspected organ. Window 788 is similar to window 734 of Figure 16B. ECG

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

timing signal 790 is similar to ECG timing signal 632 of Figure 18. Forward button 792, backward button 794 and freeze button 796, are similar to forward button 634, backward button 636 and freeze button 638, respectively, of Figure 18.

5 Reference is now made to Figure 21, which is a schematic illustration of a trajectory, corrected according to the location and orientation of the tip of the surgical tool of the system of Figure 16A, in accordance with another embodiment of the disclosed technique. During the surgical operation, the operator successively locates surgical tool 486
10 (Figure 16A), at points 512, 580 and 524. Points 512 and 524 are located on trajectory 506, which processor 460 generated according to the trajectory of tip 472 of imaging catheter 452 (Figure 15A), during the scanning process. Trajectory 506 is defined by points 512, 518 and 524 and point 580 is not located on trajectory 506. Processor 460 makes
15 corrections to trajectory 506 and generates a corrected trajectory 582, defined by points 512, 580 and 524 and display 466 displays corrected trajectory 582, accordingly, superimposed on external three-dimensional navigation image 500.

 Reference is now made to Figure 22, which is a schematic
20 illustration of a method for operating system 450 of Figure 15A, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. In procedure 820, the organ timing signal of the inspected organ is detected. With reference to Figure 15A, ECG monitor 464 detects the activity-state of the heart of patient 462, such as ECG timing signal 442 (Figure 14).

25 In procedure 822, a plurality of two-dimensional images of the inspected organ are detected by an image detector. With reference to Figure 15A, image detector 470 detects two-dimensional images 554 (Figure 16D) of inspected organ 474. The image detector can be an ultrasound detector, and OCT detector, MRI device, thermography device,
30 and the like.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In procedure 824, the location and orientation of the image detector is detected. With reference to Figure 15A, imaging MPS sensor 468 detects the location and orientation of image detector 470.

In procedure 826, each two-dimensional image is associated
5 with the detected location and orientation of the image detector and a respective organ timing signal reading. With reference to Figures 15A and 16D, processor 460 associates each of the two-dimensional images 554 with the respective MPS coordinate data 552 of image detector 470 and the respective activity state of the ECG timing signal 556.

10 In procedure 828, a plurality of three-dimensional images are reconstructed from the two-dimensional images. Each reconstructed three-dimensional image corresponds to a selected position within the organ timing signal cycle. With reference to Figures 14, 15A and 15B, processor 460 reconstructs external three-dimensional navigation images
15 500, 502 and 504, corresponding to activity-states T_1 , T_2 and T_3 , respectively. When the heart of patient 462 is for example, at activity-state T_2 , processor 460 selects external three-dimensional navigation image 502 (procedure 830).

In procedure 832, the location and orientation of a surgical tool
20 is detected. With reference to Figure 16A, catheter MPS sensor 488 detects the location and orientation of surgical tool 486 of surgical catheter 480 and processor 460 superimposes a representation of surgical tool 486, according to the detected location and orientation, onto the selected three-dimensional image (procedure 834).

25 In procedure 836, a real time image is detected. With reference to Figure 16A, real-time imaging system 484 detects a real time image of that portion of the body of patient 462, which includes inspected organ 474.

In procedure 838, a projection of the selected three-dimensional
30 image is superimposed on the detected real time image. With reference to Figure 16B, processor 460 superimposes projection 754 of reconstructed

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

three-dimensional image 736 on real-time two-dimensional navigation image 758. It is noted that the outcome of this procedure yields a quantitative model, which provides the user a very realistic notion of the actual navigation within the body of the patient.

5 In procedure 840, the result of the superpositions is displayed. With reference to Figures 16A and 16B, a superposition of representation 756 of surgical tool 486 on real-time two-dimensional navigation image 758 and a projection 754 of reconstructed three-dimensional image 736 on real-time two-dimensional navigation image 758, are displayed on display
10 466.

According to another aspect of the disclosed technique, system 450 displays a reconstructed three-dimensional image of the inspected organ, on which the occluded regions are marked. Furthermore, the operator can direct system 450 to mark only those regions of the inspected
15 organ, whose occlusions are equal to or more than a selected limit.

Reference is now made to Figures 23A, 23B and 23C. Figure 23A is an illustration of an artery, generally referenced 850, having a plurality of occluded regions. Figure 23B is a cross-sectional view of a selected region of artery 850 of Figure 23A. Figure 23C is a schematic
20 illustration of a representation of the artery of Figure 23B in a graphical user interface (GUI), generally referenced 860, operative in accordance with another embodiment of the disclosed technique.

Artery 850 includes plaques 852, 854 and 856. It is noted that plaques 852, 854 and 856 can be fixed in their places or be dynamic.
25 Plaques 852, 854 and 856 block artery 850 by 75%, 60% and 80%, respectively. With reference to Figure 23B, the hatched area denotes the blockage due to plaque 852 within artery 850, leaving lumen 858 open for blood flow.

Processor 460 can determine the percentage of occlusion,
30 according to a plurality of methods, taking into account parameters such

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

as plaque type, plaque density, and the like. The following is a simple example for such a method:

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

where, S_{LUMEN} denotes the area of lumen 858 and S_{ARTERY} denotes the total internal area of artery 850.

GUI 860 includes a graphical window 862. Graphical window 862 includes a reconstructed three-dimensional image 864 of artery 850 and a ratio selection window 866. Ratio selection window 866 includes a graduation bar 874, a pointer 876 and a numerical box 878. The operator can dynamically set the occlusion percentage threshold, by dragging pointer 876 along graduation bar 874, using a pointing device, such as a mouse, a stylus and a digital tablet, and the like. Alternatively, the operator can enter a selected occlusion percentage threshold in numerical box 878, through a user interface, such as keyboard, microphone, and the like. In the example set forth in Figure 23B, the numerical value 70%, of the selected percentage is shown in numerical box 878.

System 450 then marks only those regions on reconstructed three-dimensional image 864, which are occluded more than the selected occlusion percentage. In the example set forth in Figure 23B, only those regions of artery 850 which are occluded 70% or more, are marked in reconstructed three-dimensional image 864. Plaques 852 and 856, which exceed 70%, are represented by marked regions 868 and 870, respectively, on reconstructed three-dimensional image 864. Marked regions 868 and 870 are differentiated from the rest of the portions of reconstructed three-dimensional image 864, by being colored in a different hue, marked by hatches, animated, and the like.

It is noted the system enables the user to manually correct the marking on screen, in case that the user, according to her medical knowledge and experience detects for example, that the plaque portion should be different than what the system indicated. For example, if the

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

user detects that the image presented in window 786 (Figure 20) provides additional information regarding plaque 852, by which plaque 852 blocks less than what is shown on screen, then the user can mark plaque 852 on screen, accordingly. It is further noted that the system can present the various layers of the lumen (i.e., media, adventitia and intima), in GUI 860, in different colors.

Reference is now made to Figure 24, which is a schematic illustration of a method for operating the graphical user interface of Figure 23C, operative in accordance with a further embodiment of the disclosed technique. In procedure 900, an occlusion value is received. With reference to Figure 23C, the operator sets an occlusion threshold of 70%, via ratio selection window 866 and processor 460 receives this selected occlusion threshold.

In procedure 902, a plurality of occlusion values are determined for an inspected organ. With reference to Figure 23A, processor 460 determines that plaques 852, 854 and 856 block artery 850 by 75%, 60% and 80%, respectively.

In procedure 904, the determined occlusion values are compared with the selected occlusion value. With reference to Figures 23A and 23C, processor 460 compares the percentage occlusions 75%, 60% and 80% of plaques 852, 854 and 856, respectively, with the selected occlusion threshold of 70%.

In procedure 906, at least one occluded region is determined, according to the outcome of the comparison. With reference to Figures 23A and 23C, processor 460 determines that plaques 868 and 870 are the occluded regions, which are to be displayed. This is so, because the percentage occlusions of plaques 868 and 870 (75% and 80%, respectively) are greater than the selected occlusion threshold of 70%, while the percentage occlusion of plaque 854 (i.e., 60%) is less than 70%. With reference to Figure 23C, plaques 852 and 856 are represented as

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

marked regions 868 and 870, respectively, in reconstructed three-dimensional image 864 (procedure 908).

According to another aspect of the disclosed technique, the three-dimensional image of an inspected organ at a selected activity-state, is reconstructed from two-dimensional images of the inspected organ, which are detected during other activity-states of the inspected organ. Since more two-dimensional images are available for reconstruction of the three-dimensional image, the processor can reconstruct a more detailed image of the inspected organ at this selected activity-state. It is noted that this aspect of the disclosed technique can be applied for organs, which exhibit negligible deformation, or organs with known deformation.

In this case, the inspected organ is a vessel, such as an artery, bronchus, esophagus, and the like, whose geometry remains substantially constant at all activity-states of the organ timing signal, and that only the location and orientation of the vessel changes. The processor incorporates the two-dimensional images of the vessel detected at different activity-states, with the two-dimensional images detected at the selected activity-state, while changing the coordinates (i.e., the locations and orientations) of the incorporated two-dimensional images to those coordinates which were detected during the selected activity-state.

Reference is now made to Figures 25A, 25B and 25C. Figure 25A is a schematic illustration of the images of a vessel at three different activity-states, generally referenced 950, 952 and 954. Figure 25B is a schematic illustration of one of the two-dimensional images acquired at one activity-state, translated to another activity-state, in accordance with another embodiment of the disclosed technique. Figure 25C is a schematic illustration of the image of the vessel of Figure 25A at one of the activity-states, reconstructed in accordance with the embodiment of Figure 25B, from the two-dimensional images of the vessel, which are detected at the other two activity-states. Figure 25D is a schematic illustration of the image of the vessel of Figure 25A at another activity-

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

state, reconstructed in accordance with the embodiment of Figure 25B, from the two-dimensional images of the vessel, which are detected at the other two activity-states.

With reference to Figure 25A, three-dimensional image 950 of inspected organ 474 (Figure 15A), is reconstructed from two-dimensional images 956₁, 956₂, 956₃, and 956₄ detected during activity-state T₁. The path of imaging catheter 452 during activity-state T₁ is represented by a trajectory 958. Three-dimensional image 952 of inspected organ 474 is reconstructed from two-dimensional images 960₁, 960₂, 960₃, and 960₄ detected during activity-state T₂. The path of imaging catheter 452 during activity-state T₂ is represented by a trajectory 962. Three-dimensional image 954 of inspected organ 474 is reconstructed from two-dimensional images 964₁, 964₂, 964₃, 964₄ and 964₅ detected during activity-state T₃. The path of imaging catheter 452 during activity-state T₃ is represented by a trajectory 966.

The coordinates of two-dimensional images 956₁, 956₂, 956₃, and 956₄ are represented by points 968₁, 968₂, 968₃, and 968₄, respectively. The coordinates of two-dimensional images 960₁, 960₂, 960₃, and 960₄ are represented by points 970₁, 970₂, 970₃, and 970₄, respectively. The coordinates of two-dimensional images 964₁, 964₂, 964₃, 964₄ and 964₅ are represented by points 972₁, 972₂, 972₃, 972₄ and 972₅, respectively.

It is noted that processor 460 computes each of the different trajectories 958, 962 and 966 for the path which imaging catheter supposedly follows inside inspected organ 474, during different activity-states of inspected organ 474. Otherwise, trajectories 958, 962 and 966 belong to the same scanning process, and are traversed during the same time period. Hence, points 968₁, 970₁ and 972₁ which designate the start of trajectories 958, 962 and 966, respectively, belong to the same point in time. Likewise, points 956₄, 970₄ and 972₅ which designate the end of trajectories 958, 962 and 966, respectively, belong to another point in time.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Thus, a two-dimensional image which belongs to one activity-state and is located at a certain fraction of the length of one trajectory, can be translated to a respective location on another trajectory and to another activity-state, according to the same fraction of the length of this other trajectory.

With reference to Figure 25B, two-dimensional image 960₂ is acquired at activity-state T₂ and the coordinates associated therewith, are represented by point 970₂. Processor 460 determines shifted coordinates for the image 960₂ on trajectory 958, operating under the assumption that these coordinates would have been detected by the imaging MPS sensor 468, had this image been acquired during activity state T₁.

In the present example, processor 460 determines these new coordinates using the fact that the changes in the length of the artery are minor through all of the activity states. Accordingly, the distance of point 970₂ from point 970₁ (i.e., from the beginning of trajectory 962), is equal to a fraction *b* of the entire length of trajectory 962 (i.e., from point 970₁ to point 970₄). Processor 460 determines the translated coordinates represented by point 970_{2T} on trajectory 958, according to the fraction *b* of the length of trajectory 958 from point 968₁. Processor 460, then can use two-dimensional image 960₂ from activity-state T₂ for reconstructing the three-dimensional image associated with activity-state T₁, using translated coordinates represented by point 970_{2T}.

With reference to Figure 25C, processor 460 reconstructs a three-dimensional image 974 of inspected organ 474 at activity-state T₁, in the following manner. Processor 460 translates two-dimensional image 960₂ from activity-state T₂ to activity-state T₁, as translated two-dimensional image 960_{2T} as described herein above.

Processor 460 determines that point 972₂ is located at a fraction *c* of the length of trajectory 966. Processor 460 determines the translated coordinates represented by a point 972_{2T} on trajectory 958, according to the same fraction *c* of the length of trajectory 958. Processor 460, then

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

translates two-dimensional image 964₂ from activity-state T₃ to activity-state T₁, as a translated two-dimensional image 964_{2T}.

Processor 460 determines that point 972₃ is located at a fraction *d* of the length of trajectory 966. Processor 460 determines the translated coordinates represented by a point 972_{3T} on trajectory 958, according to the same fraction *d* of the length of trajectory 958. Processor 460, then translates two-dimensional image 964₃ from activity-state T₃ to activity-state T₁, as a translated two-dimensional image 964_{3T}. Likewise, processor 460 determines the translated coordinates represented by points 972_{1T}, 970_{1T}, 970_{3T}, 972_{4T}, 972_{5T} and 970_{4T} for translated two-dimensional images 964_{1T}, 960_{1T}, 960_{3T}, 964_{4T}, 964_{5T} and 960_{4T}, respectively.

In this manner, processor 460 reconstructs three-dimensional image 950 from two-dimensional images 964_{1T}, 960_{1T}, 956₁, 960_{2T}, 964_{2T}, 956₂, 964_{3T}, 960_{3T}, 956₃, 964_{4T}, 956₄, 964_{5T} and 960_{4T} which are substantially greater in number than the original two-dimensional images 956₁, 956₂, 956₃ and 956₄ (Figure 25A). Accordingly, processor 460 can reconstruct three-dimensional image 974, which is substantially more detailed than three-dimensional image 950.

With reference to Figure 25D, processor 460 reconstructs a three-dimensional image 976 for activity-state T₂, from the original two-dimensional images 960₁, 960₂, 960₃ and 960₄ and from additional two-dimensional images which belong to activity-states T₁ and T₃. Part of these additional two-dimensional images are references 956₁, 956₂, 956₃ and 956₄ which are translated from activity-state T₁ to activity-state T₂, as translated two-dimensional images 956_{1T}, 956_{2T}, 956_{3T} and 956_{4T}, respectively. Translated two-dimensional images 956_{1T}, 956_{2T}, 956_{3T} and 956_{4T} possess the translated coordinates represented by points 968_{1T}, 968_{2T}, 968_{3T} and 968_{4T}, respectively. The other additional two-dimensional images are references 964₁, 964₂, 964₃, 964₄ and 964₅ which are translated from activity-state T₃ to activity-state T₂, as translated two-

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

dimensional images 964_{1T}, 964_{2T}, 964_{3T}, 964_{4T} and 964_{5T}, respectively. Translated two-dimensional images 964_{1T}, 964_{2T}, 964_{3T}, 964_{4T} and 964_{5T} possess translated coordinates represented by points 972₁, 972₂, 972₃, 972₄ and 972₅, respectively.

5 It is noted that since three-dimensional image 976 is reconstructed from a substantially large number of two-dimensional images, three-dimensional image 976 is substantially more detailed than three-dimensional image 952, which is reconstructed from two-dimensional images which belong only to one activity-state. It is further
10 noted that processor 460 can reconstruct a detailed three-dimensional image for each activity-state, from all the two-dimensional images of all other activity-states, in addition to two-dimensional images which belong to the activity-state under reconstruction.

Reference is now made to Figure 26, which is a schematic
15 illustration of a method for reconstructing a three-dimensional image, operative according to a further embodiment of the disclosed technique. In procedure 1000, an activity-state is selected. With reference to Figures 14, 15A, 25A and 25C, processor 460 selects activity-state T₁, for which three-dimensional image 974 is to be reconstructed.

20 In procedure 1002, translated coordinates for an auxiliary two-dimensional image, which belongs to an activity-state other than the selected activity-state, are determined according to the original coordinates of the auxiliary two-dimensional image, and according to coordinates of the trajectory associated with the selected activity-state.
25 With reference to Figure 25B, processor 460 determines the translated coordinates for two-dimensional image 960₂ represented by point 970_{2T}, which belongs to activity-state T₂. The translated coordinates are determined according to the original coordinates of two-dimensional image 960₂ represented by point 970₂ and according to the coordinates of
30 trajectory 958 (i.e., those which are represented by points 968₁, 968₂, 968₃ and 968₄).

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

In procedure 1004, the auxiliary two-dimensional image is associated with the selected activity-state, according to the translated coordinates. With reference to Figure 25B, processor 460 associates two-dimensional image 960₂ with activity-state T₁, as translated two-dimensional image 960_{2T}, according to the translated coordinates represented by point 970_{2T}. At this point the method recursively returns back to procedure 1002, until the auxiliary two-dimensional images of all activity-states other than the selected activity-states, are associated with the selected activity-state. With reference to Figure 25C, two-dimensional images 960₁, 960₃, 960₄, which belong to activity-state T₂ and two-dimensional images 964₁, 964₂, 964₃, 964₄ and 964₅, which belong to activity-state T₃, are associated with activity-state T₁, as translated two-dimensional images 960_{1T}, 960_{3T}, 960_{4T}, 964_{1T}, 964_{2T}, 964_{3T}, 964_{4T} and 964_{5T}. The translated coordinates of these translated two-dimensional images are represented by points 970_{1T}, 970_{3T}, 970_{4T}, 972_{1T}, 972_{2T}, 972_{3T}, 972_{4T} and 972_{5T}, respectively.

In procedure 1006, the three-dimensional image is reconstructed. With reference to Figure 25C, processor 460 reconstructs three-dimensional image 974 from two-dimensional images 956₁, 956₂, 956₃ and 956₄ and from auxiliary two-dimensional images 960₁, 960₂, 960₃, 960₄, 964₁, 964₂, 964₃, 964₄ and 964₅.

Reference is now made to Figures 27A and 27B. Figure 27A is an illustration of a section of a vessel, generally referenced 1030, which includes a plurality of branches. Vessel 1030 can be a section of an artery, vein, bronchus, and the like, which includes a plurality of bifurcations. Figure 27B is a schematic illustration of a graphical user interface (GUI), generally referenced 1060, constructed and operative according to another embodiment of the disclosed technique.

With reference to Figure 27A, vessel 1030 includes side branches 1032, 1034 and 1036, and two main branches 1038 and 1040.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

Side branches 1032, 1034 and 1036 branch out from vessel 1030 at branching regions 1042, 1044 and 1046, respectively.

With reference to Figure 27B, GUI 1060 includes a window 1062. Window 1062 includes a three-dimensional image 1064 of vessel 1030. Three-dimensional image 1064 includes a main section 1066, branches 1068 and 1070, a plurality of openings 1072, 1074 and 1076, a plurality of marks 1078, 1080 and 1082, a trajectory 1084 and a representation of a surgical tool 1086. Main section 1066 represents vessel 1030. Branches 1068 and 1070 represent main branches 1038 and 1040, respectively.

Processor 460 (Figure 15A) reconstructs three-dimensional image 1064 during a scanning process in which the operator scans vessel 1030 and main branches 1038 and 1040, by employing an imaging catheter, such as imaging catheter 452. While the imaging catheter moves inside vessel 1030 and passes branching regions 1042, 1044 and 1046, the image detector of the imaging catheter, such as image detector 470 detects branching regions 1042, 1044 and 1046 as a plurality of openings in the wall of vessel 1030.

GUI 1060 displays branching regions 1042, 1044 and 1046, as openings 1072, 1074 and 1076, respectively. GUI 1060 further displays marks 1078, 1080 and 1082 in the vicinity of openings 1072, 1074 and 1076, respectively, as an indication of branching regions 1042, 1044 and 1046, respectively. Each of marks 1078, 1080 and 1082 can be a polygon, closed curve, open curve, straight line with an end, straight line without an end, different colors, animation, and the like.

Trajectory 1084 indicates one of the paths which the imaging catheter followed inside vessel 1030 during the scanning process. Representation 1086 represents the location and orientation of a surgical tool inside vessel 1030, such as surgical tool 486 (Figure 16A). By employing GUI 1060, the operator can navigate the surgical tool through vessel 1030, to selected side branches of vessel 1030 during a surgical

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

procedure. It is noted that the system can derive various representations, according to the reconstructed model of the inspected organ, such as an internal model, a quantitative model superposed on a real-time acquired image, and the like.

- 5 It will be appreciated by persons skilled in the art that the disclosed technique is not limited to what has been particularly shown and described herein above. Rather the scope of the disclosed technique is defined only by the claims, which follow.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

CLAIMS

1. Medical imaging and navigation system comprising:
 - a processor, coupled with a display unit and to a database;
 - 5 a medical positioning system (MPS), coupled with said processor, including a transducer MPS sensor and a surgical tool MPS sensor, said surgical tool MPS sensor being firmly attached to a surgical tool;
 - a two-dimensional imaging system, coupled with said processor,
 - 10 including an imaging transducer, said transducer MPS sensor being firmly attached to said imaging transducer;
 - an inspected organ monitor interface, coupled with said processor and to an organ monitor, said organ monitor monitoring an organ timing signal associated with an inspected organ; and
 - 15 a superimposing processor, coupled with said processor.
2. The system according to claim 1, wherein said processor receives:
 - a plurality of two-dimensional images from said two-dimensional imaging system, acquired by said imaging transducer;
 - 20 the location and orientation of said imaging transducer from said medical positioning system, as detected by said transducer MPS sensor, for each said two-dimensional images;
 - said organ timing signal from said inspected organ monitor interface, as detected by said organ monitor, for each said two-
 - 25 dimensional images; and
 - the location and orientation of said surgical tool, from said medical positioning system, as detected by said surgical tool MPS sensor.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

3. The system according to claim 2, wherein said location and orientation of said surgical tool and said location and orientation of said imaging transducer, reside in a single coordinate system.
- 5 4. The system according to claim 3, wherein for each said two-dimensional images, said processor stores said two-dimensional image in said database together with said location and orientation information of said imaging transducer, respective of said two-dimensional image and said organ timing signal, respective of said
10 two-dimensional image,
wherein said processor selects at least one of said stored two-dimensional images, having a stored organ timing signal substantially equal to a real time detected organ timing signal,
wherein said superimposing processor superimposes a
15 representation of said surgical tool on a visual representation of said selected two-dimensional images, and
wherein said display presents the result of said superimposing.
5. The system according to claim 4, wherein said visual representation
20 is a three-dimensional reconstructed image produced from said selected two-dimensional images, according to the location and orientation information of said imaging transducer associated with each said selected two-dimensional images.
- 25 6. The system according to claim 5, wherein a renderer renders said visual representation according to reference coordinates.
7. The system according to claim 6, wherein said reference coordinates are selected from the list consisting of:
30 surgical tool coordinates;
inspected organ coordinates; and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

coordinates of the body of the patient.

8. The system according to claim 4, wherein said visual representation is two-dimensional.
- 5
9. The system according to claim 8, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on said two-dimensional visual representation.
- 10
10. The system according to claim 4, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.
11. The system according to claim 4, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.
- 15
12. The system according to claim 4, wherein portions of said surgical tool which are located above, below and within a viewed plane, are presented in different colors.
- 20
13. The system according to claim 4, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.
14. The system according to claim 4, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.
- 25
15. The system according to claim 4, wherein said visual representation is a three-dimensional reconstruction produced from said selected two-dimensional images, according to the location and orientation information of said imaging transducer associated with said selected
- 30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

two-dimensional images, discarding portions in said selected two-dimensional images which represent said surgical tool.

16. The system according to claim 1, wherein said database is
5 volumetric.
17. The system according to claim 1, wherein said display includes goggles.
- 10 18. The system according to claim 17, wherein said goggles are semi-transparent.
19. The system according to claim 4, wherein said medical positioning system further includes a goggles MPS sensor,
15 wherein said display includes semi-transparent goggles, being attached to said goggles MPS sensor, and
wherein said processor selects a viewing plane for said visual representation, according to the location and orientation information received from said goggles MPS sensor.
- 20 20. The system according to claim 19, wherein said location and orientation of said goggles MPS sensor is provided within said coordinate system.
- 25 21. The system according to claim 1, wherein said two-dimensional imaging system is selected from the list consisting of:
ultra-sound;
inner-vascular ultra-sound;
X-ray;
30 nuclear magnetic resonance;
computerized tomography;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

positron-emission tomography; and
single-photon-emission tomography.

22. The system according to claim 1, wherein said surgical tool is
5 selected from the list consisting of:
- clamp;
 - laser cutter;
 - brush;
 - catheter;
 - 10 stent;
 - balloon;
 - pace maker electrode;
 - solution dispensing unit;
 - neuron electrode;
 - 15 substance collection unit;
 - surgical delivery tool;
 - gene delivery tool;
 - drug delivery tool; and
 - device delivery tool.
- 20
23. The system according to claim 1, wherein said medical positioning
system further includes a body MPS sensor, for attaching to the body
of the patient.
- 25 24. Medical imaging and navigation system comprising:
- a processor, coupled with a display unit and to a database;
 - a medical positioning system (MPS), coupled with said
processor, including a surgical tool MPS sensor being firmly attached
to a surgical tool;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

an inspected organ monitor interface, coupled with said processor and to an organ monitor, said organ monitor monitoring an organ timing signal associated with an inspected organ; and
a superimposing processor, coupled with said processor.

5

25. The system according to claim 24, wherein said processor receives:
said organ timing signal from said inspected organ monitor interface, as detected by said organ monitor; and
the location and orientation of said surgical tool, from said
10 medical positioning system, as detected by said surgical tool MPS sensor.

15

26. The system according to claim 25, wherein said processor selects images from said database, each said selected images having a stored organ timing signal substantially equal to a real-time detected organ timing signal,
wherein said superimposing processor superimposes a representation of said surgical tool on said selected images, and
wherein said display presents the result of said superimposing.

20

27. The system according to claim 26, wherein said selected images are three-dimensional.

25

28. The system according to claim 26, wherein said selected images are two-dimensional.

30

29. The system according to claim 28, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on said two-dimensional images.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

30. The system according to claim 24, wherein said database is volumetric.
31. The system according to claim 24, wherein said database is further
5 coupled to an image acquisition system.
32. The system according to claim 24, wherein said display includes goggles.
- 10 33. The system according to claim 32, wherein said goggles are semi-transparent.
34. The system according to claim 26, wherein said medical positioning system further includes a goggles MPS sensor,
15 wherein said display includes semi-transparent goggles, being attached to said goggles MPS sensor, and
wherein said processor selects a viewing plane for said visual representation, according to the location and orientation information received from said goggles MPS sensor.
- 20 35. The system according to claim 34, wherein said location and orientation information of said goggles MPS sensor is provided within the coordinate system of said surgical tool MPS sensor.
- 25 36. The system according to claim 34, wherein said location and orientation information of said goggles MPS sensor is provided within the coordinate system of said selected images.
37. The system according to claim 24, wherein said two-dimensional
30 imaging system is selected from the list consisting of:
ultra-sound;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

inner-vascular ultra-sound;
X-ray;
nuclear magnetic resonance;
computerized tomography;
5 positron-emission tomography; and
single-photon-emission tomography.

38. The system according to claim 24, wherein said surgical tool is
selected from the list consisting of:

10 clamp;
laser cutter;
brush;
catheter;
stent;
15 balloon;
pace maker electrode;
solution dispensing unit;
neuron electrode;
substance collection unit;
20 surgical delivery tool;
gene delivery tool;
drug delivery tool; and
device delivery tool.

25 39. The system according to claim 24, wherein said medical positioning
system further includes a body MPS sensor, for attaching to the body
of the patient.

40. Method for displaying an image sequence of a moving inspected
30 organ, the method comprising the procedures of:

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

- detecting an organ timing signal of said inspected organ, said organ timing signal defining an organ timing signal cycle;
- detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector;
- 5 detecting the location and orientation of said image detector;
- associating each of said two-dimensional images with said image detector location and orientation and with said detected organ timing signal;
- reconstructing a plurality of three-dimensional images from said
- 10 two-dimensional images, each said three-dimensional images being reconstructed from two-dimensional images selected from said two-dimensional images, said selected two-dimensional images corresponding to a selected position within said organ timing signal cycle;
- 15 selecting one of said three-dimensional images according to a real-time reading of said organ timing signal; and
- displaying said selected three-dimensional image.
41. The method according to claim 40, further comprising the following
- 20 procedures prior to said procedure of reconstructing:
- detecting the location and orientation of a surgical tool; and
- modifying at least one of said two-dimensional images, by discarding a portion of at least one of said two-dimensional images, said portion representing at least a portion of said surgical tool.
- 25
42. The method according to claim 41, wherein said detected location and orientation of said surgical tool and said detected location and orientation of said image detector, both reside in a single coordinate system.
- 30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

43. The method according to claim 41, further comprising the procedure of superimposing a representation of said surgical tool onto said selected three-dimensional image, prior to said procedure of displaying.
- 5
44. The method according to claim 40, further comprising the following procedures, prior to said procedure of displaying:
- detecting the location and orientation of a surgical tool; and
 - superimposing a representation of said surgical tool onto said
- 10 selected three-dimensional image, according to said detected location and orientation of said surgical tool.
45. The method according to claim 40, further comprising the following procedures prior to said procedure of displaying:
- 15
- detecting the location and orientation of a surgical tool; and
 - superimposing a representation of said detected location and orientation of said surgical tool, onto said selected three-dimensional image.
- 20
46. The method according to claim 40, further comprising, the following procedures, after said procedure of selecting:
- detecting the location and orientation of a point of view of a user;
 - and
 - rendering said selected three-dimensional image according to
- 25 said detected location and orientation of said point of view.
47. The method according to claim 46, further comprising the following procedures prior to said procedure of rendering:
- detecting the location and orientation a surgical tool; and
 - superimposing a representation of said surgical tool onto said
- 30 selected three-dimensional image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

48. The method according to claim 46, further comprising the following procedures, prior to said procedure of rendering:
detecting the location and orientation of a surgical tool; and
5 superimposing a representation of said detected location and orientation of said surgical tool onto said selected three-dimensional image.
49. The method according to claim 46, wherein said procedure of
10 detecting said location and orientation of said point of view of said user, is performed using a location and orientation sensor attached to user worn goggles.
50. The method according to claim 46, wherein said procedure of
15 detecting said location and orientation of said point of view of said user, is performed using a location and orientation sensor attached to user worn semi-transparent goggles.
51. The method according to claim 49, wherein the information respective
20 of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of a surgical tool.
52. The method according to claim 49, wherein the information respective
25 of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of said inspected organ.
53. The method according to claim 49, wherein the information respective
30 of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of the body of the patient.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

54. The method according to claim 41, wherein said surgical tool is selected from the list consisting of:

- clamp;
- laser cutter;
- 5 brush;
- catheter;
- stent;
- balloon;
- pace maker electrode;
- 10 solution dispensing unit;
- neuron electrode;
- substance collection unit;
- surgical delivery tool;
- gene delivery tool;
- 15 drug delivery tool; and
- device delivery tool.

55. The method according to claim 43, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.

20

56. The method according to claim 43, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.

57. The method according to claim 43, wherein portions of said surgical tool which are located above, below and within a viewed plane, are presented in different colors.

25

58. The method according to claim 43, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.

30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

59. The method according to claim 43, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.
- 5 60. The method according to claim 40, wherein said procedure of reconstruction is performed according to the location and orientation information associated with each said selected two-dimensional images.
- 10 61. The method according to claim 40, further comprising the procedure of discarding portions in said selected two-dimensional images which represent a surgical tool, prior to said procedure of reconstructing.
- 15 62. The method according to claim 43, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on each of said two-dimensional images.
- 20 63. Method for displaying an image sequence of a moving inspected organ, the method comprising the procedures of:
detecting an organ timing signal of said inspected organ, said organ timing signal defining an organ timing signal cycle;
selecting one of a previously stored three-dimensional images according to a real-time reading of said organ timing signal;
25 detecting the location and orientation of a surgical tool;
superimposing a representation of said surgical tool onto said selected three-dimensional image; and
displaying said superimposed three-dimensional image.
- 30 64. The method according to claim 63, further comprising the following procedures prior to said procedure of selecting:

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector;

detecting the location and orientation of said image detector;

5 associating each of said two-dimensional images with said location and orientation of said two-dimensional image and with a reading of said organ timing signal detected at the time of acquiring said two-dimensional image; and

10 reconstructing a plurality of three-dimensional images from said two-dimensional images, each said three-dimensional images being reconstructed from two-dimensional images selected from said two-dimensional images, said selected two-dimensional images corresponding to a selected position within said organ timing signal cycle.

15 65. The method according to claim 64, wherein said detected location and orientation of said surgical tool and said detected location and orientation of said image detector, both reside in a single coordinate system.

20 66. The method according to claim 64, further comprising a procedure of modifying at least one of said two-dimensional images, by discarding a portion thereof which represents at least a portion of said surgical tool, wherein said procedure of modifying is performed following said procedure of associating, and following said procedure of detecting
25 said surgical tool location and orientation.

67. The method according to claim 63, further comprising the following procedures, before said procedure of displaying:
30 detecting the location and orientation of a point of view of a user;
and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

rendering said selected three-dimensional image according to said detected location and orientation of said point of view.

68. The method according to claim 67, wherein said procedure of
5 detecting said location and orientation of said point of view of said user, is performed using a location and orientation sensor attached to user worn goggles.

69. The method according to claim 67, wherein said procedure of
10 detecting said location and orientation of said point of view of said user, is performed using a location and orientation sensor attached to user worn semi-transparent goggles.

70. The method according to claim 68, wherein the information respective
15 of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of said surgical tool.

71. The method according to claim 68, wherein the information respective
20 of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of said inspected organ.

72. The method according to claim 68, wherein the information respective
of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of the body of the patient.

25 73. The method according to claim 63, wherein said surgical tool is selected from the list consisting of:

30 clamp;
laser cutter;
brush;
catheter;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

stent;
balloon;
pace maker electrode;
solution dispensing unit;
5 neuron electrode;
substance collection unit;
surgical delivery tool;
gene delivery tool;
drug delivery tool; and
10 device delivery tool.

74. The method according to claim 63, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.
- 15 75. The method according to claim 63, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.
76. The method according to claim 63, wherein portions of said surgical tool which are located above, below and within a viewed plane, are
20 presented in different colors.
77. The method according to claim 63, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.
- 25 78. The method according to claim 63, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.
79. The method according to claim 63, wherein said procedure of
30 reconstruction is performed according to the location and orientation

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

information associated with each said selected two-dimensional images.

80. The method according to claim 63, further comprising the procedure
5 of discarding portions in said selected two-dimensional images which
represent said surgical tool, prior to said procedure of reconstructing.

81. The method according to claim 64, wherein said representation of
said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional
10 representation of said representation of said surgical tool, on each of
said two-dimensional images.

82. Method for displaying an image sequence of a moving inspected
organ, the method comprising the procedures of:
15 detecting an organ timing signal of said inspected organ, said
organ timing signal defining an organ timing signal cycle;
detecting the location and orientation of a point of view of a user;
selecting one of a previously stored three-dimensional images
according to a real-time reading of said organ timing signal;
20 rendering said selected three-dimensional image according to
said detected location and orientation of said point of view; and
displaying said selected three-dimensional image.

83. The method according to claim 82, further comprising the following
25 procedures prior to said procedure of selecting:
detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected
organ, using an image detector;
detecting the location and orientation of said image detector;
associating each of said two-dimensional images with said
30 location and orientation of said two-dimensional image and with a

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

reading of said organ timing signal detected at the time of acquiring said two-dimensional image; and

reconstructing a plurality of three-dimensional images from said two-dimensional images, each said three-dimensional images being
5 reconstructed from two-dimensional images selected from said two-dimensional images, said selected two-dimensional images corresponding to a selected position within said organ timing signal cycle.

10 84. The method according to claim 83, further comprising the following procedures prior to said procedure of reconstructing:

detecting the location and orientation of a surgical tool; and

modifying at least one of said two-dimensional images, by
discarding a portion of at least one of said two-dimensional images,
15 said portion representing at least a portion of said surgical tool.

85. The method according to claim 84, wherein said detected location and orientation of said surgical tool and said detected location and orientation of said image detector, both reside in a single coordinate
20 system.

86. The method according to claim 84, further comprising the procedure of superimposing a representation of said surgical tool onto said selected three-dimensional image, prior to said procedure of
25 displaying.

87. The method according to claim 83, further comprising the following procedures, after said procedure of associating:
detecting the location and orientation of a surgical tool;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

modifying at least one of said two-dimensional images, by
discarding a portion of at least one of said two-dimensional images,
which represents said surgical tool; and

5 superimposing a representation of said surgical tool onto said
selected three-dimensional image.

88. The method according to claim 82, wherein said procedure of
detecting said location and orientation of said point of view of said
user, is performed using a location and orientation sensor attached to
10 user worn goggles.

89. The method according to claim 82, wherein said procedure of
detecting said location and orientation of said point of view of said
user, is performed using a location and orientation sensor attached to
15 user worn semi-transparent goggles.

90. The method according to claim 88, wherein the information respective
of said location and orientation sensor is provided within the
coordinate system of a surgical tool.

20 91. The method according to claim 88, wherein the information respective
of said location and orientation sensor is provided within the
coordinate system of said inspected organ.

25 92. The method according to claim 88, wherein the information respective
of said location and orientation sensor is provided within the
coordinate system of the body of the patient.

93. The method according to claim 84, wherein said surgical tool is
30 selected from the list consisting of:
clamp;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

- laser cutter;
brush;
catheter;
stent;
5 balloon;
pace maker electrode;
solution dispensing unit;
neuron electrode;
substance collection unit;
10 surgical delivery tool;
gene delivery tool;
drug delivery tool; and
device delivery tool.
- 15 94. The method according to claim 86, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.
95. The method according to claim 86, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.
- 20 96. The method according to claim 86, wherein portions of said surgical tool which are located above, below and within a viewed plane, are presented in different colors.
- 25 97. The method according to claim 86, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.
98. The method according to claim 86, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.
- 30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

99. The method according to claim 83, further comprising the procedure of discarding portions in said selected two-dimensional images which represent a surgical tool, prior to said procedure of reconstructing.

5 100. The method according to claim 86, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on each of said two-dimensional images.

10 101. Method for displaying an image sequence of a moving inspected organ, each image in said image sequence being associated with the location and orientation thereof within a predetermined coordinate system, the method comprising the procedures of:

detecting an organ timing signal of said inspected organ;
15 selecting one of a previously stored two-dimensional images according to a real-time reading of said organ timing signal; and displaying said selected two-dimensional image.

102. The method according to claim 101, further comprising the following procedures, before said procedure of displaying:

20 detecting the location and orientation of a surgical tool; and projecting a representation of said surgical tool onto said selected two-dimensional image.

25 103. The method according to claim 101, further comprising the preliminary procedures of:

detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector; and
30 detecting the location and orientation of said image detector for each said two-dimensional images.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

104. The method according to claim 102, further comprising the preliminary procedures of:

- detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector; and
- 5 detecting the location and orientation of said image detector.

105. The method according to claim 104, further comprising the preliminary procedure of storing said two-dimensional images and the respective said detected locations and orientations of said image
10 detector, in a database.

106. The method according to claim 103, further comprising the preliminary procedures of:

- determining if at least one of said two-dimensional images
- 15 deviates from a selected plane; and
- reporting said deviation.

107. The method according to claim 101, further comprising the procedure of detecting the location and orientation of a point of view of a user,
20 before said procedure of displaying, wherein said stored two-dimensional image is selected according to said detected location and orientation of said point of view.

108. The method according to claim 107, further comprising the preliminary procedures of:

- 25 detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector;
- detecting the location and orientation of said image detector, respective of each of said two-dimensional images; and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

storing said two-dimensional images and the respective said detected locations and orientations of said image detector, in a database.

5 109. The method according to claim 107, wherein said procedure of detecting said location and orientation of said point of view of said user, is performed using a location and orientation sensor attached to user worn goggles.

10 110. The method according to claim 104, wherein said detected location and orientation of said surgical tool and said detected location and orientation of said image detector, both reside in a single coordinate system.

15 111. The method according to claim 109, wherein the information respective of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of a surgical tool.

20 112. The method according to claim 109, wherein the information respective of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of said inspected organ.

25 113. The method according to claim 109, wherein the information respective of said location and orientation sensor is provided within the coordinate system of the body of the patient.

114. The method according to claim 102, wherein said surgical tool is selected from the list consisting of:

30 clamp;
laser cutter;
brush;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

catheter;
stent;
balloon;
pace maker electrode;
5 solution dispensing unit;
neuron electrode;
substance collection unit;
surgical delivery tool;
gene delivery tool;
10 drug delivery tool; and
device delivery tool.

115. The method according to claim 102, wherein said representation of
said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.

15 116. The method according to claim 102, wherein said representation of
said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.

20 117. The method according to claim 102, wherein portions of said surgical
tool which are located above, below and within said selected two-
dimensional image, are presented in different colors.

118. The method according to claim 102, wherein said representation of
said surgical tool is in the form of a cursor.

25 119. The method according to claim 102, wherein said representation of
said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical
tool.

30 120. Medical imaging and navigation system comprising:
a processor, coupled to a display unit and to a database;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

a medical positioning system (MPS), coupled to said processor, including an imaging MPS sensor, said imaging MPS sensor being firmly attached to an image detector;

5 a two-dimensional imaging system, coupled to said processor, including said image detector, said image detector being firmly attached to an imaging catheter; and

an inspected organ monitor interface, coupled to said processor and to an organ monitor, said organ monitor monitoring an organ timing signal associated with an inspected organ.

10

121. The system according to claim 120, wherein said processor receives:

a plurality of two-dimensional images from said two-dimensional imaging system, acquired by said image detector;

15 location and orientation information associated with said image detector from said medical positioning system, as detected by said imaging MPS sensor, for each said two-dimensional images; and

organ timing signal from said inspected organ monitor interface, as detected by said organ monitor, for each said two-dimensional images.

20

122. The system according to claim 121, wherein for each of said two-dimensional images, said processor associates said two-dimensional image with said location and orientation information of said image detector, respective of said two-dimensional image and with said detected organ timing signal, respective of said two-dimensional image.

25

123. The system according to claim 121, wherein said processor stores said two-dimensional image, said associated location and orientation information associated with said image detector and said detected organ timing signal, in said database.

30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

124. The system according to claim 122, wherein said processor selects at least one of said two-dimensional images, and said display unit presents a visual representation of said selected at least one two-dimensional images.

125. The system according to claim 124, wherein said visual representation is a three-dimensional reconstructed image produced from said selected at least one two-dimensional images, according to the location and orientation information of said image detector, and according to said detected organ timing signal, associated with each of said selected at least one two-dimensional images.

126. The system according to claim 125, wherein said three-dimensional reconstructed image is a quantitative model of said inspected organ.

127. The system according to claim 125, wherein said processor enables manual correction of said three-dimensional reconstructed image.

128. The system according to claim 125, wherein said three-dimensional reconstructed image is semi-transparent.

129. The system according to claim 124, wherein said visual representation is two-dimensional.

130. The system according to claim 124, wherein said detected organ timing signal respective of each of said selected at least one two-dimensional images, is substantially equal to a real time detected organ timing signal.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

131. The system according to claim 124, wherein said processor computes at least one trajectory of said imaging catheter within said inspected organ, each said at least one trajectory is computed according to location and orientation information respective of a
5 specific activity-state within said detected organ timing signal.

132. The system according to claim 131, wherein for each activity state of said detected organ timing signal, said processor superimposes the respective one of said at least one trajectory on the respective one of
10 said visual representations.

133. The system according to claim 131, wherein said processor selects said at least one computed trajectory according to a real time detected organ timing signal,
15 wherein said processor superimposes a representation of said selected at least one computed trajectory on said visual representation, and
wherein the result of said superimposition is to be presented by said display.

20 134. The system according to claim 133, wherein said processor selects a portion of said selected at least one computed trajectory according to a real time detected location and orientation of a surgical catheter.

25 135. The system according to claim 134, wherein said surgical catheter comprises an interventional catheter and a surgical tool.

136. The system according to claim 135, wherein said surgical tool is selected from the list consisting of:
30 clamp;
laser cutter;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

brush;
catheter;
stent;
balloon;
5 pace maker electrode;
solution dispensing unit;
neuron electrode;
substance collection unit;
surgical delivery tool;
10 endoscope;
gene delivery tool;
drug delivery tool;
device delivery tool;
ablation catheter;
15 electrophysiological mapping device; imaging device; and
a combination thereof.

137. The system according to claim 124, wherein a renderer renders said
visual representation according to reference coordinates.

20 138. The system according to claim 136, wherein said reference
coordinates are selected from the list consisting of:
image detector coordinates;
inspected organ coordinates; and
25 coordinates of the body of the patient.

139. The system according to claim 120, wherein said database is
volumetric.

30 140. The system according to claim 120, wherein said processor produces
an alarm signal, when said processor detects that the travel speed of

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

said imaging catheter within said inspected organ, is greater than a predetermined value.

141. The system according to claim 139, wherein said alarm signal is
5 selected from the list consisting of:

audio;
visual; and
tactile.

10 142. The system according to claim 120, wherein said image detector is
selected from the list consisting of:

thermographic imaging element;
optical coherence tomography imaging element;
intravascular ultrasound transducer;
15 intracardiac ultrasound transducer;
any ultrasound transducer attached to an endoscope; and
magnetic resonance imaging element.

143. The system according to claim 120, wherein said medical positioning
20 system further includes a body MPS sensor, for attaching to the body
of the patient.

144. The system according to claim 120, wherein said display unit is
selected from the list consisting of:

25 two-dimensional display;
auto-stereoscopic display; and
goggles.

145. The system according to claim 143, wherein said goggles are semi-
30 transparent.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

146. The system according to claim 124, wherein said medical positioning system further includes a goggles MPS sensor,
wherein said display unit includes semi-transparent goggles,
being attached to said goggles MPS sensor, and
5 wherein said processor selects a viewing plane for said visual representation, according to the location and orientation information received from said goggles MPS sensor.
147. The system according to claim 145, wherein said location and
10 orientation of said goggles MPS sensor is provided within the coordinate system of said medical positioning system.
148. The system according to claim 120, wherein said two-dimensional imaging system is selected from the list consisting of:
15 ultra-sound;
thermography;
optical coherence tomography;
inner-vascular ultra-sound;
X-ray;
20 nuclear magnetic resonance;
computerized tomography;
positron-emission tomography; and
single-photon-emission tomography.
- 25 149. Medical imaging and navigation system comprising:
a processor, coupled to a display unit and to a database;
a medical positioning system (MPS), coupled to said processor,
including a catheter MPS sensor, said catheter MPS sensor being
firmly attached to a surgical tool, said surgical tool being firmly
30 attached to a surgical catheter; and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

an inspected organ monitor interface, coupled to said processor and to an organ monitor, said organ monitor monitoring an organ timing signal associated with an inspected organ.

- 5 150. The system according to claim 149, wherein said processor receives:
said organ timing signal from said inspected organ monitor interface, as detected by said organ monitor; and
location and orientation information associated with said surgical tool, from said medical positioning system, as detected by said
10 catheter MPS sensor.

151. The system according to claim 150, wherein said processor retrieves images of said inspected organ from said database.

- 15 152. The system according to claim 151, wherein said processor selects said at least one reconstructed image, according to said organ timing signal.

- 20 153. The system according to claim 152, wherein said processor superimposes a visual representation of said surgical tool on said selected at least one reconstructed image, according to said location and orientation information associated with said surgical tool.

- 25 154. The system according to claim 153, wherein said selected at least one reconstructed image is a quantitative model of said inspected organ.

- 30 155. The system according to claim 153, wherein said processor enables manual correction of said selected at least one reconstructed image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

156. The system according to claim 152, wherein said selected at least one reconstructed image is semi-transparent.

5 157. The system according to claim 152, wherein said processor superimposes a trajectory on said selected at least one reconstructed image.

10 158. The system according to claim 157, wherein said database contains a plurality of trajectories stored in said database, each said trajectories being associated with an organ timing signal activity state, and

wherein said processor retrieves said trajectory from said trajectories, according to the activity state determined from a real-time measurement of said organ timing signal.

15 159. The system according to claim 158, wherein said processor updates said retrieved trajectory according to said location and orientation information associated with said surgical tool.

20 160. The system according to claim 157, wherein said processor computes a at least one trajectory, each said at least one trajectory being computed from said location and orientation information associated with said surgical tool and respective of a selected activity state of said organ timing signal, and

25 wherein said processor selects said trajectory from said at least one trajectory according to said organ timing signal.

30 161. The system according to claim 157, wherein said processor produces a predetermined representation for that portion of said trajectory which is located behind a point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool, and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

wherein said processor produces a different predetermined representation for that portion of said trajectory, which is located in front of, said point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool.

5

162. The system according to claim 151, wherein said at least one reconstructed image is three-dimensional.

10

163. The system according to claim 151, wherein said at least one reconstructed image is two-dimensional.

15

164. The system according to claim 152, wherein the activity-state of an organ timing signal associated with said selected at least one reconstructed image, is substantially equal to a real time activity-state measurement of said organ timing signal.

20

165. The system according to claim 158, wherein said organ timing signal associated with said selected at least one computed trajectory, is substantially equal to a real time detected organ timing signal.

25

166. The system according to claim 153, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on said selected at least one reconstructed image.

30

167. The system according to claim 153, wherein said visual representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on said selected at least one reconstructed image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

168. The system according to claim 153, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.

5 169. The system according to claim 153, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.

10 170. The system according to claim 153, wherein portions of said surgical tool which are located above, below and within a viewed plane, are presented in different colors.

171. The system according to claim 153, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.

15 172. The system according to claim 153, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.

20 173. The system according to claim 152, wherein said selected at least one reconstructed image is a three-dimensional image reconstructed from said selected two-dimensional images, according to said location and orientation information associated with said surgical tool and with said selected two-dimensional images, discarding portions in said selected two-dimensional images which represent said surgical tool.

25 174. The system according to claim 152, wherein a renderer renders said selected at least one reconstructed image according to reference coordinates.

30 175. The system according to claim 174, wherein said reference coordinates are selected from the list consisting of:

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

surgical tool coordinates;
inspected organ coordinates; and
coordinates of the body of the patient.

5 176. The system according to claim 149, wherein said database is
volumetric.

177. The system according to claim 149, wherein said medical positioning
system further includes a body MPS sensor, for attaching to the body
10 of the patient.

178. The system according to claim 149, wherein said display unit is
selected from the list consisting of:
two-dimensional display;
15 auto-stereoscopic display; and
goggles.

179. The system according to claim 178, wherein said goggles are semi-
transparent.

20 180. The system according to claim 152, wherein said medical positioning
system further includes a goggles MPS sensor,
wherein said display unit includes semi-transparent goggles,
being attached to said goggles MPS sensor, and
25 wherein said processor selects a viewing plane for said selected
at least one reconstructed image, according to the location and
orientation information received from said goggles MPS sensor.

181. The system according to claim 180, wherein said location and
orientation of said goggles MPS sensor is provided within the
30 coordinate system of said medical positioning system.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

182. The system according to claim 149, wherein said surgical tool is selected from the list consisting of:

- clamp;
- 5 laser cutter;
- brush;
- catheter;
- stent;
- balloon;
- 10 pace maker electrode;
- solution dispensing unit;
- neuron electrode;
- substance collection unit;
- surgical delivery tool;
- 15 gene delivery tool;
- drug delivery tool;
- device delivery tool;
- ablation catheter;
- endoscope;
- 20 electrophysiological mapping device;
- imaging device; and
- a combination thereof.

183. The system according to claim 157, further comprising a real-time
25 imaging system coupled to said processor, wherein said processor receives real-time image data respective of a portion of the patient, said portion includes said inspected organ, and
wherein said display unit displays a real-time image of said
portion.

30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

184. The system according to claim 183, wherein said real-time imaging system is selected from the list consisting of:

fluoroscopic;

X-ray;

5 Ultrasound; and

Magnetic Resonance Imaging.

185. The system according to claim 183, wherein said processor selects said at least one reconstructed image, according to the activity state
10 of a real-time measurement of said organ timing signal.

186. The system according to claim 185, wherein said processor superimposes a representation of said selected at least one reconstructed image on said real-time image, according to the
15 location and orientation of said real-time imaging system and according to the location and orientation of said inspected organ.

187. The system according to claim 186, wherein said processor selects one of a plurality of computed trajectories according to the activity
20 state of a real-time measurement of said organ timing signal.

188. The system according to claim 187, wherein said processor superimposes a representation of said selected computed trajectory on said real-time image.
25

189. The system according to claim 183, wherein said processor superimposes a representation of said surgical tool on said real-time image, according to said location and orientation information associated with said surgical tool.
30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

190. The system according to claim 189, wherein said processor produces a predetermined representation for that portion of said trajectory which is located behind a point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool, and
5 wherein said processor produces a different predetermined representation for that portion of said trajectory, which is located in front of, said point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool.
- 10 191. The system according to claim 183, wherein the location of said real-time imaging system in the coordinate system of said medical positioning system, is determined according to a fixed predetermined location, relative to a transmitter coupled to said medical positioning system.
- 15 192. The system according to claim 183, wherein the location of said real-time imaging system in the coordinate system of said medical positioning system, is determined according to the location of an MPS sensor coupled to said real-time imaging system.
- 20 193. Graphical user interface comprising a plurality of windows, wherein each of said windows presents at least one image of an inspected organ, and
wherein at least a selected one of said at least one image is
25 selected according to an organ timing signal.
194. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least a portion of at least one of said at least one image is reconstructed from a plurality of selected two-dimensional images,
30 and

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

wherein said selected two-dimensional images are selected from a plurality of two-dimensional images, according to location and orientation information associated with said two-dimensional images and according to an organ timing signal associated with said two-dimensional images.

195. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is a real time two-dimensional image.

196. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is a reconstructed two-dimensional image.

197. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is an internal three-dimensional navigation image.

198. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is an external three-dimensional navigation image.

199. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is a transverse cross sectional image.

200. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is a longitudinal cross sectional image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

201. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is semi-transparent.

202. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said at least one image is a quantitative model of said inspected organ.

203. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said windows further comprises a representation of a surgical tool superimposed on the respective one of said at least one image.

204. The graphical user interface according to claim 193, wherein at least one of said windows further comprises a representation of a trajectory of a catheter, superimposed on the respective one of said at least one image.

205. The graphical user interface according to claim 204, wherein a portion of said representation of said trajectory located behind the location of the tip of a surgical tool, and another portion of said representation of said trajectory located in front of said location of said tip of said surgical tool, are represented differently.

206. The graphical user interface according to claim 198, wherein at least one of said windows further comprises a projection of said external three-dimensional navigation image superimposed on a real time two-dimensional image.

207. The graphical user interface according to claim 206, wherein said at least one window further comprises a representation of a trajectory of a catheter, superimposed on said real time two-dimensional image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

208. The graphical user interface according to claim 207, wherein said at least one window further comprises a representation of a surgical tool, superimposed on said real time two-dimensional image.

5

209. The graphical user interface according to claim 202, wherein at least one of said windows further comprises a representation of a trajectory of a catheter, superimposed on said real time two-dimensional image.

10 210. The graphical user interface according to claim 197, wherein said at least one window further comprises a representation of a surgical tool, superimposed on said internal three-dimensional navigation image.

15 211. The graphical user interface according to claim 210, wherein said at least one window further comprises a predetermined representation for that portion of said trajectory which is located behind a point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool, and a different predetermined representation for
20 that portion of said trajectory which is located in front of said point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool.

212. The graphical user interface according to claim 211, wherein a
25 representation of said surgical catheter is superimposed on another portion of said internal three-dimensional navigation image, located behind said representation of said surgical tool.

213. The graphical user interface according to claim 193, further comprising:
30

a graphical representation of said organ timing signal;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

a forward button, associated with an advancing operation for moving forward in time within said organ timing signal;

a backward button, associated with an rewinding operation for moving backward in time within said organ timing signal; and

5 a freeze button, associated with a stop operation for halting in time within said organ timing signal.

214. The graphical user interface according to claim 213, wherein said windows present said at least one image, corresponding to a selected activity-state in said organ timing signal.

215. The graphical user interface according to claim 199, wherein said at least one window further comprises a presentation of information respective of the values of a plurality of geometrical parameters of said transverse cross sectional image.

216. The graphical user interface according to claim 200, wherein said at least one window further comprises a presentation of information respective of the values of a plurality of geometrical parameters of said longitudinal cross sectional image.

217. The graphical user interface according to claim 215, wherein said geometrical parameters are selected from the list consisting of:

- diameter of said inspected organ;
- 25 area of said inspected organ;
- percent occlusion of said inspected organ; and
- size of a plaque in said inspected organ.

218. The graphical user interface according to claim 216, wherein said geometrical parameters are selected from the list consisting of:

- diameter of said inspected organ;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

area of said inspected organ;
percent occlusion of said inspected organ; and
size of a plaque in said inspected organ.

5 219. The graphical user interface according to claim 215, wherein said
information is presented in text format.

220. The graphical user interface according to claim 216, wherein said
information is presented graphically.

10

221. The graphical user interface according to claim 216, wherein said
information is presented vocally.

15

222. The graphical user interface according to claim 193, wherein said
graphical user interface is displayed via a two-dimensional display.

223. The graphical user interface according to claim 193, wherein said
graphical user interface is displayed via an auto-stereoscopic display.

20

224. The graphical user interface according to claim 193, wherein said
inspected organ includes at least one bifurcation, and
wherein said at least one image includes a bifurcation
representation respective of said at least one bifurcation.

25

225. The graphical user interface according to claim 224, wherein said
bifurcation representation is selected from the list consisting of:

polygon;
closed curve;
open curve;
30 straight line with an end;
straight line without an end;

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

different colors; and
animation.

226. The graphical user interface according to claim 224, wherein at least
5 one of said windows further comprises a representation of a trajectory
of a catheter, superimposed on said bifurcation representation.

227. Method for displaying at least one occluded region of an inspected
organ, the method comprising the procedures of:
10 comparing a plurality of occlusion values of said inspected
organ, with a selected occlusion value;
determining said at least one occluded region according to the
outcome of said comparison; and
producing a presentation of said at least one occluded region.

15 228. The method according to claim 227, further comprising a preliminary
procedure of determining said occlusion values.

229. The method according to claim 228, further comprising a preliminary
20 procedure of receiving said selected occlusion value.

230. The method according to claim 229, wherein said procedure of
receiving is performed via a user interface.

25 231. The method according to claim 230, wherein said user interface is
selected from the list consisting of:
graphical;
textual; and
audio.

30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

232. The method according to claim 227, wherein said at least one occluded region is determined, when said occlusion values are greater than said selected occlusion value.
- 5 233. The method according to claim 227, further comprising a preliminary procedure of producing an image of said inspected organ, before said procedure of producing a presentation of said at least one occluded region.
- 10 234. The method according to claim 233, further comprising a procedure of superimposing said representation of said at least one occluded region on said image.
235. The method according to claim 233, wherein said image is a real
15 time two-dimensional image.
236. The method according to claim 233, wherein said image is a reconstructed two-dimensional image.
- 20 237. The method according to claim 233, wherein said image is an internal three-dimensional navigation image.
238. The method according to claim 233, wherein said image is an external three-dimensional navigation image.
- 25 239. The method according to claim 233, wherein said image is a quantitative model of said inspected organ.
240. The method according to claim 233, wherein said image is manually
30 corrected.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

241. The method according to claim 233, wherein said image is reconstructed from a plurality of selected two-dimensional images, and

5 wherein said selected two-dimensional images are selected from a plurality of two-dimensional images, according to location and orientation information associated with said two-dimensional images and according to an organ timing signal associated with said two-dimensional images.

10 242. Method for reconstructing an image, the method comprising the procedures of:

determining translated coordinates for an auxiliary two-dimensional image, which belongs to an activity-state other than a selected activity-state; and

15 associating said auxiliary two-dimensional image with said selected activity-state, according to said translated coordinates.

243. The method according to claim 242, further comprising a preliminary procedure of selecting said selected activity-state.

20

244. The method according to claim 243, further comprising a procedure of determining the coordinates of each of a plurality of two-dimensional images, which belong to said selected activity-state.

25 245. The method according to claim 244, further comprising a procedure of determining the coordinates of each of a plurality of auxiliary two-dimensional images, which belong to activity-states other than said selected activity-state.

30 246. The method according to claim 242, further comprising a procedure of reconstructing said image.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

247. The method according to claim 246, further comprising a procedure of displaying said reconstructed image.

5 248. The method according to claim 246, further comprising a procedure of superimposing said reconstructed image on a real time image.

249. The method according to claim 248, further comprising a procedure of displaying the result of said superimposition.

10

250. The method according to claim 246, further comprising a procedure of selecting one of a plurality of computed trajectories, according to said selected activity-state.

15 251. The method according to claim 250, further comprising a procedure of superimposing a representation of said selected computed trajectory on said reconstructed image.

252. The method according to claim 251, further comprising a procedure of displaying the result of said superimposition.

20

253. The method according to claim 250, further comprising a procedure of superimposing a representation of a surgical tool on said reconstructed image, according to location and orientation information associated with said surgical tool.

25

254. The method according to claim 253, further comprising a procedure of displaying the result of said superimposition.

30 255. The method according to claim 253, further comprising the procedures of:

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

producing a predetermined representation for that portion of said selected computed trajectory which is located behind a point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool, and

5 producing a different predetermined representation for that portion of said selected computed trajectory which is located in front of said point defined by said location and orientation information associated with said surgical tool.

10 256. The method according to claim 242, wherein said determining procedure is performed according to the original coordinates of said auxiliary two-dimensional image and according to a trajectory associated with said selected activity-state.

15 257. The method according to claim 242, wherein said image is two-dimensional.

258. The method according to claim 242, wherein said image is an internal three-dimensional navigation image.

20 259. The method according to claim 242, wherein said image is an external three-dimensional navigation image.

260. The method according to claim 242, wherein said image is semi-transparent.

261. The method according to claim 242, wherein said image is a quantitative model of said inspected organ.

30 262. The method according to claim 242, wherein said image is manually corrected.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

263. The method according to claim 242, wherein said determining procedure and said associating procedure are repeated.

5 264. The method according to claim 242, wherein said reconstructing procedure is performed by employing a plurality of two-dimensional images which belong to said selected activity-state, and a plurality of auxiliary two-dimensional images which belong to a plurality of activity-states other than the selected activity-state.

10

265. The method according to claim 242, wherein said selected activity-state is substantially equal to a real time activity-state measurement of an organ timing signal.

15 266. Method for displaying an image sequence of a moving inspected organ, the method comprising the procedures of:

detecting an organ timing signal of said inspected organ, said organ timing signal defining an organ timing signal cycle;

20 detecting a plurality of two-dimensional images of said inspected organ, using an image detector;

detecting the location and orientation of said image detector;

associating each of said two-dimensional images with said image detector location and orientation and with said detected organ timing signal;

25 reconstructing a plurality of three-dimensional images from said two-dimensional images, each said three-dimensional images being reconstructed from two-dimensional images selected from said two-dimensional images, said selected two-dimensional images corresponding to a selected position within said organ timing signal cycle;

30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

selecting one of said three-dimensional images according to a
real-time reading of said organ timing signal; and
displaying said selected three-dimensional image.

- 5 267. The method according to claim 266, further comprising the following
procedures, after said procedure of selecting:
detecting the location and orientation of a surgical tool; and
superimposing a representation of said surgical tool onto said
selected three-dimensional image, according to said detected
10 location and orientation of said surgical tool.

268. The method according to claim 266, further comprising the following
procedures, after said procedure of selecting:
detecting the location and orientation of a surgical tool; and
15 superimposing a representation of said detected location and
orientation of said surgical tool, onto said selected three-dimensional
image.

269. The method according to claim 266, further comprising the following
20 procedures, prior to said procedure of displaying:
detecting a real time image; and
superimposing a projection of said selected three-dimensional
image, onto said detected real time image.

- 25 270. The method according to claim 267, wherein said detected location
and orientation of said surgical tool and said detected location and
orientation of said image detector, both reside in a single coordinate
system.

- 30 271. The method according to claim 267, wherein said surgical tool is
selected from the list consisting of:

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

clamp;
laser cutter;
brush;
catheter;
5 stent;
balloon;
pace maker electrode;
solution dispensing unit;
neuron electrode;
10 substance collection unit;
surgical delivery tool;
gene delivery tool;
drug delivery tool;
device delivery tool;
15 ablation catheter;
endoscope;
electrophysiological mapping device;
imaging device; and
a combination thereof.

20

272. The method according to claim 267, wherein said representation of said surgical tool indicates an estimated location of said surgical tool.

25

273. The method according to claim 267, wherein said representation of said surgical tool indicates the orientation of said surgical tool.

274. The method according to claim 267, wherein said representation of said surgical tool is in the form of a cursor.

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

275. The method according to claim 267, wherein said representation of said surgical tool is a pseudo realistic visualization of said surgical tool.
- 5 276. The method according to claim 267, wherein said representation of said surgical tool comprises a projection of a three-dimensional representation of said representation of said surgical tool, on a real time image.
- 10 277. The method according to claim 266, wherein said procedure of reconstruction is performed further according to the location and orientation information associated with each said selected two-dimensional images.
- 15 278. Medical imaging and navigation system according to any of claims 1-39 substantially as described hereinabove.
279. Medical imaging and navigation system according to any of claims 1-39 substantially as illustrated in any of the drawings.
- 20 280. Method for displaying an image sequence of a moving inspected organ according to any of claims 40-119 substantially as described hereinabove.
- 25 281. Method for displaying an image sequence of a moving inspected organ according to any of claims 40-119 substantially as illustrated in any of the drawings.
282. Medical imaging and navigation system according to any of claims 149-192 substantially as described hereinabove.
- 30

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

283. Medical imaging and navigation system according to any of claims
149-192 substantially as illustrated in any of the drawings.

284. Graphical user interface according to any of claims 193-226
5 substantially as described hereinabove.

285. Graphical user interface according to any of claims 193-226
substantially as illustrated in any of the drawings.

10 286. Method for reconstructing an image according to any of claims
242-265 substantially as described hereinabove.

287. Method for reconstructing an image according to any of claims
242-265 substantially as illustrated in any of the drawings.

15 288. Method for displaying an image sequence of a moving inspected
organ according to any of claims 266-277 substantially as described
hereinabove.

20 289. Method for displaying an image sequence of a moving inspected
organ according to any of claims 266-277 substantially as illustrated
in any of the drawings.

25

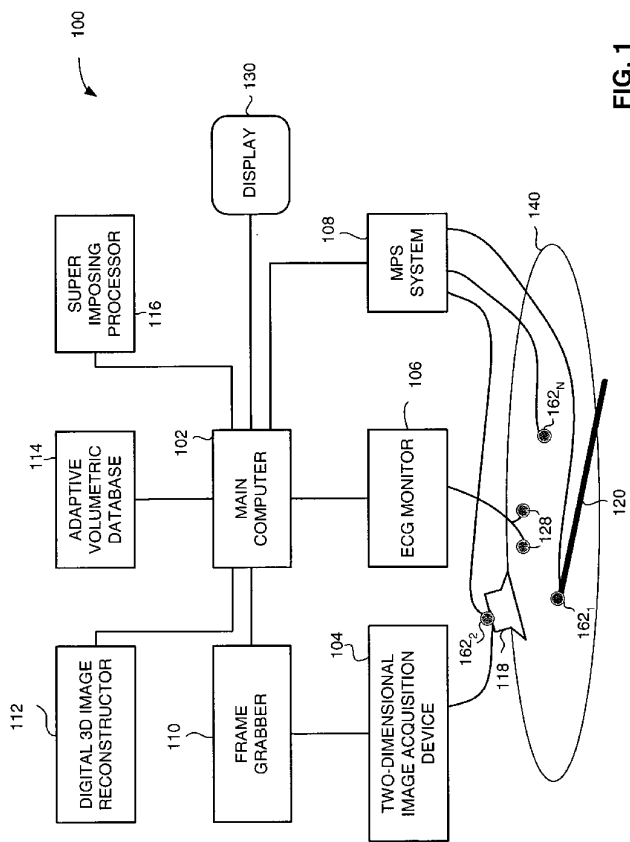


FIG. 1

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

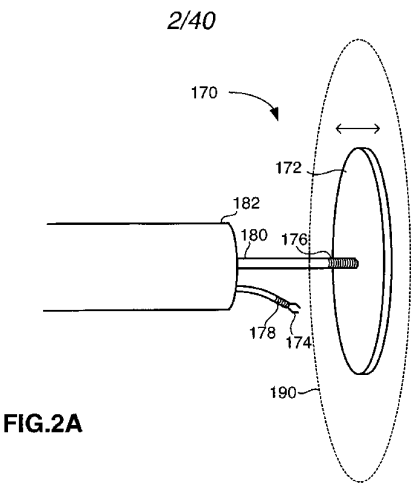


FIG.2A

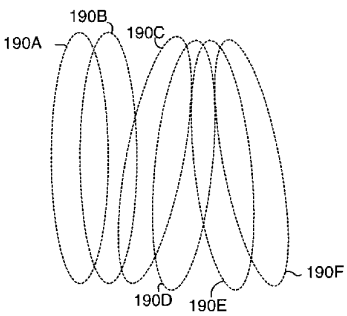


FIG.2B

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

3/40

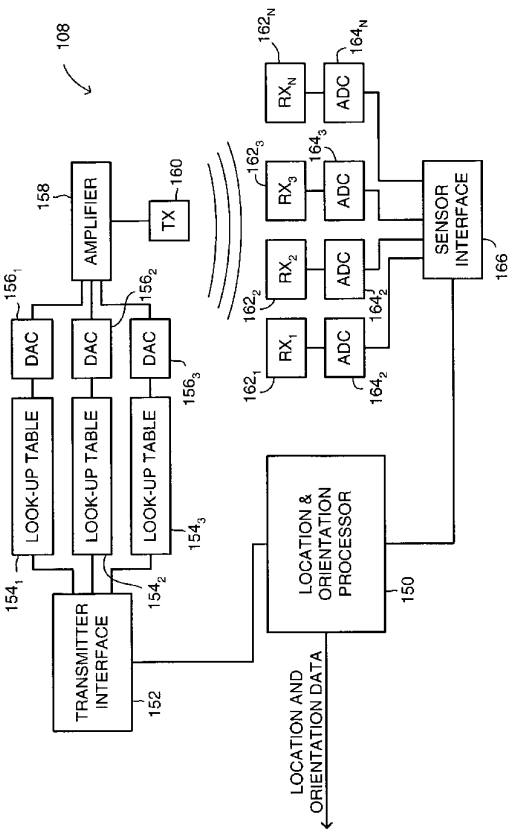


FIG.2C

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

4/40

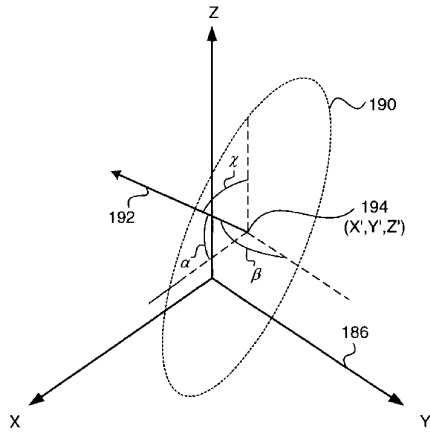


FIG. 3

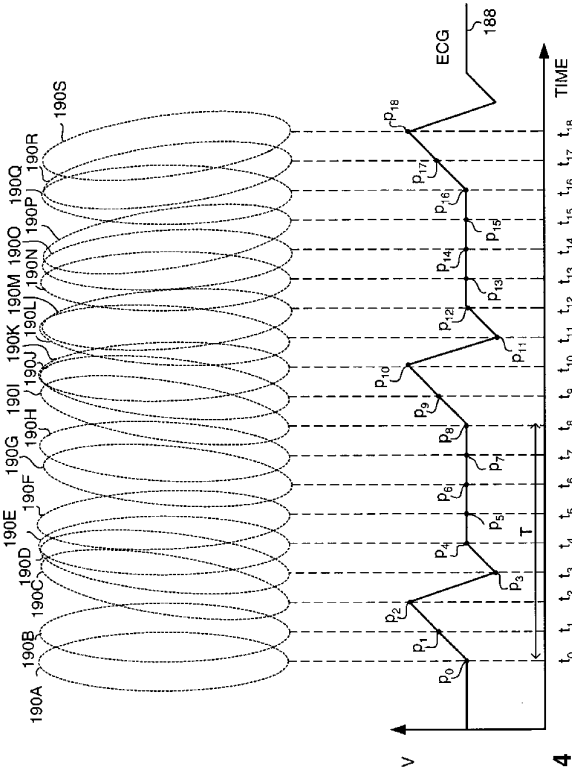
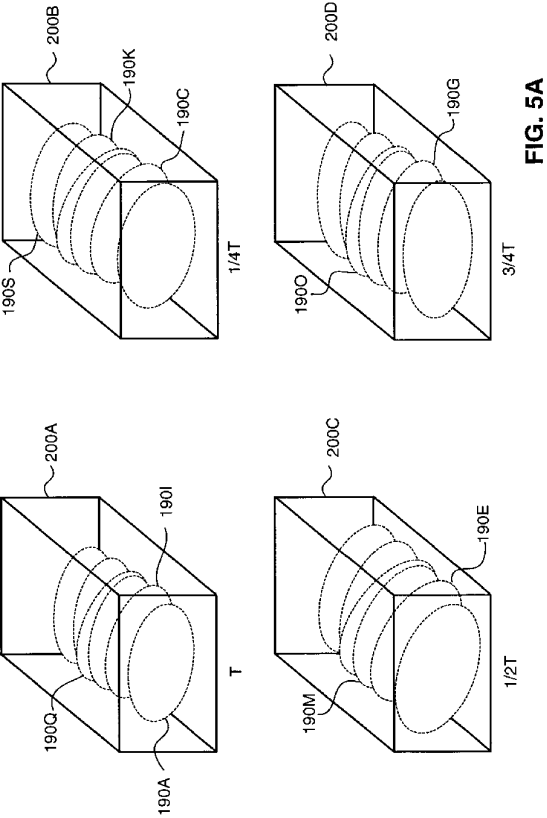


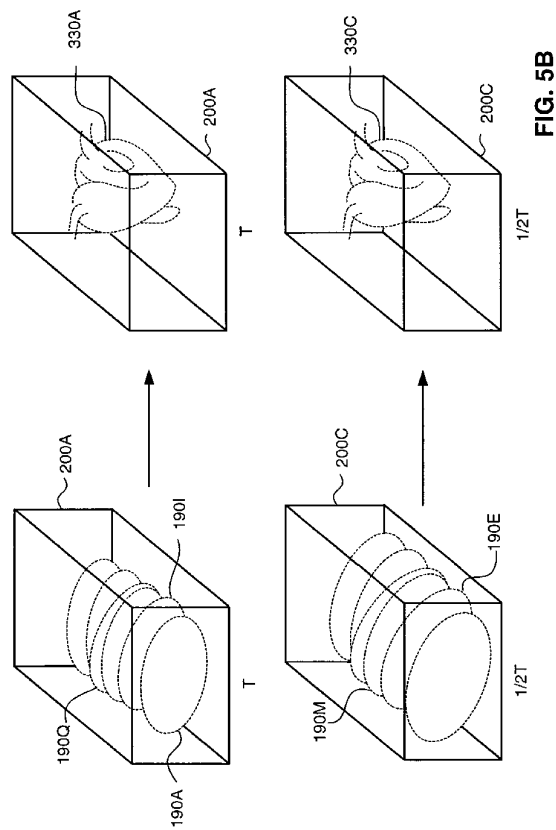
FIG. 4

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

6/40





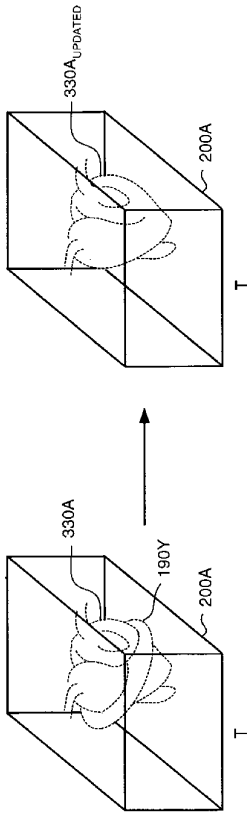


FIG. 5C

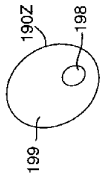


FIG. 5D

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

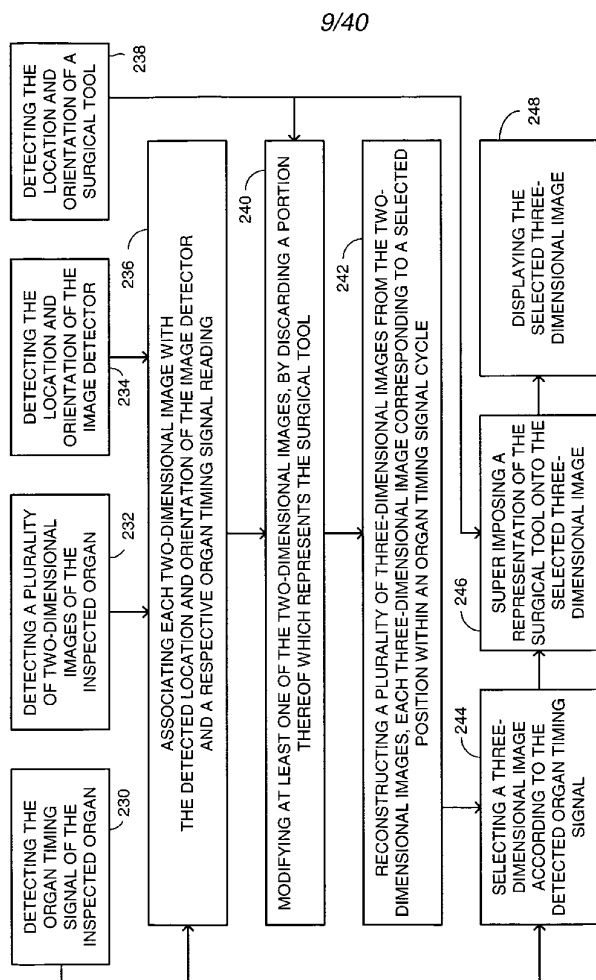


FIG. 6

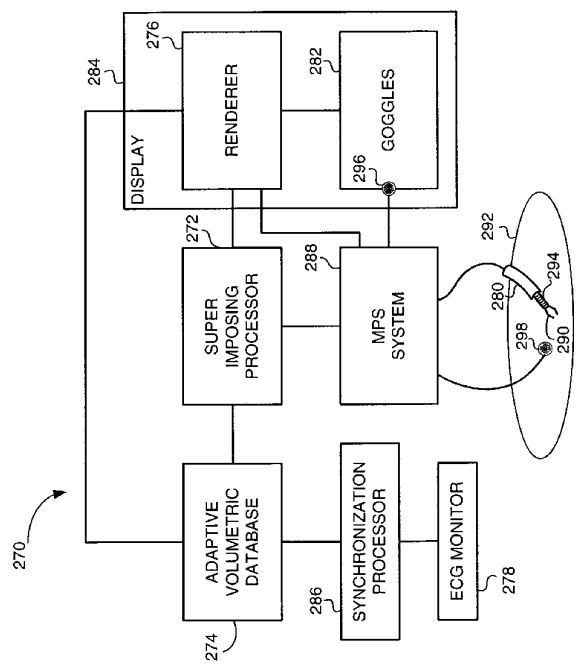


FIG. 7A

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

11/40

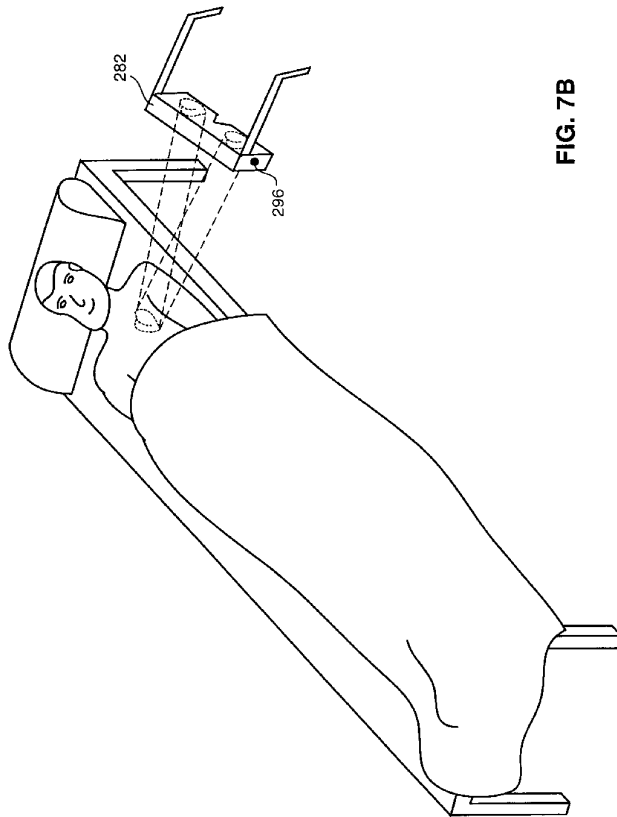


FIG. 7B

12/40

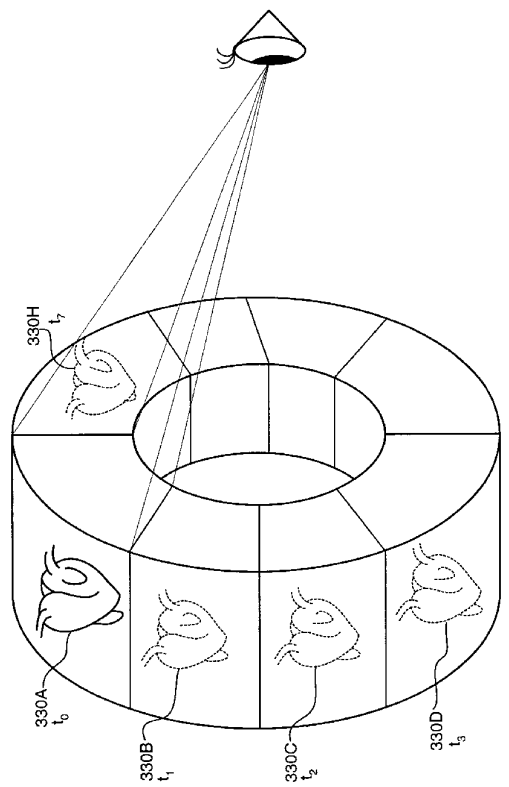


FIG. 8

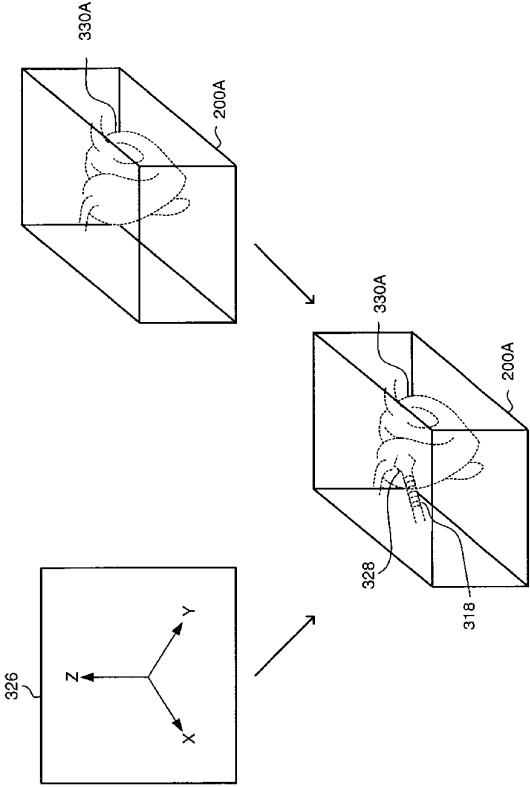


FIG. 9

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

14/40

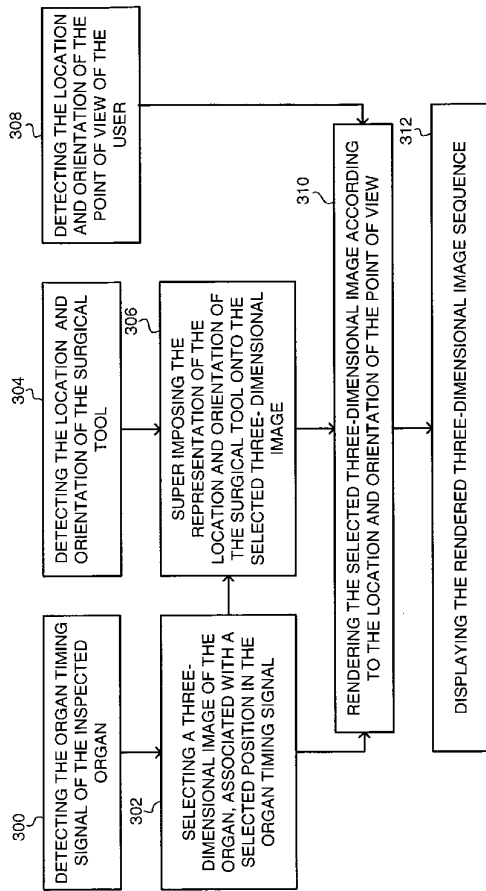


FIG. 10

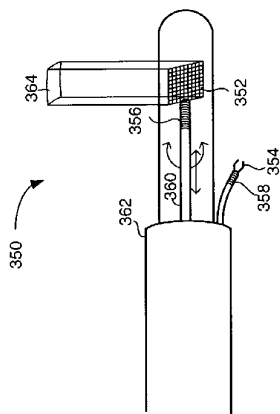


FIG. 11

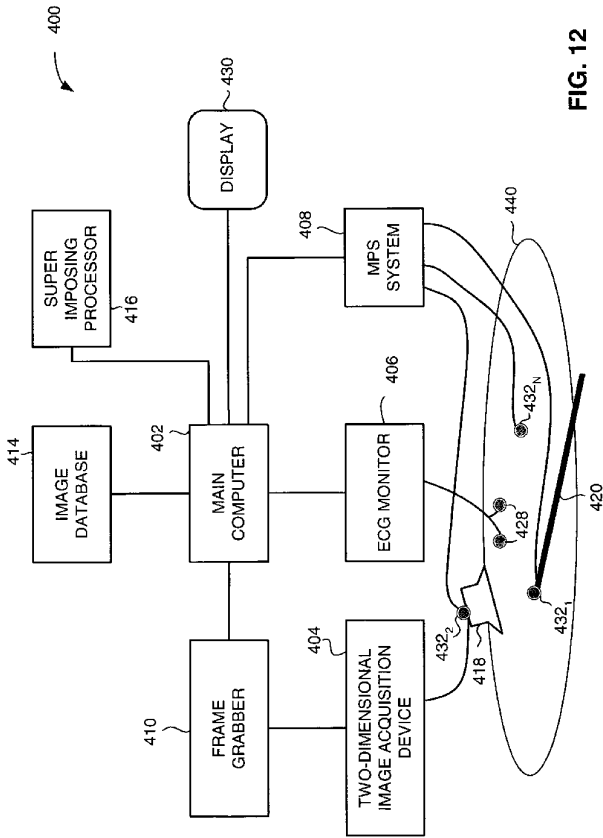


FIG. 12

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

17/40

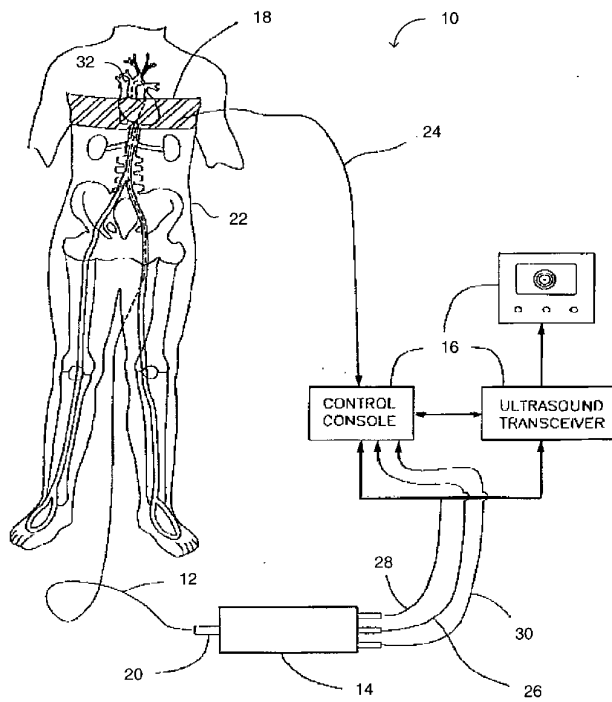


FIG. 13A
PRIOR ART

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

18/40

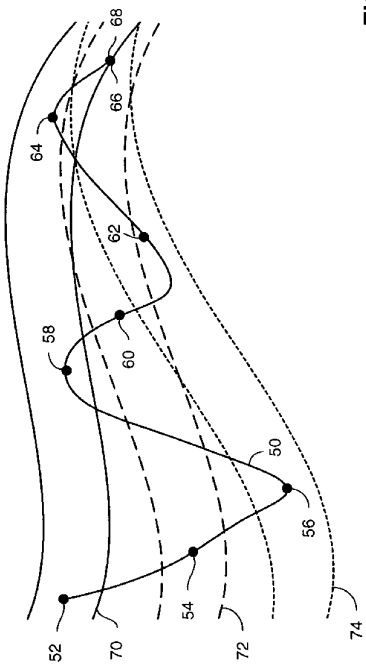


FIG. 13B
PRIOR ART

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

19/40

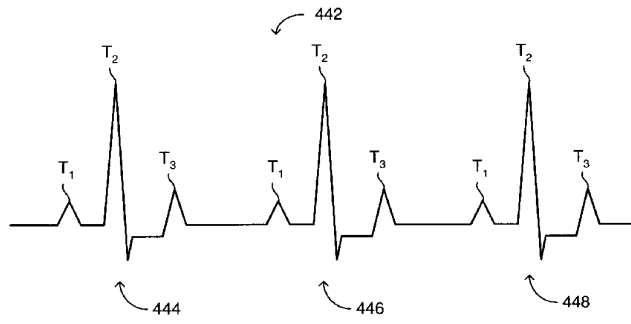


FIG. 14

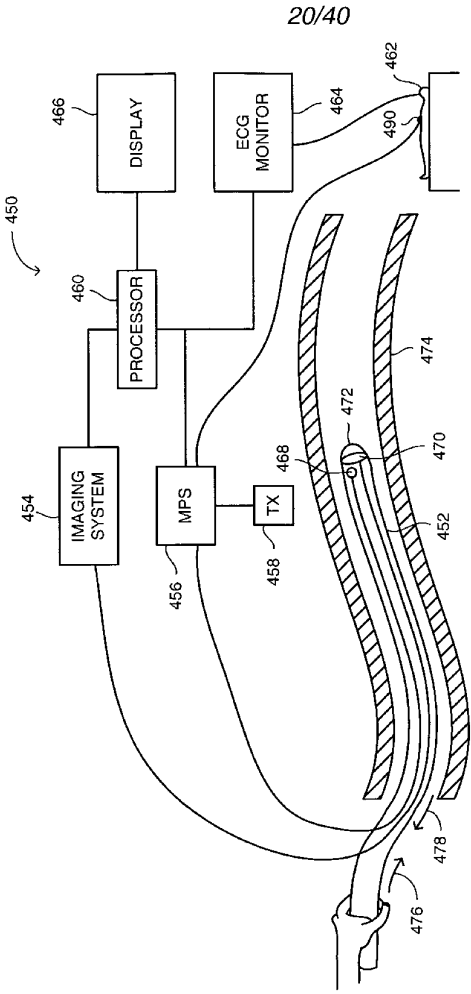


FIG. 15A

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

21/40

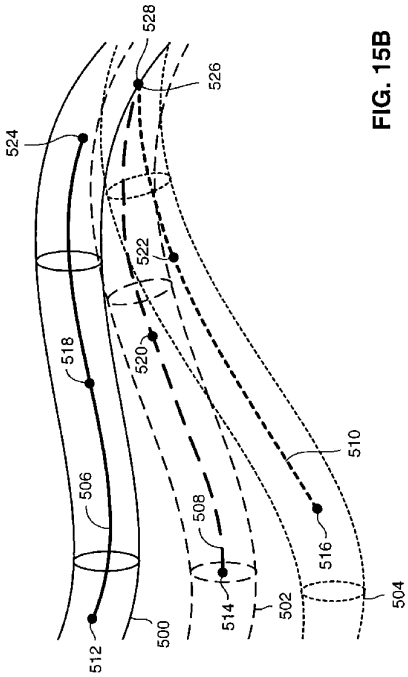


FIG. 15B

22/40

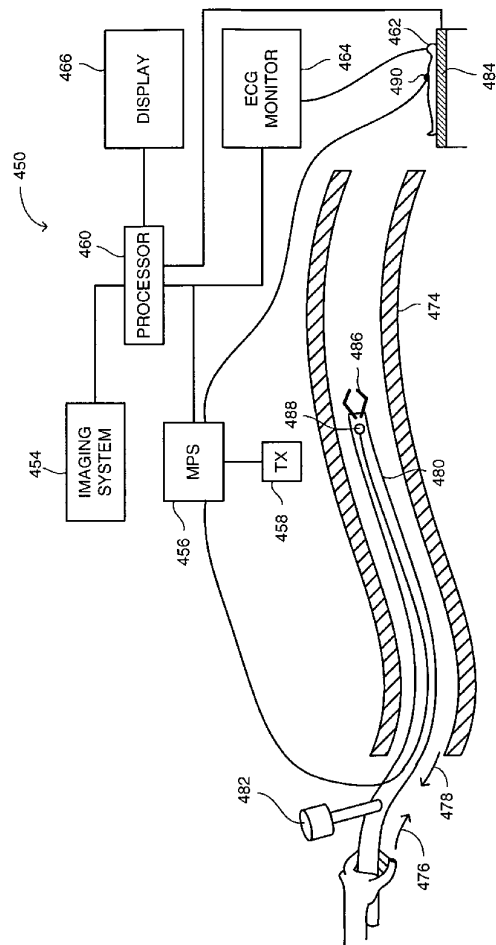
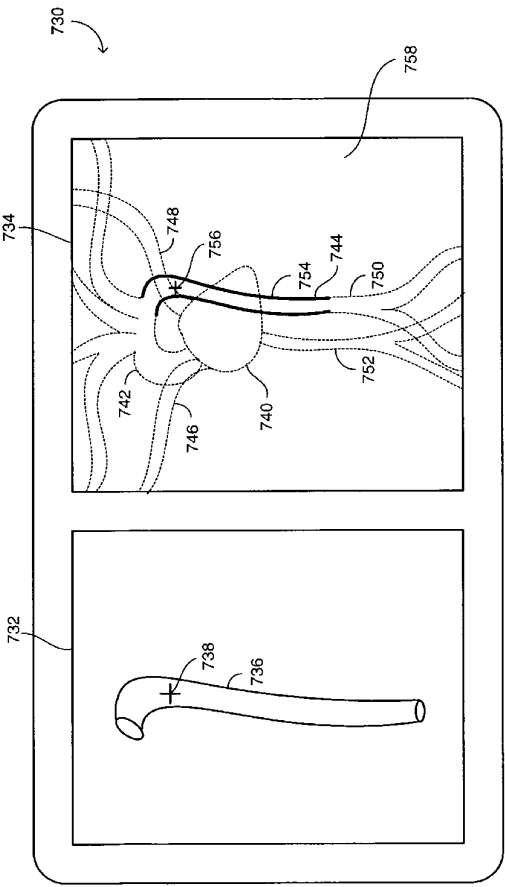


FIG. 16A

23/40



WO 02/064011

PCT/IL02/00108

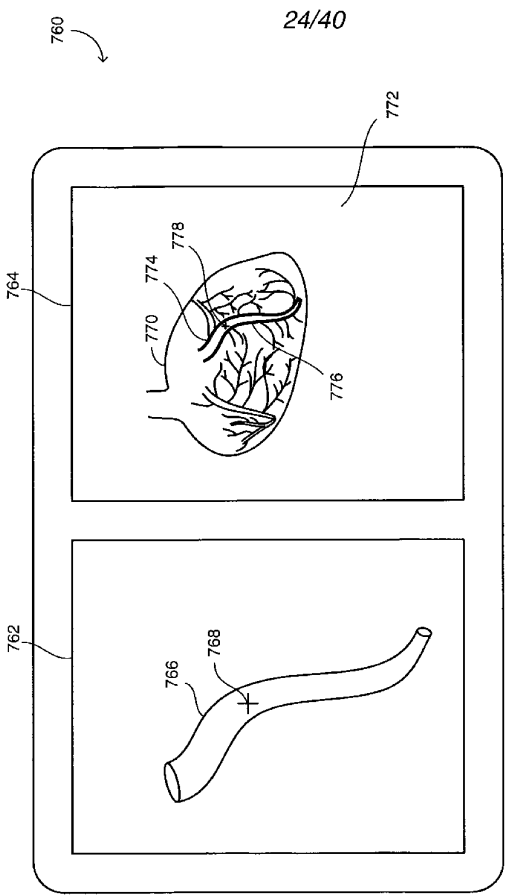


FIG. 16C

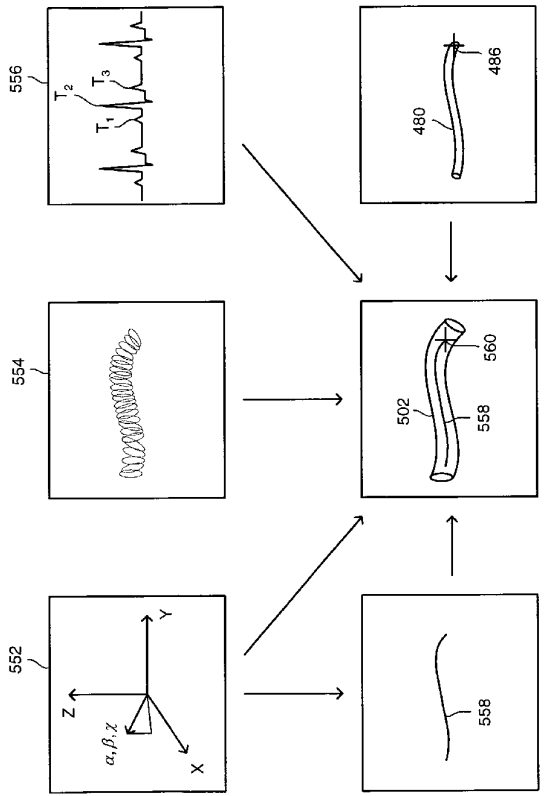
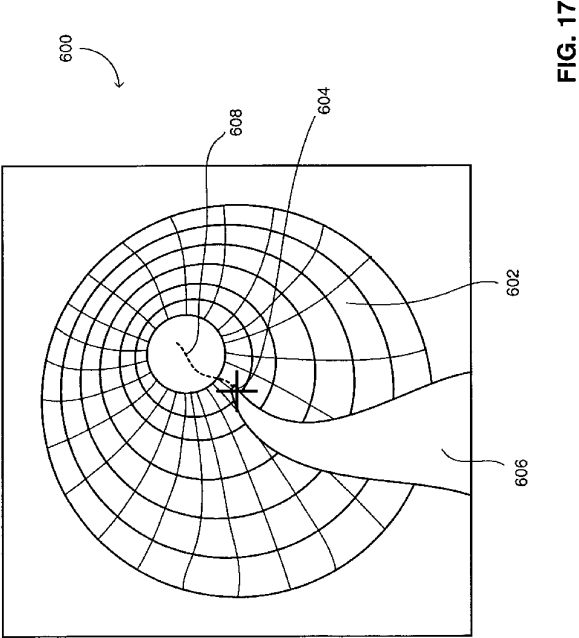


FIG. 16D



27/40

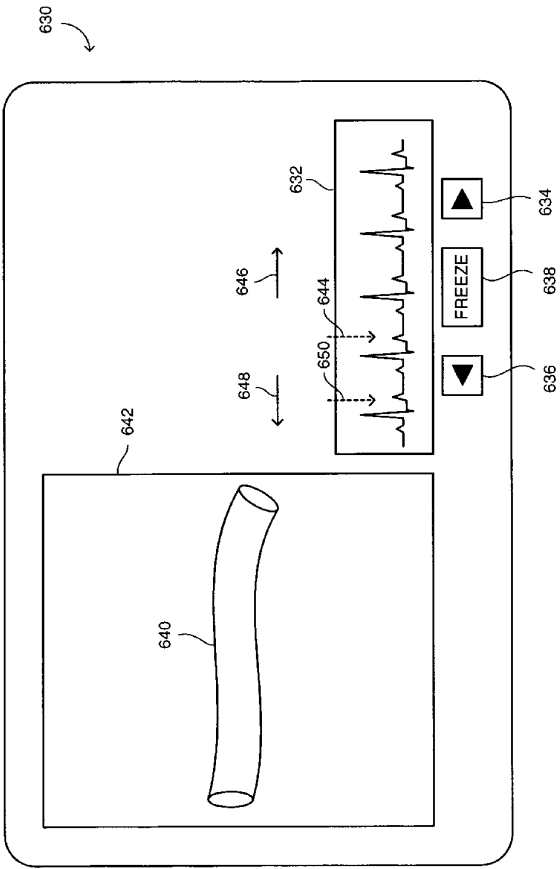


FIG. 18

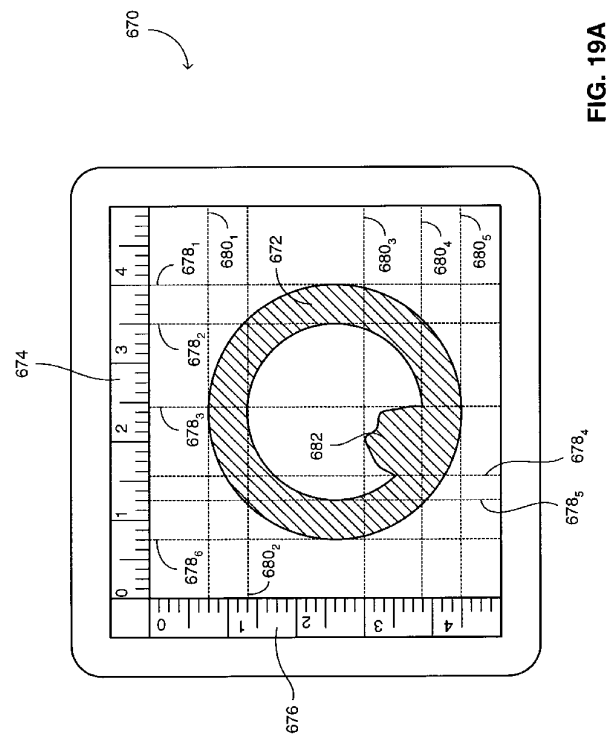


FIG. 19A

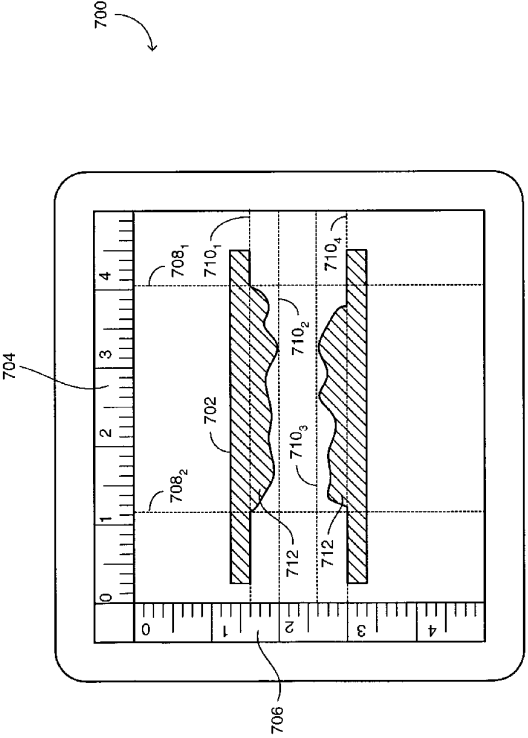
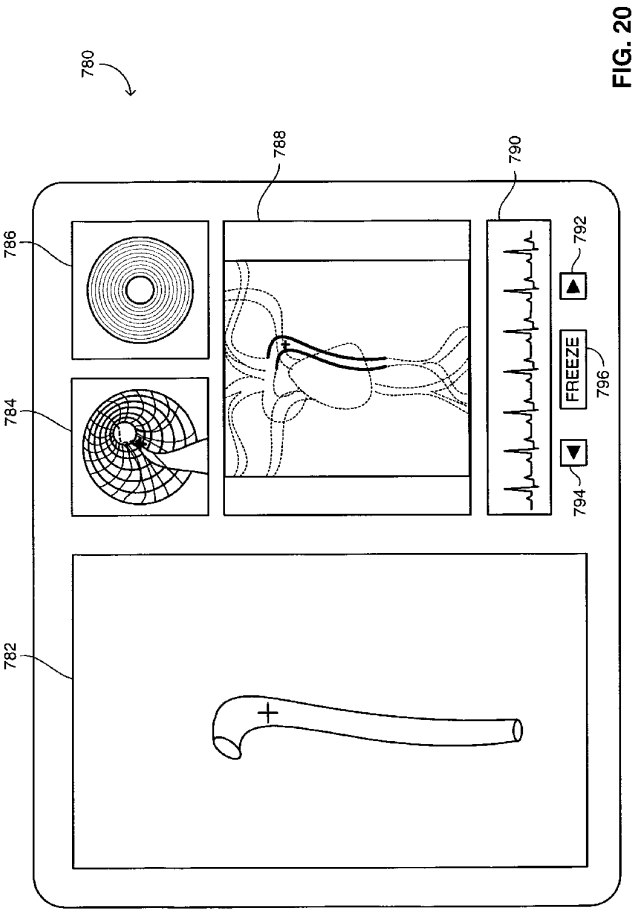


FIG. 19B

30/40



WO 02/064011

PCT/IL02/00108

31/40

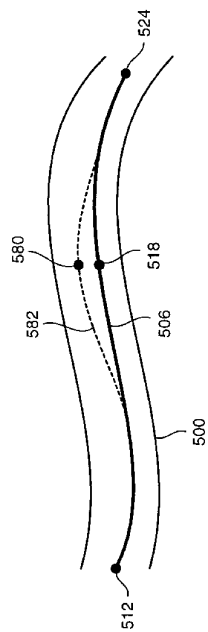


FIG. 21

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

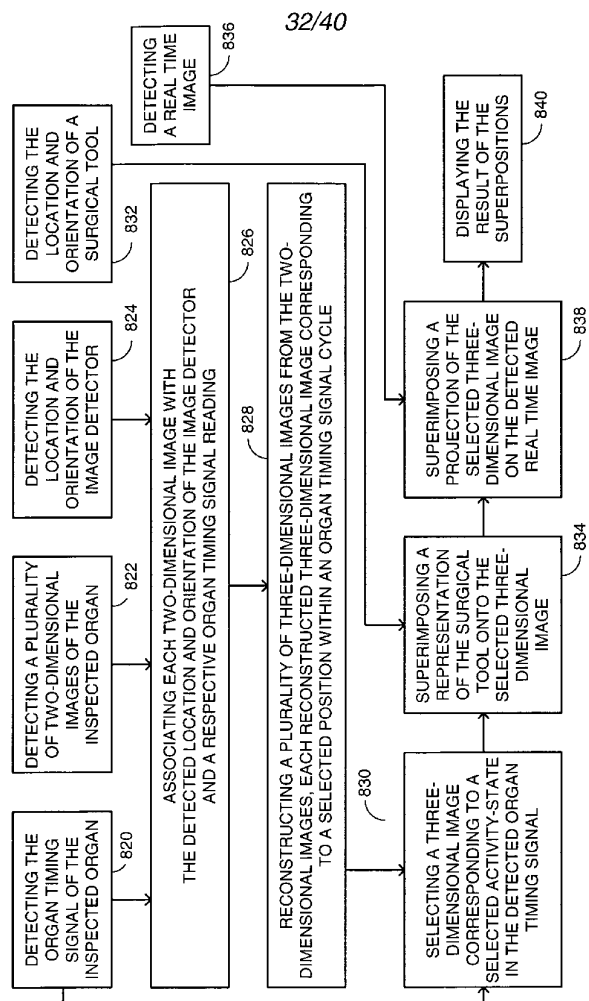


FIG. 22

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

33/40

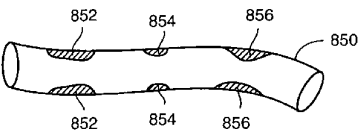


FIG. 23A

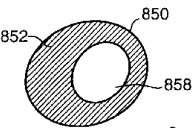


FIG. 23B

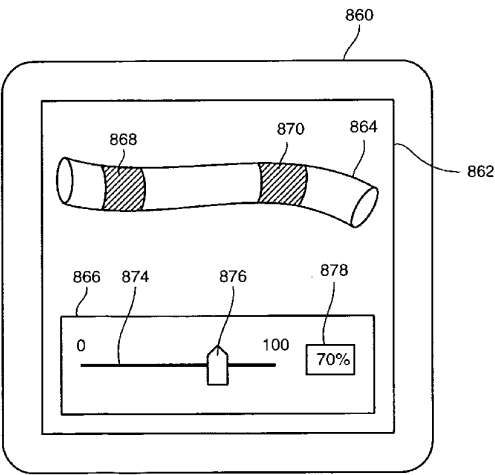


FIG. 23C

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

34/40

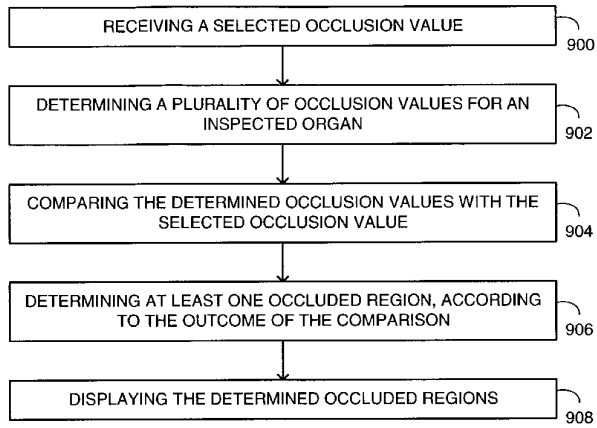


FIG. 24

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

35/40

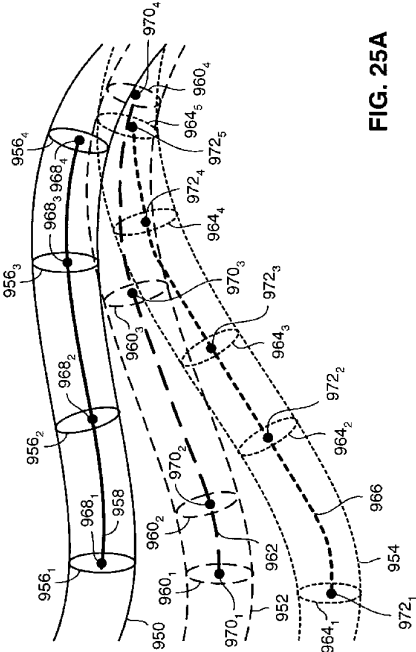


FIG. 25A

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

36/40

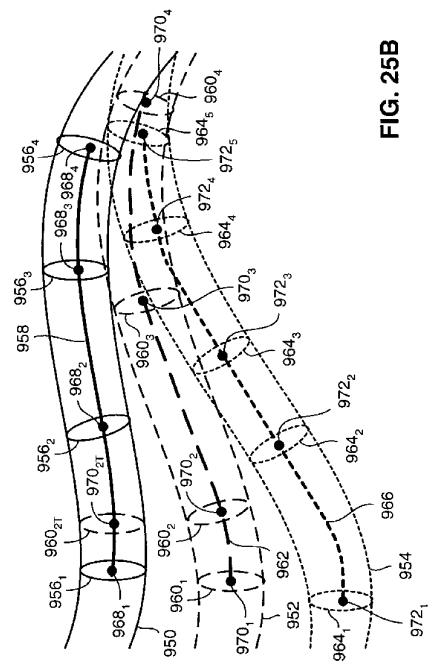


FIG. 25B

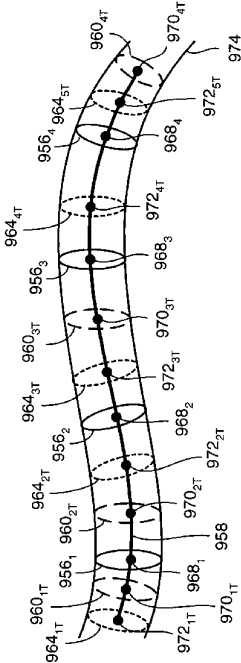


FIG. 25C

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

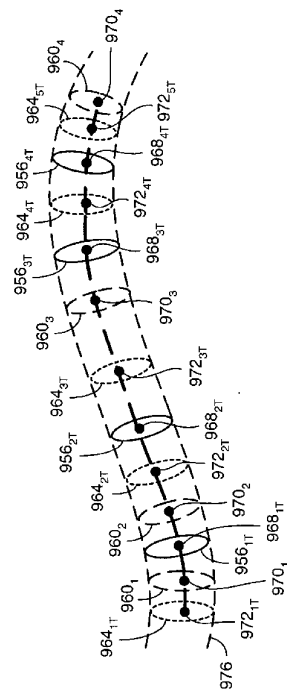


FIG. 25D

WO 02/064011

PCT/IL02/00108

39/40

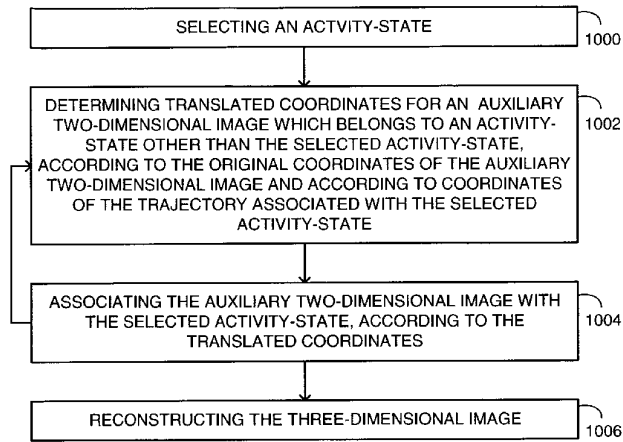


FIG. 26

40/40

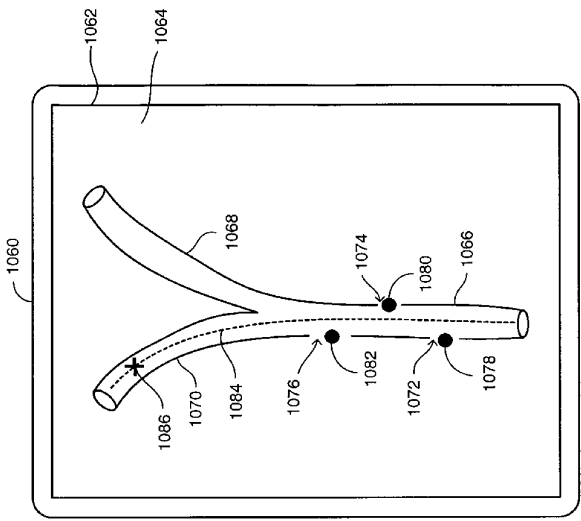


FIG. 27B

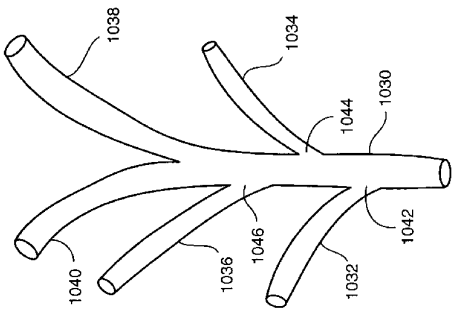


FIG. 27A

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
22 August 2002 (22.08.2002)

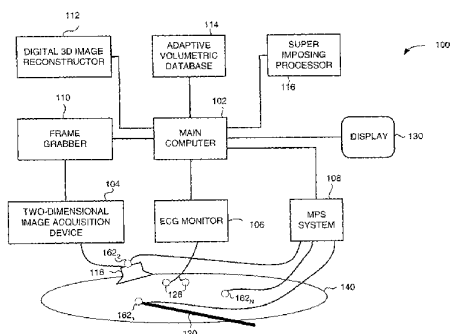
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/064011 A3

- (51) International Patent Classification: **A61B 6/00** (74) Agent: **KORAKH, Eliav**, 15th floor, Atidim Tower, P.O. Box 58100, 61580 Tel Aviv (IL).
- (21) International Application Number: PCT/IL02/00108
- (22) International Filing Date: 12 February 2002 (12.02.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/782,528 13 February 2001 (13.02.2001) US
09/949,160 7 September 2001 (07.09.2001) US
- (71) Applicant (for all designated States except US):
MEDGUIDE LTD. [IL/IL]; Advanced Technology Center, P.O. Box 15003, 31053 Haifa (IL).
- (72) Inventors: **STROMMER, Gera** [IL/IL]; Soroka Street 33a, 34759 Haifa (IL). **EICHLER, Uzi** [IL/IL]; Zivoni Street 12, 34657 Haifa (IL). **SCHWARTZ, Liat** [IL/IL]; Genessin Street 9, 32447 Haifa (IL).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT (utility model), AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ (utility model), DE (utility model), DI, DK (utility model), DK, DM, DZ, EC, EE (utility model), ES, FI (utility model), FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SI, SG, SK, SL, SK (utility model), SK, SI, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IL, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published: — with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: MEDICAL IMAGING AND NAVIGATION SYSTEM



(57) Abstract: The three dimensional imaging system (100) includes, a main computer (102), a two-dimensional image acquisition device (104), an ECG monitor (106), a medical positioning system (MPS) (108), a frame grabber (110), a three dimensional image reconstructor (112), an adaptive volumetric database (114), a superimposing processor (116), a surgical tool (120), a plurality of MPS sensors (162(1)-162(N)), and a display (130).

WO 02/064011 A3

WO 02/064011 A3 

(88) Date of publication of the international search report: 20 February 2003 *For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

CORRECTED VERSION

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
22 August 2002 (22.08.2002)

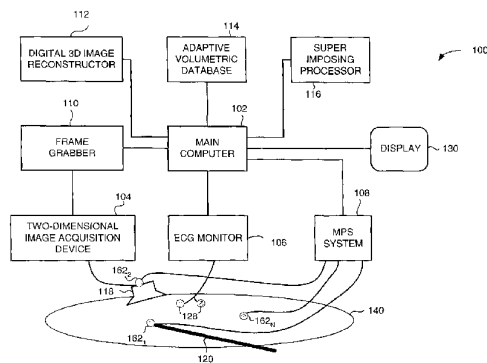
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/064011 A3

- (51) International Patent Classification: **A61B 6/00** Street 12, 34657 Haifa (IL); **SCHWARTZ, Liat** (IL/IL); Genessin Street 9, 32447 Haifa (IL).
- (21) International Application Number: PCT/IL02/00108
- (22) International Filing Date: 12 February 2002 (12.02.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/782,528 13 February 2001 (13.02.2001) US
09/949,160 7 September 2001 (07.09.2001) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): **MEDIGUIDE LTD.** (IL/IL); Advanced Technology Center, P.O. Box 15003, 31053 Haifa (IL).
- (72) Inventors: **STROMMER, Gera** (IL/IL); Soroka Street 33a, 34759 Haifa (IL); **EICHLER, Uzi** (IL/IL); Zivoni
- (74) Agent: **KORAKH, Eliav**; 15th Floor, Atidim Tower, P.O. Box 58100, 61580 Tel Aviv (IL).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT (utility model), AU, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ (utility model), CZ, DE (utility model), DE, DK (utility model), DK, DM, DZ, EC, EE (utility model), EE, ES, FI (utility model), FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK (utility model), SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KR, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW); Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM); European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR); OAPI patent

[Continued on next page]

(54) Title: MEDICAL IMAGING AND NAVIGATION SYSTEM



(57) Abstract: The three dimensional imaging system (100) includes, a main computer (102), a two-dimensional image acquisition device (104), an ECG monitor (106), a medical positioning system (MPS) (108), a frame grabber (110), a three dimensional image reconstructor (112), an adaptive volumetric database (114), a superimposing processor (116), a surgical tool (120), a plurality of MPS sensors (162(1)-162(N)), and a display (130).

WO 02/064011 A3

WO 02/064011 A3 

(BF, BJ, CF, CG, CL, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NL, SN, TD, TG).

(48) Date of publication of this corrected version:
27 November 2003

Published:
— with international search report

(15) Information about Correction:
see PCT Gazette No. 48/2003 of 27 November 2003, Sec-
tion II

(88) Date of publication of the international search report:
20 February 2003

*For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.*

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL02/00108
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 5/00 US CL : 600/427 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/424, 426, 427, 461, 439, 411, 442, 443; 606/130 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A, E	US 6,390,982 B1 (BOVA et al) 21 May 2002 (21.05.2002), see entire document.	1-289
A, E	US 6,405,072 B1 (COSMAN et al) 11 June 2002 (11.06.2002), see entire document.	1-289
A, E	US 6,216,029 B1 (PALTIHLI et al) 10 April 2001 (10.04.2001), see entire document.	1-289
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier application or patent published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 28 June 2002 (28.06.2002)		Date of mailing of the international search report 03 OCT 2002
Name and mailing address of the ISA/US Comptroller of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized Officer Marvin L. Abel Telephone No. 703 308-0858

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 G 13/00	Z
A 6 1 G 13/00	A 6 1 B 6/03	3 7 7

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(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) 2G088 EE01 EE02 KK32 KK33 LL10 MM04
 4C093 AA22 CA15 FF35 FF42 FG07 FG13
 4C096 AA18 AB36 AD14 AD15 DC36 DD01 DD13
 4C341 MM04 MS12 MS13
 4C601 BB03 DD14 DD15 FE01 FE03 FE04 FF08 FF11 GA19 GA20
 GA25 JC26 KK24 KK31 LL33

专利名称(译)	医学成像和导航系统		
公开(公告)号	JP2004533863A	公开(公告)日	2004-11-11
申请号	JP2002563813	申请日	2002-02-12
[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 ウジエイクラー リアトシュワルツ		
发明人	ゲラ ストロマー ウジ エイクラー リアト シュワルツ		
IPC分类号	G01B7/00 A61B1/00 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/055 A61B5/06 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/08 A61B8/12 A61B19/00 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 A61B5/00.G G01T1/00.B G01T1/161.D A61B5/05.390 A61G13/00.Z A61B6/03.377		
F-TERM分类号	2G088/EE01 2G088/EE02 2G088/KK32 2G088/KK33 2G088/LL10 2G088/MM04 4C093/AA22 4C093 /CA15 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FG07 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC36 4C096/DD01 4C096/DD13 4C341/MM04 4C341/MS12 4C341/MS13 4C601 /BB03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC26 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	09/782528 2001-02-13 US 09/949160 2001-09-07 US		
其他公开文献	JP4226904B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码：改进医疗入侵型成像和导航的方法和系统 — 一种医学成像和导航系统，包括显示装置和耦合到数据库的处理器，医学定位系统（MPS），二维成像系统和被检查对象的监视器接口，其中MPS包括成像MPS传感器，包括具有检测器的二维成像系统，将MPS耦合到处理器以将MPS传感器固定到图像检测器并将二维成像系统耦合到处理器，图像检测器固定到成像导管。点域1

