

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5466139号
(P5466139)

(45) 発行日 平成26年4月9日 (2014.4.9)

(24) 登録日 平成26年1月31日 (2014.1.31)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 16 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-263788 (P2010-263788)
 (22) 出願日 平成22年11月26日 (2010.11.26)
 (62) 分割の表示 特願2004-538489 (P2004-538489)
 の分割
 原出願日 平成15年9月17日 (2003.9.17)
 (65) 公開番号 特開2011-56291 (P2011-56291A)
 (43) 公開日 平成23年3月24日 (2011.3.24)
 審査請求日 平成22年12月24日 (2010.12.24)
 (31) 優先権主張番号 10/246, 945
 (32) 優先日 平成14年9月18日 (2002.9.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 503129763
 ベラソン インコーポレイテッド
 Verathon Inc.
 アメリカ合衆国、ワシントン州 9801
 1、ボセル、ノース・クリーク・パークウ
 エイ 20001
 (74) 代理人 100140109
 弁理士 小野 新次郎
 (74) 代理人 100075270
 弁理士 小林 泰
 (74) 代理人 100101373
 弁理士 竹内 茂雄
 (74) 代理人 100118902
 弁理士 山本 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 腹部大動脈瘤評価のための3次元システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

腹部大動脈瘤を評価しモニタするシステムであって、

腹部大動脈の選択された部分の3次元超音波走査情報を取得するための複数の分離した超音波源を備えたハンドヘルド・データ収集装置と、

前記3次元超音波走査情報から大動脈境界を求めるためのプロセッサと、

前記大動脈境界からある断面における前記大動脈の直径を計算するための計算回路であって、前記ある断面における前記大動脈の中心を求め、前記中心を通る複数の平面における前記大動脈の直径を求め、求めた前記直径のうち最小の直径を前記ある断面における前記大動脈の計算される前記直径とする、前記計算回路とを備えた、システム。

【請求項 2】

請求項1記載のシステムにおいて、

複数の前記超音波源の各々は、複数の走査線平面を含む3次元走査を生成し、複数の該3次元走査は、前記大動脈の前記選択された部分に沿って互いに重なるように配列され、前記3次元超音波走査情報は、複数の前記超音波源から取得した複数の前記走査線平面の情報を含み、

前記プロセッサは、前記3次元超音波走査情報に含まれる前記走査線平面の情報を、変換された走査線平面が前記大動脈をほぼ垂直に通過するようにスライスする座標に変換し、変換された前記走査線平面の情報から前記大動脈境界を求め、

10

20

前記ハンドヘルド・データ収集装置は１次元の超音波ビームを用いて最初に位置決めされ、このシステムは、前記ハンドヘルド・データ収集装置が前記大動脈の上に位置決めされると可聴音を生じるドップラ処理システムを更に備えており、よって、最初に前記ハンドヘルド・データ収集装置を患者に対して位置決めする際にオペレータを補助することを特徴とするシステム。

【請求項３】

請求項２記載のシステムにおいて、前記ドップラ処理システムは前記大動脈を流れる血液のイメージを提供するように動作し、このイメージは前記大動脈の中に存在するステントが漏れているかどうかを判断するのに有用であることを特徴とするシステム。

【請求項４】

請求項２記載のシステムにおいて、変換された前記走査線平面は、前記大動脈を、超音波信号源の頂点に対して予め選択された傾斜角によって分離された態様でスライスすることを特徴とするシステム。

【請求項５】

請求項２記載のシステムにおいて、前記大動脈境界は、０度の傾斜角を有する変換された走査線平面を最初に用い次に残りの変換された走査線平面を用いて前記大動脈の中心線と前記中心線から外方向の前記大動脈の境界の位置とを生じる楕円適合処理によって提供されることを特徴とするシステム。

【請求項６】

請求項５記載のシステムにおいて、前記計算回路は前記大動脈の直径指示を生じるように動作し、前記直径指示は前記大動脈に沿った複数の点に対してなされ、よって、前記大動脈における動脈瘤が識別されモニタされうることを特徴とするシステム。

【請求項７】

請求項１記載のシステムにおいて、前記大動脈境界は前記プロセッサによって合成され前記大動脈の表面の視覚的表現が生じることを特徴とするシステム。

【請求項８】

請求項７記載のシステムにおいて、前記３次元イメージは前記大動脈の現実的な表現を提供する表面レンダリング・アスペクトを有することを特徴とするシステム。

【請求項９】

請求項１記載のシステムにおいて、連続的な走査の結果が記憶されるデータベースを含むことにより時間経過に伴う状態の進行を判断可能であることを特徴とするシステム。

【請求項１０】

腹部大動脈瘤を評価しモニタする装置が作動する方法であって、
腹部大動脈の選択された部分の３次元超音波走査情報を、複数の超音波源から取得するステップと、

前記３次元超音波走査情報から大動脈境界を求めるステップと、

前記大動脈境界からある断面における前記大動脈の直径を計算するステップであって、前記ある断面における前記大動脈の中心を求め、前記中心を通る複数の平面における前記大動脈の直径を求め、求めた前記直径のうち最小の直径を前記ある断面における前記大動脈の計算される前記直径とするステップを含む、ステップとを含む、方法。

【請求項１１】

請求項１０記載の方法において、

複数の前記超音波源の各々は、複数の走査線平面を含む３次元走査を生成し、複数の該３次元走査は、前記大動脈の前記選択された部分にそって互いに重なるように配列され、前記３次元超音波走査情報は、複数の前記超音波源から取得した複数の前記走査線平面の情報を含み、

前記３次元超音波走査情報から大動脈境界を求める前記ステップは、前記３次元超音波走査情報に含まれる前記走査線平面の情報を、変換された走査線平面が前記大動脈をほぼ垂直に通過するようにスライスする座標に変換し、変換された前記走査線平面の情報から

10

20

30

40

50

前記大動脈境界を求めるステップを含み、

3次元超音波走査情報を取得する前記ステップは、1次元の超音波ビームを用いて最初に位置決めされるデータ収集装置によって達成され、この方法は、前記データ収集装置が前記大動脈の上に位置決めされると可聴音を生じる更なるステップを含んでおり、よって、最初に前記データ収集装置を患者に対して位置決めする際にオペレータを補助することを特徴とする方法。

【請求項12】

請求項10記載の方法において、前記大動脈を流れる血液のイメージを提供するステップを含み、このイメージは前記大動脈の中に存在するステントが漏れているかどうかを判断するのに有用であることを特徴とする方法。

10

【請求項13】

請求項11記載の方法において、変換された前記走査線平面は、前記大動脈を、超音波信号源の頂点に対して予め選択された傾斜角によって分離された態様でスライスすることを特徴とする方法。

【請求項14】

請求項11記載の方法において、大動脈境界を求める前記ステップは、0度の傾斜角を有する変換された走査線平面を最初に用い次に残りの変換された走査線平面を用いて前記大動脈の中心線と前記中心線から外方向の前記大動脈の境界の位置とを生じる楕円適合処理の使用を含むことを特徴とする方法。

【請求項15】

20

請求項10記載の方法において、前記大動脈境界を合成して前記大動脈の表面の視覚的表現を生じるステップを含み、前記大動脈の表面は、前記大動脈の現実的な表現であるようにレンダリングされることを特徴とする方法。

【請求項16】

請求項10記載の方法において、連続的な超音波走査の結果を記憶することにより時間経過に伴う前記大動脈の状態の進行が判断可能となるステップを含むことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

この発明は、広くは、下行腹部大動脈の超音波画像化（イメージング）のためのシステムに関係し、特に、熟練した超音波検査技師（ソノグラファ）の助力なしで超音波データを取得して解析するそのようなシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

腹部の大動脈は、心臓から腹部領域に血液を運ぶ。腹部大動脈の疾患の1つとして、腹部大動脈瘤として知られているものがあるが、これは、腹部大動脈の動脈壁の永久的な限局性の拡張である。動脈壁の拡張は、典型的なすなわちノミナルな直径の1.5倍以上であるときに、動脈瘤と称される。通常、腹部大動脈が図1に示されている。図1Aは、16において、典型的な大動脈瘤を示している。大動脈瘤は、通常は、腎動脈（renal arteries）18と腎臓動脈（kidney arteries）20との下であって、大動脈・腸骨分岐部22の上に存在する。大動脈・腸骨分岐部22の下部には、更なる動脈が存在する。腹部大動脈瘤は、かなり一般的な疾患であり、60歳を超えた人口のほぼ5-7%において生じる。腹部大動脈瘤は、結果的に、その大きさにより、隣接する組織構造及び臓器に圧力を生じ、これらの組織/臓器における潜在的な塞栓（embolization）及び/又は血栓（thrombosis）の原因となる。大動脈瘤の破裂は、通常、結果的に死亡につながるものであって、60歳を超える男性の死亡のほぼ2%に相当する。

40

【0003】

腹部大動脈瘤の正確な診断は、動脈瘤の拡大を制御するだけでなく、破裂を防止する際にも重要である。現在は、従来型の2次元Bモード超音波走査装置を用いて、大動脈に沿

50

った軸方向（長軸方向）と大動脈を横断する横方向（半径方向）との両方について、大動脈瘤の測定が行われている。典型的には、従来型のＣＴ又はＭＲＩ処理を用いる場合、精度は、動脈瘤の実際の大きさの３ミリメートル以内である。しかし、このような従来型のシステムは、購入するにしてもリースするにしても、そしてその維持管理も非常に高価である。更に、走査結果を解釈するためには、訓練されたソノグラファが必要となる。したがって、多くの動脈瘤が検出されないままであったり、及び／又は、発見されたあとで定期的にモニタされないまま推移し、結局のところ、破裂が生じて患者が死亡するという結果と生じている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【０００４】

したがって、腹部大動脈瘤を検出し測定するための低コストであって正確なシステムが望まれている。特に、走査結果を解釈するための訓練を受けた技師を必要とすることなく大動脈瘤についての正確な情報を提供する低コストの装置があれば、プライマリケア担当の医師や救急担当者にとって有用であろう。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

したがって、本発明は、腹部大動脈瘤を評価しモニタするシステム及びそれに対応する方法であって、腹部大動脈の選択された部分の３次元超音波走査情報を、複数の走査線平面の形式で取得するデータ収集手段／ステップと、前記走査線平面情報を、変換された走査線平面が前記大動脈をほぼ垂直に通過するようにスライスする座標に変換するプロセッサ／ステップと、前記変換された走査情報から大動脈境界情報を決定するプロセッサ／ステップと、前記境界情報から前記大動脈の直径を計算する計算回路／ステップと、を含んでいるシステムである。前記大動脈に沿った複数の位置での前記大動脈の直径情報は、腹部大動脈における動脈瘤の存在を判断する際に有用である。

20

【０００６】

本発明の別の特徴は、腹部大動脈瘤をモニタするシステムであって、腹部大動脈の選択された部分の３次元超音波情報を取得し、前記超音波情報を処理して大動脈境界情報を決定する手段と、前記境界情報を合成して、表面レンダリングされて前記大動脈の現実的な表現を生じる前記大動脈の視覚的表現を生じるプロセッサと、を備えたシステムである。

30

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１Ａ及び図１Ｂは、大動脈瘤のない大動脈及び大動脈瘤のある大動脈を示す簡略化された図である。

【図２】図２Ａ及び図２Ｂは、平面座標における超音波を用いた３次元走査を示す図である。

【図３】腹部大動脈領域の適切なカバレッジのための５つの走査ヘッドの配列を示す図である。

【図４】本発明によるシステムの部分的な図である。

【図５】球座標への変換の後で、大動脈と交差する走査平面を示している。

40

【図６】本発明によるシステムの機能を、そのソフトウェア部分を含めて示している流れ図である。

【図７】本発明によるシステムの機能を、そのソフトウェア部分を含めて示している流れ図である。

【図８】図８Ａから図８Ｄは、本発明によるシステムの境界決定部分における様々なステップの結果を示している。

【図９】本発明によるシステムの超音波走査の重なり合うカバレッジを示す図である。

【図１０】同期サンプリングを用いた直角復調を示している。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

50

簡単に上述したように、腹部大動脈瘤は、腹部大動脈の壁部の拡張として定義される。平均的な大動脈の直径は、2センチである（男性の方が女性よりもう少し大きい）。動脈瘤の定義は平均的な大動脈の直径の1.5倍であるから、大動脈の直径が3センチを超えると、動脈瘤を示唆している。直径が3センチから5センチまでの動脈瘤は定期的にモニタされるべきであるし、直径が5センチを超える動脈瘤は、破裂とその結果おそらく生じる死亡を防ぐため、直ちに外科的な処置が必要である。

【0009】

本発明では、一般的に、動作すると超音波ビームを発信しそれを受信する通常の超音波トランスデューサが、オペレータによって、患者の身体の腹部大動脈のほぼ上に配置される。これについては、後で詳述する。この装置は、まず最初に、超音波信号を生じ、この信号は、動脈を流れる血流に対するドップラ技術によって処理され、血流に基づく可聴音を生じる。オペレータは、このドップラ音を用いて、装置を大動脈に対して正確に位置決めする。

【0010】

次に、この装置は、連続的な回転角度において複数の個別の走査線を発生させることによって、3次元走査を生じるように動作する。結果的に得られる3次元走査は、下行大動脈を包囲する。超音波トランスデューサ装置のこのような操作は、救急隊員によって容易に行うことができるものであり、訓練されたソノグラフィヤや超音波技術者は不要である。結果的に得られるデータは、ローカルにあるいはリモートに処理して、動脈瘤の存在の示唆をと動脈瘤の範囲とを生じさせることができる。選択された場合には、動脈瘤の実際のイメージを、句連を受けたソノグラフィヤによる評価のために表示することもできる。しかし、本発明の場合には、これは不要である、すなわち、大動脈の選択された部分の数値情報で十分である。

【0011】

次に、図2を参照すると、ハンドヘルド型のスキャナ装置における1つ又は複数の超音波トランスデューサによって、超音波ビームが、通常の態様で発生され送信されている。示されている実施例では、それぞれのトランスデューサは、3.7MHzの周波数で動作して、深度が約15センチメートル幅が0.04ラジアン（約2.3度）のビーム30を生じる。それぞれのトランスデューサはモータを含んでおり、このモータが、トランスデューサをまず時計方向に60度動かし次に反時計方向に60度動かすことによって、120度の角度だけ傾斜させる。ビームの深度はrによって示されている。これにより、選択された深度の2次元の単一の扇型（平面）イメージが得られる。次に、第2のモータが実施例のトランスデューサをほぼ15度（角度 θ ）回転させると、第1のモータの作用により、120度の走査平面イメージがもうひとつ得られる。このプロセスは、トランスデューサが180度までの角度 θ 次元で回転するまで反復され、結果的に、選択された既知の深度のデータから成る12の個々の平面又は扇形で構成される3次元のイメージ・データ・セットが得られる。

【0012】

図2Aは、半径がrで角度 ϕ が120度の単一の平面又は扇形を示し、図2Bは、それぞれの平面／扇形が15度の角度 θ で分離されている3次元の円錐形のカバレッジを与えるように配列されているデータから成る12の平面を示している。この構成では、走査のためのレンジr（深度）と、走査又は傾斜角度 ϕ と、回転角 θ とが、3次元のデータ・セットにおける各点を完全に識別している。これは、一般に平面座標と称される。

【0013】

本発明の1つの重要な特徴は、腹部の診断を得るのに必要なデータの完全な捕捉に先立つスキャナの最初の位置決め、すなわち、照準である。この時点の走査信号は1次元であり、回転角 θ はゼロである。トランスデューサは、結果的に得られる1次元の走査線が25度の角度で身体と交差するように大動脈の上にある角度で位置決めされ、よって、大動脈を流れる血流は、トランスデューサとの関係でその速度ベクトルの進行成分を有することになる。なお、ここの25度という角度は、ある範囲での変動がありうる。これにより

、ドップラ後方散乱 (Doppler backscatter) は、送信された信号スペクトルの上側帯域の側にシフトされる。結果的なオーディオ・ドップラ信号は、スキャナのスピーカを介して提供される。スキャナは、オペレータによって、最大の血流を示唆する最大の音が聞こえる点まで、回転される。ここで、スキャナは、大動脈の中心位置にあると考えられる。このような構成により、スキャナの初期の位置決めすなわち照準が、訓練を受けた人間を必要としない単純で簡単になる。

【 0 0 1 4 】

このようにして、データ収集装置すなわちスキャナを、イメージを必要とせずに、患者に対して適切に位置決めすることが可能になる。これは、「ブラインド」なく（見ることを必要としない）位置決めである。血流の可聴音が聞こえたら、オペレータは、装置上の走査ボタンを押下することにより、スキャナの通常の捕捉（キャプチャ）モードを開始する。すると、この装置は、大動脈の一部をカバーする B モード・イメージ・データから成る 3 次元走査円錐を「捕捉」する。この実施例では、走査データはアルゴリズムによって解釈され、大動脈壁に関する情報を生じ、それによって、例えば、大動脈の直径の決定が可能になる。

10

【 0 0 1 5 】

円錐形の 3 次元の走査 1 つでは、腎動脈と腸骨分岐部と上腸間膜動脈とを含む腹部大動脈の全体をカバーすることはできない。複数のアプローチを用いて、視野の多くがカバーされる。

【 0 0 1 6 】

20

ある実施例では、図 3 に示されているように、5 つの個別のトランスデューサ 3 2 - 3 2 が直線上に配置され、走査ヘッドの間は物理的に分離されている。この場合には、分離は 5 センチメートルである。ただし、これは変動が可能であるが。典型的には、この 5 走査ヘッド構成は、腹部領域をカバーして、大動脈の所望の部分の走査カバレッジを提供する。この実施例では、超音波信号は、同一の運動において、相互に干渉しないように並列的に発生される。複数の走査円錐の幾何学的構成は固定されているので、この実施例は、円錐間での最良の協調を与える。これは最速のシステムではあるが、同時に、最もハードウェア集約的であって高価である。結果的に得られたデータは、遠隔的な処理のためにインターネットによって送ることができる。

【 0 0 1 7 】

30

しかし、トランスデューサのこれ以外の配列や数を用いることもできる。スキャナにおけるトランスデューサの幾何学的な移動は、システムの計算論的な要求を減少させるように構成することができる。例えば、個々のトランスデューサをシーケンシャルに付勢することにより、ただ 1 つの走査ヘッドからの情報だけを一度に処理するようにすることができる。そして、結果的に得られた情報を組み合わせて、腹部大動脈に関する総合的な走査情報を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

このような追加的な配列において、1 つの超音波走査円錐を用いた複数走査を行うことができる。ユーザは、患者の腹部を下方方向に向かう直線に沿って、装置をその都度再位置決めしながら、大動脈領域の単一円錐走査を複数回行う。すべての走査についてのデータは記憶され、遠隔処理のためにインターネットを介して送られる。

40

【 0 0 1 9 】

更に別の実施例では、単一の走査円錐と単一の走査とを用いて、走査の後で、装置上に大動脈の直径が表示される。ユーザは、最大の直径を見つけるまで、装置を腹部全体を移動させる。この場合、直径は、完全な 3 次元走査円錐と単一の 2 次元パワー・ドップラ平面とのいずれかから計算される。

【 0 0 2 0 】

単一の 2 次元パワー・ドップラ平面が用いられる場合には、直径情報はより速く与えられ、ユーザは、最大の動脈直径を探し、最大値が決定されたらボタンを押下し、その結果、この装置は完全な 3 次元走査を行う。3 次元走査では、より正確な最大直径を得るこ

50

とができ、結果として得られる3次元イメージは後でのウェブ・サーバへのアップロードのために記憶される。しかし、このアプローチでは、ユーザは、2次元の平面が大動脈の真の断面を横断的に切断するように装置の向き付けをしなければならない。パワー・ドップラはこの同じ情報を含むため、ドップラ・オーディオ照準は用いられない。

【0021】

3次元走査円錐の使用により、このような向き付けの必要性がなくなり、ユーザは、装置を任意の向きに配置することが可能になる。ユーザは、単に、患者の腹部を移動させながら、3次元のイメージ走査を複数行うことになる。完全な3次元のイメージングを行わないときには、この装置は、ドップラ・オーディオを出力して、ユーザによる装置の照準を導く。それぞれの走査の後で、その走査によってカバーされた大動脈の断面の直径が表示され、新たな走査からの直径がそれ以前の直径のいずれかよりも大きい場合には、イメージが記憶される。この実施例で得られるイメージは、パワー・ドップラ平面からのものであっても3次元走査円錐からのものであっても、遠隔的な更なる処理やレンダリングのためにインターネット経由で最適に送信することが可能である。

【0022】

次に、超音波情報は、図6のブロック図の一部に示されているように処理される。上の説明で1次元走査と称されていたものは、ブロック36に示されている。既に述べたように、これは、走査ヘッドが固定位置にある単一のビームである。トランスデューサは、単一の角度 ϕ でパルス化された超音波信号を送信し、帰ってきた信号を受信する。

【0023】

図4は、音を生じさせるドップラ処理システムを示している。血流からの帰還信号36は、トランスデューサ38を経由してTGCゲイン装置40に与えられる。TGCゲイン装置からの信号は、次に、42において直角対を用いて処理され、44において血流の速度が推定され、速度に対応するシヌソイド信号が発生器46において発生される。発生器46によって生じるシヌソイドは単調であるから、49において発生器48からのホワイトノイズがシヌソイド発生器46からの出力に加えられ、その結果得られる信号はマイクロコントローラ50に与えられ、マイクロコントローラ50からの出力はスピーカ52に与えられ、スピーカ52が可聴の血流音を生じる。

【0024】

再び図6を参照すると、ドップラ血流音(ブロック37)は、上述したようにオペレータによって用いられ、ブロック54に示されるように、スキャナは完全な3次元走査動作を開始するのに適するように位置決めされる。

【0025】

既に示したように、それぞれのトランスデューサによる3次元走査の結果は、図2A及び図2Bに示されているように、変数 r (深度)と ϕ (走査平面角度)と θ (回転角度)とを含む平面座標での情報である。本発明によるシステムでは、大動脈の3次元での走査を得るために、平面座標で得られた情報は球座標に変換される。球座標に変換することによって、走査データは、大動脈に対してほぼ直角に配置された一連のデータ「スライス」で構成されることになる。これは、境界及び直径情報を正確に決定することを可能にするという点で望ましい。球座標でのこれらのデータの「スライス」は、レンジ又は深度 r (平面座標の場合と類似する)と、特定のスライスの中でのビームの傾斜角度 β と、垂直軸に対するスライス全体の傾斜角度 ψ と、回転角度 γ とを含む4つの変数で表現される。球座標における任意の点 P_r は、平面座標における任意の点 P から、以下の数式に従って計算することができる。

【0026】

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{aligned}\beta &= \sin^{-1}(\sin\phi \cdot (\sin\theta - \gamma)) \\ \psi &= \tan^{-1}(\tan\phi \cdot \cos(\theta - \gamma)) \\ \gamma &= \text{任意}\end{aligned}$$

【0027】

平面座標では、それぞれの点の位置は3つのパラメータによって定義されるが、「スライス」球座標では、それぞれの点は4つのパラメータで定義され、球座標の点のパラメータは、平面座標から変換されると、変数である γ を用いて決定することができる。 γ は任意の値であるから、Prは、 γ に応じてそれぞれのボクセル(voxel)に対してある範囲の潜在的な値を有することになる。すなわち、平面座標では、それぞれのボクセルPに対して一意的な値を有していない。また、与えられた点の球座標の値は、次の数式によって平面座標に変換して戻ることができる。

10

【0028】

【数 2】

$$\begin{aligned}\phi &= \cos^{-1}(\cos\beta - \cos\psi) \\ \theta &= \tan^{-1}\left(\frac{\tan\beta}{\sin\psi}\right) + \gamma\end{aligned}$$

20

【0029】

図5は、スライス座標への変換の後で平面座標で得られた情報を用いている3次元の修正された走査像を示している。それぞれのスライス45は、頂点49からの様々な傾斜角度での大動脈47の断面を含む。それぞれのスライスは、大動脈に対して(エッジからエッジまで)垂直である。平面座標から球座標への超音波データの変換は、図6のブロック60によって表されている。次のステップでは、スライスにおける超音波情報は、境界の検出に用いられるが、これは、自動的になされるのであって、ブロック62に示されている。自動的な境界検出プロセスは、訓練を受けたソノグラファが境界を検出する態様を模倣している。

30

【0030】

境界検出プロセスは、図7に示されてる。このプロセスは、大動脈の断面は円か長円(オーバル)であるという事実に基づいて、楕円適合アプローチを用いる。断面スライス(ブロック64)を用い、垂直方向からの角度が0度である傾斜角 ψ を有するスライスから出発すると、そのスライスに対する大動脈の中心点は、正方形の「ウィンドウ」を移動させて、そのウィンドウの中のピクセル全部があるスレシヨルドよりも下であるかどうかを調べることによって、決定される。この中心点は、ブロック・ウィンドウ化のステップによって合格する点を平均化することによって決定される(ブロック66)。2次元のローパスフィルタが次に用いられ、不所望のノイズが除去される(ブロック68)。

40

【0031】

第1のスライスの中心点から外向きに360度にわたって、ブロック70に示されている再サンプリングによって、強度プロファイルが得られる。大動脈壁の内層すなわち表面は、中心点からレンジを増加させていったときに、その強度がこのプロファイルのスレシヨルドを超える最初の点である。ここで、楕円適合(ellipse fitting)が用いられて、ブロック72に示されているように、大動脈壁を画定する。適合された楕円のセントロイドが決定され(ブロック73)、そしてこの点は次のスライスに射影される(ブロック74)。次のスライスは、最初のスライスと同じ方法で処理されて、次のスライスの境界が決定される(ブロック75)。これが、トランスデューサ(走査ヘッド)からのすべての

50

スライスが処理されるまで継続される。

【 0 0 3 2 】

上で説明された自動境界検出システムは、連続的な超音波スライスにおいて動作する。この情報は、異なる視点から確認し訂正することができる。例えば、スライス座標における境界の点は平面座標に変換して表示することができる。平面イメージでは、境界を確認し修正することができ、平面座標におけるこれらの修正された点は、再処理及び制定のためにスライス座標にもう一度変換することができる。これは、図 6 のブロック 7 7 及び 7 8 に示されている。

【 0 0 3 3 】

(3 次元走査からの) それぞれの 3 次元データ・セットの境界は、複数走査ヘッドの走査装置 (D C D) によって得られる位置及び方位情報を用いてすべての境界を重畳させることによって、空間的に合成する、すなわち、相互に加算することができる。しかし、複数走査ヘッドのイメージの合成された境界は、大動脈に沿って相互に交差し重なり合う。それぞれの境界は、原点からの角度が均一に配分されている同数の点を含む。整頓されていない境界はソートされ、ローパスフィルタを用いて想定範囲外のものが除外される。次に、再サンプリングによる線形回帰を用いて、それぞれの境界における点を平面に適合させる。図 8 A から図 8 D は、重畳 (8 A) から、ソーティング (8 B)、ローパスフィルタリング (8 C) そして線形回帰を用いた再サンプリング (8 D) までの境界合成ステップを結果を示している。図 8 C のフィルタリングされた境界点は、単一の平面にはない。線形回帰を用いると、以下で詳述するように、図 8 D の合成された境界は直径の測定及び表面のレンダリングが可能な状態になる。

【 0 0 3 4 】

このシステムは、また、複数走査ヘッドの D C D の 3 次元走査情報から、ブロック 7 9 に示されているように、イメージ合成技術を用いる。これによると、イメージ・ウィンドウは、長軸方向の断面全体が正常な大動脈瘤と腸骨分岐部とを含むように、大動脈に沿って長軸方向に拡張される。複数の走査ヘッドを用いるイメージの合成が優れているのは、それぞれの走査ヘッドによって個別に生じる影のパターンを減少させ、ある 1 つのイメージでは存在しているが別のイメージには存在していないデータが合成されたイメージに現れることを可能にするからである。大動脈の長軸方向の視野の軸は、複数の境界の中心点の接続部であり、3 次元データのそれぞれの頂点からこの軸を通過する走査線が収集される。1 つの平面に存在しない走査線は、3 次元データの 5 つの頂点を含む平面に射影され、画像化されて、大動脈の長軸方向の視野を形成する。図 9 は、合成のこの長軸方向の視野を示している。

【 0 0 3 5 】

イメージ合成の結果は、以下で詳細に説明される表面レンダリングに用いられる。

【 0 0 3 6 】

このシステムは、また、ドップラ技術を用いた動脈中の血流解析も行うことができる (ブロック 8 3)。大動脈壁の識別は重要であるが、大動脈中の血流も重要である。示されている実施例では、同じ走査ヘッドから 4 つの連続的な超音波が送信され、その帰還信号が送信速度と同期して、つまり、送信周波数の 4 倍の速度でサンプリングされる。直交対である I (同相) 及び Q (直交相) は、サンプルから次の数式と図 1 0 に従って計算される。

【 0 0 3 7 】

【数 3】

$$I = \frac{1}{2k} \sum_K (A_K - C_K)$$

$$Q = \frac{1}{2k} \sum_K (B_K - D_K)$$

【0038】

それぞれの超音波バーストからの直交対は、I - Q平面におけるプロットによって比較され、血流が検出される。血流音とカラー・イメージとが、そこから作成される（ブロック86）。

10

【0039】

再び図6を、特にその表面レンダリングのステップを参照すると、大動脈の3次元イメージが、共に既に論じたイメージ合成情報（ブロック81）と複数の3次元合成情報（ブロック77）とから作成される。この表面レンダリング画像化（ブロック88）は、様々な周知の方法を用いて達成することができる。この表面情報は、動脈瘤の位置及びその広がり（ブロック89）と、結果的なステントの設計（ブロック90）とを決定する際に役に立つ。

【0040】

20

腹部大動脈瘤の直径の測定（ブロック92）は、複数の3次元合成情報（ブロック77）から得られる。腹部大動脈の直径は、動脈瘤を検出しモニタすることを可能にする。直径の測定に関しては現時点では一般的に受け入れられている方法は存在しないが、多くの医師は、大動脈を横断する方向の断面を直径として用いている。また、直径は、大動脈の中心線の平均の長さを用い、それを360度にわたって大動脈の境界まで拡張することによって決定することもできる。

【0041】

直径（D）は、面積又は円周の計算値を用いて、次の数式を用いて計算することができる。次の数式で、「area」とは面積、「circumference」とは円周である。

【0042】

30

【数 4】

$$D = 2\sqrt{\frac{\text{area}}{\pi}} \text{ or } D = \frac{\text{circumference}}{\pi}$$

【0043】

任意のイメージ平面において2次元超音波装置を用いた測定値は、実際の断面積を与える。大動脈の断面を示している本発明によるシステムの「スライスされた」イメージ平面は、大動脈の長軸に対して厳密に垂直ではない。これらのスライスから測定された直径は、ほんとうの断面の直径よりもいくぶん大きい。

40

【0044】

最大の断面積の測定値は、センチメートル単位で、直径と共に表示されるのが通常である。この装置は、大動脈の中心線と超音波ビームの中心線とに対するイメージの角度を知っているので、超音波の3次元的な広がりに対する訂正が可能であり、結果的に、次で説明するように、軸から独立（off-axis）な正確な直径の測定値が得られる。

【0045】

超音波データのスライスを用いて断面の直径を決定する基本的な手順のステップは、最初に、既に論じたように、それぞれのスライスの中心の決定を含む。次に、長軸上の同じ間隔での中心又はセントロイド点が、再サンプリングされる。それぞれの平面における中

50

心点に対して任意の平面を傾斜させ、それぞれの平面上の境界点が再サンプリングされ、傾斜角方向の直径が推定される。次に、最小の直径を有する傾斜角が選択され、その傾斜角における直径が計算される。そして、（大動脈の長さにわたる）拡大された直径測定値が、所望の距離にわたって直径をプロットすることによって示される。この直径の測定値は、大動脈瘤（AAA）の判断（ブロック94）に加え、そのサイズ（ブロック95）と、その動脈瘤が成長したかどうか（モニタリング機能）（ブロック96）との判断に用いられる。ブロック94から診断を行うことができ（ブロック98）、手術が示唆されるかどうかはブロック95及び96から決定される（ブロック100）。

【0046】

ドプラ・フロー画像化プロセス（ブロック86）からの情報は、既存のステントが漏れているかどうか（ブロック102）、そして、ステントの修理が必要かどうか（ブロック104）を判断するのに用いることができる。ブロック90、98、100及び104においてなされた決定及び勧告は、提供されている医学的な出力情報を検討する医師によってなされる。このシステム自体は、出力情報と予め設定されたスレシールド値との比較に基づいて、勧告のために用いられる。

【0047】

従って、本発明では、腹部大動脈瘤を判断しモニタするシステムが開示され、超音波走査とその情報の処理により、選択された大動脈の長さにわたる大動脈の境界及び直径情報を得ることができ、結果的に、動脈瘤の有無の判断することができ、また、動脈瘤が存在する場合には以前の走査の時からの変化を判断することができる。本発明のこれ以外の特徴としては、血流に関するドプラ解析を用いて、先に配置されているステントが漏れているかどうかを判断することができる。

【0048】

また、大動脈の表面レンダリングにより、大動脈に沿った動脈瘤の位置とステントの設計とを判断するのに役立つ。この表面レンダリングは、重要である。というのは、これにより、医師が治療の選択肢を議論し、医学的な状態の範囲と意義について患者が視覚的に理解することを容易にするからである。

【0049】

また、ウェブ・サーバがデータベースを組み入れているため、患者の大動脈の状態に関する記録を時間経過にわたって維持管理することが可能である。状態の進行を正確にモニタすることができるし、それによって、よりよい治療上の決定が可能になる。表面レンダリング情報を用いると、この疾病の進行を時間経過にわたって、その臓器の時間経過にわたるビデオ映像のように視覚的に観察することができる。

【0050】

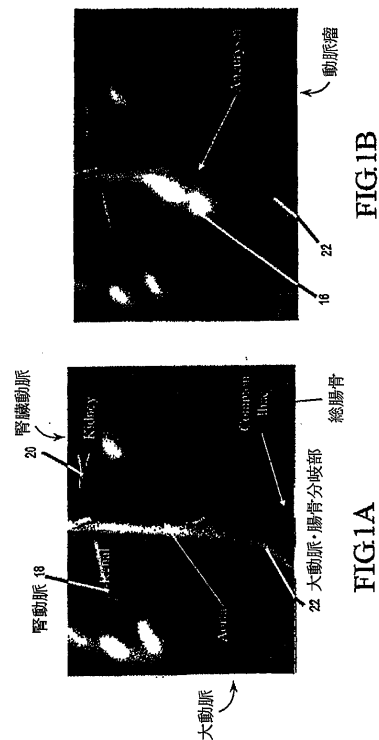
以上では、本発明の好適実施例を、例示のために開示したが、冒頭の特許請求の範囲の記載によって定義される本発明の技術思想から離れることなく、この実施例に対して、様々な変更、修正、代替を行うことが可能である。

10

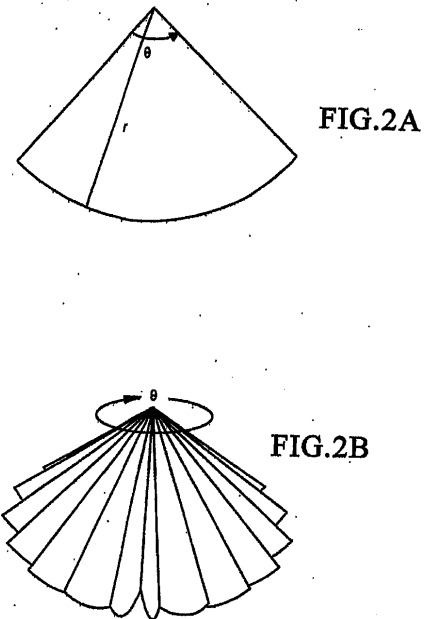
20

30

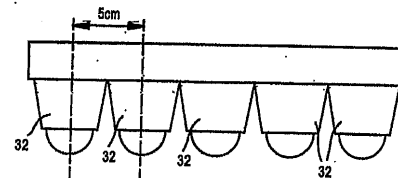
【図1】



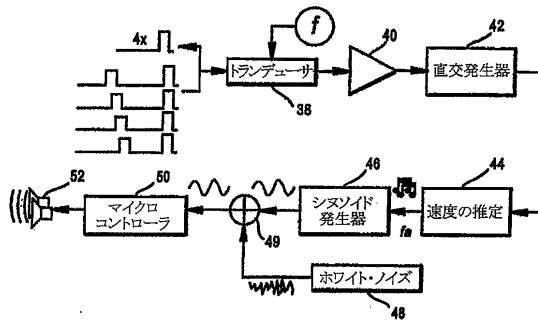
【図2】



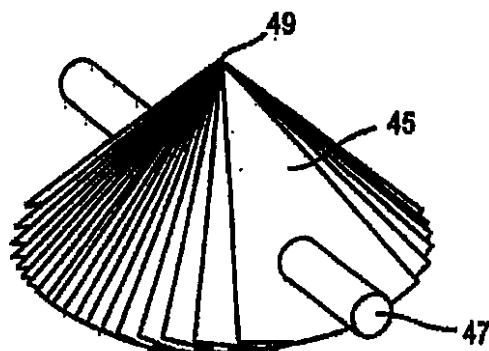
【図3】



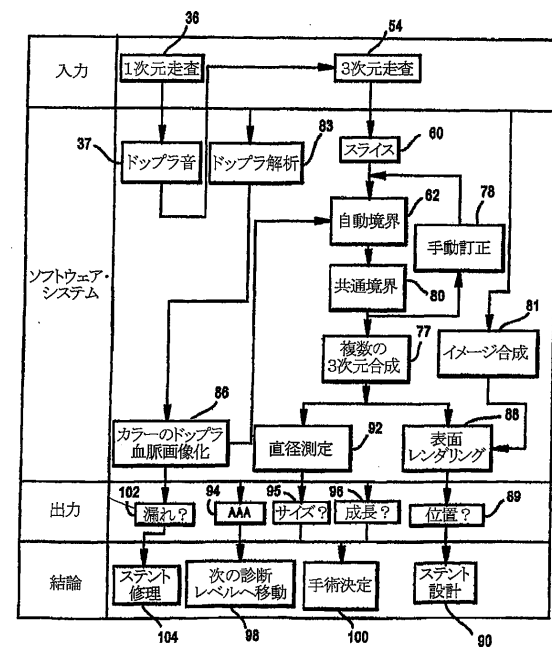
【図4】



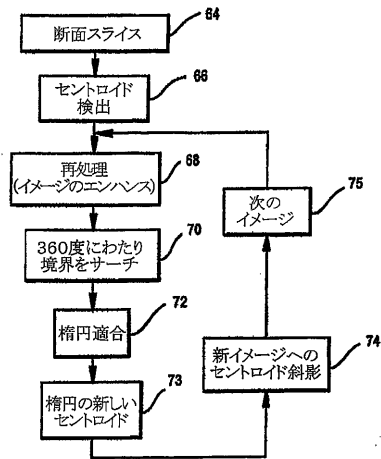
【図5】



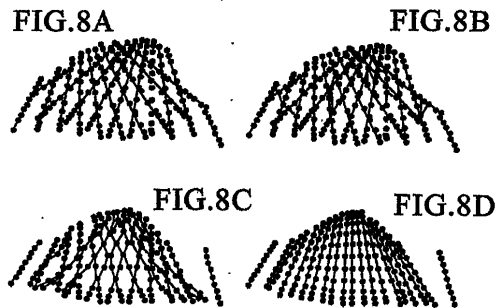
【図6】



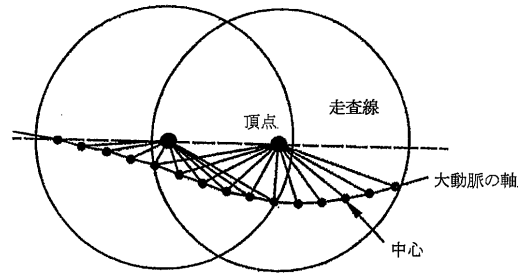
【図 7】



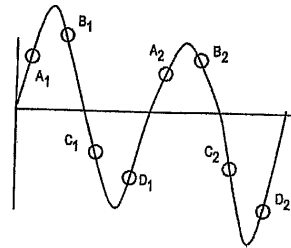
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100120112

弁理士 中西 基晴

(72)発明者 マクモロウ, ジェラルド・ジェイ

アメリカ合衆国ワシントン州 9 8 1 0 9 , デュヴァル, ノースイースト・トゥーハンドレッド・ア
ンド・セカンド・ストリート 3 2 6 0 9

(72)発明者 ユク, ヨンテ

アメリカ合衆国ワシントン州 9 8 0 5 2 , レドモンド, ワンハンドレッド・アンド・セブンティセ
ブンス・アベニュー・ノースイースト 1 0 1 0 6

(72)発明者 バーナード, ウィリアム

アメリカ合衆国ワシントン州 9 8 0 3 4 , キルクランド, ノースイースト・ワンハンドレッド・ア
ンド・サティーファースト・プレイス 1 3 2 4 1

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 米国特許第 0 5 8 2 5 9 0 8 (U S , A)

国際公開第 0 2 / 0 0 7 5 8 6 (W O , A 1)

特開平 0 3 - 2 7 7 3 5 1 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 5 2 (J P , A)

国際公開第 0 1 / 0 3 7 2 1 9 (W O , A 1)

特開平 0 5 - 2 8 5 1 2 5 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 3 2 5 3 4 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	三维系统用于腹主动脉瘤的评估		
公开(公告)号	JP5466139B2	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	JP2010263788	申请日	2010-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	诊断超声公司		
申请(专利权)人(译)	诊断超声公司		
当前申请(专利权)人(译)	Berason公司		
[标]发明人	マクモロウジェラルドジェイ ユクヨンテ バーナードウィリアム		
发明人	マクモロウ,ジェラルド・ジェイ ユク,ヨンテ バーナード,ウィリアム		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T7/60 G06T17/00		
CPC分类号	G06T17/00 A61B5/02007 A61B8/14 A61B8/483 G06T7/62 G06T2207/30101 G06T2210/41 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB15 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE05 4C601/EE10 4C601/GB14 4C601/JC09 4C601/JC27 4C601/KK16 4C601/KK19		
代理人(译)	小林 泰 竹内茂雄 山本修 中西 基晴		
优先权	10/246945 2002-09-18 US		
其他公开文献	JP2011056291A JP2011056291A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供数据采集装置，以获得部分腹主动脉的三维超声扫描信息。解决方案：布置多个换能器元件（32）以提供重叠的覆盖范围。数据收集装置首先由操作员定位在主动脉（47）上。使用在血流上操作的多普勒声音发生器的一维扫描（36和37）用于验证设备的正确初始定位。然后获得三维扫描信息（54）并将其从平面坐标转换为球面坐标，使得得到的转换扫描线平面垂直于主动脉。然后处理每个转换的扫描线平面中的信息以确定主动脉的边界，然后从该主动脉计算直径信息（92）。在主动脉的给定区域上的直径测量可用于确定和监测主动脉中的动脉瘤。Z

$$\phi = \cos^{-1}(\cos \beta - \cos \psi)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{\tan \beta}{\sin \psi} \right) + \gamma$$