

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-510413

(P2006-510413A)

(43) 公表日 平成18年3月30日(2006.3.30)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-560100 (P2004-560100)
 (86) (22) 出願日 平成15年12月12日 (2003.12.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年6月15日 (2005.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/005928
 (87) 国際公開番号 W02004/054448
 (87) 国際公開日 平成16年7月1日 (2004.7.1)
 (31) 優先権主張番号 02293134.9
 (32) 優先日 平成14年12月18日 (2002.12.18)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

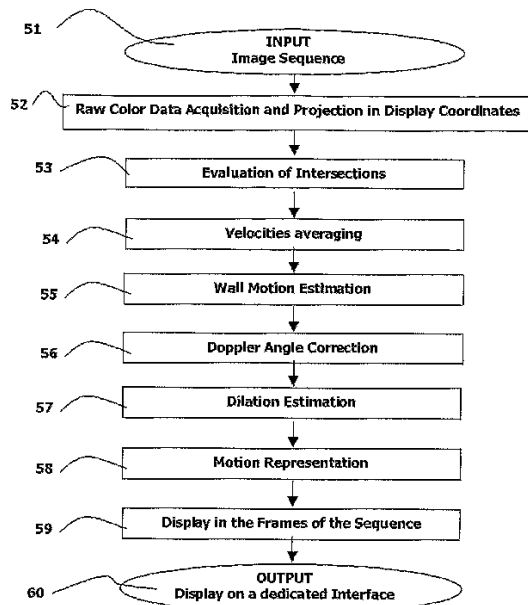
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1
 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈壁の動きを決定する超音波ドップラシステム

(57) 【要約】

本発明は、トランスデューサ素子の湾曲した配列を用いて動脈の画像を表示する、超音波観察システムであって、その長手軸に沿って探索され、心周期に関連して移動する壁を有する動脈のセグメントの超音波画像シーケンス及びドップラ・カラー・シーケンスを有し、ドップラ・カラー超音波スキャン・ラインに沿った動脈壁の速度及び動きの振幅を推定し、動脈グローバル軸に対して垂直な線に沿って動脈壁の動き振幅を推定する、処理手段を有し、ユーザが相互作用しうる専用ディスプレイ上に最後の動脈壁の振幅の曲線を表示する表示手段を更に有する、超音波観察システムに関連する。本発明は、更に、このシステムを用いて実行されるべきステップを有する画像処理方法に関連する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トランスデューサ素子の湾曲した配列を用いて動脈の画像を表示する超音波観察システムであって、

長手軸に沿って探索され、心周期に関連して動く壁を有する動脈のセグメントの超音波画像シーケンス及びドップラ・カラー・シーケンスを捕捉する手段と、

ドップラ・カラー超音波スキャン・ラインに沿って動脈壁の速度及び動きの振幅を推定し、

前記動脈グローバル軸に対して垂直な線に沿って前記動脈壁の動きの振幅を推定する、処理手段と、

前記ユーザが相互作用を行いうる専用ディスプレイ上の当該最後の動脈壁の曲線を表示する表示手段とを更に有する、超音波観察システム。

10

【請求項 2】

前記動脈グローバル軸に対して垂直なラインに沿って動脈壁の動きの振幅を推定する処理手段は、

前記ドップラ角度について補償するよう補正されたドップラ・カラー・ラインに沿って測定される動き振幅の関数として前記動きの方向の動脈壁の動きの振幅を推定する手段を有する、請求項 1 記載の観察システム。

【請求項 3】

ドップラ・カラー超音波スキャン・ラインに沿った動脈壁の動きの振幅を推定する前記処理手段は、前記動脈壁をセグメント化し、壁構造を与える手段と、

前記ドップラ・カラー・ラインと前記構造の間の交点を計算し、

時間参照を推定し、壁の動きの推定を与えるよう 2 つの時間参照間の時間遅延に与える各構造の速度を積分する手段とを有する、請求項 2 記載の観察システム。

20

【請求項 4】

前記壁の動きの推定は、前記壁が動きを有さないときは前記時間遅延の時点において振幅をゼロにリセットするよう振幅のシフトによって補正される、請求項 3 記載の観察システム。

【請求項 5】

各ドップラ・カラー・ラインについての動脈の 2 つの構造の動きの差として動脈拡張を評価する手段を有する、請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の観察システム。

30

【請求項 6】

幾つかの速度を平均化した結果として各ドップラ・カラー・ラインに関連付けられる速度を与える手段と、

前記時間参照を前記心周期の始まりとして推定するよう各構造に対する速度のグローバル平均をとる手段とを有する、請求項 5 記載の観察システム。

【請求項 7】

前記シーケンスの各フレーム中の、

前記構造の位置、

前記カラー・ラインに沿って測定され、前記動脈軸に対して垂直に表示される各構造の動き、

40

前記動きの全体形状を表わすラインを有する情報を表示する手段を有する、

請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の観察システム。

【請求項 8】

前記インタフェース表示は、

選択されたユーザフレームに対応し、前記動脈壁に対するセグメンテーション結果及び前記壁に対する動きの拡張振幅と組み合わせられるエコー画像の表示、

前記エコー画像の表示中に選択されたカラー・ラインの関数としての、所与の心周期に対する前記拡張の最大及び最小振幅の曲線の表示、

幾つかの心周期に亘る時間の関数としての拡張の振幅の表示、

50

前記ユーザによって選択される心周期に対する時間の関数としての拡張の振幅の表示、のうちの表示を含む、請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の観察システム。

【請求項 9】

前記超音波画像に重ね合わされた、前記動脈壁についてのカラー構造及び前記壁拡張についてのカラーパターンを表示するカラー表示手段を有する、請求項 8 記載のシステム。

【請求項 10】

動脈のセグメントの縦軸に沿って探索され、心周期に関連して動く壁を有する動脈のセグメントの超音波画像シーケンス及びドップラ・カラー・シーケンスを捕捉する段階を有し、

ドップラ・カラー超音波スキャン・ラインに沿って前記動脈壁の速度及び動き振幅を推定する段階と、 10

前記動脈グローバル軸に対して垂直な線に沿って前記動脈壁の動きの振幅を推定する段階とを有し、

ユーザが相互作用を行ないうる専用ディスプレイ上にこの最後の動脈壁の振幅の曲線を表示する段階を更に有する、画像処理方法。

【請求項 11】

方法に従って超音波画像を処理するようにされた回路手段を有し、前記方法により処理された画像を表示する手段を有し、前記動脈壁に関連する定量化されたパラメータを表示するために前記シーケンスの夫々の画像に対してユーザが相互作用することを許すようマウス又はキーボードといったユーザインタフェースを有する、ワークステーション又は特定目的プロセッサの適切にプログラムされたコンピュータを有する、請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載のシステム。 20

【請求項 12】

請求項 10 記載の方法を実行する一組の命令を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、トランスデューサ素子の湾曲した配列を用いた動脈セグメントの医療画像のシーケンスを捕捉する、超音波撮像システム及び/又は超音波検査装置に関連する。本発明は更に、かかるシステムによって生成される画像を処理し、特に動脈セグメントの超音波画像シーケンスを心周期の関数として動脈パラメータの印とともに表示する画像処理方法に関連する。本発明は、動脈の異常、特に大動脈瘤といった大動脈の異常が疑われる患者を検査する心臓血管非侵襲医用器具を提供するのに用いられる。 30

【背景技術】

【0002】

動脈セグメントに関連する拡張曲線を計算する超音波画像処理方法は、特許文献 1 (米国特許第 5,579,771 号明細書、Bonnetfous、1996 年 12 月 3 日) から公知である。特許文献 1 は、動脈の軸に対して垂直に延びる多数の連続的な平行な励起線の画像線によって形成される、セクショナルフレームを生じさせる超音波トランスデューサの配列を用いて、超音波撮像により動脈セグメントを特徴付ける方法を示す。当該配列は、信号処理システムへ高周波数信号を与える送信/受信回路に結合される。当該システムは、動脈の壁の半径方向の測度と変位の振幅の値とを決定し、更に位置及び時間の関数としての動脈の拡張曲線を決定する。かかる曲線は、心周期中、励起時点 t の関数として、動脈の縦 X 軸に沿った励起線に対応する所与の位置における動脈の半径方向 Z 上に動脈拡張値を示す点によって構成される。従って、特許文献 1 の図 4 C は、検査されている動脈セグメントに対応する超音波信号の全ての励起線に関する異なった拡張曲線を重ね合わせて示し、これらの線は動脈の Z 軸に沿って一定間隔の位置に置かれている。 40

【0003】

問題は、特許文献 1 が、動脈の軸に対して垂直な超音波走査線による画像捕捉に基づく画像処理方法に関連するものであることである。これは、トランスデューサ素子の線形配 50

列で超音波データを捕捉する超音波システムの使用に対応する。この種類のシステムは、浅い動脈及び頸動脈といった動脈の小さいセグメントを調べるのに適している。この種類のシステムは、動脈といった深く厚い動脈を調べることに、特に腹部大動脈瘤（AAA）を調べるのに適していない。大動脈及びAAAを調べるために、望ましくは、トランスデューサ素子の湾曲した配列が用いられる。超音波データが湾曲した配列で捕捉されるとき、特許文献1に開示された動脈拡張を計算する方法は直接は使用できず、なぜならば走査線はもはや動脈の軸に対して垂直でないからである。

【0004】

大動脈中で動脈瘤を早期診断するために、医療分野では、拡張情報と共に医師によって用いられる尺度である大動脈の膨張率の明確な定量化された指標と共に大動脈画像を与え

10

る非侵襲的な手段が必要とされている。

【特許文献1】米国特許第5,579,771号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

腹部大動脈瘤（AAA）の疑いがある患者を追跡するための新しい診断情報を見つける問題を扱うために、本発明は、トランスデューサ素子の湾曲した配列を用いて動脈セグメントの医療画像のシーケンスを取得する超音波撮像システムを提案する。このシステムは、動脈壁の異常をはっきりと視覚的に定めて特定のパターンを有する動脈壁の画像のシーケンスを生成する処理手段及び表示手段を有する。本発明のシステムは、大動脈といった

20

深い動脈の異常を非侵襲的に調べるツールを構成するよう特に設計される。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この超音波撮像システムは、請求項1に記載されている。

【0007】

本発明はまた、かかる超音波撮像システムを有する超音波装置を提案することを目的とする。本発明は、深い動脈の画像シーケンスを表示する画像処理方法を提案することを更なる目的とする。特に、本発明は、大動脈の動脈瘤の壁の張力及び緊張に関連するパラメータの評価のための画像処理方法を提案することを目的とする。本発明は、大動脈の動脈壁の動きに関する情報を医師に与えるよう特に設計されたAAA用に開発された方法を提

30

案する。この画像処理方法は、大動脈の壁の動きが、これらの腹部大動脈瘤を調べるのに医師にとって有用なパラメータと共にはっきりと目に見えるようにされるという利点を与える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の特定の実施例について、添付の図面を参照して以下詳述する。図1Aを参照するに、腹部大動脈瘤（AAA）は、腎臓下の大動脈Aの通常の直径を2倍したものによって定義される。心臓は、Hで示される。AAA異常は、65歳以上の男性の5%に見られる。AAAの最も一般的な合併症である動脈瘤の破裂は、当該年齢のグループの男性の約2%の死因であり、欧州の男性の死因の10位である。殆どのAAAは、破裂が生ずるま

40

では無症状であるため、全てのAAAの回復のうち50%までが緊急手術として行われる。破裂したAAAの手術による死亡率は約50%であり、病院に到着するまで生存するのはAAAが破裂した患者のうちのわずかな割合のみであるため、破裂したAAAについての全体地域死亡率は、90%超であると推定される。このために、AAAのための集団検診計画に対する臨床上の及び費用的な有効性に対する関心が高まっている。捕捉された腹部大動脈瘤は、典型的には、拡張した拍動する腹部腫瘤を生じさせる大動脈の縁の非平衡性によって解剖学的に特徴付けられる。生理病理学は、破裂の危険性を含む血管についての議論を失うことからなる。実際に、大動脈は、血液組織の分布、パルス波の減衰等の幾つかの血液力学機能を満たす。これらの機能の最も基本的なことは、動脈ルーメン内に高い血圧の血液を含むことである。動脈壁の動脈瘤の病気は、拡張と称される完全性の部分

50

的な欠如又は破裂に対応する完全性の全体的な損失を特徴とする。従って、大動脈の中の動脈瘤を早期に診断するために、医療分野では、大動脈の膨張率のはっきりとした定量化された標識と共に大動脈の画像を与える非侵襲的な手段が必要である。それに加えて、侵襲的手段の代わりに非侵襲的な手段を用いることが重要であり、なぜならば非侵襲的手段は大動脈の圧力を変化させ、従って実際の大動脈の膨張率を変化させるからである。

【0009】

腹部大動脈瘤(AAA)の深刻さは、一般的にはその最大径を考慮することにより臨床的に推定される。壁の応力が動脈壁の強さを超えると、動脈壁の破損が生ずることが知られている。選択的なAAA回復の手術の印は、一般的には動脈瘤の寸法が直径4.5cm乃至5cmよりも大きいことに基づくものであり、最も頻繁に用いられる医学的な方法は、注意深く待つことであり、動脈瘤の直径は、患者の手術を行うことが妥当な寸法まで拡大したことについて検出されるよう定期的に再測定される。現在では、5cm未満の直径を有するAAAが破裂しうることも知られている。従って、明らかに、更なる診断情報が必要である。従って、望ましくは、膨張率情報が用いられることとなる。

10

【0010】

本発明は、動脈瘤の壁の張力及び緊張の評価用の大動脈パラメータを提供する画像処理方法を提供する。システム及び方法は、AAA用に開発され、大動脈の動脈壁の動作についての情報を医師に与えるよう特に設計されている。この方法は、動脈の拡張及び膨張率を推定するために、動脈壁の位置を自動的に又は限られたユーザ相互作用で、また画像シーケンス中の任意の時間において評価することを可能とする。

20

【0011】

図2Aのブロック図を参照するに、画像シーケンスの処理は、以下の主な段階を有する。

【0012】

1) 画像シーケンスの捕捉 51:

本発明の腹部大動脈瘤壁運動(AAAWM)ツールは、線形湾曲配列を用いて、例えば大動脈のセグメントといった、動脈のセグメントの超音波画像のシーケンスを捕捉する手段を有する。この動脈セグメントは、長手軸を有し、図5又は図9中にグレースケール画像として表わされている。例として、腹部大動脈瘤(AAA)の処理されたシーケンスは、C5-2プローブ及びPhilipsHDI5000スキャナを用いて、組織ドップラ撮像(TDI)モダリティで捕捉された。

30

【0013】

図2Bは、以下説明する画像処理方法の段階を実行する本発明による医療観察システム150を示す図である。システムは、画像のシーケンスのデジタル画像データを捕捉する手段151を有し、この画像処理方法によりこれらのデータを処理するコンピュータ手段153に結合される。

【0014】

データ処理装置153は、本発明により医療画像データを処理する方法を実施するようプログラムされる。特に、データ処理装置153は、方法の段階を実行する計算手段及びメモリ手段を有する。方法を実行するための予めプログラムされた命令を有するコンピュータプログラムプロダクトもまた実施されうる。

40

【0015】

コンピュータ手段153は、シーケンス画像を処理するよう、インターベンション室又はインターベンション室の付近で使用されうる。本発明の方法の段階は、例えば医療パラメータを推定するために、記憶された医療画像に適用されうる。医療監視システムは、コネクション157によりシステム153へ画像データを提供する。システムは、処理された画像データを表示手段及び/又は記憶手段へ与える。表示手段154は、画面でありうる。記憶手段は、システム153のメモリでありうる。当該記憶手段は、或いは外部記憶手段であってもよい。この画像観察システム153は、本発明による方法の段階の機能を実行するようにされた、適切にプログラムされたコンピュータ、又は、LUT、メモリ、

50

フィルタ、論理演算部をいった回路手段を有する専用プロセッサを含みうる。システム 153 はまた、キーボード 155 及びマウス 156 を含みうる。ユーザが方法の選択された段階においてシステムの処理手段を作動させる制御手段 158 を構成するよう、画面上にマウスのクリックによってアクティブ化されるようアイコンが設けられても良く、又は、システムに特別な押しボタンが設けられてもよい。

【0016】

画像のシーケンスのデジタル画像データを捕捉する手段 151 は、この医療観察システム 150 に結合された超音波検査装置でありうる。この医療検査装置 151 は、その上に患者が横たわる寝台、又は装置に対して患者の位置を決定する他の要素を含みうる。超音波検査装置 151 によって生成される画像データは、医療観察システム 150 へ供給される。

10

【0017】

腹部大動脈瘤壁運動 (AAA WM) ツールを形成する上述の段階の技術的な実施について、以下より詳細に示す。動脈壁の境界及び「構造」の語は、同じ意味を有し、セグメント化された対象を表わす。この画像処理方法は、以下の更なる段階を有する。

【0018】

2) ディスプレイ座標中の未加工カラー情報捕捉及び投影 52 :

動脈のセグメントは、トランスデューサ素子の湾曲した配列を用いて更にカラー स्क্যানされる。トランスデューサ配列は湾曲しているため、特許文献 1 に開示の方法は直接は使用されえない。例えば組織ドップラ撮像 (TDI) モダリティといった超音波カラーモードでは、湾曲した配列を用いた स्क্যানは、組織の動きに関連する超音波カラーデータの捕捉を可能とする。超音波未加工カラーデータは、動脈壁の動きを処理するための超音波情報を提供する。超音波未加工カラーデータは、動脈壁の動きを処理するための超音波情報を与える。超音波情報は、超音波カラー स्क্যানのライン又はビームと、各超音波ラインに対する、深さ方向の超音波カラーラインに沿った動脈壁の測度の推定値とから構成される。स्क্যানのカラー幾何学と、カラー捕捉の未加工カラーデータ格納順序を図 3 に示す。図 3 を参照するに、AAA 用に開発された方法では、超音波未加工カラーデータの指数 (角度指数 angle index、深さ指数 depth index) は、超音波カラー情報を動脈壁の位置と一致させるために表示座標 (X, Y) へ変換されねばならない。超音波カラー未加工領域中の指数 (角度指数、深さ指数) を画素 (X, Y) 中の表示領域へ変換するための

20

30

変形の式 (1a, 1b) を以下に表わす。図 3 中、C は स्क্যান中心であり、X0, Y0 は表示領域の表示座標中の C の位置であり、A1 は開始角度であり、A2 は停止角度であり、CL は現在カラーラインであり、Ref は参照角度 = 0° である。これらの式において、

StopAngle 及び StartAngle は、超音波カラー情報又は超音波カラービームのラジアンで計った停止角度及び開始角度を示す。

【0019】

NumAngles は、カラーデータ中のビーム角度の数である。

【0020】

は、2つの夫々の角度における2つの連続するカラービーム間のラジアンで計った間隔である。

40

【0021】

depth は、夫々の角度における所与のビームについての2つの連続するカラー測定値の間のピクセルで計った間隔である。

【0022】

は、カラー領域での角度指数に対応する現在ビームのラジアンで計った現在角度である。

【0023】

depth は、カラー領域の深さ指数に対応する画素の深さである。

【0024】

50

(X , Y) は、画素で計った、表示領域中の (angle index , depth index) の位置である。

【 0 0 2 5 】

$$= (\text{StopAngle} - \text{StartAngle}) / \text{NumAngles}$$

$$\text{depth} = (\text{StopDepth} - \text{StartDepth}) / \text{NumDepths}$$

$$= \text{StartAngle} + \text{angle_index} * \text{depth}$$

$$\text{depth} = \text{StartDepth} + \text{depth_index} * \text{depth}$$

$$X = X_0 - \sin() * \text{depth} \quad (1 a)$$

$$Y = Y_0 + \cos() * \text{depth} \quad (1 b)$$

3) 構造とカラー情報の間の交点の評価 5 3 :

構造は、例えば引用された従来技術に記載された方法を用いて予め決定されるべき動脈壁の2つの内部境界である。構造は、グレースケール画像を用いて決定される。構造は、未加工カラーデータフレーム中で報告される。

10

【 0 0 2 6 】

以下、ディスプレイ中で使用されるカラー線は、その角度が上述のように超音波カラー線から計算されるディスプレイカラー線である。各深さにおける超音波カラー推定値は、以下のようにディスプレイについてのカラー線上で計算及び報告される。

【 0 0 2 7 】

カラー線と構造の交点に対応するインデックスは、超音波カラー領域中の未加工カラーデータフレーム中で決定される。各フレーム及び各構造について、構造の点は、最も近いカラー推定値への距離に関連付けられる。構造の各画素は、カラー領域中の最も近いライン角度に関連付けられる。すると、同じカラーライン角度に関連付けられる全ての画素に対して、深さは次のように推定される。即ち、カラー領域における最終的な深さは、考えられる画素の深さの重心である。重み W は、カラー領域中の最も近いライン角度と画素とスキャン中心 C の間のライン角度の間の余り R の逆数として定義される。小さい余りでは、重み関数は図 4 に示すように閾値処理され、これはカラーラインと構造の間の交点に対する最善の深さを評価するのに適用される重み W を表わす。図 4 中、は、ラジアンで計った2つの連続するカラーライン角度の間のラジアンで計った距離であり、(/ 2) は最大の余り R である。

20

【 0 0 2 8 】

カラーラインと構造の間の交点の推定値の結果を図 5 に示す。小さい細い線の端部は、カラーラインと、参照構造と称される動脈壁境界の間の交点を表わす。カラーラインと参照構造の間に交点がないとき、又は参照構造のうちのみとの交点がないとき、対応するラインのカラー情報は動脈拡張を評価するには使用できず、従って更なる処理には考慮に入れられない。

30

【 0 0 2 9 】

4) 速度の平均化 5 4

各構造について、各カラーラインに関連付けられる速度は、幾つかの速度を平均化した結果である。平均化のために選択された指数の数は、ミリメートルで計った壁の幅に依存する。壁の厚さの通常値は、例えば1ミリメートルである。動脈の境界に近すぎる位置で速度が推定されたとき、ノイズの多いデータの影響を制限するために、平均化は、壁の更に内側の位置に対応する速度に対して行われうる。ずれの変数は、壁の内側の部分に向かった変位の大きさを特定するよう定義されている。また、ずれが必要でなければ、これは0に設定されうる。各構造の速度の大局的な平均化は、シーケンス全体についての心周期の始まりを推定する手段を与える。

40

【 0 0 3 0 】

5) 壁の動きの推定 5 5

各カラーラインに対して、各構造の速度は時間に亘って、例えば心周期に亘って、積分され、なぜならば心周期の始まりは予め決定されており、これは心周期の持続時間の決定を許すからである。これは、時間に亘り各カラーラインに沿った構造の動き情報を与える

50

。積分定数は未知のままであるため、構造の動きは完全に周期的ではなく、心周期の終わりにおける動きの振幅は0とは異なるものでありえ、従ってシフトSを示す。動脈壁の動きに関する理解可能な情報を与えるために、各心周期の終わりにおいて動きの振幅を0にリセットする選択がなされる。動きの連続性を維持するために、各心周期においてデータのアフィン補正が行われる。図6は、心周期の間の連続性についての動きの振幅の補正の原理を示す。補正の前の動きの振幅は曲線C1によって表わされる。補正の後の動きの振幅は、曲線C2によって表わされる。

【0031】

6) ドップラ角度補正 56

壁の動きの振幅は、ドップラ角度について補償するよう補正される。図7は、Refと示される参照角度からの夫々の角度とともにカラーラインと投影ラインを示す。図7中、参照角度Refは、垂直な線によって表わされる。C1によって示されるカラーラインの角度は点線で示され、その値は α と称される。MDによって示される推定された動きの方向の角度は実線で示され、その値は β と称される。角度は、三角法の向きとされ、符号が付される。従って、カラーラインCLと投影ラインの結果として得られるドップラ各は、 α と β の差である。

10

【0032】

補正された動きの振幅は、以下の式(2)を用いて計算され、これは、ドップラ角度を用いた動き振幅補正を与え、但し、WMは、測定された動き振幅 WM_{TDI} の補正された動き振幅を表わす。

20

【0033】

【数1】

$$WM = \frac{WM_{TDI}}{\cos(\alpha - \beta)} \quad (2)$$

7) 拡張推定 57

拡張の推定は、各カラーラインCLについての2つの構造(動脈壁境界)の間の動きの差の結果である。拡張は、アプリケーションのインタフェース用の入力データを与えるために計算される。膨張率は、拡張と動脈の直径の間の比率である。

30

【0034】

8) 動き表現 58

画像中の動きを表わすために、動きの推定される方向に関する選択がなされねばならない。この用途では、動脈壁の動きが動脈の主軸に対して垂直であるという仮定がされる。これは、参照構造の外部の、グローバル動脈軸に対する法線上に表わされる各構造の動き推定を示す図8に示されている。

【0035】

9) シーケンスのフレーム中の表示 59

図8を参照するに、シーケンスの各フレーム中に与えられる表示は、2種類の情報に限られる。1つの種類はm構造の位置である。近位端及び遠位端は、ユーザによってより容易に視覚化されるよう色で表示される。例えば、2つの構造は同じ色で表わされる。次に、各カラーラインに沿った各壁の動きは、ユーザによってより容易に区別されるよう第2の色で表わされる。動きがないことについての参照ラインは、参照構造と称される構造自体であり、動きの振幅は参照構造の位置から始めて表わされる。各動きの振幅についての、第2の色のラインの表現及び動脈壁に対する法線の方向は、選択される投影の方向の理解を可能とする。第2の色のラインは、第2の色のラインの間の動きの全体形状を表わす。図9は、シーケンスの各フレームに対する動脈壁の表示及び動きを示す。

40

【0036】

10) 専用インタフェース上の表示 60

処理の後、結果は図9に示すような専用インタフェース上で概説される。図9は、異な

50

ったライン及び選択の意味に関する情報を与えるようボックス中に注釈される、大動脈の動きを要約するユーザインタフェースである。

【0037】

インタフェースの左上部分は、エコー画像を示し、これは参照番号10で示され、ユーザにより選択されたフレームに対応し、近位壁及び遠位壁に対するセグメンテーション結果、並びに、当該近位壁及び遠位壁の動きの拡張振幅と組み合わせられる。選択された現在のカラーラインが示されており、

- 11は、カラーの選択された限界であり、
- 12は近位壁及び遠位壁のセグメント化を表わし、
- 13は近位壁及び遠位壁の動きであり、
- CLは現在のカラーラインである。

10

【0038】

表示の中段の左の部分は、参照番号20で示され、所与の心周期に対する拡張の最大振幅及び最小振幅をカラーラインの関数として表示する。選択された現在のカラーラインは、エコー画像10中の同じカラーラインの表示に関連する。

【0039】

Maxは、現在の心周期におけるライン毎の最大拡張である。

【0040】

Minは、現在の心周期におけるライン毎の最小拡張である。

【0041】

表示の左下の部分では、参照番号30で示される拡張の振幅が時間の関数として表示される。これは、異なったカラーライン感の拡張の振幅を比較することを可能とする。

20

【0042】

31は、シーケンス中の選択された時間tである。

【0043】

32は、現在の心周期である。

【0044】

右上の部分は、ユーザにより選択された心周期のための参照番号40によって表わされる拡張振幅を表わす。

【0045】

41は、現在心周期についての平均拡張である。

30

【0046】

42は、現在心周期についての選択されたカラーラインの拡張である。

【0047】

ユーザは、表示10又は20又は40中のカラーラインCL、又は図10の表示30中の31によって表わされる時間tを選択するために、超音波システムのマウスのクリックで対話しうる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】大動脈及び腹部大動脈瘤(AAA)を概略的に示す図である。

40

【図2A】本発明の方法の主な段階を示すブロック図である。

【図2B】本発明の方法を実行する処理及び表示手段を有する観察システムを有する検査装置のブロック図である。

【図3】スキャンと未加工カラーデータ記憶順序の幾何を示す図である。

【図4】カラー線と構造の間の交点についての最善の深さを評価するのに適用される重みを示す図である。

【図5】カラー線と構造を有する超音波画像、並びに、カラー線と構造の間の交点を示す図である。

【図6】心周期間の連続性についての動き振幅補正の原理を示す図である。

【図7】参照からの夫々の角度のカラー線及び投影線を示す図である。

50

【図8】シーケンスの各フレームについての動脈壁及び動きの表示を示す図である。

【図9】異なった線及び交点の意味に関する情報を与えるよう注釈を伴う、大動脈の動きを概略するユーザインタフェースを示す図である。

【図1】

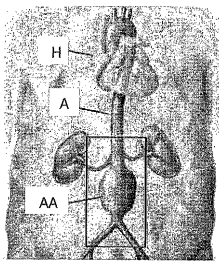
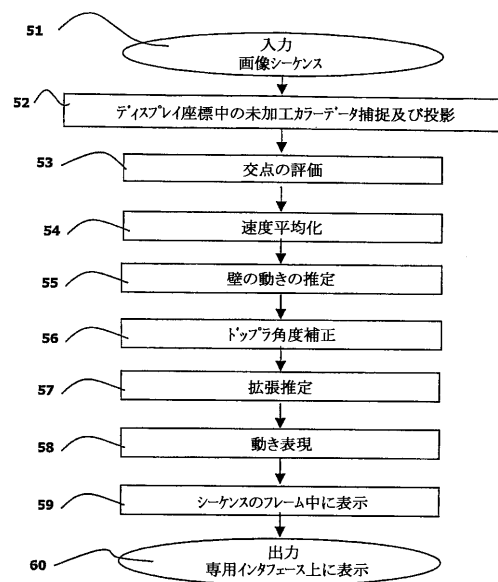


FIG.1

【図2A】



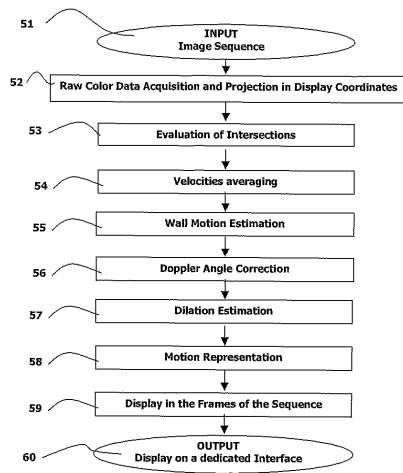


FIG.2A

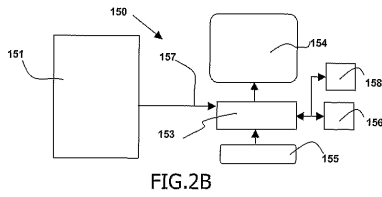


FIG.2B

【 図 3 】

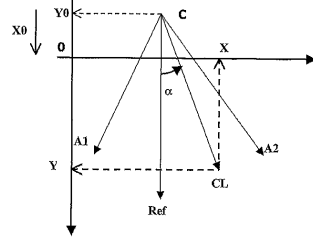


FIG.3

【 図 4 】

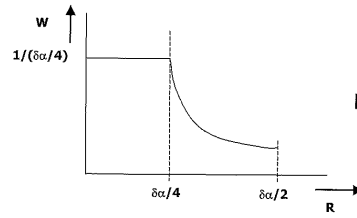


FIG.4

【 図 5 】

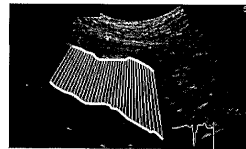


FIG.5

【 図 6 】

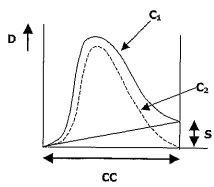


FIG.6

【 図 7 】

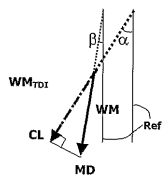


FIG.7

【 図 8 】

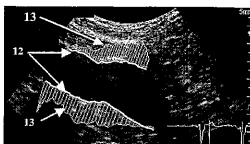


FIG.8

【 図 9 】

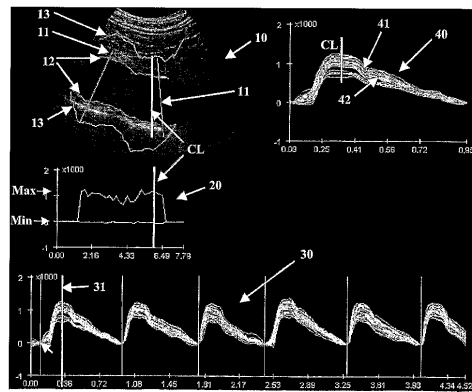


FIG.9

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internal Application No PCT/IB 03/05928
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08		
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) IPC 7 A61B		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 079 242 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD) 28 February 2001 (2001-02-28) paragraphs '0011!', '0016!', '0032!', '0034!', '0039!', '0040!', '0043!'-'0053! figures	1-12
A	US 2001/031921 A1 (BONNEFOUS ODILE) 18 October 2001 (2001-10-18) paragraphs '0021!', '0037!', '0038! figures	1-12
A	US 5 800 356 A (LOUPAS THANASIS ET AL) 1 September 1998 (1998-09-01) column 2, line 35-49 column 3, line 5-36, 50-60	1-12
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents:		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 February 2004		Date of mailing of the international search report 08/03/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Palatinlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Willig, H

Form PCT/ISA/EPO (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 03/05928

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 464 641 B1 (MO LARRY Y L ET AL) 15 October 2002 (2002-10-15) abstract -----	1
A	OLSEN C F: "Doppler ultrasound: a technique for obtaining arterial wall motion" IEEE TRANSACTIONS ON SONICS AND ULTRASONICS, vol. SU-24, no. 6, November 1977 (1977-11), pages 354-358, XP009026628 -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No.
 PCT/JP 03/05928

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1079242	A	28-02-2001	JP 2001061840 A	13-03-2001
			CA 2313913 A1	24-02-2001
			EP 1079242 A2	28-02-2001
			US 6258031 B1	10-07-2001
US 2001031921	A1	18-10-2001	WO 0147421 A1	05-07-2001
			EP 1158904 A1	05-12-2001
			JP 2003518404 T	10-06-2003
US 5800356	A	01-09-1998	AT 223177 T	15-09-2002
			AU 6979198 A	03-12-1998
			CA 2239330 A1	29-11-1998
			DE 69807575 D1	10-10-2002
			DE 69807575 T2	07-08-2003
			EP 0880937 A2	02-12-1998
			JP 11042227 A	16-02-1999
			NO 982447 A	30-11-1998
US 6464641	B1	15-10-2002	US 6068598 A	30-05-2000
			EP 1176910 A1	06-02-2002
			JP 2003523250 T	05-08-2003
			WO 0162155 A1	30-08-2001
			EP 1005834 A1	07-06-2000
			JP 2000287977 A	17-10-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, 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, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, 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, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, 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, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ジェルモン - ルーエ , ローランス

フランス国 , 7 5 0 0 8 パリ , ブールヴァール・オスマン 1 5 6

(72)発明者 ボヌフ , オディル

フランス国 , 7 5 0 0 8 パリ , ブールヴァール・オスマン 1 5 6

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB22 DD05 DD14 DD19 DE04 EE05 FF08 GB04

JB46 JC05 JC09 JC13 JC21 KK02 KK19 KK24 LL38

专利名称(译)	超声多普勒系统确定动脉壁的运动		
公开(公告)号	JP2006510413A	公开(公告)日	2006-03-30
申请号	JP2004560100	申请日	2003-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ジェルモンルーエローランス ボヌフオデル		
发明人	ジェルモン-ルーエ,ローランス ボヌフ,オデル		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/DD05 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE05 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/JB46 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2002293134 2002-12-18 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波观察系统，用于使用弯曲的换能器元件阵列显示动脉图像，所述换能器元件包括沿其纵轴搜索并且具有相对于心动周期移动的壁的超声波观察系统。超声图像序列的片段和多普勒颜色序列，动脉壁沿多普勒彩色超声扫描线的速度和运动的振动沿着垂直于动脉全局轴的直线估计动脉壁的宽度并估计动脉幅度，并在特殊显示器上显示最后一个动脉壁的振幅曲线，用户可在其上进行交互并且显示装置用于显示超声图像。本发明还涉及一种图像处理方法，其具有用该系统执行的步骤。

