

(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2006-510412

(P2006-510412A)

(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 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

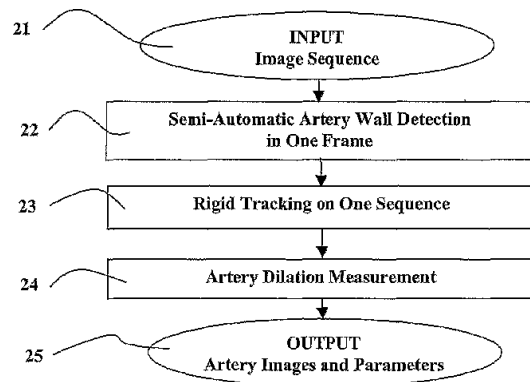
(21) 出願番号	特願2004-560094 (P2004-560094)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年12月12日 (2003.12.12)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成17年6月15日 (2005.6.15)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/005914		Koninklijke Philips
(87) 国際公開番号	W02004/054447		Electronics N. V.
(87) 国際公開日	平成16年7月1日 (2004.7.1)		オランダ国 5621 ペーアー アイ
(31) 優先権主張番号	02293133.1		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(32) 優先日	平成14年12月18日 (2002.12.18)	(74) 代理人	100070150
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		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】 動脈パラメータを推定する超音波装置

(57) 【要約】

本発明は、動脈のセグメントの長手軸に沿って探索され、動く壁を示す動脈のセグメントを表わす画像シーケンス中の画像を処理する、超音波画像処理システムであって、シーケンスの画像中の動脈壁を検出する半自動検出手段と、シーケンスの他の画像中の対応する動脈壁を追跡する自動リジッド追跡手段と、動脈壁の動き及び膨張率を評価する評価手段と、画像を視覚化する観察手段とを有する、システムに関連する。本発明は更に、トランスデューサ素子の湾曲した配列を有し、本発明のシステムに結合され、画像を視覚化する観察手段を有する超音波検査装置に更に関連する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

動脈のセグメントの長手軸に沿って探索され、動く壁を示す動脈のセグメントを表わす画像シーケンス中の画像を処理する、超音波画像処理システムであって、

前記シーケンスの画像中の動脈壁を検出する半自動検出手段と、

前記シーケンスの他の画像中の対応する動脈壁を追跡する自動リジッド追跡手段と、

前記動脈壁の動き及び膨張率を評価する評価手段と、

画像を視覚化する観察手段とを有する、システム。

【請求項 2】

前記半自動検出手段は、

10

前記シーケンスの画像のうちの開始画像として参照画像を選択し、

費用関数の最小化に基づく経路探索技術によって支援され、前記開始画像中の前記動脈壁を表わす経路と称される線を描く、

ユーザ相互作用手段を有するユーザ支援動脈壁検出手段である、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

壁を表わす経路を描画するユーザ相互作用手段は、

新しい経路構造を作成するのに前記開始画像中の開始画素を選択し、

前記開始画像中の前記開始画素と第 2 の選択された画素との間に経路の部分を描画し、

前記経路を構成する個々の画素の費用の合計として前記経路の部分の費用関数を評価し 20

、前記費用関数を最小化する経路として最適経路を選択し、

前記最適経路を記憶し、

連続する画素間の経路の部分を描出し、夫々の費用関数を評価する操作を行ない、前記最適経路を選択し、前記動脈壁に対して完全な経路が描かれるまで前記最適経路を記憶する、手段を有する、請求項 2 記載のシステム。

【請求項 4】

前記超音波画像中の画素における勾配に基づいて個々の画素の費用を推定する手段を有する、請求項 3 記載のシステム。

【請求項 5】

30

前記シーケンスの他の画像中の対応する動脈壁を追跡する自動リジッド追跡手段は、

前記開始画像中に描かれた経路の周りの関心領域を定義し、前記シーケンスの他の画像中の同じ関心領域を用い、

前記開始画像の次の現在画像を選択し、

前記開始画像中の前記経路の位置を用いて前記現在画像中の前記経路の追跡を初期化し

、前記現在画像中に壁を当て嵌めるよう前記現在画像中の前記初期経路に平行移動を適用し、

前記開始画像と同じ費用関数を用いて前記現在画像中の前記経路の費用を評価し、前記費用関数を最小化する平行移動を見つけ、 40

前記シーケンスの始まりと終わりに達するまでこれらの経路発見段階を繰り返す、経路発見手段を有する、請求項 3 又は 4 記載のシステム。

【請求項 6】

前記費用を評価する手段は、2次元に時間体積を加えたものと考えられる、前記シーケンスの全ての画像に対して計算される前記超音波画像中の画素における勾配に基づいて個々の画素の費用評価を行なう、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

半自動検出及びリジッド追跡で経路発見を行なうことにより、前記壁のセグメンテーションを用いて前記シーケンスの画像中の超音波ビームに沿って動脈の拡張を計算する計算手段を有する、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載のシステム。 50

【請求項 8】

前記動脈の直径により拡張の比率として膨張率を計算する計算手段を有する、請求項 7 記載のシステム。

【請求項 9】

前記超音波画像に重ね合わされた、前記動脈壁に対する色付きの経路及び前記壁の拡張に対する色付きのパターンを表示するカラー表示手段を有する、請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 10】

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のを可能とする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。

10

【請求項 11】

請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載のシステムで使用されるべき一組の命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 12】

前記トランスデューサ配列は、湾曲したトランスデューサ配列である、請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載のシステム。

20

【請求項 13】

トランスデューサ素子のアレイを用い、超音波画像のシーケンスを捕捉する段階と、動脈中の異常を検出する段階とを有し、

前記シーケンスの参照画像中の動脈壁の半自動検出と、

前記シーケンスの他の画像中の対応する動脈壁の自動リジッド追跡と、

動脈壁の運動及び膨張率の評価と、

画像の視覚化とを行う、超音波医療画像処理方法。

【請求項 14】

超音波画像を捕捉する手段を有し、請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の画像処理システムに結合される、超音波検査装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心周期の関数として動脈パラメータの印を有する動脈セグメントの超音波診断画像シーケンスを構成及び表示する処理手段を有する超音波撮像システム及び超音波検査装置に関連する。本発明はまた、当該システム及び当該装置を動作させるステップを有する画像処理方法に関する。本発明は、超音波撮像の分野において、動脈の異常及び特に大動脈瘤等の大動脈の異常を示していることが疑われている患者を検査する心臓血管用の非侵襲医療器具を提供するのに用いられる。

【背景技術】

40

【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伸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

50

を示す点によって構成される。従って、特許文献1の図4C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。

【0003】

拡張曲線は、狭窄を調べるのには確かに非常に有利である。問題となるのは、動脈瘤を調べるときに、膨張率の評価は心臓内科医によって更に利用できることである。動脈瘤の深刻さは、その最大径を考えることによって推定されうる。従って、膨張情報は有用である。しかしながら、現在では、心臓内科医は、動脈瘤の場所において動脈壁に作用している機械的な応力は非常に適切な検討事項であると考えている。従って膨張率情報は、非常に適切な検討事項であり、望ましくは膨張情報とともに使用されるべきである。

10

【0004】

他の問題は、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、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。

20

【0005】

他の問題は、ゼロ拡張の時点において動脈壁の参照座標に対応する一定の値をなくすことのみを許すことである。このことは、ゼロ拡張の時点において直線的な参照線により動脈壁を表わすことに対応する。このような線形の参照表現は、医師にとって理解が困難である。従って、これらのゼロ拡張の時点における動脈壁の正確な場所及び表現が必要である。

【0006】

腹部大動脈瘤(AAA)は、通常腎臓下の動脈の直径を2倍したものにより定義される。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耐

30

【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】

【0007】

腹部大動脈瘤(AAA)があると疑われる患者の追跡のために新しい診断情報を見つける問題を扱うために、本発明は、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用の画像処理システムを提供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用が開発されたシステムを提案する。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

この画像処理システムを、請求項1に記載する。この画像処理システムは、大動脈の壁の動きが、腹部大動脈瘤を調べるときに医師にとって有用なパラメータとともにはっきりと目に見えるという利点を与える。このシステムは、画像を視覚化するための表示手段を有し、動脈壁の異常の非侵襲的な診断用の器具を構成する。このシステムを動作させる処理ステップを有する超音波診断方法及びこのシステムに結合された超音波装置は、従属項に記載されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

50

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临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。

10

20

【0010】

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。しかしながら、AAA形状の色の異なった陰影として壁の応力を示す図1Bを参照するに、従って、膨張率情報は、拡張情報よりも適切な検討事項である。実際に、壁の応力が物質の強さを超えると、物質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。

30

【0011】

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システム及び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。

【0012】

まず方法について説明する。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。

【0013】

図2を参照するに、画像シーケンスの処理は、以下の主な段階へ分けられる。

40

- (1) 画像シーケンスを捕捉する段階21。
- (2) ユーザ相互作用をライブワイヤ検出と組み合わせたものによる大動脈の近位壁と遠位壁の半自動検出段階22。この段階は、シーケンスの1つのフレームに適用される。
- (3) シーケンス中の2つの壁の自動リジッド追跡段階23。
- (4) 動脈壁の動き及び拡張の評価段階24。
- (5) シーケンス中の結果の表示段階25。

【0014】

この腹部大動脈瘤壁運動(AAAWM)ツールは、特に、以下のことを含む。

【0015】

50

(1) 直線配列を用いた、例えば大動脈のセグメントといった、大動脈のセグメントの超音波画像のシーケンスの捕捉 2 1。この動脈セグメントは、長手軸を有し、図 3 又は図 1 1 又は図 1 2 に示すようなグレースケール画像で表わされる。

【0016】

図 1 4 を参照するに、本発明の原理により構築された超音波撮像システムは、ブロック図で示される。以下説明する実施例では、この超音波撮像システムは、大動脈の検査用のツールとして使用される。この超音波撮像システムは、半径方向に運動する壁を有する動脈セグメントを視覚化し、動脈セグメントの所与の位置で心周期中の異なった時点の関数として、血圧の影響下で生ずる半径方向の動脈拡張を定量化する、本発明の画像処理方法を実行するサブシステムを有する。

10

【0017】

(2) シーケンスの 1 つの画像中の、エコー情報に基づく、動脈壁の半自動セグメント化 2 2。図 4 のブロック図に示すように、ユーザは、シーケンスの 1 つの画像と相互作用し、ライブワイヤ技術と称される技術を用いて動脈境界の支援された描画を行う。ユーザは、図 3 に示すシーケンスの任意の画像中で動脈壁の境界を描きうる。従って、図 6 の追跡伝搬法によって示すように、ユーザは、 n と付番される開始画像として、境界の定義が最善のコントラストで現れるものを選択しうる。ライブワイヤ技術は、画像中の勾配の最大及び最小の大きさを夫々表す $\max Grad$ 及び $\min Grad$ と称される値の推定を含む。エコー画像はノイズが多いため、画像は、勾配の推定の前にガウシアン・フィルタを用いて平滑化される。次に、大動脈の境界を描くのに適合されたライブワイヤ技術用の費用関数が定義される。

20

【0018】

(3) 図 7 に示し、また、図 8 及び図 9 のブロック図に示す、シーケンスの残りの大動脈壁位置の自動リジッド追跡 2 3。追跡は、ユーザが大動脈の壁の境界を描いた開始画像から開始する。図 6 の追跡伝搬法を参照するに、 n で付番された開始画像が画像シーケンス 4 の真ん中にあれば、全体画像シーケンス 4 に対する完全な追跡を与えるよう、前方追跡 2 及び後方追跡 1 が行われる。前方追跡 2 に関して、原理は、以前のフレーム n 中で見つけたのと同じ位置で現在フレーム ($n + 1$) 中の構造の位置を初期化すること、次に、例えば図 7 に示すように、現在フレームの境界を当てはめるために構造を移動させることである。構造の動きは、垂直及び水平の平行移動に限られる。現在フレーム中の最善の当てはめを決定するために、費用関数の最小化に基づいて最適化規準が用いられる。

30

【0019】

(4) 直線湾曲配列を用いて超音波システムで腹部大動脈の拡張及び膨張率を測定するための追加的な処理 2 4。

【0020】

(5) 例えば図 1 1 のボックスに示すように調べられている動脈に関連するパラメータの出力 2 5。本発明の方法は、体内人工器官での処置の前及び処置の後に、成長の監視の文脈において腹部大動脈瘤 (AAA) の拡張を測定するのに使用されうる。局所的な動きの勾配は、局所的な緊張を示す。動脈瘤の低い脈動性は、拡張した壁により弾性でなくなった動脈の指標であり、重大な健康被害である破裂の危険性の指標でありうる。ステント処置の後の高い脈動性は、ステント内の漏れを示し、更なる臨床的な介入を必要とする動脈瘤の再灌流を示す。

40

【0021】

図 1 4 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 1 5 0 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 1 5 1 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 1 5 3 に結合される。データ処理装置 1 5 3 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 1 5 3 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。本発明の方法の段

50

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、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。医療観察システム150は、超音波検査装置151に組み込まれてもよい。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。腹部大動脈瘤壁運動(AAAWM)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。

10

【0022】

冒頭に記載の従来技術によって示されるように、患者の頸動脈に適用されるリニアプローブを用いて大動脈の拡張を決定することが既に知られている。公知の方法は、患者の大動脈の検査に用いられるプローブが湾曲しているため、本発明の方法を実行するにはもはや適していない。大動脈の動脈瘤は、検査されている被検体によって、非常に変わる形状及び寸法を有する。従って、シーケンスの画像中の壁(構造)の検出は、非常に適応性の高いセグメンテーション・ツールである。画像の可変性に対応するために、ユーザの相互作用を、画像のセグメント化のためのより自動的な処理と組み合わせることが望ましい。従って、ユーザは、自分が選択しうるシーケンスの1つの画像中のAAA壁の境界を線引きするよう求められる。この線引きは半自動的であり、「ライブワイヤ(Live-Wire)」と称される技術に基づいており、これについては、A.X.Falcao、J.K.Udupa、S. Samarasekera、S.Sharma及びB.E.Hirsh著、「User-Steered Image Segmentation Paradigms; Live Wire and Live Lane」、「Graphical Models and Image Processing 60, 第233乃至260頁、1998年」に記載されている。本発明の方法の原理は、この境界上でユーザにより選択された連続的な点の間に配置された境界の自動検出を行うことである。境界の検出は、費用関数の最適化に基づく。

20

30

【0023】

[ステップ1の実施：画像シーケンスの捕捉]

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。

【0024】

[ステップ2の実施：1つの選択されたフレーム中の半自動エッジ検出]

図14を参照し、境界の支援された描画のために図3を参照するに、ユーザは、画面154上に表示されたnと付番された画像のシーケンス中に選択された開始画像を視覚化している間、マウス156の左又は右ボタンをクリックし、マウスを移動させうる。図4を参照するに、左クリック41は、境界を始め、境界内の中間点を選択するのに使用されうる。右クリック47は、境界を終了するのに用いられる。境界は、「経路(path)」構造に格納される。様々なユーザ相互作用の取り扱いについて以下に示す。

40

【0025】

左クリック41で、最初のクリックであれば、新しい経路構造を作成する42；そうでなければ、経路構造に一時経路を追加する43。

【0026】

50

マウスの移動 44 で、最後の左クリックと現在のカーソル位置の間に最適経路を見つけ
45、又は結果と共に一時経路を埋める 46。

【0027】

右クリック 47 で、一時経路を経路構造に追加する 48。又は経路を終了する 49。

【0028】

費用関数は、マウスの 2 つの連続する位置の間の最適経路を決定するのに用いられる。
第 1 の位置は、ユーザのクリックに常に関連する。第 2 の位置は、マウスの現在位置又は
ユーザのクリックのいずれかでありうる。これは、経路探索技術によりどこに最適経路が
見つかったかをリアルタイムでユーザに示すことを可能とする。マウスの 2 つの位置の間
の経路の費用は、経路を構成する個々の画素の費用の和である。経路探索技術の目的は、
経路の費用を最小化することであるため、境界の位置における個々の画素の費用は小さく
なくてはならない。個々の費用は、エコー画像の勾配に基づく。エコー画像はかなりノイ
ズが多いため、勾配推定の前に、まず、ガウシアン・フィルタを用いて平滑化される。画
素の費用は、以下の式、

10

【0029】

【数 1】

$$\text{cost}(\text{pixel}_i) = 255 * \frac{\text{max Grad} - \text{grad}(\text{pixel}_i)}{\text{max Grad} - \text{min Grad}} \quad (1)$$

20

で定義され、式中、max Grad 及び min Grad は、勾配の最大及び最小の大きさを
夫々表わす。個々の画素の費用は、ユーザが相互作用する画像の各画素に対して計算さ
れる。図 5 は、低費用が濃く、画像境界を表わす、最適経路検出のための画素費用の画像
を示す。

【0030】

[ステップ 3 の実施：画像シーケンス S 中の構造リジッド追跡]

実際は、大動脈瘤は、画像シーケンスを通じて大きく変形することはない。最初の近似
として、平行移動に限られた運動のリジッド追跡が、シーケンスの残りの構造を自動的に
検出するのに使用されうる。追跡は、シーケンスの最初に選択されたフレーム中でユーザ
によって与えられる半自動化されたセグメンテーションの結果で初期化される。構造とも
称される近位壁及び遠位壁は、全体シーケンス中で個々に追跡される。

30

【0031】

図 8 を参照するに、リジッド追跡は、以下の一般的なサブステップを含む。

【0032】

開始フレームと称される選択されたフレーム n 中の構造と称される近位及び遠位壁境界
を描くサブステップ 81 及び 82。

【0033】

各構造の周りの ROI と示される関心領域を定義するサブステップ 83、84。図 3 は
、P1 で示される近位壁境界の決定のための ROI P と称される 1 つの ROI の定義と、
P2 によって示される遠位壁境界の決定のための ROI D と称される 1 つの ROI の定義
とを示す。シーケンスの全てのフレーム中で同じ ROI が使用される。

40

【0034】

ROI P 及び ROI D 中で近位及び遠位壁境界を追跡するサブステップ 85、86。

【0035】

図 7 及び図 9 を参照するに、リジッド追跡は、シーケンス S の n によって示される選
択されたフレーム中で半自動的にセグメント化された構造でサブステップ 91 を初期化する
。図 6 に示すように、追跡は、選択されたフレーム n から開始し、後方追跡と称される方
向 1 に従ってシーケンスの始まりへ向かって、また、前方追跡と称される方向 2 に従って
シーケンスの終わりへ向かって伝搬する。シーケンス中の 1 つの構造についてのリジッド
追跡の繰り返しを、図 6 及び図 9 を参照して説明する。この説明は、前方追跡 2 に限られ

50

る。後方追跡 1 についての技術は完全に対称なものである。リジッド追跡は、以下の詳細なサブステップを含む。

【 0 0 3 6 】

シーケンス S において、画像シーケンス 4 中の開始フレーム n の選択 9 1 と、図 4 に示すステップ 2 及び詳細なサブステップ 4 1 乃至 4 9 を参照して詳細に説明する経路を描く。

【 0 0 3 7 】

図 7 を参照するに、座標 X、Y で経路の位置の初期推定としてフレーム n 中の経路の位置 P を用い、次のフレーム (n + 1) 中の経路 P ' の推定 9 2 を行う。原理的には、サブステップ 9 2 において、以前のフレーム n において見つけたのと同じ位置で現在フレーム (n + 1) 中の構造の位置を初期化し、現在フレームの境界を与え嵌めるよう構造を移動させることである。

10

【 0 0 3 8 】

経路の各点の潜在的なものの和としてフレーム (n + 1) 中の現在位置における経路の費用の評価 9 3。現在フレーム中の最善の当て嵌めを決定するために、最適化規準が定義される。この規準は、サブステップ 9 3 における費用関数の最小化である。以前のステップ 2 において用いた原理と同様に、構造の費用は、構造の全ての画素の費用の和として定義される。

【 0 0 3 9 】

経路の費用を最小化する限られた数の可能な平行移動の中から平行移動を見つける 9 4。最適な平行移動についての探索は、サブステップ 9 4 において許された平行移動の制限内で可能な平行移動の完全な探索で実現される。構造の移動は、垂直及び水平の平行移動に限られる。

20

【 0 0 4 0 】

以前のステップで見つけた最適な平行移動により経路を移動させる 9 5。運動の連続性の仮定は、サブステップ 9 5 において平行移動が考慮された領域を減少させるのに用いられる。

【 0 0 4 1 】

シーケンスの終わりまでの経路の推定のサブステップ 9 2 からの繰り返し 9 6。

【 0 0 4 2 】

シーケンス中の構造の空間的・時間的追跡に用いられる費用関数は、式 (1) として計算された個々の画素費用に基づく。主な差は、勾配がシーケンスの全てのフレームに対して計算されること、及び、これらのフレームが 2 次元 (X , Y) + 時間 (t) 体積 [(2 - D + t) 体積] として考えられ、個々のフレームとして考えられるのではないことである。これは、シーケンス中の勾配の空間的・時間的な推定を与える。この技術は、時間方向に勾配を平滑化するため興味深いものであり、これは連続するフレーム間でより多くの移動連続性を確実とする。(2 - D + t) 勾配の計算は、A A A W M ツールの全体の処理の最も時間のかかるステップであるため、この計算は、近位壁境界決定については R O I P、遠位壁境界決定については R O I D によって示される関心領域内で実行される。シーケンスの全てのフレームで同じ R O I が用いられ、従って (2 - D + t) 画像を定義する。R O I P 及び R O I D についての費用画像は、図 1 0 A 及び図 1 0 B に夫々示されており、これは各 R O I に対する (2 - D + t) 潜在関数の 2 次元ビューを示す。

30

40

【 0 0 4 3 】

[ステップ 4 の実施 : 動脈拡張の評価]

壁の動きを処理するのに用いられる超音波カラー情報は、超音波未加工カラーデータである。これは、超音波カラーキャンのラインと、各ラインに対する深さ方向の測度の推定値から構成される。膨張率は、画像中の動脈壁上の 2 つの反対の点を選択することにより相互作用的に選択される。2 つの点は、選択された位置における直径を表わすよう、図 1 1 に示すようにセグメント 1 1 によって連結される。膨張率 d の評価の前提条件は、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、動脈壁の拡張が計算されていることである。

50

【 0 0 4 4 】

拡張の推定は、各超音波カラー線についての2つの構造の間の移動の差の結果である。図12の画像及び図13のボックスによって示されるように、拡張は、従来技術で引用された文献に開示されているように、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 d は、選択された直径位置において、以下の式、

【 0 0 4 5 】

【 数 2 】

$$d = \frac{\text{拡張}}{\text{直径}} * 100\% \quad (2)$$

10

を用いて計算される。

【 0 0 4 6 】

[ステップ5の実施：画像及びパラメータの表示]

画像中の運動を表わすために、運動の推定される方向に関する選択がなされねばならない。この適用では、動脈壁の運動が動脈の主軸に対して垂直であると仮定される。シーケンスの各フレーム中に与えられたディスプレイは、2種類の情報に限られる。第1の種類は、構造の位置である。構造12と称される近位壁及び遠位壁は、色で示され、望ましくは、第1の色と称される同じ色で示される。次に、各超音波カラーラインに沿った各壁の動きは、望ましくは第2の色と称される他の色で表わされる。運動なしについての基準ラインは、構造自体であり、振幅は構造位置から開始して表わされる。第2の色のラインの表現は、各運動振幅に対して選択された投影の方向を理解することを可能とする。第2の色のラインは、超音波カラーラインの間の動きの全体形状13を表わすよう相互接続される。処理の後、図12及び図13に示すように、結果は専用インタフェース上に要約される。図12は、ユーザにより選択されたフレームに対応するエコー画像をグレーレベルで、セグメンテーションの結果及び拡張の振幅とともに表わす。図12の画像はまた、拡張の振幅を表わす。図13のボックスは、動脈パラメータを表示する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 7 】

【 図 1 A 】 大動脈及び腹部大動脈瘤 (A A A) を概略的に示す図である。

30

【 図 1 B 】 腹部大動脈瘤上の壁の応力の分布を示す図である。

【 図 2 】 本発明の方法の主なステップを示すブロック図である。

【 図 3 】 画像シーケンス中の画像を R O I P 及び R O I D 中に描かれた壁の境界とともに示す図である。

【 図 4 】 動脈壁境界を描画するためのユーザ相互作用を示すブロック図である。

【 図 5 】 最適経路検出についての画素費用の画像を示す図である。

【 図 6 】 追跡伝搬法を示す図である。

【 図 7 】 シーケンスの画像中の壁境界追跡を示す図である。

【 図 8 】 画像シーケンス中の R O I P 及び R O I D を用いて壁の境界を見つける追跡段階のサブステップを示すブロック図である。

40

【 図 9 】 シーケンス画像中の前方又は後方リジッド追跡のサブステップを示すブロック図である。

【 図 1 0 A 】 R O I P 及び R O I D についての (2 - D + t) 潜在関数の2つのビューのうちの一つを示す図である。

【 図 1 0 B 】 R O I P 及び R O I D についての (2 - D + t) 潜在関数の2つのビューのうちの一つを示す図である。

【 図 1 1 】 超音波画像を膨張率の計算のための大動脈の直径の反復的な選択の印と共に示す図である。

【 図 1 2 】 超音波画像を大動脈の拡張の印と共に示す図である。

【 図 1 3 】 大動脈のセグメントに関連するパラメータを与える情報のボックスを示す図で

50

ある。

【図14】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。

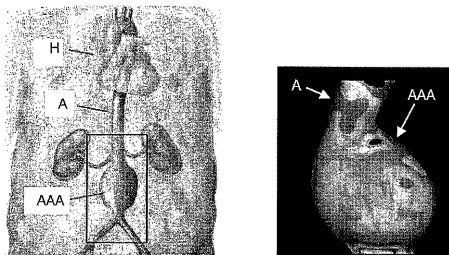
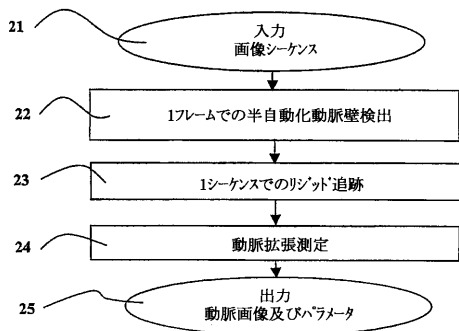


FIG.1A

FIG.1B

【図2】



【図3】

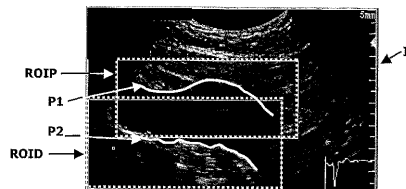
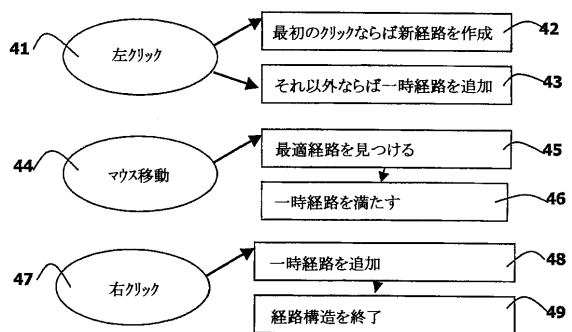


FIG.3

【図4】

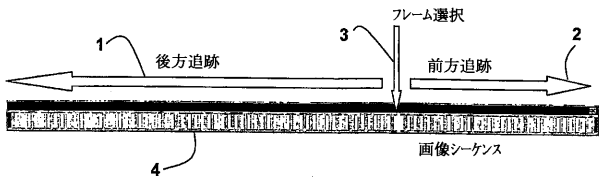


【図5】



FIG.5

【 図 6 】



【 図 7 】

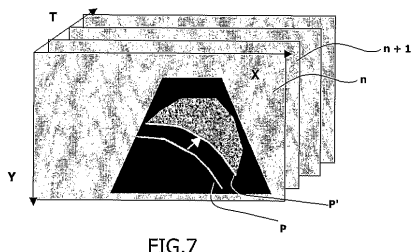
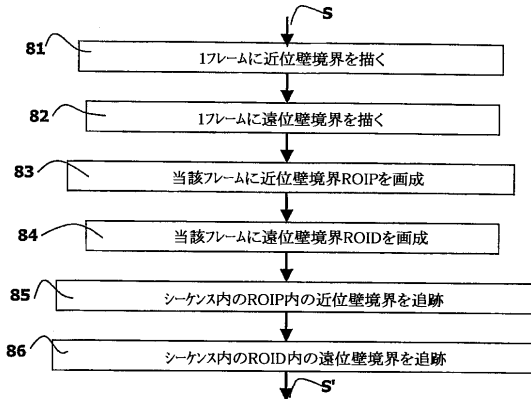
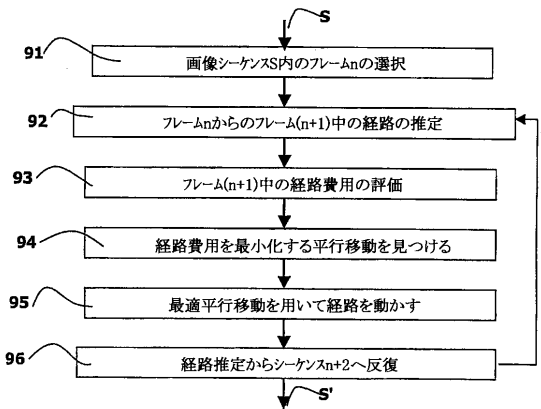


FIG.7

【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 2 】

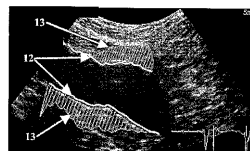


FIG.12

【 図 1 3 】

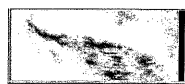
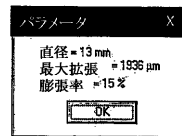


FIG.10A

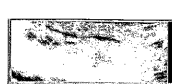


FIG.10B

【 図 1 1 】

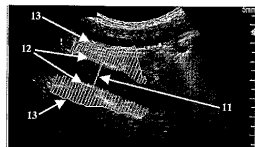


FIG.11

【 図 1 4 】

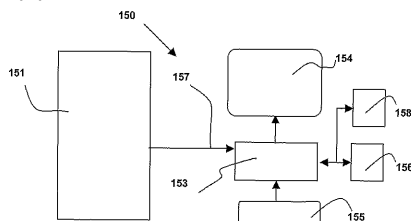


FIG.14

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Classification No PCT/IB 03/05914
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, PAJ, INSPEC, BIOSIS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WILSON KA, HOSKINS PR, LEE AJ, FOWKES FGR, RUCKLEY CV, BRADBURY AW: "Ultrasonic measurement of abdominal aortic aneurysm wall compliance: reproducibility study" JOURNAL OF VASCULAR SURGERY, ISSN: 0741-5214, vol. 31, no. 3, March 2000 (2000-03), pages 507-513, XP008029450	1, 11, 12, 14
Y	page 507 -page 509 --- -/-	2-10
<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, each combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 April 2004		Date of mailing of the international search report 23/04/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5918 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lommel, A

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Patent No.
 PCT/IB 03/05914

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	FALCAO A X ET AL: "User-Steered Image Segmentation Paradigms: Live Wire and Live Lane" CVGIP GRAPHICAL MODELS AND IMAGE PROCESSING, ACADEMIC PRESS, DULUTH, MA, US, vol. 60, no. 4, July 1998 (1998-07), pages 233-260, XP004418891 ISSN: 1077-3169 page 237 -page 249 ---	2-6
Y	LEVIENAISE-OBADIA B, GEE A: "Adaptive segmentation of ultrasound images" IMAGE AND VISION COMPUTING, ISSN: 0262-8856, vol. 17, no. 8, June 1999 (1999-06), pages 583-588, XP002276370 Elsevier, Netherlands * whole document * ---	2-8
Y	US 2001/039382 A1 (BONNEFOUS ODILE) 8 November 2001 (2001-11-08) figure 3 ---	9,10
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2002, no. 12, 12 December 2002 (2002-12-12) & JP 2002 238903 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO LLC), 27 August 2002 (2002-08-27) abstract ---	1-7,11, 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/IB 03/05914**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Diagnostic method practised on the human or animal body
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 03/05914

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2001039382 A1	08-11-2001	WO 0146713 A1	28-06-2001
		EP 1157285 A1	28-11-2001
		JP 2003517912 T	03-06-2003
JP 2002238903 A	27-08-2002	NONE	

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 BB22 DD14 DD26 EE09 EE22 GB04 JC09 JC16 JC37

KK02 KK12 KK24 KK28 LL04 LL38

5B057 AA07 BA05 BA12 CA12 CA16 CB12 CB16 CC02 CE02 CE05

CE06 CE17 DA04 DA08 DB02 DB09 DC04 DC09 DC16 DC22

专利名称(译)	用于估计动脉参数的超声波装置		
公开(公告)号	JP2006510412A	公开(公告)日	2006-03-30
申请号	JP2004560094	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 ボヌフオデイル		
发明人	ジェルモン-ルーエ,ローランス ボヌフ,オデイル		
IPC分类号	A61B8/12 G06T1/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B8/0858 A61B8/466 A61B8/467		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB22 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/LL04 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA12 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE02 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CE17 5B057/DA04 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC04 5B057/DC09 5B057/DC16 5B057/DC22		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2002293133 2002-12-18 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种超声成像系统，用于处理图像序列中的图像，该图像序列表示沿着动脉段的纵轴搜索的动脉段并且指示包括动脉壁的移动壁。自动刚性跟踪装置，用于跟踪序列的其他图像中的相应动脉壁，用于评估动脉壁的运动和扩张速率的评估装置，用于可视化图像的观察装置的具有，与系统相关联。本发明还涉及一种超声波检查装置，其具有弯曲的换能器元件布置，并且具有耦合到本发明的系统并用于使图像可视化的观察装置。

