

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-135942

(P2013-135942A)

(43) 公開日 平成25年7月11日(2013.7.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 26 O L 外国語出願 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2013-79290 (P2013-79290)
 (22) 出願日 平成25年4月5日 (2013.4.5)
 (62) 分割の表示 特願2008-504427 (P2008-504427)
 の分割
 原出願日 平成18年3月31日 (2006.3.31)
 (31) 優先権主張番号 60/667,376
 (32) 優先日 平成17年4月1日 (2005.4.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507295185
 ビジュアルソニックス インコーポレイテッド
 カナダ国 エム4エヌ 3エヌ1 オンタリオ,
 トロント, ヤング ストリート 3080,
 スイート 6100
 (71) 出願人 507324795
 ホワイット, クリス エー.
 カナダ国 エム4ピー 2ケー8 オンタリオ,
 トロント, レッドパス アベニュー 233

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波を使用した脈管構造の3Dによる視覚化のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】超音波を使用した脈管構造の3Dによる視覚化のためのシステムおよび方法の提供。

【解決手段】組織の脈管質またはその部分を定量化するための方法であって、組織の少なくとも一部分を通した、複数の2次元(2D)高周波「パワードップラー」または「カラードップラー」超音波画像スライスを生成することを包含し、該組織またはその部分は、被検体内に位置されており、少なくとも2つの2D超音波画像スライスを処理することにより、3次元(3D)体積画像を生成し、組織の脈管質またはその部分が定量化される、方法が開示される。

【選択図】図10

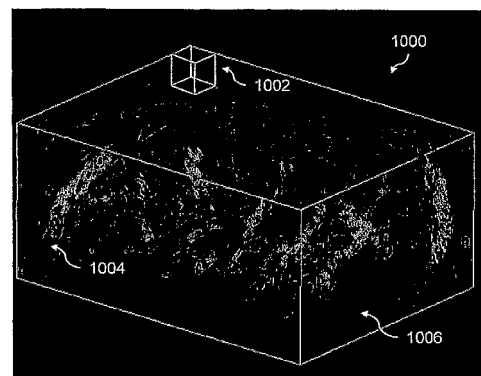


FIG. 10

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の脈管構造またはその部分の脈管分布百分率を決定する方法であって、
 前記被検体の呼吸波形を監視し、前記波形内のピークの期間を検出することであって、
 前記ピークは、前記呼吸によってもたらされる前記被検体の体の動きが実質的に停止して
 いるときに対応する、ことと、

前記被検体からの超音波データを捕捉することであって、前記捕捉することは、前記呼
 吸によってもたらされる前記被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する前
 記波形のピークの期間に実行される、ことと

前記超音波データを処理することにより、前記構造またはその部分を取り囲む 3 次元再
 構築を生成することであって、用いられる超音波は、少なくとも 20 MHz の周波数を有
 する、ことと、

前記 3 次元再構築において、前記構造またはその部分の体積の境界を画する表面を選択
 することと、

前記選択された表面により境界を画された前記 3 次元再構築を複数の 3 D 画素に分割す
 ることによって、B モード超音波画像化を用いて前記構造またはその部分の全体積 (TVs)
 と、B モード以外の超音波画像化を用いて前記構造またはその部分の脈管分布の全体
 積 (TVvas) とを決定することと、

カラーデータに対して前記複数の 3 D 画素を解析することによって、TVs に対する T
 Vvas の比率を決定することであって、TVs に対する TVvas の比率は、前記構造
 またはその部分の脈管分布百分率を提供する、ことと

を含む、方法。

【請求項 2】

前記構造またはその部分の前記 TVs は、

前記構造またはその部分を通して取られた複数の 2 次元超音波スライスを生成すること
 であって、各スライスは、前記スライスの面に実質的に垂直な軸に沿った位置で取られ、
 各スライスは、前記軸に沿って既知の距離だけ離されている、ことと、

各スライスの位置で B モードデータを捕捉することと、

2 つ以上のスライスの位置で捕捉された B モードデータから前記構造またはその部分の
 3 次元体積を再構築することと、

前記再構築された三次元体積から前記 TVs を決定することと

によって決定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記構造またはその部分の前記 TVvas は、

各スライスの位置でドップラーデータを捕捉することであって、前記ドップラーデータ
 は、前記構造またはその部分内の血流を表す、ことと、

前記捕捉されたドップラーデータを含む前記再構築された 3 次元体積内の 3 D 画素の数
 を定量化し、前記ドップラーデータを含む 3 D 画素の数に 3 D 画素の体積を乗算すること
 により、前記 TVvas を決定することと

によって決定される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記構造またはその部分の TVvas は、

各スライスの位置でドップラーデータを捕捉することであって、前記ドップラーデータ
 は、前記構造またはその部分内の血流を表す、ことと、

前記捕捉されたドップラーデータを含む前記再構築された 3 次元体積内の 3 D 画素の数
 を定量化することと、

前記ドップラーデータを含んでいない 3 D 画素の数を 3 D 画素の体積で乗算することと

前記決定された TVs から前記決定された乗算を減算することにより、前記 TVvas
 を決定することと

10

20

30

40

50

によって決定される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

事前に決定された閾値を下回る測定されたパワーを有する各 3 D 画素は、前記 $T V_{VA}$ の計算の際には無視される、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

前記構造またはその部分内の血流の全パワーを決定することをさらに含む、請求項 3 または請求項 4 に記載の方法。

【請求項 7】

前記構造またはその部分内の血流の全パワーは、各 3 D 画素のパワードップラーの値とパラメータ K_V との積の合計によって決定され、前記 K_V は深度依存の信号変動に関する補正係数を提供する、請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 8】

事前に決定された閾値を下回る測定されたパワーを有する各 3 D 画素は、無視される、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記捕捉されたドップラーデータは、パワードップラーデータである、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 10】

前記捕捉されたドップラーデータは、カラーフロッドップラーデータである、請求項 3 に記載の方法。

20

【請求項 11】

前記表面は、自動セグメント化を用いて選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記表面は、ユーザ選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記被検体は、小動物である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

前記小動物は、マウス、ラット、ウサギから成る群から選択される、請求項 13 に記載の方法。

30

【請求項 15】

前記構造は、腫瘍である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記軸に沿った各位置は、被検体の構造の部分の所定のエリアに対応し、前記 B モードデータおよび前記ドップラーデータは、前記被検体から捕捉される、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 17】

前記被検体からの前記 B モードデータおよび前記ドップラーデータを捕捉するステップの前に、

少なくとも 20 MHz の周波数で超音波を生成することと、

少なくとも 20 MHz の周波数で超音波を前記被検体に送信することであって、前記生成するステップと前記送信するステップと前記捕捉するステップとは、前記呼吸によってもたらされる前記被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する前記波形のピークの期間に実行される、ことと

40

をさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 18】

前記生成するステップと前記送信するステップと前記捕捉するステップとは、前記軸に沿った各位置で漸増的に繰り返されることにより、前記 B モードデータおよび前記ドップラーデータを捕捉する、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記被検体の呼吸波形を監視し、前記呼吸波形における少なくとも 1 つのピークの期間

50

と前記呼吸波形における少なくとも1つのピークではない期間とを検出することであって、各ピークの期間は、呼吸によってもたらされる前記被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応し、各ピークではない期間は、前記被検体の体が呼吸により動いているときに対応する、ことと、

少なくとも20メガヘルツ(MHz)の周波数で超音波を生成することと、

少なくとも20メガヘルツ(MHz)の周波数で超音波を前記被検体に送信することと

、
前記被検体の呼吸波形の前記少なくとも1つのピークの期間と前記被検体の呼吸波形の前記少なくとも1つのピークではない期間に、前記被検体から前記Bモードデータおよび前記ドップラーデータを捕捉することであって、前記生成するステップと前記送信するステップと前記捕捉するステップとは、前記軸に沿った各位置で漸増的に繰り返される、ことと、

各スライスの位置において、前記捕捉された超音波データをコンパイルすることにより、前記Bモードデータと前記ドップラーデータとを含む最初のデータフレームを形成することと、

前記被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信されたデータを含む前記最初のデータフレームの少なくとも一部分を識別することと、

前記最初のデータフレームを処理することにより、各スライスの位置に対する最終的なデータフレームを生成することであって、前記最終的なデータフレームは、前記被検体の呼吸波形の追加のピークの期間に受信されたBモードおよびドップラーデータからコンパイルされる、ことと、

前記複数の最終的なデータフレームから前記三次元体積を再構築することと
をさらに含む、請求項3に記載の方法。

【請求項20】

前記処理ステップは、

前記軸に沿った位置で前記被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信された前記最初のデータフレームからデータを取り除くことにより、少なくとも1つの消去された領域を有する部分的に消去されたデータフレームを生成することと、

前記軸に沿った同じ位置で取られた少なくとも1つの他の最初のデータフレームからの前記被検体の呼吸波形のピークの間に受信されたデータを前記部分的に消去された画像の少なくとも1つの消去された領域と置換することにより、前記最終的なデータフレームを作成することと

を含む、請求項19に記載の方法。

【請求項21】

前記被検体の呼吸波形のピークの間に受信された前記置換されたデータは、前記部分的に消去された画像の前記部分的に消去された領域の前記消去された領域に空間的に対応するデータフレームの領域からのものである、請求項20に記載の方法。

【請求項22】

脈管構造またはその部分の脈管分布の百分率を決定するシステムであって、

前記システムは、トランスデューサとプロセッサとを含み、

前記トランスデューサは、

少なくとも20MHzの周波数で超音波を生成することと、

前記生成された超音波の少なくとも一部分を前記脈管構造またはその部分に送信することと、

超音波エネルギーをBモードおよびBモード以外のモードにおいて捕捉することと
を行うように構成されており、

前記プロセッサは、前記トランスデューサに結合され、

前記プロセッサは、

被検体の呼吸波形を監視することと、

前記波形内のピークの期間を検出することであって、前記ピークは、前記呼吸によ

10

20

30

40

50

てもたらされる前記被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する、ことと、
前記構造またはその部分を取り囲む 3 次元再構築を生成することと、
前記構造またはその部分の境界を画する表面を選択することと、
前記選択された表面により境界を画された前記 3 次元再構築を複数の 3 D 画素に分割
することによって、B モードで捕捉された超音波エネルギーから前記構造またはその部分
の全体積 (TVs) と、B モード以外のモードで捕捉された超音波エネルギーから前記構
造またはその部分の脈管分布の全体積 (TVvas) とを決定することと、
カラーデータに対して前記複数の 3 D 画素を解析することによって、TVs に対する
TVvas の比率を決定することであって、TVs に対する TVvas の比率は、前記構
造またはその部分の脈管分布百分率を提供する、ことと
を行うように構成されている、システム。

10

【請求項 23】
前記プロセッサは、前記脈管構造またはその部分内の前記血流の全パワーを決定するよ
うにさらに構成されている、請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 24】
前記プロセッサは、
前記構造またはその部分を通して取られた複数の 2 次元超音波スライスを生成すること
であって、各スライスは、前記スライスの面に実質的に垂直な軸に沿った位置で取られ、
各スライスは、前記軸に沿って既知の距離だけ離されている、ことと、
各スライスの位置で B モードデータを捕捉することと、
2 つ以上のスライスの位置で前記捕捉された B モードデータから、前記構造またはその
部分の 3 次元体積を再構築することと、
前記再構築された三次元体積から前記 TVs を決定することと
を行うようにさらに構成されている、請求項 22 に記載のシステム。

20

【請求項 25】
前記プロセッサは、
各スライスの位置においてドップラーデータを捕捉することであって、前記ドップラー
データは、前記構造またはその部分内の血流を表す、ことと、
前記捕捉されたドップラーデータを含む前記再構築された 3 次元体積内の 3 D 画素の数
を定量化し、前記ドップラーデータを含む 3 D 画素の数に 3 D 画素の体積を乗算すること
により、前記 TVvas を決定することと
を行うようにさらに構成されている、請求項 24 に記載のシステム。

30

【請求項 26】
前記プロセッサは、
各スライスの位置でドップラーデータを捕捉することであって、前記ドップラーデータ
は、前記構造またはその部分内の血流を表す、ことと、
前記捕捉されたドップラーデータを含んでいない前記再構築された 3 次元体積内の 3 D
画素の数を定量化することと、
ドップラーデータを含んでいない 3 D 画素の数を 3 D 画素の体積で乗算することと、
前記決定された TVs から前記決定された乗算を減算することにより、TVvas を決
定することと
を行うようにさらに構成されている、請求項 24 に記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

生物医学的研究の様々なエリアにおいて、所定の臓器または組織を通る血流を正確に決定することは、非常に重要である。例えば、腫瘍学の分野において、腫瘍内の血流の決定は、癌の生態の理解を高めることができ、腫瘍は血液を必要として成長および転移するので、血流の決定は、癌の識別および抗癌療法の開発に役立ち得る。実際に、腫瘍の血管への血液供給を減少させることが、多くの場合に、癌治療の主な目的となる。腫瘍に対する

50

血液供給に影響する療法を評価および開発するために、小動物および他の対象における腫瘍内の血流を定量化することが有益である。

【 0 0 0 2 】

一般的に、小動物内の組織の脈管質を決定する方法は、動物組織の犠牲に基づく組織学を含んでいる。さらに、小動物のマイクロCTは、約50ミクロンの解像度にまで臓器の画像化を可能にするが、多くの場合に死に至る。組織学とマイクロCTとは、血管構造に関する正確な情報を提供するが、いずれも血管内のインビボの血流に関しては何も示さない。従って、組織学とマイクロCTとは、同じ動物における時間の経過による組織の成長および血液供給に関する研究にとって理想的ではない。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 3 】

本発明の1つの実施形態に従って、被検体内に位置する組織の脈管質またはその部分を定量化する方法は、組織の少なくとも一部分を通る、複数の2次元(2D)高周波「パワードップラー」または「カラードップラー」超音波画像スライスを生成することを包含する。一局面において、少なくとも2つの2D超音波画像スライスが処理されることにより、3次元(3D)体積画像を生成し、組織の脈管質またはその部分が定量化される。

例えば、本願発明は以下の項目を提供する。

(項目 1)

脈管の組織またはその部分の脈管分布百分率を決定する方法であって、
超音波画像を使用して、該組織またはその部分の全体積(TV_S)および脈管分布の全体積(TV_{VAS})を決定することと、
 TV_S に対する TV_{VAS} の割合を決定することであって、 TV_S に対する TV_{VAS} の割合が該組織またはその部分の脈管分布の割合を提供する、ことと
を包含する、方法。

(項目 2)

前記組織またはその部分の前記 TV_S は、
該組織またはその部分を通して取られた複数の2次元超音波スライスを生成することであって、該各スライスは該スライスの面に実質的に垂直な軸に沿った位置で取られ、該各スライスが該軸に沿って既知の距離だけ離されている、ことと、
該各スライスの位置でBモードデータを捕捉することと、
2つ以上の該スライスの位置で該捕捉されたBモードデータから、該組織またはその部分の3次元体積を再構築することと、
該再構築された3次元体積から該 TV_S を決定することと
によって決定される、項目1に記載の方法。

(項目 3)

前記組織またはその部分の前記 TV_{VAS} は、
前記各スライスの位置においてドップラーデータを捕捉し、該ドップラーデータが該組織またはその部分内の血流を表すことと、
該捕捉されたドップラーデータを備えている前記再構築された3次元体積内の3D画素の数を定量化し、該ドップラーデータを備えている3D画素の数に3D画素の体積を乗算することにより、 TV_{VAS} を決定することと
によって決定される、項目2に記載の方法。

(項目 4)

前記組織またはその部分の TV_{VAS} は、
各前記スライスの位置でドップラーデータを捕捉することであって、該ドップラーデータが該組織またはその部分内の血流を表す、ことと、
該捕捉されたドップラーデータを備えていない前記再構築された3次元体積内の3D画素の数を定量化することと、
ドップラーデータを備えていない3D画素の数を3D画素の数で乗算することと、

10

20

30

40

50

前記決定された $T V_s$ から該決定された乗算を減算することにより、 $T V_{V A_s}$ を決定することと

によって決定される、項目 2 に記載の方法。

(項目 5)

事前に決定された閾値を下回る測定されたパワーを有する各 3 D 画素は、前記 $T V_{V A_s}$ の計算の際には無視される、項目 3 に記載の方法。

(項目 6)

前記組織またはその部分内の血流の全パワーを決定することをさらに包含する、項目 3 または項目 4 に記載の方法。

(項目 7)

前記組織またはその部分内の血流の全パワーは、前記各 3 D 画素のパワードップラーの値とパラメータ K_v との積の合計によって決定され、該 K_v は深度依存の信号変動に関する補正係数を提供する、項目 6 に記載の方法。

(項目 8)

事前に決定された閾値を下回る測定されたパワーを有する各 3 D 画素は無視される、項目 7 に記載の方法。

(項目 9)

前記捕捉されたドップラーデータはパワードップラーデータである、項目 3 に記載の方法。

(項目 10)

前記捕捉されたドップラーデータはカラーフロッドップラーデータである、項目 3 に記載の方法。

(項目 11)

前記組織は、被検体内に存在している、項目 3 に記載の方法。

(項目 12)

前記捕捉されたドップラーデータと前記 B モードデータは、20 MHz 以上の周波数において前記被検体またはその部分に送信される超音波を使用して生成される、項目 11 に記載の方法。

(項目 13)

前記被検体は小動物である、項目 11 に記載の方法。

(項目 14)

前記小動物は、マウス、ラット、およびウサギから成る群から選択される、項目 13 に記載の方法。

(項目 15)

前記組織は腫瘍である、項目 11 に記載の方法。

(項目 16)

前記軸に沿った各位置は、被検体の組織の部分の所定のエリアに対応しており、前記 B モードデータとドップラーデータは該被検体から捕捉される、項目 3 に記載の方法。

(項目 17)

前記組織は、被検体内に位置し、呼吸による該被検体の動きが既に実質的に停止しているときに、前記 B モードデータおよび前記ドップラーデータは捕捉される、項目 3 に記載の方法。

(項目 18)

被検体の呼吸波形を監視し、該波形内のピークの期間を検出することであって、該ピークは、該呼吸によってもたらされる該被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する、ことと、

該被検体から前記 B モードデータおよびドップラーデータを捕捉することであって、該捕捉は、該呼吸によってもたらされる該被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する該波形のピークの期間に実行される、ことと

をさらに包含する、項目 17 に記載の方法。

10

20

30

40

50

(項目 1 9)

前記被検体から前記 B モードデータおよびドップラーデータを捕捉するステップに先立ち、

少なくとも 20 メガヘルツ (MHz) の周波数で超音波を生成することと、

少なくとも 20 MHz の周波数で超音波を該被検体に送信することであって、生成するステップ、送信するステップおよび捕捉するステップは、前記呼吸によってもたらされる該被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する前記波形のピークの期間に実行される、ことと

をさらに包含する、項目 18 に記載の方法。

(項目 2 0)

前記生成するステップ、送信するステップおよび捕捉するステップは、前記軸に沿った各位置において漸増的に繰り返されることにより、前記 B モードデータおよび前記ドップラーデータを捕捉する、項目 19 に記載の方法。

(項目 2 1)

被検体の呼吸波形を監視し、該呼吸波形における少なくとも 1 つのピークの期間であって、呼吸によってもたらされる該被検体の体の動きが実質的に停止しているときに対応する、少なくとも 1 つのピークの期間と、該呼吸波形における少なくとも 1 つのピークではない期間であって、該被検体の体が呼吸により動いているときに対応する、少なくとも 1 つのピークではない期間とを検出することと、

少なくとも 20 メガヘルツ (MHz) の周波数で超音波を生成することと、

少なくとも 20 メガヘルツ (MHz) の周波数で超音波を被検体に送信することと、

該被検体の呼吸波形の該少なくとも 1 つのピークの期間と該被検体の呼吸波形の該少なくとも 1 つのピークではない期間に、該被検体から前記 B モードデータおよびドップラーデータを捕捉することであって、該生成するステップ、該送信するステップおよび該捕捉するステップは、前記軸に沿った各位置で漸増的に繰り返される、ことと、

前記各スライスの位置において、前記捕捉された超音波データをコンパイルし、前記 B モードデータおよびドップラーデータを備えている最初のデータフレームを形成することと、

該被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信されたデータを備えている該最初のデータフレームの少なくとも一部分を識別することと、

該最初のデータフレームを処理することにより、該各スライスの位置に対する最終的なデータフレームを生成することであって、該最終的なデータフレームは、該被検体の呼吸波形の追加のピークの期間に受信された B モードおよびドップラーデータからコンパイルされる、ことと、

該複数の最終的なデータフレームから前記三次元体積を再構築することと

をさらに包含する、項目 17 に記載の方法。

(項目 2 2)

前記処理ステップは、

前記軸に沿った位置で前記被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信された前記最初のデータフレームからデータを取り除くことにより、少なくとも 1 つの消去された領域を有する部分的に消去されたデータフレームを生成することと、

前記最終的なデータフレームを作成するために、該軸に沿った同じ位置で取られた少なくとも 1 つの最初のデータフレームからの該被検体の呼吸波形のピークの間に受信されたデータを、該部分的に消去された画像の少なくとも 1 つの消去された領域と置換することと

を備えている、項目 21 に記載の方法。

(項目 2 3)

前記被検体の呼吸波形のピークの間に受信された前記置換されたデータは、前記部分的に消去された画像の前記部分的に消去された領域の前記消去された領域に空間的に対応するデータフレームの領域からのものである、項目 22 に記載の方法。

10

20

30

40

50

(項目 2 4)

脈管の組織またはその部分の脈管分布の百分率を決定するシステムであって、
少なくとも 20MHz の周波数で超音波を生成し、該生成された超音波の少なくとも一
部分を該脈管組織またはその部分に送信し、超音波エネルギーを捕捉するトランスデュー
サと、

該組織またはその部分の全体積 (TV_S) および脈管質の全体積 (TV_{VAS}) を該捕
捉された超音波エネルギーから決定し、 TV_S に対する TV_{VAS} の割合を決定するプロ
セッサであって、該 TV_S に対する TV_{VAS} の割合は、該組織またはその部分の該血管
分布の割合を提供する、プロセッサと、

を備えている、システム。

10

(項目 2 5)

被検体の呼吸波形を監視し、該波形におけるピークの期間を検出する方法をさらに備え
、該ピークは、呼吸によってもたらされる該被検体の体の動きが既に実質的に停止してい
るときに対応している、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 6)

前記プロセッサは、前記脈管構造またはその部分内の前記血流の全パワーを決定するよ
うに構成されている、項目 2 4 に記載のシステム。

【 0 0 0 4 】

本発明の他の装置、方法、ならびに局面および利点は、図面および好適な実施形態の詳
細な記述を参照して述べられる。

20

【 図面の簡単な説明 】【 0 0 0 5 】

【 図 1 】 図 1 は、例示的な画像システムを図示しているブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、例示的な被検体からの例示的な呼吸波形を示している。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 の例示的なカラーボックスを有する、図 1 の例示的なディスプレイ
を示している。

【 図 4 】 図 4 は、図 1 の例示的なシステムを使用して超音波画像を生成する例示的な方法
を図示しているブロック図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 1 の例示的なシステムを使用して超音波画像を生成する例示的な方法
を図示しているブロック図である。

30

【 図 6 】 図 6 は、図 1 の例示的なシステムを使用して超音波画像を生成する例示的な方法
を図示しているブロック図である。

【 図 7 A 】 図 7 A は、図 1 の例示的なシステムを使用して超音波画像スライスを生成する
例示的な方法を図示している概略図である。

【 図 7 B 】 図 7 B は、図 1 の例示的なシステムを使用して超音波画像スライスを生成する
例示的な方法を図示している概略図である。

【 図 8 】 図 8 は、図 1 の例示的なシステムを使用して撮影された複数の 2 次元 (2 D) 超
音波画像スライスを図示している概略図である。

【 図 9 】 図 9 は、図 1 の例示的なシステムの超音波プローブおよび 3 D モータと、図 1 の
例示的なシステムと共に任意的に使用され得るレールシステムの概略図である。

40

【 図 1 0 】 図 1 0 は、図 1 の例示的なシステムによって生成される例示的な 3 D 体積の再
構築である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、図 1 の例示的なシステムを使用する組織における脈管質を定量化す
る例示的な方法を図示しているブロック図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、図 1 1 の処理ブロックの動作を図示している流れ図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、例示的なアレイベースの超音波画像システムを図示しているブロッ
ク図である。

【 発明を実施するための形態 】【 0 0 0 6 】

本明細書において援用され、本明細書の一部を構成している添付の図面は、以下で記述

50

されるいくつかの局面を例示し、記述と共に、本発明の原理を説明するために働く。同じ数字は、図面を通して同じ要素を表している。

【0007】

本発明は、以下の詳細な記述、実施例、図面、および特許請求の範囲、ならびにそれらに先立つ記述およびそれらに続く記述を参照することにより、さらに容易に理解され得る。しかしながら、本発明のデバイス、システムおよび/または方法が開示されかつ記述される前に、理解されるべきは、特に断りがない場合には、本発明は開示された特定のデバイス、システム、および/または方法に限定されることはなく、当然に、それ自体が変更され得るということである。また理解されるべきは、本明細書において使用されている術語は、特定の局面を記述するのみの目的であり、限定することを意図されてはいないということである。

10

【0008】

本発明の以下の記述は、現在公知の最良な実施形態において、本発明の効果的な教示として提供される。このために、当業者が認識および理解することは、様々な変更が本明細書に記述されている様々な局面に対して行なわれ得るが、それでも本発明の有益な結果を獲得するということである。また明らかであることは、本発明の所望の有益性のうちの一部は、他の特徴を利用することなく、本発明の特徴のうちの一部を選択することによって獲得し得るということである。従って、当業者が理解することは、本発明に対する様々な改変および適合が可能であり、一定の状況においてはそれらが望まれることさえもあり得、またそれらは本発明の一部分となるということである。従って、以下の記述は、本発明の原理の例示として提供され、本発明の限定としては提供されない。

20

【0009】

全体を通して使用されているように、単数形「1つ」、「1つの」および「その」は、文脈上他の意味に解すべき場合を除き、複数の指示対象を含む。従って、例えば、「1つの呼吸波形」への言及は、文脈上他の意味に解すべき場合を除き、2つ以上のそのような波形を含み得る。

【0010】

範囲は、「約」ある特定の値から、および/または「約」別の特定の値までとして、本明細書において表現され得る。そのような範囲が表現されるときに、別の局面は、そのある特定の値から、および/またはその別の特定の値までを含む。同様に、「約」の添付の使用によって近似値として表現されているときに、理解されるべきは、特定の値は別の局面を形成するということである。さらに理解されるべきは、範囲それぞれの端点は、他の端点と関連することと、他の端点から独立していることとの両方であることを示すということである。

30

【0011】

本明細書において使用されるように、用語「任意的な」または「任意的に」が意味することは、その後に記述された事例または状況が生じ得るか、または生じ得ないということと、その記述は、その事例または状況が生じる例およびそれらが生じない例を含むということとを意味するということである。

【0012】

本発明は、本発明の好適な実施形態に関する以下の詳細な記述およびそこに含まれる実施例と、図面と、それらに先立つ記述およびそれらに続く記述とを参照することによって、より容易に理解され得る。

40

【0013】

「被検体」によって意味することは個体である。被検体という用語は、小動物または実験動物および人間を含む霊長類を含む。実験動物は、限定するわけではないが、マウスまたはラットのようなげっ歯類を含む。実験動物という用語はまた、動物、小動物、実験小動物、または被検体と交換可能に使用され、マウス、ラット、猫、犬、魚、兎、モルモット、げっ歯類などを含む。実験動物という用語は、特定の年齢または性別を意味しない。従って、成体および新生体ならびに胎児（胚を含む）が含まれ、雄または雌のいずれかが

50

含まれる。

【0014】

本発明の一実施形態に従って、組織の脈管質またはその部分を定量化する方法は、少なくとも組織の一部を通る、複数の２次元（２Ｄ）の高周波ドップラー超音波画像スライスを生成することを包含する。考慮されていることは、組織またはその部分が、被検体内に配置され得るということである。動作において、複数の２Ｄ超音波画像スライスのうちの少なくとも２つが処理されることにより、３次元（３Ｄ）体積画像を生成し、組織の脈管質またはその部分が定量化される。

【0015】

図１は、例示的な画像化システム１００を図示するブロック図である。画像化システム１００は、被検体１０２上で動作する。超音波プローブ１１２は被検体１０２の近くに置かれ、超音波画像情報を取得する。超音波プローブは、機械走査型トランスデューサ１５０を備え得、該トランスデューサは、超音波ドップラーデータを含む超音波データの収集のために使用され得る。記述されたシステムおよび方法において、ドップラー信号における全パワーを活用し、「パワードップラー」と呼ばれる血流の色分けされたリアルタイム画像を生成するドップラー超音波技術が使用され得る。システムおよび方法は「カラードップラー」画像を生成するためにも使用され得、血流速度の推定値に関する色分けされたリアルタイム画像を生成する。トランスデューサは、少なくとも約２０メガヘルツ（MHz）の周波数で超音波を伝え得る。例えば、トランスデューサは、約２０MHz、３０MHz、４０MHz、５０MHz、もしくは６０MHzか、またはそれを上回る超音波を伝え得る。さらに、上記を明らかに上回るトランスデューサの動作周波数がまた考慮されている。

10

20

【0016】

考慮されていることは、被検体またはその部分を横切して超音波ビームを並進させることが可能である任意のシステムが使用され得ることにより、上記の方法を実行するということである。従って、方法は機械走査型システムを使用して実行され得ることにより、該機械走査型システムは経路に沿って走査しながら、超音波ビームを並進させ得る。方法はまたアレイベースのシステムを使用して実行され得ることにより、ビームがトランスデューサの素子に沿って超音波ビームの電氣的なステアリングによって並進させる。当業者が容易に理解することは、いずれかの型のシステムから並進させられる超音波は、記述された方法で使用され得るが、使用されるシステムの型に関しては全く限定されないということである。従って、当業者が理解することは、機械走査型システムを用いて実行されるように記述されたシステムはまた、アレイシステムを用いて実行され得るということである。同様に、アレイシステムを用いて実行されるように記述されたシステムはまた、機械走査型システムを用いて実行され得る。従って、システムの型は、記述されたどの方法にも限定することを意図されていない。なぜならば、アレイシステムおよび機械走査型システムは、上記の方法を実行するために交換可能に使用され得る。

30

【0017】

さらに、機械走査型システムおよびアレイ型システムの両方に対して、２０MHzを下回る医療周波数範囲または２０MHz以上の高周波数範囲における中心周波数を有するトランスデューサが使用され得る。

40

【0018】

記述されたシステムおよび方法において、「パワードップラー」と呼ばれる超音波モードまたは技術が使用され得る。このパワードップラーモードは、ドップラー信号における全パワーを利用し、血流の色分けされたリアルタイム画像を生成する。システムおよび方法はまた、「カラードップラー」画像を生成するために使用され得ることにより、平均速度情報を示す。

【0019】

被検体１０２は、被検体１０２から心臓リズムおよび呼吸の波形２００（図２）を取得するために、心電図（ECG）電極１０４に接続され得る。呼吸検出素子１４８は、呼吸

50

検出ソフトウェア 140 を備え、超音波システム 131 に対する供給のための呼吸波形 200 を生成するために使用され得る。呼吸検出ソフトウェア 140 は、被検体が呼吸するときの筋肉抵抗を監視することによって生成され得る。ECG 電極 104 および呼吸検出ソフトウェア 140 を使用して呼吸波形を生成することは、呼吸検出素子 148、および当該分野において公知であり、例えば Indus Instruments、Houston、TX から入手可能であるソフトウェア 140 を使用して実行され得る。代替的な局面において、呼吸波形は、ECG 電極を使用しない方法によって、例えば、歪みゲージ体積曲線を用いて生成され得る。

【0020】

呼吸検出ソフトウェア 140 は、ECG 電極 104 からの電気的情報を超音波システム 131 に送信され得るアナログ信号に変換する。ECG / 呼吸波形増幅器 106 によって増幅された後に、アナログ信号はさらにアナログデジタル変換器 152 によってデジタル信号に変換される。該アナログデジタル変換器は、信号プロセッサ 108 内に含まれ得るか、または他の場所に配置され得る。一実施形態において、呼吸検出素子 148 は増幅器を備え、超音波システムに対する供給のためのアナログ信号およびアナログデジタル変換器 152 によるデジタルデータへの変換のためのアナログ信号を増幅する。この実施形態においては、増幅器 106 の使用は完全に回避され得る。デジタル化されたデータを使用して、メモリ 121 内に配置されている呼吸分析ソフトウェア 142 は、被検体の呼吸特性を呼吸速度および呼吸による患者の動作が実質的に停止した時間を含めて決定し得る。

【0021】

電極 104 からの心臓信号および呼吸波形信号は、ECG / 呼吸波形増幅器 106 に送信され得ることにより、超音波システム 131 に対するプロビジョンのための信号を調整する。理解されるべきは、信号プロセッサまたはこのような他のデバイスが ECG / 呼吸波形増幅器 106 の代わりに使用され得ることにより、信号を調整するということである。電極からの心臓信号または呼吸波形が適切である場合に、増幅器の使用は完全に回避され得る。

【0022】

一局面において、超音波システム 131 は、制御サブシステム 127 と、時には走査コンバータと呼ばれる画像構築サブシステム 129 と、送信サブシステム 118 と、モータ制御サブシステム 158 と、受信サブシステム 120 と、人間機械インターフェース 136 の形式におけるユーザ入力デバイスとを備えている。プロセッサ 134 は制御サブシステム 127 に結合され、ディスプレイ 116 はプロセッサ 134 に結合される。

【0023】

図 13 に示されているような例示的超音波システム 1302 は、アレイトランスデューサ 1304 と、プロセッサ 134 と、フロントエンド電子モジュール 1306 と、送信ビームフォーマ 1306 と、受信ビームフォーマ 1306 と、ビームフォーマ制御モジュール 1308 と、カラーフロー 1312 およびパワードップラー 1312 ならびに他のモード、例えば組織ドップラー、M - モード、B モード、PW ドップラーおよびデジタル RF データなどの処理モジュールと、走査コンバータ 129 と、ビデオ処理モジュール 1320 と、ディスプレイ 116 と、ユーザインターフェースモジュール 136 とを備えている。1 つ以上の同様な処理モジュールがまた、図 1 に示されているシステム 100 において見られ得る。

【0024】

カラーボックス 144 は、ディスプレイ 116 によってユーザに投影され得る。カラーボックス 144 は、ドップラーデータが取得され、かつ、表示されるディスプレイ 116 のエリアを示す。カラーボックスは、パワードップラーまたはカラードップラーによる走査が実行される領域または所定のエリアを記述する。カラーボックスはまた、機械動作型トランスデューサを用いるか、またはアレイベースのプロープに関しては電子的動作を用いるかのいずれかにおいて、走査の開始地点と終了地点とを定義する方法で一般化され得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

カラーボックス 1 4 4 のサイズまたはエリアは、人間機械インターフェース 1 3 6 の使用によってオペレータによって選択され得、かつ、オペレータがデータを取得することを望むエリアに依存し得る。例えば、オペレータが、ディスプレイ 1 1 6 上に示されている所与の解剖エリア内の血流を分析することを所望する場合に、カラーボックス 1 4 4 は、解剖エリアに対応し、かつ、超音波トランスデューサが超音波エネルギーおよびデータを送受信し、その結果、ユーザ定義の解剖部分が画像化されるディスプレイ上に定義され得る。

【 0 0 2 6 】

機械走査型トランスデューサシステムに関して、トランスデューサは、開始位置から終了位置まで移動され、例えば、第 1 の走査位置から第 n の走査位置に移動され得る。トランスデューサが移動しているときに、超音波パルスはトランスデューサによって送信され、返信超音波エコーがトランスデューサによって受信される。各送 / 受信パルスの周期は超音波線の獲得をもたらす。トランスデューサが開始位置から終了位置まで動作するにつれ獲得される超音波線の全てが、画像「フレーム」を構成する。アレイを使用する超音波システムに関して、送信ビームフォーマと、受信ビームフォーマと、フロントエンド電子超音波パルスとは、カラーボックス内の複数の視野方向に沿って送信され得る。B モードデータは、視野全体に対して獲得され得、カラーフローデータは、カラーボックスによって定義された領域から獲得され得る。

【 0 0 2 7 】

一例示的な局面において、プロセッサ 1 3 4 は制御サブシステム 1 2 7 に結合され、ディスプレイ 1 1 6 はプロセッサ 1 3 4 に結合される。メモリ 1 2 1 はプロセッサ 1 3 4 に結合される。メモリ 1 2 1 は、任意のタイプのコンピュータメモリであり得、一般的にはランダムアクセスメモリ「RAM」と呼ばれ、そこで本発明のソフトウェア 1 2 3 が実行される。ソフトウェア 1 2 3 は、超音波データの獲得、処理、および表示を制御し、超音波システム 1 3 1 が画像を表示することを可能にする。

【 0 0 2 8 】

高周波超音波を使用した脈管構造の 3 次元 (3 D) による視覚化のための方法およびシステムは、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせを使用して実装され得る。システムのハードウェア実装は、当該分野において周知である以下の技術のうちの任意のものまたはそれらの組み合わせを含み得る：離散型電子構成要素、データ信号に関する論理を実装するための論理ゲートを有する離散型論理回路、適切な論理ゲートを有するアプリケーション固有の集積回路、プログラム可能ゲートアレイ (P G A)、フィールドプログラム可能ゲートアレイ (F P G A) などである。

【 0 0 2 9 】

一局面において、システムのためのソフトウェアは、論理機能を実装するための実行可能な命令の順序リストを備え、命令を実行するシステム、装置、もしくはデバイス、例えば、コンピュータベースのシステム、プロセッサを包含するシステム、または命令を実行するシステム、装置、またはデバイスからの命令を取り出し、その命令を実行し得る他のシステムによって、またはそれらに接続して使用するための任意のコンピュータで読み取り可能な媒体で実装され得る。

【 0 0 3 0 】

本明細書の文脈において、「コンピュータで読み取り可能な媒体」は、命令を実行するシステム、装置、またはデバイスによって、またはそれらに接続して使用するためのプログラムを包含、格納、通信、伝搬、または移送し得る任意の手段であり得る。コンピュータで読み取り可能な媒体は、限定するものではないが、例えば、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線、半導体によるシステム、装置、デバイス、または伝搬媒体であり得る。コンピュータで読み取り可能な媒体のより詳細な例 (非排他的リスト) は、以下のものを含む：1 つ以上のワイヤを有する電気接続 (電子)、ポータブルコンピュータディスク (磁気)、ランダムアクセスメモリ (R A M)、読み取り専用メモリ (R O M)、消去可能

10

20

30

40

50

なプログラム可能読み取り専用メモリ（E P R O Mまたはフラッシュメモリ）（磁気）、光ファイバ（光学）、およびポータブルコンパクトディスク読み取り専用メモリ（C D R O M）（光学）である。留意すべきは、プログラムは、例えば、紙または他の媒体の光学的走査を介して電子的に捕捉され、次にコンパイルまたは必要であれば適切な方法で処理され、そしてコンピュータメモリ内に格納され得るので、コンピュータで読み取り可能な媒体は、プログラムが印刷され得る紙または別の適切な媒体でさえあり得るということである。

【 0 0 3 1 】

超音波システム 1 3 1 のソフトウェアは、呼吸分析ソフトウェア 1 4 2 と、トランスデューサローカライズソフトウェア 1 4 6 と、モータ制御ソフトウェア 1 5 6 と、システムソフトウェア 1 2 3 とを備え、トランスデューサ 1 5 0 の位置を決定し、どこでパワードロッパー処理を開始して、どこでそれを終了するかを決定する。例示的なアレイシステムに関して、ビームフォーマ制御モジュールは、パワードロッパー、カラーフロー、または他の走査様式に対して使用される走査線の位置を制御する。

10

【 0 0 3 2 】

トランスデューサローカライズソフトウェア 1 4 6 は、カラーボックス 1 4 4 に対してトランスデューサ 1 5 0 の方向を定める。呼吸分析ソフトウェア 1 4 2 は、被検体 1 0 2 の呼吸周期の間の適切な時における超音波データの捕捉を可能にする。従って、呼吸分析ソフトウェア 1 4 2 は、超音波画像データ 1 1 0 が、E C G 電極 1 0 4 および呼吸検出ソフトウェア 1 4 0 を介して、被検体 1 0 2 からの入力に基づいて収集される時期を制御し得る。呼吸分析ソフトウェア 1 4 2 は、呼吸波形 2 0 0 の間の適切な時点において、超音波データ 1 1 0 の収集を制御する。呼吸信号が動物の呼吸周期における乱れのない期間を示す適切な期間に、同位相（I）および直交位相（Q）のドップラーデータが捕捉され得る。「乱れのない期間」によって意味することは、呼吸による動物の動きが実質的に停止しているときの動物の呼吸周期における期間である。

20

【 0 0 3 3 】

モータ制御ソフトウェア 1 5 6 は、軸（A）に沿った超音波プローブ 1 1 2 の動き（図 7 B）制御することにより、トランスデューサ 1 5 0 は、被検体の組織の複数の位置において、超音波データを送受信し得、かつ、所望の像平面に沿った複数の 2 次元（2 D）スライスが生成され得る。従って、例示的なシステムにおいて、ソフトウェア 1 2 3 と、呼吸分析ソフトウェア 1 4 2 と、トランスデューサローカライズソフトウェア 1 4 6 とは、超音波データの取得、処理、および表示を制御し得、かつ、超音波システム 1 3 1 が、被検体 2 0 0 の呼吸波形の間の適切な時に、（フレームとも呼ばれる）2 次元画像スライスの形式で超音波画像を捕捉することを可能にし得る。さらに、モータ制御ソフトウェア 1 5 6 は、3 D モータ 1 5 4 およびモータ制御サブシステム 1 5 8 と共に、軸（A）に沿った超音波プローブ 1 1 2 の動き（図 7 B）を制御することにより、複数の 2 D スライスが、被検体の組織の複数の位置に生成され得る。

30

【 0 0 3 4 】

複数の収集された 2 D 画像スライスを使用して、3 次元（3 D）再構築ソフトウェア 1 6 2 が 3 D 体積を再構築し得る。3 D 体積内の脈管質は、以下で記述されるように、3 D 再構築ソフトウェア 1 6 2 と自動セグメント化ソフトウェア 1 6 0 とを使用して定量化され得る。

40

【 0 0 3 5 】

メモリ 1 2 1 はまた、超音波システム 1 3 1 によって獲得された超音波データ 1 1 0 を含む。コンピュータで読み取り可能なストレージ媒体 1 3 8 は、以下でさらに述べられるように、プロセッサが超音波システム 1 3 1 の動作に関連するアルゴリズムを実行することを命令および/または構成する命令をプロセッサに提供するために、プロセッサに連結されている。コンピュータで読み取り可能な媒体は、単なる例であるが、磁気ディスク、磁気テープ、C D R O M のような光学的に読み取り可能な媒体、および P C M C I A カードのような半導体メモリなどのようなハードウェアおよび/またはソフトウェアを含み

50

得る。それぞれの場合において、媒体は、小さいディスク、フロッピー（登録商標）ディスク、カセットのような携帯アイテムの形式を取り得るか、またはハードディスクドライブ、ソリッドステートメモリカード、またはサポートシステムにおいて提供されるRAMのような比較的大きいか、または固定のアイテムの形式を取り得る。上記の例示的な媒体は、単独または組み合わせのいずれかで使用され得るということに留意されたい。

【0036】

超音波システム131は、超音波システム131の様々な構成要素の動作を命令する制御サブシステム127を備えている。制御サブシステム127と、関連する構成要素とは、一般的な目的のプロセッサを命令するためのソフトウェアとして、またはハードウェア実装での専門の電子機器として提供され得る。別の局面において、超音波システム131は、受信された超音波エコーによって生成される電気信号をデータに変換する画像構築サブシステム129を備えており、該データは、プロセッサ134によって操作され得、かつ、ディスプレイ116上の画像に加工され得る。制御サブシステム127は、送信サブシステム118に連結されることにより、超音波プローブ112に超音波送信信号を提供する。次に、超音波プローブ112は、受信サブシステム120に超音波受信信号を提供する。受信サブシステム120はまた、受信された信号を代表する信号を画像構築サブシステム129に提供する。さらなる局面において、受信サブシステム120は制御サブシステム127に連結される。画像構築サブシステムおよび呼吸記録情報のための走査コンバータ129は、受信されたデータを処理し、画像データ110を使用して、表示のために画像を加工するように、制御サブシステム127によって命令される。

10

20

【0037】

超音波システム131は、ECG/呼吸波形信号プロセッサ108を備え得る。増幅器が利用される場合に、ECG/呼吸波形信号プロセッサ108は、ECG/呼吸波形増幅器106から信号を受信するように構成される。増幅器106が使用されない場合には、ECG/呼吸波形信号プロセッサ108はまた、ECG電極104から、または呼吸検出素子148から直接的に信号を受信するように適合され得る。信号プロセッサ108は、呼吸検出素子148およびソフトウェア140からのアナログ信号を、超音波システム131における使用のためのデジタルデータに変換し得る。従って、ECG/呼吸波形信号プロセッサは、心臓周期および呼吸波形200を表す信号を処理し得る。ECG/呼吸波形信号プロセッサ108は、制御サブシステム127に様々な信号を提供する。受信サブシステム120はまた、ECG/呼吸波形信号プロセッサ108からECGタイムスタンプまたは呼吸波形タイムスタンプを受信する。例えば、ECGまたは呼吸データの各データサンプルは、時計からもたらされたタイムスタンプを用いて記録された時間であり得る。

30

【0038】

一局面において、受信サブシステム120は、制御サブシステム127および画像構築サブシステム129に連結される。画像構築サブシステム129は制御サブシステム127によって命令される。超音波システム131は、超音波プローブ112に超音波データを送受信し、画像システム100の動作パラメータを制御するためのインターフェースをユーザに提供し、被検体102の組織および/または生理機能を表す静止画および動画を構成するために適したデータを処理する。画像は、ディスプレイ116によってユーザに提示される。

40

【0039】

超音波システム131の人間機械インターフェース136は、ユーザからの入力を受け取り、超音波プローブ112の動作を制御するように、そのような入力を変換する。人間機械インターフェース136はまた、ディスプレイ116によって、ユーザに処理された画像およびデータを提示する。人間機械インターフェース136を使用して、ユーザはカラーボックス144を定義し得、該カラーボックス144は、画像データ110が被検体102から収集されるエリアを表す。カラーボックス144は、超音波トランスデューサ150が超音波信号を送受信するエリアを定義する。ソフトウェア123は、呼吸分析ソ

50

フトウェア 1 4 2 およびトランスデューサローカライズソフトウェア 1 4 6 と協働し、かつ、画像構築サブシステム 1 2 9 と協働して、受信サブシステム 1 2 0 によって創り出された電気信号を処理することにより、被検体 1 0 2 の呼吸波形に対応する超音波画像を創り出す。

【 0 0 4 0 】

人間機械インターフェース 1 3 6 を使用して、ユーザはまた、被検体の組織または組織の部分内の脈管構造の 3 D による視覚化のために、被検体の組織または組織の部分を定義し得る。例えば、ユーザは、画像化される組織が位置する領域に関する、全体的なサイズ、形状、深さ、および他の特性を定義し得る。これらのパラメータは、人間機械インターフェース 1 3 6 において、超音波システム 1 3 1 に入力され得る。ユーザはまた、生成される 2 D 超音波スライスの数および各 2 D スライス間の間隔のような他の画像化パラメータを選択または定義し得る。これらの入力パラメータを使用して、モータ制御ソフトウェア 1 5 6 は、定義された組織または被検体の組織の部分に沿った、3 D モータ 1 5 4 および超音波プローブ 1 1 2 の動きを制御する。さらに、生成される 2 D スライスの間の離れおよび絶対数に基づいて、自動セグメント化ソフトウェア 1 6 0 および 3 D 再構築ソフトウェア 1 6 2 は、組織または組織の部分の 3 D 体積を再構築し得る。組織または組織の一部の脈管質の割合は、以下で記述されるように、3 D 再構築ソフトウェア 1 6 2 またはシステムソフトウェア 1 2 3 によって決定され得る。

【 0 0 4 1 】

図 2 は、被検体 1 0 2 からの例示的な呼吸波形 2 0 0 を示し、x 軸は、時間をミリ秒 (m s) で表し、y 軸は、電圧をミリボルト (m V) で表す。一般的な呼吸波形 2 0 0 は、複数のピークまたは平坦部 2 0 2 を含み、その 1 つが被検体の各呼吸周期となる。図 2 に示されているように、参照線 2 0 4 が呼吸波形 2 0 2 上に挿入され得る。参照線 2 0 4 を上回る呼吸波形 2 0 0 の部分が、ピークまたは平坦部 2 0 2 であり、概ね、呼吸による患者の動きが実質的に停止した期間、すなわち、「静止した」または「動きのない」期間を表す。「実質的に停止した」によって意味することは、そうでなければ被検体の呼吸動作により獲得された画像に生じる人為結果および不正確性を減少させるため、ドップラー超音波データの収集が望ましい地点において、呼吸による患者の動きが停止したことを当業者は理解する。

【 0 0 4 2 】

理解されるべきは、呼吸データを獲得するために使用される記録装置およびデジタル化された信号を分析するために使用されるアルゴリズムの方法に基づいても、静止している期間は、検出された信号の位置と完全には一致しないこともあり得ることである。従って、一般的には、使用される機器および検出方法と動物の組織に依存するタイムオフセットが使用され得る。例えば、フットパッドの筋抵抗を使用する 1 つの例示的な記録技術において、静止している期間は抵抗に関する検出されたピークのすぐ後に開始する。呼吸信号に関する実際の位置の決定は、獲得方法に関係なく、実際の動物の動きに対する信号の観察による比較、および実行された信号分析が呼吸動作のそれぞれの開始および停止の位置を記述するイベントを生成し得るように適切な補正を選択することによって決定され得ることが考えられている。

【 0 0 4 3 】

呼吸による被検体の動きは、呼吸周期の間に約 1 0 0 ~ 2 0 0 0 ミリ秒の期間、実質的に停止する。呼吸による被検体の動きが実質的に停止する間の被検体の呼吸周期の期間は、動物の種類、体温、体の大きさ、または麻酔レベルを含むいくつかの要因に従って変化し得る。ピーク 2 0 2 を含む呼吸波形 2 0 0 は、呼吸検出ソフトウェア 1 4 0 によって、E C G 電極 1 0 4 によって配信される電気信号から決定され得、該 E C G 電極は、呼吸時の筋抵抗を検出し得る。例えば、筋抵抗は電極を被検体のフットパッドに適用することによって検出され得る。

【 0 0 4 4 】

フットパッド内の筋抵抗に関する変化を検出することによって、呼吸検出ソフトウェア

10

20

30

40

50

140は呼吸波形200を生成し得る。従って、被検体の呼吸周期の間の変動が検出され得、呼吸による患者の動きが実質的に停止した呼吸周期の適切な期間に、超音波データが獲得され得る。例えば、ドップラーサンプルは動きが実質的に停止する約100～600ミリ秒の期間に捕捉され得る。呼吸波形200はまた、被検体の下に配置される空気式クッション（図示せず）によって配信される信号から、呼吸検出ソフトウェア140によって決定され得る。被検体の呼吸から信号を生成する空気式クッションの使用は、当該分野において公知である。

【0045】

図3は、例示的なカラーボックス144を有する、超音波画像化システム131の例示的なディスプレイ116を示す。画像300は、ディスプレイ116上に表示されている画像を表す。カラーボックス144は画像300内に画定される。カラーボックス144は、ディスプレイ116上の超音波画像300のエリアを表しており、該エリアは、超音波データが超音波プローブ112によって収集される患者の組織の部分に対応している。当業者には理解されているように、複数のカラーボックス144がまた、ディスプレイ上に同時に、または異なるときに定義され得、そのような複数のカラーボックス144は、記述された方法で使用され得る。

【0046】

カラーボックス144によって取り囲まれているエリアは、人間機械インターフェース136を介してユーザによって定義され得るか、または視野（FOV）のような所望の所定の画像サイズに基づいて自動的または半自動的に構成され得る。このようにして、カラーボックス144は、データが捕捉され、ディスプレイ116上に描かれるエリアを表している。画像データ110は、カラーボックス144内で超音波プローブ112のトランスデューサ150を記録することによって、カラーボックス144内で収集される。超音波トランスデューサ150は、単一素子の走査型トランスデューサであり得る。超音波トランスデューサ150は、画定されたカラーボックス144に対応する組織上のどこにでも配置され得る。トランスデューサローカライズソフトウェア146は、カラーボックス144内の任意の画定された位置にトランスデューサ150をローカライズするために使用され得る。

【0047】

トランスデューサ150の最初の位置は、超音波エネルギーおよびデータを送受信するための開始地点を定義し得る。従って、1つの例において、トランスデューサ150は、カラーボックス144の左側302に配置され得、カラーボックスの左側において開始している超音波エネルギーおよびデータが送受信され得る。同様に、カラーボックス144の任意の部分が、超音波エネルギーおよびデータの送受信の終了地点として定義され得る。例えば、カラーボックス144の右側304が、超音波エネルギーおよびデータの送受信の終了地点として定義され得る。超音波エネルギーおよびデータは、カラーボックスの開始および終了の地点の間の任意の地点および任意のときに送受信され得る。従って、本発明の一局において、ユーザは、カラーボックス144の左側302を開始地点として定義し、同じカラーボックス144の右側304を終了地点として定義し得る。この例において、超音波エネルギーおよびデータは、カラーボックス144の左側の間の任意の地点および任意のときに送受信され得、カラーボックス144の右側304に向けて移動する。さらに、カラーボックス144の任意の側または任意の領域が、開始地点として定義され得、カラーボックス144の任意の側または任意の領域が、終了地点として定義され得るということは当業者には明らかである。

【0048】

当業者によって理解されるべきは、機械的に配置されているトランスデューサを使用する動きに関する言及の全ては、アレイベースのシステムにおけるビームフォーマの適切な構成にも等しく適用可能であり、本明細書に記述されているこれらの方法は、両方のシステムに適用可能であるということである。例えば、トランスデューサが開始地点に配置されるべきであるという言及は、アレイビームフォーマが開始地点において超音波エコーを

10

20

30

40

50

受信するように構成されるという言及と同一である。

【0049】

図4は、例示的な画像システム100または例示的なアレイシステム1300を使用して、1つ以上の2D超音波画像スライス(図7A、B)を生成する例示的な方法を図示している流れ図である。当業者には明らかであるように、かつ、上記の教示に基づいて、記述される方法は、代替の例示的な画像化システムを使用して実行され得る。

【0050】

開始点402において、単一素子のトランスデューサ150またはアレイトランスデューサ1304は、被検体102に近接して配置される。ブロック404において、被検体102からの呼吸波形200は、呼吸検出ソフトウェア140によって捕捉される。一局面において、呼吸波形200は、オペレータ選択の周波数において継続的に捕捉される。例えば、呼吸波形は、8000Hzにおいて継続的にデジタル化され得る。ブロック406において、いったん、トランスデューサ150が被検体102に近接して配置されると、トランスデューサは、カラーボックス144内の開始位置に配置される。一実施形態において、カラーボックスがディスプレイ116上で見られるときに、トランスデューサはカラーボックス144の左側302に配置される。しかしながら、カラーボックスの任意の側または任意の領域が開始地点として定義され得、カラーボックスの任意の側または任意の領域が終了地点として定義され得る。

【0051】

ステップ408において、呼吸分析ソフトウェア142は、捕捉されたサンプルが呼吸波形200の静止している期間202の開始を表すかどうかを決定する。静止しているか、または動作していない期間が開始する時点は、必ずしも呼吸波形の「ピーク」ではなく、また、静止している期間に対応する波形の時点は、呼吸波形を獲得するために使用される方法のタイプに依存し得るということを当業者は理解する。継続的に捕捉される呼吸波形200の捕捉されたサンプルは、選択されたサンプリング周波数によって定義されている時点における捕捉された呼吸波形200の値を表す。被検体の呼吸波形100の特定の時点202において、呼吸による被検体の動きは実質的に停止している。これが画像データを捕捉するために所望されるときである。上記のように、機械的動作型トランスデューサまたはアレイトランスデューサが、超音波データの収集のために使用され得る。

【0052】

カラーフローまたはパワードップラー走査の開始に先立ち、トランスデューサは、カラーボックスによって定義される開始地点に配置され得る。ブロック410において、呼吸分析ソフトウェア142が、被検体102が呼吸周期の静止している期間202の開始を表す時点に在るということを決定する場合に、ソフトウェア123の制御下にある送信サブシステム118は、トランスデューサ150に動作を開始させる。ブロック406において捕捉されたサンプルが、被検体の呼吸周期の「ピーク」202を表さない場合に、呼吸検出ソフトウェア142は、呼吸のピーク202に関して監視することを続ける。

【0053】

ブロック412において、トランスデューサは走査を開始し、超音波データが獲得される。機械走査型トランスデューサシステムに関して、機械走査型トランスデューサシステムが、呼吸周期の開始から終了までの全走査を完了するように、動作のスピードは設定され得る。ブロック414において、フレームの完成が調査される。フレームの完成が生じない場合には、プロセスはブロック412に戻り、走査が継続する。フレームの完成が生じた場合には、走査は停止し、データが処理され、表示がブロック416で更新される。表示が更新された後に、ブロック418において、システムソフトウェアは、画像を消去するユーザの要求を点検する。ブロック420において、画像消去要求が生じた場合には、画像化は停止する。ブロック418において、画像消去要求が行われなかった場合には、プロセスはブロック406に戻る。

【0054】

超音波サンプルが捕捉される間の期間は、被検体の呼吸周期に従って変化し得る。例え

ば、超音波サンプルは、約 200 ~ 約 2000 ミリ秒の持続期間の間に収集され得る。超音波 I および Q のデータが、ドップラー獲得のために、被検体の呼吸周期における動きのない期間に捕捉され得る。包絡線データが B モードのために獲得され得る。例えば、200 ミリ秒が、被検体 102 が呼吸周期 200 における実質的に静止している期間にあり得る期間の推定値である。この実質的に静止している期間が、超音波サンプルが収集される期間である。

【0055】

図 5 は、例示的な画像化システム 100 またはアレイシステム 1300 を使用して画像を生成する代替の方法を示す流れ図 500 である。当業者には明らかであるように、かつ、上記の教示に基づいて、記述されている方法は、代替の例示的な画像化システムを使用して実行され得る。方法 500 は方法 400 と同じハードウェアを使用し、記述された様式および本明細書において記述された方法論に従ってプログラムされた、呼吸分析ソフトウェア 142 とトランスデューサをローカライズするソフトウェア 146 とを使用し得る。流れ図 400 で概略的に述べられた方法と同様に、トランスデューサはカラーボックス 144 の左側 302 に配置され得る。また、アレイベースのシステムの場合に、ビームフォーマはカラーボックスの左側から走査を開始するように構成され得る。カラーボックスの任意の側または任意の領域が開始地点として定義され得、カラーボックスの任意の側または任意の領域が終了地点として定義され得るとことは当業者には明らかである。

【0056】

ブロック 504 において、トランスデューサは、カラーボックスの左側 302 に配置される。ブロック 506 において、呼吸波形が捕捉される。捕捉された超音波線と呼吸波形との間に既知の時間記録が存在するように、呼吸波形はタイムスタンプされ得る。この形式の走査は、呼吸波形の時間記録を含む。先のフレームが終了するとすぐに、新たなフレームが開始され得る。従って、呼吸波形とフレームの波形とは同時発生ではないことがあり得る。最大レベルの呼吸動作が生じる期間の間に、動作の期間は、呼吸分析ソフトウェアを使用して、呼吸波形から決定される。この期間に獲得されるデータは、呼吸動作によって歪められることが想定されており、「有効ではない」データと呼ばれている。呼吸周期の静止している状態の間に獲得されたデータは、「有効な」データと呼ばれている。様々な例示的な局面において、確実ではないデータは、先のフレームの間に獲得されたものと同じ領域からの正確なデータ、または平均化あるいはパーシステンスの方法を使用して、先のフレームの間に獲得された正確なデータを処理することによって取得されたデータと置き換えられ得る。

【0057】

ブロック 508 において、ソフトウェア 123 は、トランスデューサがカラーボックスの右側へ移動することを開始させ、カラーボックスの完全な走査を実行する。

【0058】

機械動作型トランスデューサ 150 またはアレイトランスデューサ 1304 が超音波データの収集のために使用され得るとことが考えられている。ブロック 510 において、超音波データが、カラーボックス 508 を横切る全走査または変換のために捕捉される。ブロック 512 において、データは、B モードデータおよびドップラーデータを備えている最初のデータフレームを生成するために処理される。ブロック 514 において、呼吸波形は、「消去された期間」を決定するために処理され、該「消去された期間」は被検体の大きな呼吸動作が存在する期間に対応しており、「消去された期間」の間に生じる、フレーム内の画像線の領域は、タイムスタンプ情報から決定される。「消去された期間」に獲得されるこれらの線は表示されない。その代わりに、消去された領域における線は充填される。消去された領域を充填するために使用される様々な方法が存在する。例えば、先に獲得されたフレームはメモリ内のバッファに格納され得、映像処理ソフトウェアは、消去された線に対応する、先に獲得されたフレームからの線を表示し得る。従って、ブロック 516 において、先のデータフレームからのデータは、ブロック 514 において消去されたエリアを充填するために使用され得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

例示的な局面において、図 5 で概略的に述べられた超音波画像を生成するプロセスは、被検体の呼吸波形を監視することと、呼吸波形の少なくとも 1 つのピークの期間および少なくとも 1 つのピークではない期間を検出することとを包含する。この局面において、各ピークの期間は、呼吸によって生じる被検体の体の動きが実質的に停止したときに対応し、各ピークではない期間は、被検体の体が呼吸により動くときに対応している。プロセスは、少なくとも 20 メガヘルツ (MHz) の周波数の超音波を生成することと、少なくとも 20 メガヘルツ (MHz) の周波数の超音波を被検体に送信することと、被検体の呼吸波形の少なくとも 1 つのピークの期間の間および被検体の呼吸波形の少なくとも 1 つのピークではない期間の間の超音波データを獲得することとをさらに備えている。例示的な局面において、生成するステップと、送信するステップと、獲得するステップとは、第 1 の走査線の位置から n 番目走査線の位置まで追加的に繰り返される。

10

【 0 0 6 0 】

この例において、受信された超音波データは、B モードおよびドップラーのデータを備えている最初のデータフレームを形成するようにコンパイルされる。被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信されるデータを備えている最初のデータフレームの少なくとも一部分は、最終的なデータフレームを生成するために識別され、処理される。この局面において、最終的なデータフレームは、呼吸波形の追加のピークの期間に受信されたデータからコンパイルされる。

20

【 0 0 6 1 】

この例の局面において、処理ステップは、被検体の呼吸波形のピークではない期間に受信された最初のデータフレームからデータ、すなわち、「有効ではない」データを取り除くことにより、少なくとも 1 つの消去されたセクションを有する部分的に消去されたデータフレームを生成することと、別の最初のデータフレームからの被検体の呼吸波形のピークの間に受信されるデータ、すなわち「有効な」データを、部分的に消去されたデータフレームの少なくとも 1 つの消去された領域の代わりに置くことにより、超音波画像を生成することとを備えている。被検体の呼吸波形のピークの間に受信された、代わりに置かれるデータは、部分的に消去された画像の部分的に消去された領域の消去された領域に空間的に対応するデータフレームの領域からのものであり得る。例えば、トランスデューサの円弧に沿った特定の位置で取られる線は、トランスデューサの円弧に沿った同じ位置で取られる第 2 の線に空間的に対応する。そのような対応する線、線の群または領域は、呼吸による動きが実質的に停止している間、または呼吸による動きが存在している間に取り得る。呼吸による動物の動きが実質的に停止している期間に取り得る領域は、呼吸による動物の動きが実質的に停止されていない間に取り得る対応する領域の代わりに置くために使用され得る。

30

【 0 0 6 2 】

一局面において、パーシステンスがカラーフローの画像データに加えられ得る。当業者が理解しているように、パーシステンスは、直近に獲得されたフレーム内の各空間的な位置からの情報が、アルゴリズムに従って、先のフレームからの対応する空間的な位置からの情報に結合されるプロセスである。一局面において、パーシステンス処理は走査コンバータソフトウェアユニット内で生じ得る。処理され得る例示的なパーシステンスアルゴリズムは、以下のとおりである：

40

$$Y(n) = \alpha Y(n-1) + (1 - \alpha) X(n)$$

であり、 $Y(n)$ は表示される出力値であり、 $X(n)$ は直近に獲得されたパワードップラーサンプルであり、 $Y(n-1)$ は先のフレームに由来する出力値であり、 α はパーシステンスの程度を決定する係数である。直近に獲得された画像フレームにおける有効ではないか、または消去された領域があるときに、パーシステンスはフレーム全体に加えられ得、有効ではない線は値 0 が与えられる。各ドップラーフレームのフレームの開始は呼吸波形と同一ではないということを考えると、有効ではない期間は各フレーム内で様々なときに生じる。

50

【 0 0 6 3 】

有効ではないか、または消去された領域を処理する別の例示的な方法は、線から線のペースでパースシステムを実装することである。有効な値を有する線に関しては、パースシステムは上記のように実装される。有効ではない領域内にあると決定される線に関しては、パースシステム動作は停止される。従って、上記の等式において、 $X(n)$ を0に設定し、 $Y(n)$ を計算する代わりに、 $Y(n)$ が $Y(n-1)$ に等しいように設定される。

【 0 0 6 4 】

ブロック518において、処理を停止するかどうか決定される。一局面において、トランスデューサの位置がカラーボックス144の停止位置に接するか、またはそれを越えるときに、処理を停止する条件は満たされる。代替的な局面において、オペレータが停止命令を出すまで、処理が継続し得る。ブロック518において、処理が完了していないことが決定される場合には、トランスデューサは、カラーボックスの左側302に再配置される。ブロック518において、処理が終了したことが決定される場合には、処理はブロック520で完了する。ブロック514および516において記述された消去処理は、任意的なものである。一部の場合、例えば、トランスデューサが組織を横切って動く割合が高い場合に、全データセットは呼吸イベントが生じることなく獲得され得る。これらの場合に、画像またはフレームの消去は実行されない。

【 0 0 6 5 】

図6は、画像化システム100を使用して、1つ以上の2D画像スライス(図7A、B)を生成するための第3の例示的な実施形態600を示している流れ図である。当業者には明らかであるように、かつ、上記の教示に基づいて、記述された方法は、代替の例示的な画像化システムを使用して実行され得る。この方法において、トランスデューサ150は、呼吸周期毎に一回動かされる。機械走査型トランスデューサは超音波データの収集のために使用され得る。従って、この方法において、呼吸による被検体の動きが実質的に停止したときに、データの線が捕捉される。いったん、この実質的に動きのない期間が終了すると、被検体が再び静止する被検体の次の呼吸周期に、トランスデューサは画像データを再捕捉する。従って、被検体を実質的に静止しているときに、データの線が呼吸周期毎に捕捉される。

【 0 0 6 6 】

方法600は、ブロック602で開始する。ブロック604において、トランスデューサはカラーボックス144の開始地点に配置される。一例において、カラーボックス144の左側302はトランスデューサのための開始地点として定義され、右側304は終了地点として定義され得る。ブロック606において、呼吸波形は、ECG電極104および呼吸検出ソフトウェア140を使用して、被検体から捕捉される。ブロック608において、呼吸分析ソフトウェア142は、呼吸波形を分析し、超音波システム131に呼吸のピーク202を待つように命令する。

【 0 0 6 7 】

ブロック610において、ドップラーサンプルは、ブロック608において検出された呼吸のピークの後の約100~2000ミリ秒の呼吸波形のなだらかなときに捕捉される。なだらかな期間は被検体の呼吸の期間に依存する。例えば、マウスに関しては、なだらかな期間は約100~2000ミリ秒であり得る。ドップラーIおよびQのデータは、動物の呼吸周期のなだらかな期間に捕捉され得る。ブロック612において、捕捉された超音波ドップラーデータは、超音波システム131によって処理され、ブロック614において、ステップモータがカラーボックス144を通してわずかな距離だけトランスデューサを動かす。ブロック616において、トランスデューサがカラーボックス144の端304にあるかどうか決定される。トランスデューサがカラーボックス144の端304にないことが決定される場合には、ドップラーデータの線が、呼吸波形のピーク202の間で捕捉される。トランスデューサがカラーボックスの右端304にあることが決定される場合には、ブロック618において、処理を停止するかどうか決定される。トランスデューサがカラーボックスの右側の端304にある場合には、処理は停止される。トラン

10

20

30

40

50

スデューサがカラーボックスの右端 3 0 4 にないので、処理が終了されていないことが決定される場合には、トランスデューサはカラーボックスの開始位置または左側 3 0 2 に再配置される。

【 0 0 6 8 】

図 7 A および図 7 B は、上記の方法を使用して生成される複数の 2 D 画像スライスを使用する超音波による画像化の方法を描いている概略図である。図 7 A に示されているように、超音波プローブ 1 1 2 は、超音波エネルギーの「線」 7 0 6 を投影する方向 7 0 2 に向けて超音波信号を送信する。超音波プローブ 1 1 2 が旋回し、および / またはプローブ内の機械走査型トランスデューサが円弧 7 0 4 に沿って走査し、円弧に沿った位置に由来する超音波エネルギーの線 7 0 6 を伝達する。このようにして、トランスデューサが円弧 7 0 4 に沿って動くに従い、トランスデューサは 2 次元 (2 D) の平面または「スライス」 7 1 0 を画像化する。あるいは、アレイが使用される場合には、超音波ビームが、電子的手段によるステアリングまたは変換によって 2 D 面を横切って走査され、2 D 「スライス」を画像化する。

10

【 0 0 6 9 】

2 D スライスは、単一の 2 D 面から獲得されたデータのセットであると考えられており、該 2 D 面の全体を通して、超音波ビームが一回以上走査または変換される。データのセットは、B モードデータの 1 つ以上のフレームおよびカラーフロードップラーデータの 1 つ以上のフレームから構成され得、フレームは超音波ビームの単一の走査または変換の間に獲得されるデータであると考えられている。

20

【 0 0 7 0 】

図 7 B は、円弧 7 0 4 の中間地点において投影されるエネルギーの線 7 0 6 に対して実質的に急激に傾斜している軸 (A) を図示している。超音波プローブは、軸 (A) に沿って動かされ得る。軸 (A) に沿って超音波プローブ 1 1 2 を動かすために、画像化システム 1 0 0 は「 3 D 」モータ 1 5 4 を使用しており、該 3 D モータ 1 5 4 は、モータ制御サブシステム 1 5 8 から入力を受信する。モータ 1 5 4 は、超音波プローブ 1 1 2 に取り付けられ得、軸 (A) に沿って前方 (f) または後方 (r) に超音波プローブ 1 1 2 を動かすことが可能である。第 1 の 2 D スライス 7 1 0 が生成された後に、超音波プローブ 1 1 2 は、一般的には、軸 (A) に沿って動かされる。軸 (A) に沿って超音波プローブを動かすことにより、複数の画像スライスが生成され得るように、画像化システム 1 0 0 またはアレイシステム 1 3 0 0 は、2 0 0 5 年 2 月 7 日出願の「 Integrated Multi-rail Imaging System」と題される米国特許出願第 1 1 / 0 5 3 , 7 4 8 号に記述されているような一体型マルチレール画像化システムをさらに備え得、該出願は本明細書においてその全体が援用される。

30

【 0 0 7 1 】

図 8 は、第 1 の 2 D スライス 7 1 0 が位置 X_n において生成され得ることを示している概略図である。さらに、少なくとも 1 つの次のスライス 8 0 4 が、位置 X_{n+1} において生成され得る。さらなるスライスが、位置 X_{n+2} (8 0 6)、 X_{n+3} (8 0 8) および X_{n+z} (8 1 0) において生成され得る。呼吸による被検体の動きが実質的に停止している間に、2 D スライスのうちの任意のものが、上記の方法を使用して生成され得る。

40

【 0 0 7 2 】

適切なときに軸 (A) に沿って超音波プローブ 1 1 2 を動かすために、モータ制御サブシステム 1 5 8 は制御サブシステム 1 2 7 から信号を受信し、該制御サブシステム 1 2 7 は、プロセッサ 1 3 4 を介して、3 D モータ 1 5 4 の動きを制御する。モータ制御サブシステム 1 5 8 は、モータ制御ソフトウェア 1 5 6 から命令を受信し得、該命令は、超音波システム 1 3 1 がプローブ 1 1 2 の走査が完了し、スライスが生成されるとき、および次の位置にある次のスライスの獲得のために次の位置に、軸 (A) に沿って超音波プローブ 1 1 2 を動かすときを決定することを可能にする。システム 1 3 0 0 のような例示的なシステムが使用され得る。アレイトランスデューサまたはアレイトランスデューサを備えているプローブを軸 (A) に沿って動かすために、モータが使用され得る。それと同様に、

50

単一素子のトランスデューサシステムに関しては、システムは、スライスがアレイを用いて取られるとき、およびトランスデューサまたはトランスデューサを備えているプローブを軸(A)に沿って次の位置に動かすときを決定し得る。

【0073】

モータ制御ソフトウェア156はまた、モータに、各位置 X_n の間で軸(A)に沿って所与の距離だけ超音波プローブ112を動かしており、該各位置 X_n において、超音波が2Dスライスを生成するために送受信される。例えば、モータ制御ソフトウェア156は、3Dモータ154に、生成された各2Dスライスの間で軸(A)に沿って約50ミクロン(μm)だけ超音波プローブ112を動かす。しかしながら、各2Dスライス間の距離は変更され得、50 μm に限定されない。例えば、各スライス間の距離は、約1.0 μm 、5 μm 、10 μm 、50 μm 、100 μm 、500 μm 、1000 μm 、10,000 μm 以上であり得る。

10

【0074】

上に記述されたように、生成されたスライスの数および各スライス間の距離は、ユーザによって定義され得、人間機械インターフェース136において入力され得る。一般的には、3Dモータ156はレールシステム902(図9)に取り付けられており、該レールシステム902は、モータ154および超音波プローブ112が軸(A)に沿って動くことを可能にする。一局面において、3Dモータ154は超音波プローブ112とレールシステム902との両方に取り付けられる。

20

【0075】

いったん超音波プローブ112が軸(A)上の次の位置に移動されると、位置 X_{n+1} における次の2Dスライス804は、円弧704と同様な円弧に沿っているが、軸(A)に沿った新たな位置で、トランスデューサ150から超音波エネルギーの線を投影することによって生成され得る。いったん2Dスライス804が生成されると、超音波プローブ112は、軸(A)に沿って再び動かされ得、位置 X_{n+2} における次のスライス806が生成され得る。呼吸による被検体の動きが実質的に停止している間に、各2Dスライスは上で記述された方法を使用して生成され得る。生成される各スライスは、軸(A)に沿った前方(f)または後方(r)へのプローブの動きによって追跡され得る。

【0076】

2D超音波画像スライスを生成し、プローブ112を動かす手順が所望される回数だけ繰り返され得る。例えば、超音波プローブ112が3回動かされ得ることにより、位置 X_{n+3} における第4の超音波画像スライス808が生成され得、またはプローブが z 回動かされ得ることにより、位置 X_{n+z} におけるスライス810が生成され得る。手順が繰り返される回数は、サイズ、組織のタイプおよび脈管質を含む画像化される組織の特性に依存する。そのような要因が当業者によって評価され得ることにより、取得される2Dスライス数を決定する。

30

【0077】

画像化される組織または組織部分の全体を通る各2次元スライスは、概して、2つの主要な領域を備えている。第1の領域は血液が流れる組織のエリアである。第2の領域は血液が流れない組織のエリアである。画像化される組織が腫瘍である場合には、第2の領域は、概して、実質組織および腫瘍の支持的なストーマを備えており、第1の領域は腫瘍の脈管構造を通る血流を備えている。組織(すなわち、腫瘍)の脈管質は、血流を定量化することによって決定され得る。

40

【0078】

少なくとも2つの2Dスライスが結合され得ることにより、3次元(3D)体積の画像を形成する。2Dスライスが既知の距離、例えば50 μm だけ離れているので、3D再構築ソフトウェア162は、少なくとも2つの2次元スライスを再構築することによって既知の3D体積を作り得る。

【0079】

図10は、少なくとも2つの2D画像スライスを結合することによって生成される例示

50

的な3D体積1000を示す概略図である。3D体積1000は、脈管構造またはその部分の体積を備えている。組織の体積の境界は、組織またはその部分の3次元体積を再構築するように定義され得る。境界は自動セグメント化ソフトウェア160を使用する自動セグメント化プロセスによって定義され得る。自動セグメント化ソフトウェア160(Robarts Research Institute、London、Ontario、Canada)、および自動セグメント化ソフトウェア150を使用し、組織の境界を決定する方法は、当該分野において公知である。概して、自動セグメント化ソフトウェア160は、グレースケールの輪郭に従い、腫瘍のような組織の表面エリアと体積を生成する。この自動選択された領域は、あるいは、オペレータによって手動で選択され、および/またはさらに精密にされ得るということが考えられる。当該分野において公知である同じまたは代替のソフトウェアが、境界が定義された後に、組織またはその部分の3次元体積を再構築するために使用され得る。以下で記述されるような3D画素に関する続く決定および分析が、定義または再構築された組織体積内の3D画素上で実行され得る。

【0080】

複数の2Dスライスが、3D体積1000を生成するために結合されるので、3D体積は、2Dスライスと同じ2つの主要な領域を備えている。第1の領域1004は画像化された組織またはその部分内で血液が流れる領域であり、該画像化された組織またはその部分はカラーフロードップラー画像として表示され得る。第2の領域1006は画像化された組織またはその部分内で血液が流れない領域である。

【0081】

いったん3D体積1000が生成されると、3D画素1002が、3D再構築ソフトウェア162および当該分野において公知の方法を使用して、3D体積内に重ねられ得る。3D画素1002は、3D画像の最小の区別可能な立体表示である。3D体積1000の全体積は、多数の3D画素1002に分割され得、各3D画素は既知の体積を有する。3D画素の合計数は3D再構築ソフトウェア162によって決定され得る。

【0082】

3D体積1000が3D画素1002に分割されるときに、各3D画素はカラーデータに関して3D再構築ソフトウェア162によって分析され、該カラーデータは血流を表している。1つの例示的な局面において、パワードップラーは血流のパワーをグレースケールのBモード画像に対する色として表し得る。例えば、超音波システムが流体または血液の流れを赤色として表示する場合に、各赤い3D画素は血液が流れている3D体積の部分を表す。

【0083】

組織内の各色を付けられた3D画素が数えられ、色を付けられた3D画素の合計数(N_v)は3D再構築ソフトウェア162によって決定される。閾値弁別器は色を付けられた3D画素が有効な流れを有するとして定量化するかどうかを決定するために使用され得る。閾値はドップラー信号のノイズフロアの分析に基づいて、自動的に決定され得るか、または自動的に計算され得る。閾値はまた、ユーザが調節可能なパラメータであり得る。3D再構築ソフトウェア162は3D画素の既知の体積(V_v)に N_v を乗算することにより、全3D体積内の組織の脈管質の全体積の推定値(TV_{VAS})を提供する。従って、 $TV_{VAS} = N_v * V_v$ となる。脈管質の全体積が血管によって占められている空間的な体積の推定値として処理され得、該血管に、パワードップラー処理によって検出可能である血流が存在する。次に、3D再構築ソフトウェア162は、組織の全体積(TV_s)で TV_{VAS} を除算することによって、腫瘍を含む組織の脈管質の割合を計算する。組織の全体積は、各3D画素の体積(V_v)で組織内の3D画素の合計数を乗算することによって計算され得る。従って、 $TV_s = N_s * V_v$ となり、脈管質の割合 = $(N_v * V_v) / (N_s * V_v)$ である。項 V_v は相殺できるので、脈管質の割合 = (N_v / N_s) であるということが分かる。

【0084】

従って、本明細書において提供されるものは、脈管構造またはその部分の脈管質の割合

を決定するための方法である。該方法は、超音波による画像化を使用して、組織全体の体積 (TV_S)、および組織またはその部分の脈管質全体の体積 (TV_{VAS}) を決定することを包含する。該方法は、 TV_S に対する TV_{VAS} の比率を決定することをさらに包含し、 TV_S に対する TV_{VAS} の比率は、組織またはその部分の脈管質の割合を提供する。

【0085】

一局面において、組織またはその部分の TV_S が、組織またはその部分を通して取られた複数の 2 次元超音波スライスを生成することによって決定される。各スライスはスライスの面に対して実質的に垂直な軸に沿った位置において取られ得、各スライスは軸に沿って既知の距離だけ離されている。B モードデータが各スライスの位置において捕捉され、組織またはその部分の 3 次元体積が、2 つ以上のスライスの位置において捕捉された B モードデータから再構築され、 TV_S は、再構築された 3 次元体積から決定される。組織の 3 次元体積の決定は、本明細書において記述されているような自動または半自動処理を使用して表面の輪郭または境界を最初に決定することを包含し得る。

【0086】

組織またはその部分の TV_{VAS} は、各スライスの位置においてドップラーデータを捕捉することによって決定され得る。ドップラーデータは組織またはその部分内の血流を表す。捕捉されたドップラーデータを備えている再構築された 3 次元体積内の 3 D 画素の数が定量化され、ドップラーデータを備えている 3 D 画素の数が 3 D 画素の体積で乗算されることにより、 TV_{VAS} を決定する。スライスはドップラーデータの 1 つ以上のフレームを含み得るので、スライス内のフレームの平均化またはスライス内のフレームへのパーシステンスの適用が、ドップラーデータの信号対ノイズ比を改善するために使用され得る。

【0087】

代替の実装において、3 D 画素のパワードップラー信号の大きさは、3 D 体積内の全血流に比例する値を計算するために使用され得る。この実装において、3 D 再構築ソフトウェア 162 は、画像内の各 3 D 画素のパワードップラー信号の大きさ (P_V) を合計する。合計に先立ち、パラメータ P_V はパラメータ K_V で乗算され得る。従って、 $TP = \sum P_V * K_V$ であり、合計は血流を含んでいる 3 D 画素の数に対して実行される。閾値弁別器は有効な血流を定量化するために使用され得る。パワードップラー信号の大きさはサンプル体積内の赤血球の数に比例するので、 TP は脈管構造の体積の相対的な尺度となる。パラメータ K_V は各 3 D 画素の体積に比例し得る。信号強度における変動のための補償がまた K_V に組み込まれ得る。深度による信号強度における変動は、組織の減衰から、または超音波ビームの強度に関する軸方向の変動から生じ得る。 K_V は特定の 3 D 画素に補正因子を提供し得る。補正因子は、組織の衰弱による信号強度における深度依存の変動、および超音波ビームの軸方向の強度における変動のような影響に対する補償を提供する。

【0088】

TV_S は自動セグメント化ソフトウェア 160 を使用する自動セグメント化プロセスによって決定され得る。自動セグメント化ソフトウェア 160 (Robarts Research Institute, London, Ontario, Canada)、および自動セグメント化ソフトウェア 150 を使用し、組織の全体積 (TV_S) を決定する方法は、当該分野において公知である。概して、自動セグメント化ソフトウェア 160 は、グレースケールの輪郭に従い、腫瘍のような組織の表面エリアと体積を生成する。この自動選択された領域は、あるいは、オペレータによって手動で選択され、および / またはさらに精密にされ得るということが考えられる。

【0089】

図 11 は、例示的な画像化システム 100 を使用して超音波画像を生成する例示的な方法 1100 を示しているブロック図である。ブロック 1102 において、関心の組織が定義される。組織は人間機械インターフェース 136 においてユーザによって定義され得る。一実施形態において、定義される組織は、小動物の被検体内に位置付けされ得る腫瘍ま

たはその部分である。全体を通して使用されるように、組織は被検体内の任意の組織またはその部分を意味し、該組織またはその部分はその中を通る血流を有する。組織はまた被検体内の全腫瘍またはその腫瘍部分であり得る。組織はまた、臓器あるいは組織、またはその臓器あるいは組織の任意の部分であり得、その中を通る血流を有する。組織は、一般的には、被検体内に位置付けられる。ソフトウェアは関心の組織を定義するために使用され得る。例えば、自動セグメント化ソフトウェア 160 が関心の組織を定義するために使用され得る。さらに、限定するわけではないが、超音波、放射線、CT スキャン、OCT スキャン、MRI スキャン、および健康診断を含む画像化様式が、記述された方法を使用する画像化のために、所望の組織を定義するために使用され得る。

【0090】

ブロック 1104 において、単一素子のトランスデューサ 150 は、被検体 102 に近接して配置され、超音波プローブ 112 は最初の位置に配置されている。この位置は、超音波による画像化が開始する、関心の組織の部分に対応する。この位置はまた、超音波による画像化が開始する、関心の組織に近接した位置に対応する。

【0091】

ブロック 1106 において、トランスデューサ 150 は超音波を送信し、パワードップラー超音波データを受信する。呼吸による被検体の動きが実質的に停止したときに、上に記述された方法を使用して、超音波エネルギーが送受信され得る。機械走査型超音波トランスデューサ 150 は超音波データの収集のために使用され得る。円弧を横切って、トランスデューサ 150 が走査するか、またはプローブ 112 が旋回するに従い、ドップラ

【0092】

ブロック 1108 において、トランスデューサ 150 は、超音波を送信し、B モード超音波データを受信する。呼吸による被検体の動きが実質的に停止したときに、上に記述された方法を使用して、超音波エネルギーが送受信され得る。このさらなる B モードフレームはパワードップラーオーバーレイと空間的に並べられ得、それにより先に獲得されたパワードップラーデータに対する基準フレームとして働く。さらなる B モードフレームは解剖学的情報および参考情報を提供する。

【0093】

ブロック 1110 において、ブロック 1106 および 1108 において収集されたデータは、獲得された B モードフレームの上に重ねられるドップラー画像から成る合成 2D スライス画像を生成するために使用される。ブロック 1114 において、先に獲得されたスライスが組織における最後のスライスでないということが決定された場合には、ブロック 1112 において、プローブが軸 (A) に沿って次の組織の位置に動かされる。ブロック 1114 において、このスライスが、定義された組織における最後のスライスであると決定された場合には、組織が完全に画像化される。組織が「完全に画像化」されるかどうかは、ユーザによって決定され得るか、またはユーザ入力のパラメータもしくは画像化される組織の特性に基づき得る。例えば、一定数のスライスが定義された組織の全範囲またはその部分を通して生成されたとき、またはカラーボックス 144 の端に到達したときに、組織は完全に画像化され得る。

【0094】

ブロック 1114 において、定義された組織が既に完全に画像化されたことが決定されると、生成された 2D スライスはブロック 1116 において処理される。ブロック 1114 において、定義された組織が未だ完全には画像化されていないことが決定されると、プローブがブロック 1112 において次の位置に動かされ、データがブロック 1106 において再び獲得され、次のスライスがブロック 1110 において生成される。

【0095】

図 12 は、図 11 の「2D スライス画像を処理する」ブロック 1116 を示している流れ図である。ブロック 1202 において、図 11 のブロック 1108 において生成された

10

20

30

40

50

2Dスライス画像が3D再構築ソフトウェア162に入力される。ブロック1206において、3D体積は、3D再構築ソフトウェア162を使用して、2D画像スライスから生成される。ブロック1210において、3D画素は、3D再構築ソフトウェア162を使用して3D体積全体に重ねられる。ブロック1212において、3D再構築ソフトウェア162は、3D体積内の色を付けられた3D画素の合計数を計算する。ブロック1214において、(血流を表す)色を有する3D画素の合計数 TV_{VAS} は、色を付けられた3D画素を3D体積の既知の体積に乗算することによって決定される。

【0096】

ブロック1204において、自動セグメント化ソフトウェア160は3D体積内の関心の組織の表面エリアを決定する。ブロック1208において、関心の組織の全体積 TV_S が決定される。

10

【0097】

ブロック1216において、関心の組織の脈管質の割合が決定される。脈管質の割合は、ブロック1208において決定された血流を有する3D画素の全体積 TV_{VAS} を、ブロック1214において決定された関心の組織の全体積 TV_S で除算することによって決定され得る。

【0098】

本発明の上記の記述は、現在公知の最良の実施形態における本発明に関する実現可能な教示として提供される。従って、当業者は、様々な変更が本明細書において記述された本発明の様々な局面に対して行われ得るが、それでもなお本発明の有益な結果を獲得するという認識および理解する。本発明の所望の利益の一部は、他の特徴を利用することなく、本発明の特徴の一部を選択することによって獲得され得るということが明らかである。特許請求の範囲における対応する組織、材料、行為、および全ての手段またはステップの均等物、ならびに機能要素は、別の請求された要素と組み合わせて機能を実行するための、任意の組織、材料、または行為を明確に主張されたものとして含むことを意図されている。

20

【0099】

特に断りがない場合には、本明細書において述べられた方法は、そのステップが特定の順序で実行されることを必要とするものとして考えることを全く意図していない。従って、方法クレームがそのステップが続く順序を明確に説明していないか、またはステップが特定の順序に限定されるということが、特許請求の範囲または記述において明確に述べられていない場合であれば、あらゆる点において、順序が示されるということを全く意図していない。これは考えられるあらゆる表現されていないベースでの解釈に対しても当てはまる。例えば、ステップの配列または動作の流れに関する論理の問題、文法的な構成または句読法から導き出される単純な意味、および明細書に記述されている実施形態の数またはタイプを含む。上で記述された流れ図におけるブロックは、示された順序で、示された以外の順序で、または実質的に同時に実行され得る。

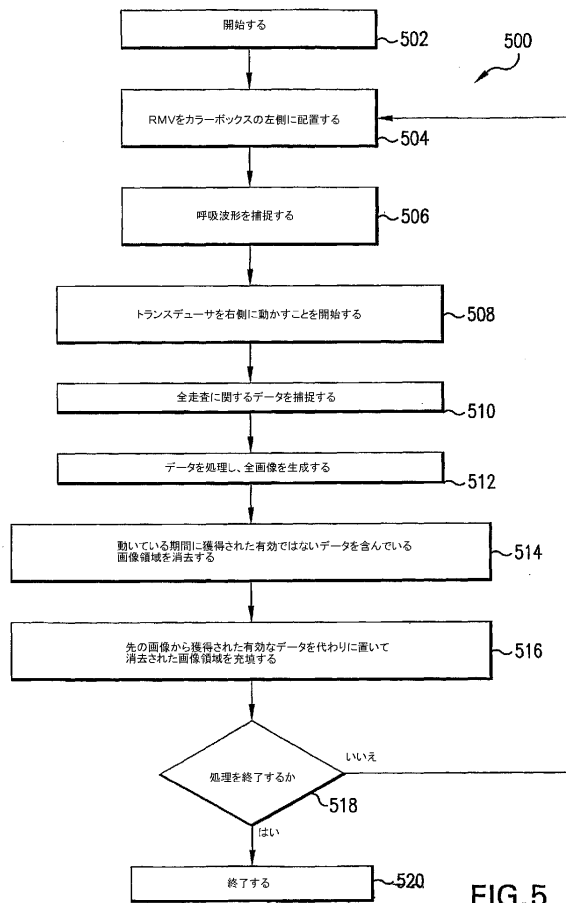
30

【0100】

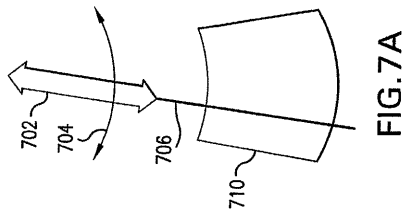
従って、本発明に対する様々な改変および適合が可能であり、特定の環境においては望ましくさえあり得、本発明に対する様々な改変および適合は本発明の一部となるということを当業者は理解する。本発明の他の実施形態は、明細書の考察および本明細書において開示された本発明の実施から当業者には明らかとなる。従って、上の記述は本発明の原理の例示として提供され、それらを限定するものとして提供されていない。明細書および実施例は単なる例示として考えられるべきであり、本発明の真の範囲および精神は特許請求の範囲によって示されるということが意図されている。

40

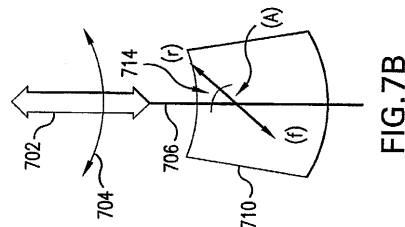
【図5】



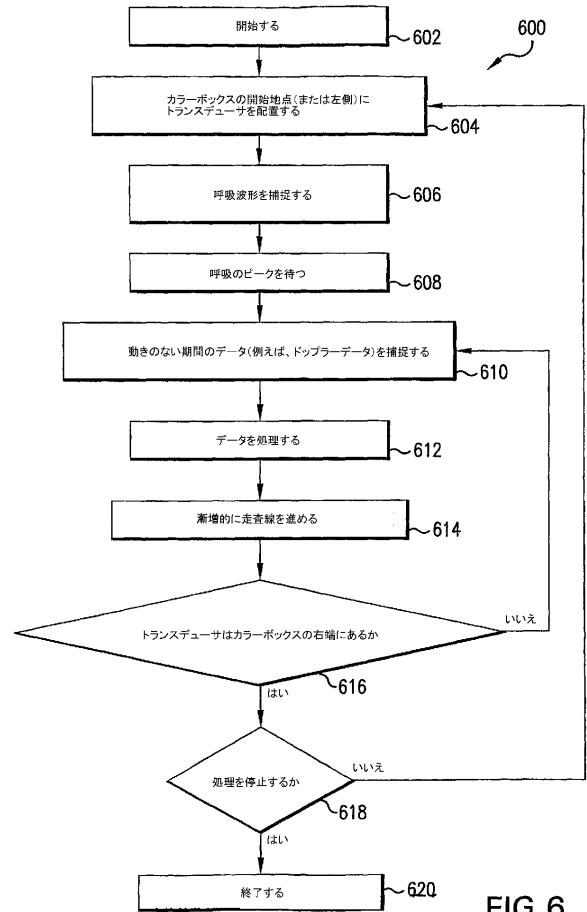
【図7A】



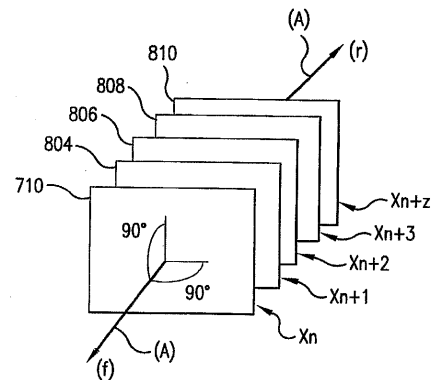
【図7B】



【図6】



【図8】



【図 9】

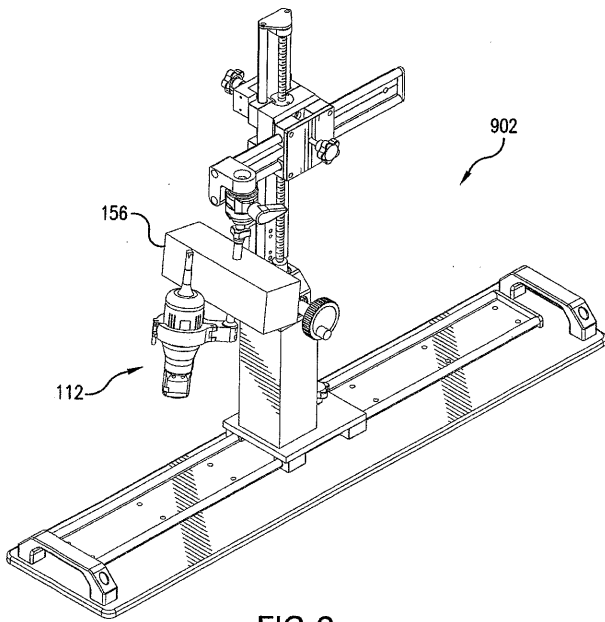


FIG.9

【図 10】

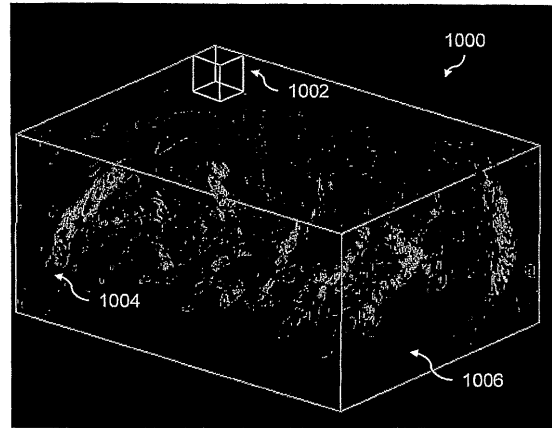


FIG.10

【図 11】

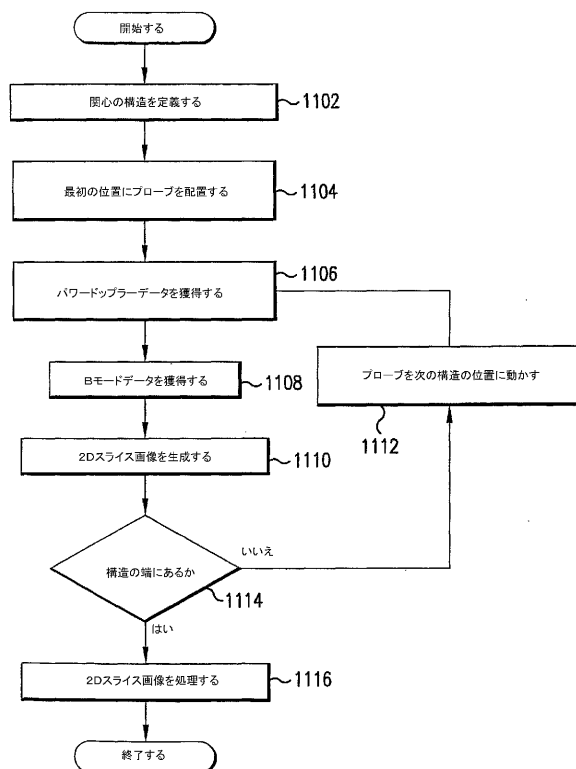


FIG.11

【図 12】

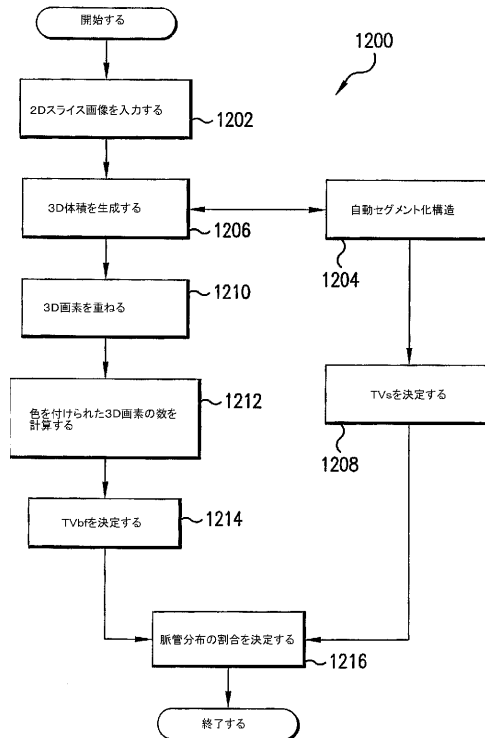


FIG.12

【図 13】

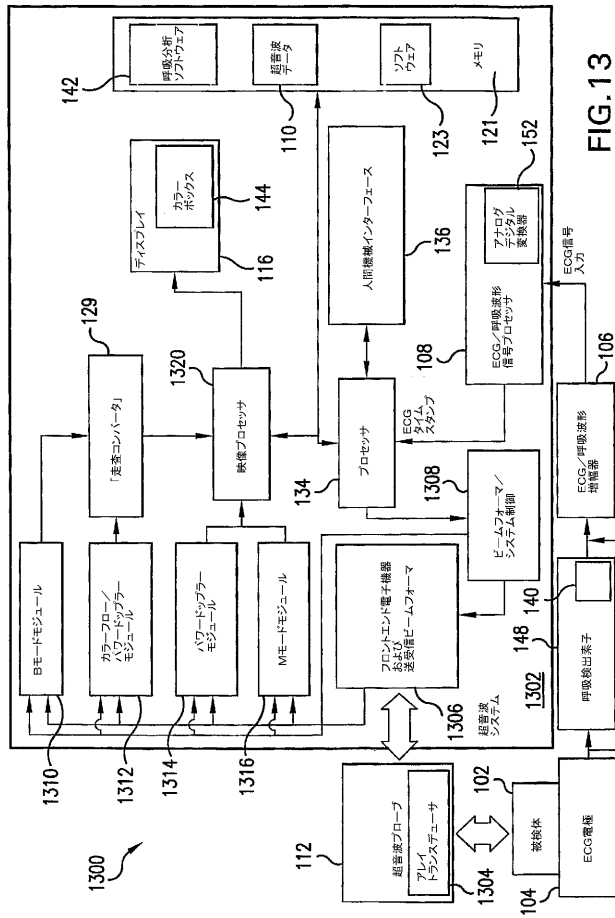


FIG. 13

フロントページの続き

- (71)出願人 507324810
メヒ, ジェームス アイ.
カナダ国 エル4ジェイ 7エックス1 オンタリオ, ソーンヒル, ヤング ストリート 7
250, ユニット 206
- (71)出願人 507324821
ヒルソン, デスモンド
カナダ国 エル4ジェイ 7ティー4 オンタリオ, ソーンヒル, ベンチュラ ウェイ 73
- (74)代理人 100078282
弁理士 山本 秀策
- (74)代理人 100113413
弁理士 森下 夏樹
- (72)発明者 ホワイト, クリス エー.
カナダ国 エム4ピー 2ケー8 オンタリオ, トロント, レッドパス アベニュー 233
- (72)発明者 メヒ, ジェームス アイ.
カナダ国 エル4ジェイ 7エックス1 オンタリオ, ソーンヒル, ヤング ストリート 7
250, ユニット 206
- (72)発明者 ヒルソン, デスモンド
カナダ国 エル4ジェイ 7ティー4 オンタリオ, ソーンヒル, ベンチュラ ウェイ 73
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD14 DE03 DE04 DE05 FF08 JC05 JC09 JC25
KK21 KK30

【外国語明細書】

2013135942000001.pdf

专利名称(译)	使用超声对血管内结构进行三维可视化的系统和方法		
公开(公告)号	JP2013135942A	公开(公告)日	2013-07-11
申请号	JP2013079290	申请日	2013-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司 白克里斯代理 Mehi詹姆斯眼 希尔儿子死亡世界报		
申请(专利权)人(译)	视觉苏nix苹果公司 怀特，克里斯呢. Mehi，詹姆斯的眼睛. Hiruson，德斯蒙德		
[标]发明人	ホワイトクリスエー メヒジェームスアイ ヒルソンデスモンド		
发明人	ホワイト，クリス エー. メヒ，ジェームス アイ. ヒルソン，デスモンド		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/1075 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/488 A61B8/543 A61B2503/40 G01S15/8979 G01S15/8988 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/FF08 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/KK30		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/667376 2005-04-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供使用超声波对间隙结构进行三维可视化的系统和方法。一种用于量化组织或其一部分的血管质量的方法，包括步骤：提供多个二维（2D）高频“能量多普勒”或“彩色多普勒”超声波该方法包括生成图像切片，其中组织或其部分位于对象内并生成至少两个2D超声图像切片以生成三维（3D）体积图像其中组织脉管系统或其一部分被量化。 .

The 10

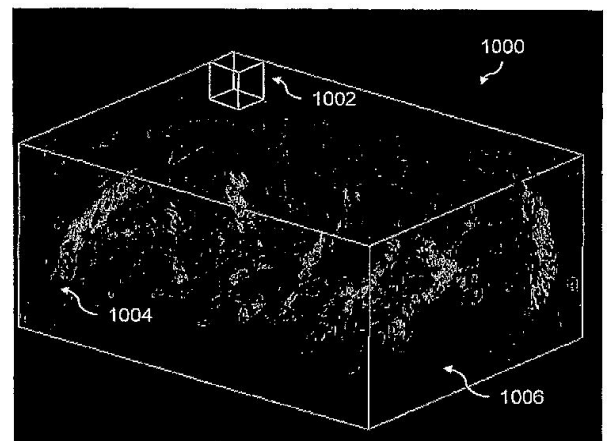


FIG. 10