

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6420152号
(P6420152)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)
G 0 6 T 19/00 (2011.01)A 6 1 B 8/14
G 0 6 T 19/00 F

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2014-556187 (P2014-556187)
 (86) (22) 出願日 平成25年2月11日(2013.2.11)
 (65) 公表番号 特表2015-511837 (P2015-511837A)
 (43) 公表日 平成27年4月23日(2015.4.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/051118
 (87) 国際公開番号 W02013/121341
 (87) 国際公開日 平成25年8月22日(2013.8.22)
 審査請求日 平成28年2月8日(2016.2.8)
 (31) 優先権主張番号 61/597, 931
 (32) 優先日 平成24年2月13日(2012.2.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多方向からの3Dボリュームの同時超音波ビューイング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波画像診断システムであって、

身体のボリューム領域をスキャンするように作動する超音波プローブであって、前記領域の三次元からエコー信号を生じる超音波プローブと、

前記ボリューム領域からの前記エコー信号に応じて、前記領域の三次元画像データセットを生じる信号プロセッサと、

第一及び第二のビュー方向を選択する第1のユーザコントロールであって、前記第二のビュー方向は前記第一のビュー方向と異なる、第1のユーザコントロールと、

前記三次元画像データセットを受信するように結合され、前記領域が二つの異なるビュー方向から同時に見られているかのように、前記第一及び第二のビュー方向に対応する前記領域の第一の三次元ビュー及び第二の三次元ビューを生じるように構成されるボリュームレンダラと、

前記ボリュームレンダラに応じて、前記第一及び第二の三次元ビューを同時に表示するディスプレイであって、前記第一及び第二の三次元ビューは、前記第一の三次元ビューの配向を動かすことにより、前記第二の三次元ビューの配向の動きがもたらされるように、前記ディスプレイ上で操作可能であるように構成される、ディスプレイと、

前記ボリュームレンダラに結合される第2のユーザコントロールであって、前記第一及び第二の三次元ビューの一方を上、他方を下に傾け、前記第一及び第二の三次元ビューを左若しくは右に回転させ、又は前記第一及び第二の三次元ビューを時計回り若しくは反時

10

20

計回りに回転させるように動作可能である、第2のユーザコントロールとを有し、

前記ボリュームレンダラは、前記第一の三次元ビューを生成するように構成される第一のボリュームレンダラと、前記第二の三次元ビューを生成するように構成される第二のボリュームレンダラとを有し、前記第二のボリュームレンダラは前記第一のボリュームレンダラと同時に作動される、
超音波画像診断システム。

【請求項2】

前記二つの異なるビュー方向が互いに対して180°を向いた方向から見られる前記領域のビューをさらに有する、請求項1に記載の超音波画像診断システム。

10

【請求項3】

前記二つの異なるビュー方向が互いに対して90°を向いた方向から見られる前記領域のビューをさらに有する、請求項1に記載の超音波画像診断システム。

【請求項4】

前記二つの異なるビュー方向が互いに対して0°乃至180°の角度を向いた方向から見られる前記領域のビューをさらに有する、請求項1に記載の超音波画像診断システム。

【請求項5】

前記ボリューム領域内の三次元関心領域を選択するようにユーザによって操作可能な第2のユーザコントロールをさらに有する、
請求項1に記載の超音波画像診断システム。

20

【請求項6】

前記ボリューム領域において操作されるときに前記ディスプレイ上に見られる侵襲的オブジェクトをさらに有し、

前記関心領域が関心のある解剖学的構造をさらに含み、

前記システムは、前記関心のある解剖学的構造に関して第1の方向に操作されるときに前記第一の三次元ビューにおいてビューアから離れて動く前記侵襲的オブジェクトを視覚化するように構成され、

前記システムは、前記関心のある解剖学的構造に関して前記第1の方向に操作されるときに前記第二の三次元ビューにおいて前記ビューアに近づいて動く前記侵襲的オブジェクトを同時に視覚化するように更に構成される、

30

請求項5に記載の超音波画像診断システム。

【請求項7】

前記ボリューム領域において操作されるときに前記ディスプレイ上に見られる侵襲的オブジェクトをさらに有し、

前記関心領域が関心のある解剖学的構造をさらに含み、

前記システムは、前記関心のある解剖学的構造に関して第1の方向に操作されるときに前記第一の三次元ビューにおいてビューアに近づいて若しくは離れて動く前記侵襲的オブジェクトを視覚化するように構成され、

前記システムは、前記関心のある解剖学的構造に関して前記第1の方向に操作されるときに前記第二の三次元ビューにおいて前記ビューアに対して横方向に動く前記侵襲的オブジェクトを同時に視覚化するように更に構成される、

40

請求項5に記載の超音波画像診断システム。

【請求項8】

前記二つの異なるビュー方向から見られる前記ボリューム領域の配向を変化させるように作動する、前記ボリュームレンダラに結合される第3のユーザコントロールをさらに有する、請求項1に記載の超音波画像診断システム。

【請求項9】

前記第3のユーザコントロールが前記第1のビュー方向から見られる前記ボリューム領域の配向を変化させるように作動し、

前記第二のビュー方向から見られる前記ボリューム領域の配向が前記第1のビュー方向

50

に加えられる変化に対応して変更され、

ユーザは前記ボリューム領域の二つの異なるビュー方向からあらわれ得るように前記ボリューム領域の配向における変化を見る、
請求項 8 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 10】

前記システムは、前記第 3 のユーザコントロールの操作によって生じる前記ボリューム領域の二つの三次元ビューの配向における変化がリアルタイムに視覚化されるように構成される、請求項 9 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 11】

前記第 3 のユーザコントロールがさらに前記二つの三次元ビューを上若しくは下に傾け、前記二つの三次元ビューを左若しくは右に回転させ、又は前記二つの三次元ビューを時計回り若しくは反時計回りに回転させるように作動する、請求項 8 に記載の超音波画像診断システム。

10

【請求項 12】

超音波画像診断システムであって、

身体のボリューム領域をスキャンするように作動する超音波プローブであって、前記領域の三次元からエコー信号を生じる超音波プローブと、

前記ボリューム領域からの前記エコー信号に応じて、前記領域の三次元画像データセットを生じる信号プロセッサと、

前記三次元画像データセットを受信して、前記領域が二つの異なるビュー方向から同時に見られているかのように前記領域の二つの三次元ビュー、すなわち第一の三次元ビュー及び第二の三次元ビューを生じるように結合されるボリュームレンダラと、

20

前記二つの異なるビュー方向を選択する第 1 のユーザコントロールと、

前記ボリュームレンダラに応じて、前記二つの三次元ビューを同時に表示し、前記第一及び第二の三次元ビューは、前記第一の三次元ビューの配向を動かすことにより、前記第二の三次元ビューの配向の動きがもたらされるように、ディスプレイ上で操作可能である、ディスプレイと

を有し、

前記二つの異なるビュー方向から見られる前記ボリューム領域の配向を変化させるように作動する、前記ボリュームレンダラに結合される第 2 のユーザコントロールをさらに有し、

30

前記第 2 のユーザコントロールがさらに前記二つの三次元ビューを上若しくは下に傾け、前記二つの三次元ビューを左若しくは右に回転させ、又は前記二つの三次元ビューを時計回り若しくは反時計回りに回転させるように作動し、

前記システムは、

前記第 2 のユーザコントロールが前記三次元ビューの一方を上方に傾けるように操作されるとき、他方の三次元ビューが対応して下方に傾き、

前記第 2 のユーザコントロールが前記三次元ビューの一方を左へ回転させるように操作されるとき、他方の三次元ビューが対応して左に回転し、

前記第 2 のユーザコントロールが前記二つの三次元ビューの一方の右側を下方へ傾けるようにビューを回転させるように操作されるとき、他方の三次元ビューが対応して左側が下方に傾斜する、

40

ように構成される、超音波画像診断システム。

【請求項 13】

前記二つの三次元ビューがキネティックパララックスレンダリングをさらに有する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 14】

前記三次元画像データセットが B モード若しくはドップラ画像データをさらに有する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波医療診断システム、特に多方向からの同時ビューにおいて3Dボリュームを表示する超音波イメージングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断システムはリアルタイムに身体の面を画像化するために昔から使用されている。一次元(1D)アレイトランスデューサ若しくは機械的掃引単素子トランスデューサを持つプローブが、解剖学的構造のライブ表示のためのリアルタイム画像シーケンスを生じるように身体の面を繰り返しスキャンするように操作され得る。近年、二次元(2D)アレイトランスデューサと機械的掃引1Dアレイが身体のボリューム領域をスキャンするために開発されている。こうしたプローブは、これもリアルタイムに、スキャンしているボリュームの三次元(3D)画像を生じるために使用され得る。超音波スキャンされたボリュームの3D表示のために一般に使用される表示技術はキネティックパララックス(動的視差)と呼ばれ、ボリュームの3Dデータセットが一連の異なるビュー方向からレンダリングされる。オペレータがビュー方向を変えようと超音波システム上のコントロールを動かすと、ボリュームレンダリングプロセッサが新たに選択されたビュー方向においてボリュームをレンダリングし、異なる方向の進行が表示画面上を動いている3Dボリュームの外観を与える。個々の面はビューのために三次元データセットから選択されることができ、技術は多断面再構成(MPR)として知られる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

時に異なる方向からボリューム関心領域(ROI)を見ることが望ましい。従来のビューアではこれは1方向からROIを見て、そして第2の方向から見られるように3D ROIを回旋若しくは回転させることによってなされなければならない。二つのビューの比較は、第1のビューにおいて見られたものを覚えて、そして第2の方向にビューを動かして第1のビューの記憶に基づいて比較をすることによってなされなければならない。わずかな解剖学的差異の比較のためには、記憶や、若しくは診断しようとしてビューを前後に動かすことに頼らないことが望ましい。臨床医が診断しながら同時に両ビューを見るように、同時に両ビューを見ることができることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、臨床医が同時に複数の外部ビュー視点からボリュームを見ることを可能にする超音波診断システムが記載される。臨床医が1ビューを操作するとき、両ビューが同様に変更された場合にビューが変化すると臨床医が期待し得る通りに両ビューが一致して変更されるように、操作が第2のビューに適用される。いずれか若しくは両方のビューはMPRビューイングによっても調べられ得る。本発明のシステムは体内の針若しくはカテーテルなどの侵襲的器具をガイドするために特に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】本発明の原理に従って構成される超音波画像診断システムをブロック図式で図示する。

【図2】立方体ROI及び二つの異なるビュー配向を示す。

【図3a】ビューのうち一つの操作による図2の立方体ROIの二つのビュー配向の同時変化を図示する。

【図3b】ビューのうち一つの操作による図2の立方体ROIの二つのビュー配向の同時変化を図示する。

【図3c】ビューのうち一つの操作による図2の立方体ROIの二つのビュー配向の同時変化を図示する。

【図 3 d】ビューのうち一つの操作による図 2 の立方体 R O I の二つのビュー配向の同時変化を図示する。

【図 4】直交ビュー配向からの図 2 の立方体 R O I の二つの同時ビューを図示する。

【図 5 a】心臓弁を含むボリューム R O I の異なる方向からの同時ビューを図示する。

【図 5 b】心臓弁を含むボリューム R O I の異なる方向からの同時ビューを図示する。

【図 5 c】心臓弁を含むボリューム R O I の異なる方向からの同時ビューを図示する。

【図 6 a】直交ビュー方向からのカテーテル手術の同時ビューを図示する。

【図 6 b】直交ビュー方向からのカテーテル手術の同時ビューを図示する。

【図 6 c】直交ビュー方向からのカテーテル手術の同時ビューを図示する。

【発明を実施するための形態】

10

【 0 0 0 6 】

図 1 をまず参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波画像診断システムがブロック図式で示される。三次元イメージングが可能な超音波プローブ 1 0 は、ボリューム領域上を電子的に操作されフォーカスされるビームを送信し各送信ビームに応じて単一若しくは多重受信ビームを受信する二次元アレイトランスデューサ 1 2 を含む。"パッチ"若しくは"サブアレイ"とよばれる隣接トランスデューサ素子のグループはプローブ 1 2 内のマイクロビームフォーマ ($\mu B F$) によって一体化して操作され、これは受信エコー信号の部分的ビームフォーミングを実行し、それによってプローブとメインシステムの間のケーブル内の導体の数を減らす。適切な二次元アレイは米国特許 6, 4 1 9, 6 3 3 (R o b i n s o n ら) 及び米国特許 6, 3 6 8, 2 8 1 (S o l o m o n ら) に記載される。マイクロビームフォーマは米国特許 5, 9 9 7, 4 7 9 (S a v o r d ら) 及び 6, 0 1 3, 0 3 2 (S a v o r d) に記載される。アレイの送信ビーム特性はビームトランスミッタ 1 6 によって制御され、これはアレイのアポダイズドアパーチャ素子に身体のボリューム領域を通る所望の方向に所望の深さのフォーカスビームを放出させる。送信パルスは送信 / 受信スイッチ 1 4 を用いてビームトランスミッタ 1 6 からアレイの素子へ結合される。送信ビームに応じてアレイ素子とマイクロビームフォーマによって受信されるエコー信号はシステムビームフォーマ 1 8 に結合され、ここでマイクロビームフォーマからの部分的にビーム形成されたエコー信号が処理されて送信ビームに応じた完全にビーム形成された単一若しくは多重受信ビームを形成する。この目的のための適切なビームフォーマは上述の S a v o r d の ' 0 3 2 特許に記載される。

20

30

【 0 0 0 7 】

ビームフォーマ 1 8 によって形成される受信ビームはフィルタリング及び直交復調などの機能を実行する信号プロセッサ 2 6 に結合される。処理された受信ビームのエコー信号はドップラプロセッサ 3 0 及び / 又は B モードプロセッサ 2 4 に結合される。ドップラプロセッサ 3 0 はエコー情報をドップラパワー若しくは速度情報信号へ処理する。B モードイメージングの場合受信ビームエコーは包絡線検波され、信号は B モードプロセッサ 2 4 によって適切なダイナミックレンジに対数圧縮される。スキャンされたボリューム領域からのエコー及びドップラ信号は一つ以上の 3 D 画像データセットを形成するように処理され、これは 3 D 画像データセットバッファ 3 2 に保存される。3 D 画像データは複数の方法で表示のために処理され得る。一つの方法はボリュームの多重 2 D 平面を生じることである、これは米国特許 6, 4 4 3, 8 9 6 (D e t m e r) に記載される。ボリューム領域のこうした平面画像は当技術分野で既知の通り多断面再構成によって生成される。本発明によれば、三次元画像データはボリュームレンダラ 3 4 及び 3 6 によって透視若しくはキネティックパララックス 3 D 表示を形成するようにレンダリングもされ得る。結果として得られる画像は、米国特許 5, 7 2 0, 2 9 1 (S c h w a r t z) に記載の通り B モード、ドップラ若しくは両方であり得るが、ディスプレイプロセッサ 3 8 に結合され、そこから画像ディスプレイ 4 0 上に表示される。ビームフォーマコントローラ 2 2 のユーザコントロール、R O I の選択、R O I が見られる方向の選択、及び超音波システムの他の機能はユーザインターフェース若しくはコントロールパネル 2 0 を通じて提供される。

40

【 0 0 0 8 】

50

図 2 4 を参照して 3 D R O I の同時ビューの操作が明確に理解され得る。これらの図面においてボリューム領域 5 0 内に位置する立方体 R O I 5 2 が説明の明確さのために使用される。図 2 に見られる通り、立方体 R O I 5 2 は前面 F、上面 T、側面 S₁ 及び S₂、後面 (B) と底面 (Z) を持ち、後者の三つは図 2 には見えていない。3 D R O I 5 2 は前面から後面へのびる二つの通路を持ち、一方は円形通路 5 4 として描かれ、他方は六角形通路 5 6 として描かれる。それぞれ前方 F 及び後方 B から 3 D R O I を見る二つのビュー方向 V₁ 及び V₂ も図 2 に図示される。

【 0 0 0 9 】

図 3 a 4 は本発明の原理にかかるボリュームレンダラ 1 とボリュームレンダラ 2 の同時操作によって形成される 3 D R O I の同時 3 D ビューを示す。これらの図面に図示される通り二つの 3 D ビューがディスプレイ 4 0 上で同時に臨床医に表示される。ボリュームレンダラ 1 は前面 F の方を向いて見られる通り 3 D R O I をレンダリングし、ボリュームレンダラ 2 は後面 B の方を向いて見られる通り 3 D R O I をレンダリングする。従ってレンダリングに使用されるビュー方向は互いに 1 8 0 ° 対向する。上面 T と側面 S₁ が見られるように、図 3 a の前面ビュー 6 2 においてビュー方向は 3 D R O I の前面よりわずかに右上である。後面ビュー 6 4 の場合側面 S₁ と上面 T がこのビューにおいても見られるようにビュー方向は後面 B よりわずかに左上である。図 3 a に図示の通り厳密に 1 8 0 ° のビューからのわずかな変更が使用されることができ、又は図 4 に図示の通り両ビューは厳密に 1 8 0 ° 対向し得る。図 3 a が図示する通り、3 D R O I を通ってのびる通路 5 4 , 5 6 は臨床医がそれらを見ることを期待する通り前面 F の右側と後面 B の左側に見られる。

【 0 0 1 0 】

図 3 b において臨床医はディスプレイの左側の 3 D R O I 6 2 を矢印 6 7 によって示される通り左へわずかに回転させるよう、コントロールパネル 2 0 上のトラックボール若しくはディスプレイスクリーン上のソフトキーコントロールなどのユーザインターフェースの制御を操作している。臨床医はまた、上面 T がもっと見られるように矢印 6 6 によって示される通り 3 D R O I をわずかに下方へ傾けるようユーザコントロールを操作している。臨床医がこのように左側の 3 D R O I 6 2 を操作すると、臨床医が右のビューを同様に動かすように操作したかのように、右側の 3 D R O I ビュー 6 4 が対応して動く。3 D R O I の後方からの右のビュー 6 4 は矢印 6 9 によって示される通り左へ同じ量だけ回転し、左の 3 D R O I ビューの傾斜と同じ量 (矢印 6 8) だけ上方へ傾斜し、底面 Z がもっと見えるようにする。従って、3 D R O I の一方のビューを操作することによって、3 D R O I の他方のビューに対応する調節がなされる。臨床医は制御を調節しながら一方の 3 D R O I を動かし、臨床医が二つの異なるビューから同じ R O I とその動きを見ているかのように、3 D R O I の前方と後方の両方のビューにおいて結果として生じる変化を見るという感覚を持つ。

【 0 0 1 1 】

図 3 c は底面 Z が見えるように臨床医が R O I を右に (矢印 7 2 及び 7 4 によって示される通り) 回転させ、R O I の前方ビューを上方へ傾けた (矢印 7 0 によって示される通り) 後の前方と後方の 3 D R O I ビュー 6 2 及び 6 4 を図示する。図面が図示する通り、後方ビュー 6 4 は対応する方法で動く。前方から見える通り R O I の上方傾斜 7 0 は矢印 7 1 によって示される通り後方から下方傾斜として見られ、上面 T を後方からもっと見えるようにする。臨床医がビューの一方の配向を調節すると、左及び右のビューは両方とも一致して動く。

【 0 0 1 2 】

図 3 d は 3 D R O I 6 2 の右側を下方へ傾けるように左のビューを回転させた結果を図示する。これが起こると、3 D R O I の後部ビュー 6 4 は矢印 7 8 によって示される通り左側が下方に傾斜する。これは臨床医が左のビューを回転させるときに右のビューが振る舞うと期待し得る方法である : S₁ 面側は両ビューにおいて下方へ傾斜する。同じ結果が右のビュー 6 4 を左側で下方に傾けることによって得られ、これはビュー 6 2 の右側

10

20

30

40

50

を右下へ傾けることと対応する結果を生じる。従って、ビューの一方においてROIを動かすことが他方のビューの同じ動きを生じ、これはことなるビュー配向から見られる。

【0013】

図4は3D ROIの二つのビューを示し、左のビュー80が前面Fから3D ROIを見ており、右のビュー82が側面S₁から3D ROIを見ている。前の実施例と同様に、3D ROIのビューの一方を操作することは他方のビューにおける、ただし異なる視点から見られる3D ROIの同じ動きを生じる。従って3D ROIの二つのビューは図3a～3dに図示される通り互いに180°の角度、若しくは図4に図示の通り互いに90°の角度、若しくはビュー間の任意の他の中間角度、例えば0°乃至180°であり得る。

10

【0014】

図5a～5cは本発明の超音波システムの臨床応用を図示する。この実施例において、カテーテル100は僧帽弁若しくは三尖弁94を通り心室112へ入る通路に備えて心臓の心房110へ通されている。心臓弁94は心臓の両側で心筋壁90及び92に付着しているように見られる。心室内の弁尖からのびているのは腱索104であり、心室内の乳頭筋へ弁栓を付着させる索状の腱である。本発明の超音波システムは図5aに図示の通り心臓を画像化しこうしたボリューム領域3D ROI 96内で輪郭を示すことによってカテーテル手術をガイドするために使用される。図5aが図示するとおり、この3D ROIは弁の両側で心腔に広がり、カテーテル100がそれを通して挿入される弁を含む。3D ROIがこのように輪郭描写されると、3D ROIは図5b及び5cに図示の通り心房110内の面と心室内の面の両方から同時に見られる。図5bに図示の通り心房110からのビューV₁において、臨床医はカテーテル100'が弁尖間のスリット102に近づくとそれを見ることができる。弁の反対側で図5cのV₂ビューは弁尖のスリット102を見て、それを通してカテーテルが間もなくあらわれ、腱索104が弁尖から戻ってのびる。3Dで両側から弁94を見ることによって、臨床医はカテーテル100を心臓弁94の中心の方へガイドすることができ、カテーテルが弁94の心室側にあらわれる際に心臓弁を通るその挿入を見ることができる。

20

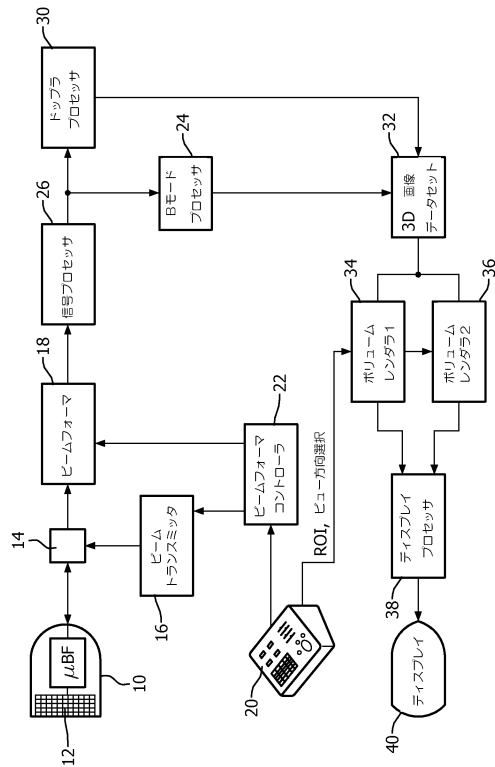
【0015】

図6a～6cは本発明の超音波システムで実行される臨床診断法の別の実施例を図示する。この実施例において3D ROIは二つの直交ビュー方向V₁及びV₂で見られる。この実施例においてカテーテル120は心臓の心筋90の壁上のスポット124上で臨床診断法を実行するようにガイドされている。カテーテル120、処置されるスポット124、診断法が実行される心腔の遠端126を含む図6aにおいて3D ROIは輪郭122によって図示される通り輪郭描写される。この3D ROI 122は図6aに図示されるV₁、及び図6aの描画の平面の中を見る第2の方向に、二つの直交ビュー方向で見られる。図6bは方向V₁から見る3D ROI 122を図示する。このビューにおいてカテーテル120は心筋の壁90と平行に軸方向に見られ、カテーテルが位置づけられる心腔の遠端126に近づいている。直交するV₂ビューが図6cに図示される。このビューにおいてカテーテル120は診断法が実行される接近点124に見られ、心臓壁90にほぼ平行な配向である。二つの直交ビューは臨床医に、カテーテルが心臓壁に沿ってどのように進んでいるか、その心臓壁からの間隔、及び診断法が実行される点124に達するためにカテーテルがどの位さらにのばされる必要があるかについての感覚を与える。

30

40

【図 1】



【図 2】

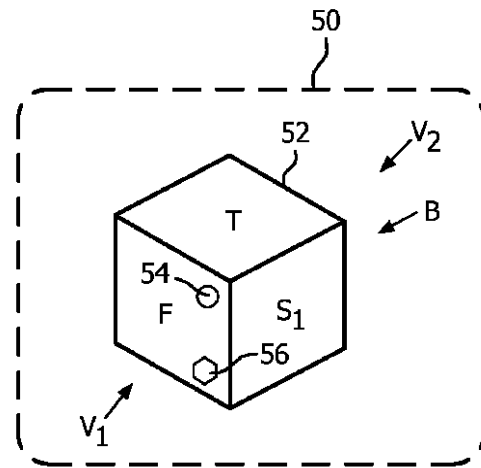


FIG. 2

【図 3 a】

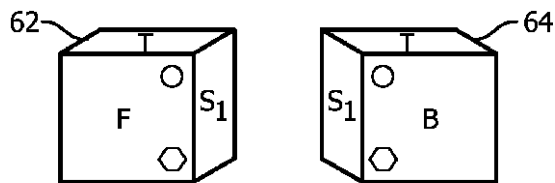


FIG. 3a

【図 3 c】

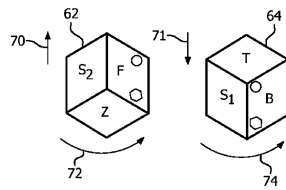


FIG. 3c

【図 3 b】

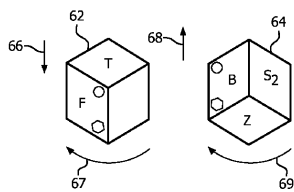


FIG. 3b

【図 3 d】

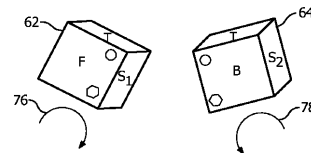


FIG. 3d

【図 4】

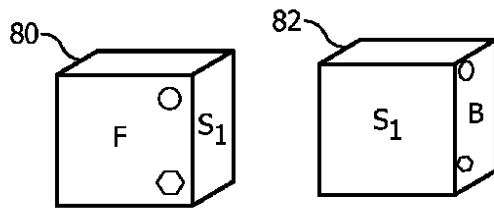


FIG. 4

【図 5 a】

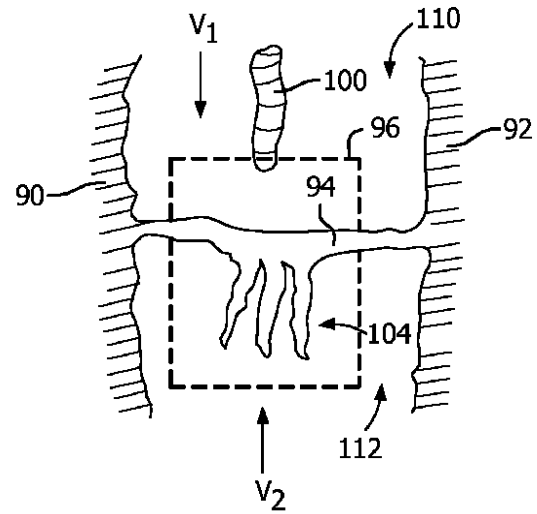


FIG. 5a

【図 5 b】

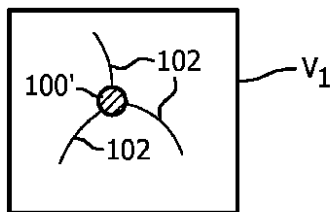


FIG. 5b

【図 6 a】

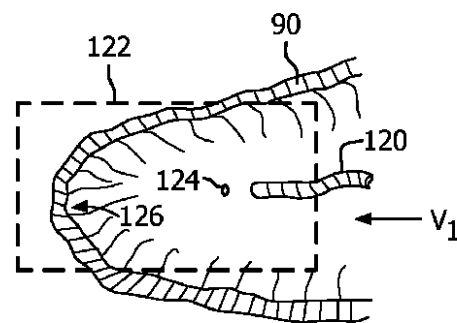


FIG. 6a

【図 5 c】

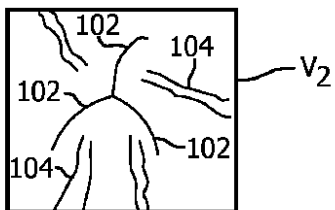


FIG. 5c

【図 6 b】

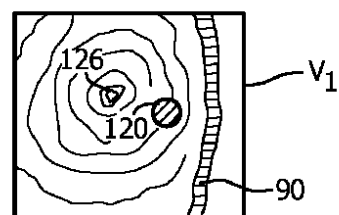


FIG. 6b

【図 6 c】

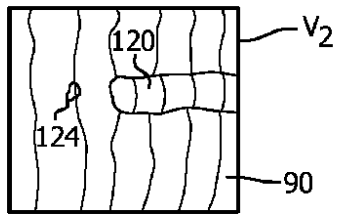


FIG. 6c

フロントページの続き

- (72)発明者 ブラテル ダフィット
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 ワトキンス ステフェン ピー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 アダムス ダフィット フランク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2009-011827(JP, A)
特開2004-215701(JP, A)
特開2010-104784(JP, A)
特表2009-517177(JP, A)
特表2004-514527(JP, A)
特開2008-054746(JP, A)
特開2005-165627(JP, A)
特開2002-125937(JP, A)
米国特許出願公開第2005/0267364(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
G 0 6 T 1 / 0 0 - 1 9 / 2 0