

(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2004-518473

(P2004-518473A)

(43) 公表日 平成16年6月24日(2004.6.24)

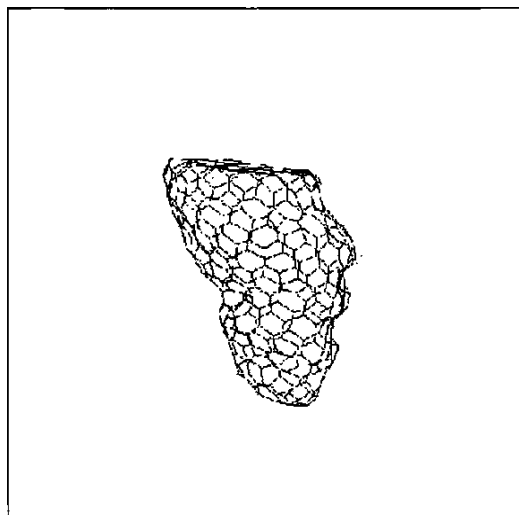
(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 D	4 C 3 0 1
A 6 1 B 6/00	A 6 1 B 6/00 3 6 0 A	4 C 6 0 1
G 0 6 T 15/00	G 0 6 T 15/00 2 0 0	5 B 0 5 0
G 0 6 T 17/40	G 0 6 T 17/40 A	5 B 0 8 0
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2002-561780 (P2002-561780)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成14年1月24日 (2002.1.24)		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
(85) 翻訳文提出日	平成14年12月10日 (2002.12.10)		Koninklijke Philips Electronics N. V.
(86) 国際出願番号	PCT/IB2002/000241		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ッハ 1
(87) 国際公開番号	W02002/061689		Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
(87) 国際公開日	平成14年8月8日 (2002.8.8)	(74) 代理人	100087789
(31) 優先権主張番号	01400232.3		弁理士 津軽 進
(32) 優先日	平成13年1月30日 (2001.1.30)	(74) 代理人	100114753
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		弁理士 宮崎 昭彦
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP, KR		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 変形する 3 D 物体の画像シーケンスを該物体の壁の動きの指示を伴って表示する画像処理方法

(57) 【要約】

変形する 3 D 物体の画像シーケンスを該物体の壁の動きの指示を伴って表示する画像処理方法が、画像シーケンスの画像データを収集するステップと、前記シーケンスの画像における 3 D 物体をセグメント化して該 3 D 物体の壁を突き止めるステップと、該壁のボクセル又は部分を、基準として選択された前記シーケンスにおける 1 つの画像における前記 3 D 物体の壁に対する前記ボクセル又は部分の変位の関数としてカラー化するステップとを有している。上記壁のカラーコード化されたボクセル又は部分を伴う上記 3 D 物体のカラー画像は、ユーザが上記物体の壁の動きを推定するためにシーケンスで表示される。この方法は、壁が動きを有するような器官の超音波画像を調べるために医療検査装置において使用される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

変形可能な 3 D 物体の画像シーケンスを該物体の壁の動きの指示を伴って表示する画像処理方法において、画像シーケンスの画像データを収集するステップと、前記シーケンスの画像における前記 3 D 物体をセグメント化して前記 3 D 物体の壁を突き止めるステップと、前記壁のボクセル又は部分を、基準として選択された前記シーケンスにおける 1 つの画像における前記 3 D 物体の壁に対する前記ボクセル又は部分の変位の関数としてカラー化するステップとを有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像処理方法において、基準として選択された前記シーケンスにおける前記 1 つの画像における前記 3 D 物体が、該 3 D 基準物体の前記壁を表す境界を有する二進物体を提供するように処理されることを特徴とする画像処理方法。 10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の画像処理方法において、前記変位が、前記セグメント化されたシーケンスの画像における前記 3 D セグメント化物体の壁の対応するボクセル又は部分と前記二進 3 D 基準物体の境界との間の予め定義された距離値として測定されることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記セグメント化された画像における前記 3 D 物体の壁が、辺により連結された一群の面又は一群のゾーンにより表されることを特徴とする画像処理方法。 20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の画像処理方法において、前記予め定義された距離値は、前記面又は領域の各所定の点からこれら所定の点と前記二進 3 D 基準物体の境界との間の距離を測定するために延びる線上で定義されることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記セグメント化された画像における前記 3 D 物体の壁が、壁部分を形成するボクセル又はボクセルの集合により表されることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の画像処理方法において、前記予め定義された距離値は、前記壁のボクセルから又は前記壁の部分における所定のボクセルから、これらボクセルと前記二進 3 D 基準物体の境界との間で延びる線上で定義されることを特徴とする画像処理方法。 30

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記壁のボクセル若しくは部分又は前記セグメント化された 3 D 物体の面若しくはゾーンに、前記 3 D 基準物体の境界に対するこれらの測定された距離の関数であるようなカラーコード化された尺度の各カラーが割り付けられることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の画像処理方法において、前記セグメント化された画像における 3 D 物体の断面を表す 2 D 画像が形成され、該セグメント化された物体が、カラーが前記 3 D 基準物体の境界に対する測定距離の関数であるようなカラー化された部分を有する壁により表されることを特徴とする画像処理方法。 40

【請求項 10】

請求項 1 ないし 9 の何れか一項に記載の画像処理方法において、当該関心の物体が心臓の左心室であることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 11】

請求項 1 ないし 10 の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記カラーコード化された 3 D 物体が 2 D 画像又は 3 D 画像のシーケンスとして表示されることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 ないし 1 1 の何れか一項に記載の方法により画像データを処理するように構成された、適切にプログラムされたコンピュータ又は回路手段を備える専用プロセッサを有することを特徴とするシステム。

【請求項 1 3】

医療デジタル画像データを収集する手段を有するような装置において、前記医療デジタル画像データにアクセスすると共に該画像データを処理する請求項 1 2 に記載のシステムを有し、該処理された画像を表示する手段を有することを特徴とする装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 ないし 1 1 の何れか一項に記載の画像処理方法を実行するような手段を有する超音波検査装置において、変形可能な 3 D 物体の超音波画像シーケンスを該物体の壁の動きの指示を伴って表示する表示手段を有すると共に、画像シーケンスの超音波画像データを収集し、前記シーケンスの画像における前記 3 D 物体をセグメント化して前記 3 D 物体の壁を突き止め、且つ、前記壁のボクセル又は部分を、基準として選択された前記シーケンスにおける 1 つの画像における前記 3 D 物体の対応するボクセル又は部分に対する変位の関数としてカラー化する手段を有することを特徴とする超音波検査装置。 10

【請求項 1 5】

請求項 1 ないし 1 1 の何れか一項に記載の方法を実行する一群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】 20

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、変形する 3 D 物体の画像シーケンスを該物体の壁の動きの指示を伴って表示する画像処理方法に関する。本発明は、特に、時間的に移動する壁を有するような人体器官の 3 D 超音波画像のシーケンスを処理及び表示し、該画像シーケンスの時間内において当該人体器官の壁の動きの指示を提供するような画像処理方法に関する。本発明は、特に、超音波医療装置又はシステムであって、斯かる装置又はシステムにより生成された超音波 3 D 画像シーケンスを処理して、3 D 超音波画像のシーケンスが登録された時間遅延にわたって当該器官の壁が運動する態様から器官の病変を調べ及び検出するような装置又はシステムに用途を有する。 30

【0 0 0 2】

【従来の技術】

3 D 物体をモデル化する技術は、1 9 9 4 年 6 月 2 0 ~ 2 2 日、米国、シアトルにおける“コンピュータ・ビジョン及びパターン認識に関する国際会議 (C V P R ' 9 4) の過程”での“単体網目 (S i m p l e x M e s h e s) : 3 D 形状再現用の一般表現”なる題名の文献において H . D e l i n g e t t e により既に開示されている。この文献においては、三次元物体を再現するための物理に基づく方法が提示されている。この方法は、“単体網目”の幾何学構造に基づいている。網目の弾性的振る舞いが、各頂点 (網目のノード) において抽出される単体角を経る平均曲率を制御するような局所安定化関数によりモデル化される。これらの関数は、視点不変的、固有的及び縮尺感知的である。通常 40
の格子上で定義される変形可能な面とは異なり、単体網目は非常に適応的な構造である。高度に湾曲された又は不正確な部分における網目分解能を増加させる改善処理も開示されている。複体モデルを再現するために単体網目を連結する処理は、単純な形状を有する部分を用いて実行することができる。単体網目は一定の頂点連結度を有する。3 D 表面を表すためには、各頂点が 3 つの隣接する頂点に連結された 2 D 単体網目が使用される。単体網目の構造は、引用された上記文献の図 1 により示されるように、三角形分割の構造に対して二重となる。これは、全ての型式の配向可能な面を表すことができる。単体網目上の輪郭は、該単体網目上の隣接する頂点に存する閉じた多面鎖として定義される。該輪郭は、自体が交差しないことに限定される。輪郭は、変形可能なモデルであり、埋め込まれた単体網目とは独立に扱われる。全ての範囲の可能性のある網目変換を達成するために、4 つ 50

の独立した変換が定義される。これらは、面に辺を挿入する又は面の辺を削除することにある。単体網目の描写は、平面幾何学図形で使用される角度を一般化した単体角の定義、及び当該頂点が該頂点の3つの隣接部に対してどの様に配置されるかを記述するようなメトリック・パラメータの定義を有する。各頂点の動的性はニュートンの運動の法則により与えられる。変形とは、当該形状が滑らかにされるのを強制する力及び当該網目が3Dデータに近くなるのを強制する力を意味し、内力が物理的に基づくモデルの外部の強制に対する応答を決定する。内力は、固有な、視点不変的な及び縮尺依存的なものとして表される。同様の形の強制が輪郭に関しても成り立つ。従って、上記の引用した文献は所与の3D物体を表すための簡単なモデルを提供する。これは、該モデルを再整形及び調整するために関心の3D物体に付与されるべき力を定義する。上記“単体網目技術”は強力なセグメント化方法である。 10

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、関心の3D物体の体積の変化の定量化された指示を、コード化された態様で（好ましくはカラーコード化された形で）表示する画像処理方法を提案することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】

関心の3D物体の壁の動きは、3D画像のシーケンスとして登録される。該シーケンスの各3D画像は、所与の時点における関心の3D物体を表す。該物体の壁はゾーンに分割され、これらゾーンの色は、各ゾーンの変位の定量化を可能にするために1つの画像から後続の画像へとカラーのコードに従って変化する。特に、本発明の目的は、このような方法を心室の壁の動き、特に左心室の壁の動きに適用することである。 20

【0005】

この目的のため、本発明は請求項1に記載したような画像処理方法を提案する。この画像処理方法は、心臓の左心室の超音波3D画像のシーケンスを処理するのに特に価値がある。また、本発明は画像処理手段を有する超音波医療検査装置、及び斯かる方法を実行するプログラム製品にも関する。

【0006】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を、添付図面を参照して詳細に説明する。

本発明は、例えば心臓の左心室の3D超音波画像のシーケンスに適用されるべき画像処理方法に関するものである。この方法は、超音波システム若しくは装置又は当業者に既知の他のシステムにより形成することが可能な他の器官の3D画像のシーケンスに適用することもできる。本画像処理方法は以下の幾つかのステップを有する：

1) 関心の物体の3D画像のシーケンスの収集

図1Aを参照すると、本例においては、心臓の左心室の3D画像が超音波検査装置を用いて収集される。図1Aは、斯様な画像の1つを表している。これらの画像は、画像のシーケンスを得るために、1群の画像に組み立てられる。左心室の画像の場合、シーケンスは毎秒15ないし30又は50画像のレートで収集することができ、該シーケンスの各画像は好ましくは心拍周期の1時点に関連されるものとする。斯かるシーケンスの3D画像は、心拍周期の同じ時点に関して毎月又は規則的な日付で収集することもできる。別の器官の3D画像のシーケンスを形成する他の例は、超音波装置の操作者により又は医師により、運動する器官の又は形状若しくは寸法が時間的に変化するような器官の疾病を診断するのを補助するために見付けることができる。 40

【0007】

2) 上記シーケンスの3D画像のセグメント

画像シーケンスの収集の後、これら画像はセグメント化される。当該シーケンスの画像における関心の3D物体をセグメント化することが可能な如何なるセグメント化の方法も使用することができる。該セグメント化処理の結果は、関心の物体の壁（例えば心臓の左心 50

室の壁)のボクセル(voxel)を見付けるのを可能にする。

【0008】

図1Bを参照すると、好ましくは“単体網目(Simplex Mesh)”のセグメント化技術が使用される。何故なら、該技術は強力であって、優れた結果を与えるからである。この単体網目技術は、現状技術として先に引用した文献に関連して前述した通りである。使用される“単体網目モデル”が図1Bに図示されている。セグメント化ステップは、該単体網目モデルを図1Aの関心の3D物体上にマッピングすることにある。この処理は当該シーケンスの各画像に対して実行されるので、セグメント化された3D物体のシーケンスが形成され、当該関心物体の壁が面及び辺を持つ単体網目モデルにより表される。

【0009】

10

3) 関心物体の壁の、当該シーケンスの2つの画像の間における変位の推定
心臓の左心室の例においては、当該ステップの開始時に、関心の3D物体、即ち心臓左心室が、基準として選択された1つのシーケンス画像において考察される。例えば、基準の画像は、関心の3D物体が最小である場合のもの、又は該3D画像が最大である場合のものであり得る。他の規準は、調べられる器官又は疾病に従って考察される。心拍周期の間に該左心室が形状的及び寸法的に変化するような当該シーケンスの他の画像も1つずつ考察される。

【0010】

図2A及び図2Bを参照すると、説明する本例においては、原シーケンスの基準画像は最小の3D関心物体の画像である。該基準画像の関心物体は、以降、ROで示す3D基準物体と称する。この3D基準物体が、セグメント化された画像のシーケンスにおける対応するセグメント化された画像において考察される。この対応するセグメント化画像は、セグメント化されたシーケンスの第1画像と呼ばれ、SOにより示される。該セグメント化シーケンスの時間的に第2の画像が、この第1セグメント化画像に対して比較される。

20

【0011】

この第1セグメント化画像SOは、3Dセグメント化基準物体を二進の3D基準物体に変換するために処理される。しかしながら、これは簡略化のために依然としてROにより示される。例えば、3D基準物体内のボクセルは値1とされ、該3D基準物体外のボクセルは値0とされる。該3D物体の境界は0領域と1領域との間に位置され、当該器官の壁の位置を表す。二進物体に境界を割り当てる他の可能性も、当業者により既知のように、使用することができる。かくして、セグメント化シーケンスの第1画像における3D基準物体ROが二進3D基準物体となるので、SOにより示される3D物体は、以下当該セグメント化シーケンスの第2画像において考察される。

30

【0012】

上述したように、セグメント化された画像は幾つかの可能性がある画像セグメント化方法から結果として得ることができる。セグメント化の各方法においても、セグメント化画像の3D物体と二進基準画像の3D物体との間の壁の動きを決定する幾つかの可能性がある方法が存在する。

【0013】

3D物体が単体網目モデルを使用してセグメント化されている場合、該物体はZにより示される面を有する。ZCにより示される重心が、或る面Zにおいて考察される。第1画像の二進3D基準物体ROの重心C1及び第2画像のセグメント化3D物体SOの重心C2も考察される。ここで、上記二進画像及びセグメント化画像において考察される3D物体の壁の間の距離の決定に関して、幾つかの方法例が提案される。

40

【0014】

図2Bを参照すると、或る例においては、上記2つの像の3D物体の重心が一致して又は一致しないで位置されているかを知ることができる。これらが一致して位置されていない場合は、これらの点C1、C2を重ねるように平行移動処理を実行することができる。前記面の中心ZCのボクセルの位置における壁の変位は、該面の中心ZCを第1及び第2の3D物体RO、SOの共通重心C1、C2に接続する線に沿って測定される、第1画像の

50

二進3D基準物体ROの境界と第2画像のセグメント化3D物体の当該面の中心ZCとの間のDにより示される距離として定義することができる。

【0015】

図2Aを参照すると、他の例においては、第1及び第2画像における3D物体RO、SOの重心C1、C2が重ね合わされていないことが分かり、これらの点を一致させるような処理は実行されない。第2画像のセグメント化3D画像の面Zの中心ZCから、この面Zに直角に線が引かれる。この例において、二進3D基準物体ROに対するセグメント化3D物体SOの壁の距離Dは、この線上における上記二進3D物体の境界と上記セグメント化3D物体の上記面の中心との間の目安として定義することができる。

【0016】

他の例においては、上記距離は他の方法により、上記面の中心ZCと当該3D物体の第1又は第2表現の中心C1又はC1の一方とを結ぶ線上における、上記二進3D物体の境界と上記セグメント化3D物体の上記面の中心ZCとの間の測定値により定義することができる。

【0017】

上記距離Dの他の多数の異なる定義も可能である。

【0018】

3D物体の画像シーケンスが単体網目方法を用いてセグメント化されていない場合は、ゾーンZをセグメント化された第2の3D物体SO上に制限することができ、上述したのと同じの方法を、1つの面上に代えて1つのゾーンに適用することができる。

【0019】

セグメント化の他の可能性のある方法においては、セグメント化された物体のボクセルのみが突き止められる。最後のケースの場合、距離Dは二進物体と該セグメント化された物体との境界の間で定義される。この距離Dは、全てのボクセルに対して、又はボクセルの群における壁部を形成するボクセルに対して定義することができる。

【0020】

次いで、当該処理は、第1二進3D物体ROと第2セグメント化3D物体SOとの間で、上述したように、全ての面若しくは全てのゾーンに対して、又は境界のボクセルに対して、又は壁部のボクセルに対して繰り返される。

【0021】

4) 測定された距離への所与のカラーの関連付け

図3A、3Bを参照すると、このステップにおいては、カラーテーブルが所与のカラーを測定された距離Dに対して、又は或る順番の測定された距離の集合に対して関連付ける。例えば、距離の閾値が決定され、2つの距離閾値の間の距離に対応するカラーが、所与の順番の距離値を表すために定義される。この処理はカラーコード化処理と称される。このステップを実行するために当業者により使用することができるような多数のカラーコード化技術が存在する。図3Aはカラーコード化された物体をコード化されたグレイスケールの陰で表している。

【0022】

5) 他の画像のセグメント化された物体の基準物体に対する比較

画像の全シーケンスに関して、新たな時点に係する各々の新たなセグメント化3D物体が、第1の二進3D基準物体ROと比較されるか、又は各々の新たなセグメント化3D物体が、時間的に先行する最後の画像のセグメント化3D物体と比較されるかの何れかがなされる。その場合、上記の新たなセグメント化画像に対して時間的に先行する最後の画像の3D物体が、3D基準物体ROと見なされ、二進のセグメント化3D基準物体を提供するために処理される。距離計算の処理が、距離Dを推定するために、第1の二進3D基準物体RO及び第2のセグメント化3D関心物体SOに関して上述したように実行される。

【0023】

6) カラーコード化された画像シーケンスの表示

当該画像が単体網目方法を用いてセグメント化された場合、セグメント化されたシーケン

10

20

30

40

50

スの各画像の単体網目モデルの各面はカラーで表され、該カラーは選択された3D基準物体に対する距離Dの関数となる。好ましくは、該カラーはカラーの目盛りにより表されたカラーテーブルにより提供される。図3A及び図3Bを参照すると、この処理は、セグメント化画像シーケンスからカラーコード化された画像シーケンスを提供する。図3A、3Bにより一例として表されたシーケンスは2つの画像のみを有している。関心の物体を表すモデルの各面又は各ゾーンZには、当該シーケンスの第1画像の第1の3D物体又は当該シーケンスの先行する最後の画像の3D物体の何れかに対して測定された変位に固有なカラーが割り当てられる。該カラーコード化されたシーケンスは、例えばスクリーン上に表示される。該シーケンスは登録し又は記憶することができる。

【0024】

10

これは、当該画像シーケンスが収集された期間にわたり運動又は形状を変化させる器官に関する病変の有無を医師が推定するのを可能にする。好ましくは、時間の基準を示すメモリが、カラーコード化された画像シーケンス及び例えば距離値の関数としてのカラー目盛り等のカラーコード化の指示と共に表示されるようにする。左心室の表示の例においては、心拍周期の間の心拍変化の曲線を表示することが好ましい。

【0025】

この方法は、例えば3D物体に関する3D画像の断面であるような2D画像に、困難なく適用することができる。単体網目セグメント化方法においては、当該シーケンスの2Dセグメント化物体は、2D基準物体の境界に対する距離の関数でカラー化された辺を持つような多角形となる。3D画像シーケンスに関しては、3つの直交断面画像シーケンスを提供することができる。他のセグメント化方法が使用された場合、2D画像はセグメント化された3D物体の壁の経路を表す。これらの2D画像において、壁は、カラーが基準物体の境界に対する測定距離の関数となるようなカラー化されたピクセル又はカラー化された部分を有する。当該3D又は2D方法は、超音波画像と同様に、X線画像又は如何なる他の種類の画像シーケンスにも適用することができる。

20

【0026】

図4を参照すると、医療検査装置150はデジタル画像シーケンスを収集する手段を有し、デジタル処理システム120が、これらのデータを上述した処理方法に従って処理する。該医療検査装置は画像データを上記処理システム120に供給する手段を有し、該システムは画像データを表示及び/又は記憶手段130、140に供給するための少なくとも1つの出力端106を有している。上記表示及び記憶手段は、各々、ワークステーション110のスクリーン140及びメモリ130とすることができる。上記記憶手段は、他の例として、外部記憶手段とすることができる。この画像処理システム120は、上記ワークステーション110の適切にプログラムされたコンピュータ、又は本発明による方法ステップの機能を実行するように構成されたLUT、メモリ、フィルタ又は論理演算器等の回路手段を有する専用プロセッサとすることができる。ワークステーション110は、キーボード131及びマウス132を有することもできる。

30

【0027】

この医療検査装置150は、標準の超音波装置とすることができる。

【0028】

40

上記処理システム120は、上述した方法を実施するために当該処理システムの計算手段により実行されるべきプログラム命令を有するようなコンピュータプログラム製品を使用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1A】

図1Aは、関心の物体を示す。

【図1B】

図1Bは、上記物体を単体網目技術を用いてセグメント化する単体網目を示す。

【図2A】

図2Aは、上記物体の壁の所与の部分の、2つの時点の間における距離変化の決定を示す

50

。

【図 2 B】

図 2 B も、上記物体の壁の所与の部分の、2 つの時点の間における距離変化の決定を示す

。

【図 3 A】

図 3 A は、本発明により表示されたカラーコード化された画像シーケンスにおける画像の白黒での再生である。

【図 3 B】

図 3 B も、本発明により表示されたカラーコード化された画像シーケンスにおける画像の白黒での再生である。

10

【図 4】

図 4 は、本方法を実施する装置のブロック図である。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
8 August 2002 (08.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/061689 A1(51) International Patent Classification: G06T 17/00,
15/70Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). COL-
LET-BILLON, Antoine; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA
Eindhoven (NL).

(21) International Application Number: PCT/IB02/00241

(74) Agent: LOTTIN, Claudine; Internationaal Octrooibureau
B.V., Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

(22) International Filing Date: 24 January 2002 (24.01.2002)

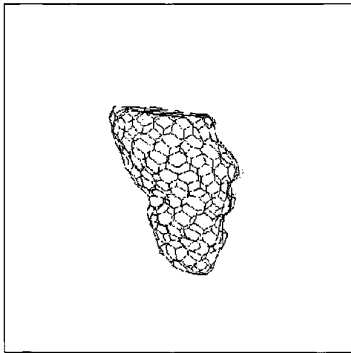
(25) Filing Language: English

(81) Designated States (national): JP, KR.

(26) Publication Language: English

(84) Designated States (regional): European patent (AT, BL,
CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).

(30) Priority Data: 01400232.3 30 January 2001 (30.01.2001) EP

Published:
with international search report
— before the expiration of the time limit for amending the
claims and to be republished in the event of receipt of
amendments(71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRON-
ICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA
Eindhoven (NL).(72) Inventors: GERARD, Olivier; Prof. Holslaan 6,
NL-5656 AA Eindhoven (NL). JACOB, Marie; Prof.For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.(54) Title: IMAGE PROCESSING METHOD FOR DISPLAYING AN IMAGE SEQUENCE OF A DEFORMABLE 3-D OBJECT
WITH INDICATIONS OF THE OBJECT WALL MOTION

(57) Abstract: Image processing method for displaying an image sequence of a deformable 3-D object with indications of the object wall motions comprising steps of acquiring image data of an image sequence, segmenting the 3-D object in the images of the sequence for locating the wall of the 3-D object, and coloring voxels or parts of the wall in function of their displacement with respect to the wall of the 3-D object in one image of the sequence chosen as a reference. Color images of the 3-D object with color coded voxels or parts of the wall are displayed in a sequence for the user to estimate the object wall motion. This method is used in medical examination apparatus for studying ultrasound images of organs whose wall's have motion.

WO 02/061689 A1

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

1

Image processing method for displaying an image sequence of a deformable 3-D object with indications of the object wall motion

FIELD OF THE INVENTION

The invention relates to an image processing method for displaying an image sequence of a deformable 3-D object with indications of the object wall motions. In particular, the invention relates to an image processing method for processing and displaying
5 a sequence of 3-D ultrasound images of a body organ having walls that move in the time, for providing indications of the body organ wall motions during the time of the image sequence. The invention particularly finds applications in the field of the ultrasound medical apparatus or system, for processing ultrasound 3-D image sequences produced by those apparatus or systems, in order to study or detect organ pathology from the way the organ walls move over
10 a time delay during which a sequence of 3-D ultrasound images is registered.

BACKGROUND OF THE INVENTION

A technique of modelization of a 3-D object is already disclosed by H. Delingette in the publication entitled "Simplex Meshes: a General Representation for 3D
15 shape Reconstruction" in the "processing of the International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 94), 20-24 June 1994, Seattle, USA". In this paper, a physically based approach for recovering three-dimensional objects is presented. This approach is based on the geometry of "Simplex Meshes". Elastic behavior of the meshes is modeled by local stabilizing functions controlling the mean curvature through the simplex
20 angle extracted at each vertex (node of the mesh). Those functions are viewpoint-invariant, intrinsic and scale-sensitive. Unlike deformable surfaces defined on regular grids, Simplex Meshes are very adaptive structures. A refinement process for increasing the mesh resolution at highly curved or inaccurate parts is also disclosed. Operations for connecting Simplex Meshes in order to recover complex models may be performed using parts having simpler
25 shapes. A Simplex Mesh has constant vertex connectivity. For representing 3-D surfaces, 2-D Simplex Meshes, where each vertex is connected to three neighboring vertices, are used. The structure of a Simplex Mesh is dual to the structure of a triangulation as illustrated by the FIG.1 of the cited publication. It can represent all types of orientable surfaces. The contour on a Simplex Mesh is defined as a closed polygonal chain consisting in neighboring vertices

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

2

on the Simplex Mesh. The contour is restricted to not intersect itself. Contours are deformable models and are handled independently of the Simplex Mesh where they are embedded. Four independent transformations are defined for achieving the whole range of possible mesh transformations. They consist in inserting or in deleting edges in a face. The description of the Simplex Mesh also comprises the definition of a Simplex Angle that generalized the angle used in planar geometry; and the definition of metric parameters that describe how the vertex is located with respect to its three neighbors. The dynamic of each vertex is given by a Newtonian law of motion. The deformation implies a force that constrains the shape to be smooth and a force that constrains the mesh to be close to the 3-D data-Internal forces determine the response of a physically based model to external constraints. The internal forces are expressed so that they be intrinsic viewpoint invariant and scale dependant. Similar types of constraints hold for contours. Hence, the cited publication provides a simple model for representing a given 3-D object. It defines the forces to be applied in order to reshape and adjust the model onto the 3-D object of interest. The "Simplex Mesh technique" is a robust segmentation method.

SUMMARY OF THE INVENTION

It is an object of the present invention to propose an image processing method for displaying quantified indications of the variations of volume of a 3-D object of interest in a coded manner, preferably in a color coded manner. The motions of the walls of the 3-D object of interest are registered in a sequence of 3-D images. Each 3-D image of the sequence represents the 3-D object of interest at a given instant. The walls of the object are divided into zones whose colors vary according to a code of colors from one image to the following image in order to permit of quantifying each zone displacement. It is particularly an object of the invention to apply this method to cardiac ventricle wall motion and especially to the left ventricle wall motion.

To this end, the invention proposes an image processing method as claimed in claim 1. This present image processing method is particularly valuable for processing a sequence of ultrasound 3-D images of the left ventricle of the heart. The invention is also related to an ultrasound medical examination apparatus having image processing means and to a program product for carrying out the method.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

3

The invention is described hereafter in detail in reference to the following diagrammatic drawings, wherein :

FIG.1A represents an object of interest and FIG.1B represents a Simplex Mesh for segmenting this object using the Simplex Mesh technique;

5 FIG.2A and 2B illustrate the determination of the distance variation of a given part of the object wall between two instants;

FIG.3A and 3B are reproductions in black and white of the images of a color coded image sequence that is displayed according to the invention;

10 FIG.4 shows a diagram of an apparatus for carrying out the method.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

The invention relates to an image processing method to be applied for example to a sequence of 3-D ultrasound images of the heart left ventricle. This method could also be applied to a sequence of 3-D images of other organs that can be formed by ultrasound systems or apparatus or by other systems known of those skilled in the art. The present image processing method comprises several steps:

1) Acquisition of a sequence of 3-D images of the object of interest.

Referring to FIG.1A, in the present example, 3-D images of the heart left ventricle are acquired using an ultrasound examination apparatus. FIG.1A represents one of such images. These images are assembled in a set of images in order to yield a sequence of images. In the case of the images of the left ventricle, the sequence can be acquired at a rate of 15 to 30 or 50 images per second, each image of the sequence being preferably associated to an instant of the cardiac cycle. The 3-D images of the sequence can also be acquired every month or at regular dates for the same instant of the cardiac cycle. Other examples of forming sequences of 3-D images of different organs may be found by operators of ultrasound apparatus or by doctors in order to help diagnosing diseases of moving organs or of organs whose shape or dimensions vary in the time.

2) Segmentation of the 3-D images of the sequence.

After the acquisition of the image sequence, the images are segmented. Any method of segmentation, which is able to segment the 3-D object of interest in the images of the sequence, may be used. The result of the segmentation operation permits of locating the voxels of the wall of the object of interest, for instance the wall of the heart left ventricle.

Referring to FIG.1B, preferably, the segmentation technique of "Simplex Mesh" is used because it is robust and gives excellent results. This Simplex Mesh Technique

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

4

has been previously described in relation to the publication above-cited as the state of the art. The "Simplex Mesh model" that is used is illustrated by FIG.1B. The segmentation step consists in mapping the Simplex Mesh model onto the 3-D object of interest of FIG.1A. This operation is performed for each image of the sequence, so that a sequence of segmented 3-D objects is formed, where the wall of the object of interest is represented by the Simplex Mesh Model with faces and edges.

3) Estimation of the displacement of the wall of the object of interest between two images of the sequence.

In the example of the heart left ventricle, at the beginning of the step, the 3-D object of interest, i. e. the heart left ventricle, is considered in one sequence image chosen as reference. For instance, the image of reference can be the one where the 3-D object of interest is the smallest or the one where it is the biggest. Other criterion can be considered according to the organ or the disease that is studied. The other images of the sequence where the left ventricle varies in shape and dimension during the cardiac cycle are further considered one by one.

Referring to FIG.2A and FIG.2B, in the described example, the image of reference of the original sequence is the image of the smallest 3-D object of interest. The object of interest of the image of reference is further called 3-D object of reference denoted by **RO**. This 3-D object of reference is considered in the corresponding segmented image of the sequence of segmented images. This corresponding segmented image is called first image of the segmented sequence and is denoted by **SO**. The second image in time of the segmented sequence is compared with respect to this first segmented image.

This first segmented image **SO** is processed in order to transform the **3-D segmented object of reference** into a **binary 3-D object of reference**. It is however still denoted by **RO** for simplicity. For instance, the voxels inside the 3-D object of reference are attributed the value 1, the voxels outside the 3-D object of reference are attributed the value 0. The boundary of the 3-D object is located between the 0 and 1 regions and represents the location of the organ wall. Other possibility for attributing a boundary to a binary object may be used as known of those skilled in the art. The 3-D object of reference **RO** in the first image of the segmented sequence being now a binary 3-D object of reference, the 3-D object denoted by **SO** is further considered in the second image of the segmented sequence.

As above-described, the segmented images can result of several possible methods of image segmentation. In each method of segmentation, there are also several

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

5

possible methods for determining the wall motion between the 3-D object of the segmented image and the 3-D object of the binary image of reference.

When the 3-D object has been segmented using the **Simplex Mesh model**, it has **faces** denoted by **Z**. The center of gravity, denoted by **ZC**, is considered in one face **Z**.

5 The center of gravity **C1** of the binary 3-D object of reference **RO** of the first image and the center of gravity **C2** of the segmented 3-D object **SO** of the second image are also considered. Now, several instances of methods are proposed for the determination of the distance between the walls of the 3-D object considered in the binary and the segmented images.

10 Referring to FIG.2B, in an example, the centers of gravity of the 3-D objects of said two images may be found to be located in coincidence or not. If they are not located in coincidence, an operation of translation may be performed to superimposed those points **C1**, **C2**. The displacement of the wall at the location of the voxel of the center **ZC** of the face can be defined as the distance denoted by **D** between the boundary of the binary 3-D object
15 of reference **RO** of the first image and the center **ZC** of the face of the segmented 3-D object of the second image measured along a line joining the center **ZC** of the face to the common center of gravity **C1**, **C2** of the first and second 3-D objects **RO**, **SO**.

Referring to FIG.2A, in an other example, the centers of gravity **C1**, **C2** of the 3-D objects **RO**, **SO** in the first and the second images are not found to be superimposed and
20 no operation is performed to make them coincide. A line is drawn from the center **ZC** of the face **Z** of the segmented 3-D object **SO** of the second image, orthogonal to this face **Z**. In this example, the distance **D** of the wall of the segmented 3-D object **SO** with respect to the binary 3-D object of reference **RO** can be defined as the measure on this line between the boundary of the binary 3-D object and the center of the face of the segmented 3-D object.

25 In an other example, said distance can be defined in an other way by the measure on a line joining the center **ZC** of the face and one of the centers **C1** or **C2** of the first or the second representation of the 3-D object, between the boundary of the binary 3-D object and the center **ZC** of the face of the segmented 3-D object.

Other numerous different definitions of said distance **D** are possible.

30 When the image sequence of 3-D objects is not segmented using the Simplex Mesh method, zones **Z** can be delimited on the segmented second 3-D object **SO** and the same methods as above-described can be applied to one zone instead of on one face.

In an other possible method of segmentation, only the voxels of the segmented object are located. In that last case, the distance **D** is defined between the boundaries of the

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

6

binary object and the segmented object. This distance D may be defined for all the voxels, or for voxels of groups of voxels forming wall parts.

Then, the operations are repeated between the first binary 3-D object **RO** and the second segmented 3-D object **SO** for all the faces or all the zones or for boundary voxels or for voxels of wall parts as above-described.

4) Associating given colors to measured distances.

Referring to FIG.3A, 3B, in this step, a Table of Colors associates given colors to a measured distance D , or to a set of measured distances of a certain order. For instance, distance thresholds are determined and a color corresponding to distances between two distance thresholds is defined in order to represent the distance values of a given order. This operation is called color coding operation. There are numerous color coding techniques that may be used by those skilled in the art for performing this step. FIG.3A represent the color coded object in shades of coded gray scale.

5) Comparing the segmented objects of the further images to an object of reference.

Regarding the whole sequence of images, either each new segmented 3-D object **SO** related to a new instant is compared to the first binary 3-D object of reference **RO**, or each new segmented 3-D object is compared to the segmented 3-D object of the last image previous in time. In that case the 3-D object of the last image previous in time with respect to said new segmented image, is considered as a 3-D object of reference **RO** and is processed in order to provide a binary segmented 3-D object of reference. Operations of distance calculations are performed as above-described for the first binary 3-D object of reference **RO** and the second segmented 3-D object of interest **SO** for estimating the distances D .

6) Displaying a color coded sequence of images.

In the case when the images are segmented using the Simplex Mesh method, each face of the Simplex Mesh model of each image of the segmented sequence is represented with a color, which color is a function of the distance D with respect to the chosen 3-D object of reference. Preferably, the color is provided by the Table of Colors represented by a scale of colors. Referring to FIG.3A and FIG.3B, this operation provides a color coded image sequence from the segmented image sequence. The sequence represented as an example by FIG.3A, 3B has only two images. Each face or each zone Z of the model representing the object of interest is attributed a color specific of the measured displacement D , either with respect to the first 3-D object of the first image of the sequence or with respect

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

7

to the 3-D object of the last previous image of the sequence. The color coded sequence is displayed for example on a screen. It may be registered or memorized.

This permits a doctor of estimating the presence or absence of pathology related to the organ whose walls have moved or changed shape along a period of time during which the image sequence has been acquired. Preferably a scale indicating the time reference is displayed together with the color coded image sequence and also indication of the color coding, for example the scale of colors in function of distance values. In the example of the left ventricle representation, it is favorable to display a curve of the cardiac pulse variation during cardiac cycles.

This method can be applied without difficulty to 2-D images, which are for instance cross-sections of the 3-D images of a 3-D object. In the case of the simplex mesh segmentation method, the 2-D segmented objects of the sequence are polygons having edges that are colored in function of their distances to the boundary of a 2-D object of reference. For a 3-D sequence of images, one might provide three orthogonal cross-section image sequences. When other segmentation methods are used, the 2-D images represent the trace of the wall of the segmented 3-D object. In these 2-D images, the wall has colored pixels or colored parts whose colors are function of their measured distances with respect to the boundary of the object of reference. The 3D or the 2D methods may be applied to ultrasound images as well as to X-ray images or to any other kind of image sequences.

Referring to **FIG.4**, a medical examination apparatus 150 comprises means for acquiring a digital image sequence, and a digital processing system 120 for processing these data according to the processing method above-described. The medical examination apparatus comprises means for providing image data to the processing system 120 which has at least one output 106 to provide image data to display and/or storage means 130, 140. The display and storage means may respectively be the screen 140 and the memory 130 of a workstation 110. Said storage means may be alternately external storage means. This image processing system 120 may be a suitably programmed computer of the workstation 110, or a special purpose processor having circuit means such as LUTs, Memories, Filters, Logic Operators, that are arranged to perform the functions of the method steps according to the invention. The workstation 110 may also comprise a keyboard 131 and a mouse 132.

This medical examination apparatus 150 may be a standard ultrasonic apparatus.

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

8

The processing system 120 may use a computer program product having program instructions to be executed by the computing means of said processing system in order to carry out the above-described method.

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

9

CLAIMS:

1. An image processing method for displaying an image sequence of a deformable 3-D object with indications of the object wall motions comprising steps of acquiring image data of an image sequence, segmenting the 3-D object in the images of the sequence for locating the wall of the 3-D object, and coloring voxels or parts of the wall in
5 function of their displacement with respect to the wall of the 3-D object in one image of the sequence chosen as a reference.
2. The image processing method of Claim 1, wherein the 3-D object in the one image of the sequence chosen as a reference is processed for providing a binary object having
10 a boundary representing the wall of the 3-D object of reference.
3. The image processing method of Claim 2, wherein the displacement is measured as a predefined distance value between corresponding voxels or parts of the wall of the 3-D segmented object in an image of the segmented sequence and the boundary of the
15 binary 3-D object of reference.
4. The image processing method of one of Claims 1 to 3, wherein the 3-D object wall in the segmented image is represented by a set of faces, or a set of zones, linked by
20 edges.
5. The image processing method of Claim 4, wherein said predefined distance value is defined on lines issued from respective predetermined points of faces or zones for measuring the distance between said predetermined points and the boundary of the binary 3-D object of reference.
25
6. The image processing method of one of Claims 1 to 3, wherein the 3-D object wall in the segmented image is represented by voxels or by sets of voxels forming wall parts.

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

10

7. The image processing method of Claim 6, wherein said predefined distance value is defined on lines issued from voxels of the wall or from predetermined voxels of parts of the wall, between said voxels and the boundary of the binary 3-D object of reference.
- 5 8. The image processing method of any one of the previous Claims, wherein the voxels or the parts of wall or the faces or the zones of the segmented 3-D object are attributed respective colors of a color coded scale that are function of their measured distances with respect to the boundary of the 3-D object of reference.
- 10 9. The image processing method of Claim 8, wherein 2-D images are formed representing cross-sections of the 3-D object of the segmented image, where the segmented object is represented by its wall having colored parts whose colors are function of their measured distances with respect to the boundary of the 3-D object of reference.
- 15 10. The image processing method of any one of the previous Claims, wherein the object of interest is the heart left ventricle.
11. The image processing method of any one of the previous Claims, wherein the color-coded 3-D object is displayed in a sequence of 2-D or of 3-D images.
- 20 12. A system comprising a suitably programmed computer or a special purpose processor having circuit means, which are arranged to process image data according to the method as claimed in any of Claims 1 to 11.
- 25 13. An apparatus having means to acquire medical image data, having a system as claimed in Claim 12 having access to said medical digital image data, and processing the image data, and having means to display the processed images.
14. An ultrasound examination apparatus having means for carrying out an image
30 processing method as claimed in one of Claims 1 to 11, having display means for displaying an ultrasound image sequence of a deformable 3-D object with indications of the object wall motions, comprising means for acquiring ultrasound image data of an image sequence, segmenting the 3-D object in the images of the sequence, for locating the wall of the 3-D object, and coloring voxels or parts of the wall in function of their displacement with respect

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

11

to corresponding voxels or parts of the wall of the 3-D object in one image of the sequence
chosen as a reference.

15. A computer program product comprising a set of instructions for carrying out
5 a method as claimed in one of Claims 1 to 11.

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

1/3



FIG.1A

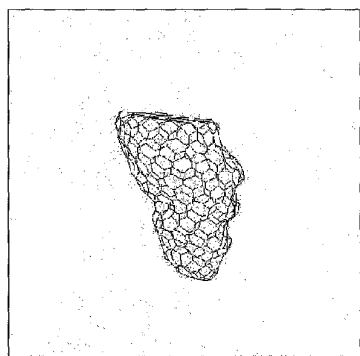


FIG.1B

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

2/3

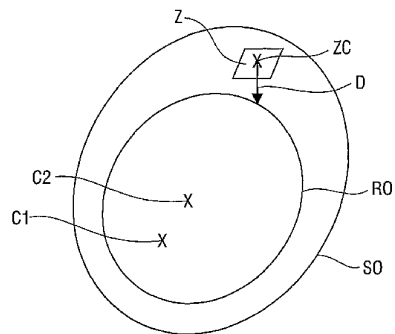


FIG. 2A

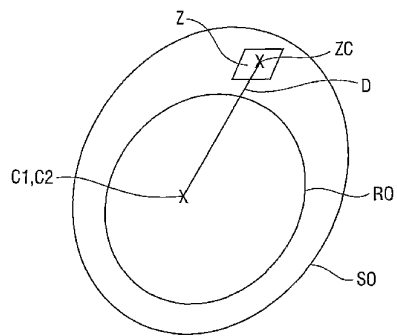


FIG. 2B

WO 02/061689

PCT/IB02/00241

3/3

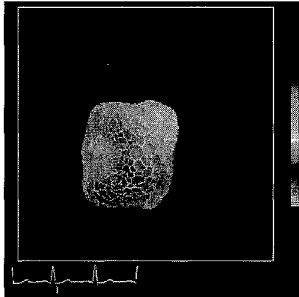


FIG. 3A

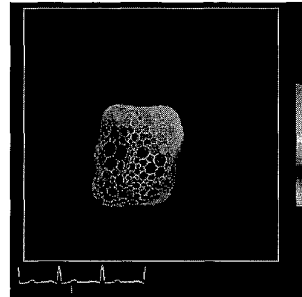


FIG. 3B

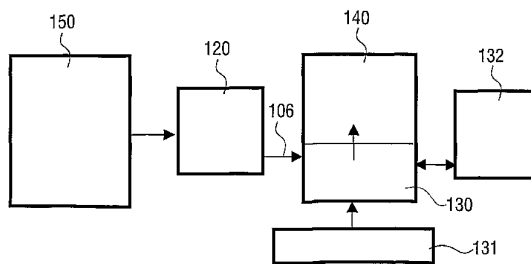


FIG. 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inventor's Application No. PCT/IB 02/00241
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T17/00 G06T15/70		
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 G06T		
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, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KLEIN G J ET AL: "Non-rigid summing of gated PET via optical flow" NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM, 1996. CONFERENCE RECORD., 1996 IEEE ANAHEIM, CA, USA 2-9 NOV. 1996, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 2 November 1996 (1996-11-02), pages 1339-1342, XP010223775 ISBN: 0-7803-3534-1 abstract figures 1,2 sections III, V --- -/--	1,6,8, 10-13,15
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☐ 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 doubt on priority claims 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 ** 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 8 May 2002		Date of mailing of the international search report 07/06/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentplan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Kröner, S

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inventor's Application No. PCT/IB 02/00241
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	ABRAMOFF M D ET AL: "Objective quantification of the motion of soft tissues in the orbit" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, OCT. 2000, IEEE, USA, vol. 19, no. 10, pages 986-995, XP002198437 ISSN: 0278-0062 sections II.A, III.A, V abstract	1,6,8, 10-13,15
A	ZINI G ET AL: "Application of continuum theory and multi-grid methods to motion evaluation from 3D echocardiography" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, MARCH 1997, IEEE, USA, vol. 44, no. 2, pages 297-308, XP002198438 ISSN: 0885-3010 sections I, II.A, II.E, IV figures 5,7,8	1,12-15
A	GUTIERREZ M A ET AL: "3-D analysis of left ventricle dynamics" COMPUTERS IN CARDIOLOGY 1994 BETHESDA, MD, USA 25-28 SEPT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC. US, 25 September 1994 (1994-09-25), pages 201-204, XP010147906 ISBN: 0-8186-6570-X sections 1, 3, 4 abstract; figure 5	1,12-15
A	KITNEY R I ET AL: "3-D VISUALIZATION OF ARTERIAL STRUCTURES - TISSUE DIFFERENTIATION TECHNIQUES" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US, no. 1201, 14 January 1990 (1990-01-14), pages 505-513, XP008002775 abstract; figures 3A,5B	1,6,8, 11-15
A	SILVER D ET AL: "TRACKING AND VISUALIZING TURBULENT 3D FEATURES" IEEE TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 3, no. 2, 1 April 1997 (1997-04-01), pages 129-141, XP000656190 ISSN: 1077-2626 sections 1, 4, 6, 8 abstract	1,12-15

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/00 3 5 0 C

(74)代理人 100121083

弁理士 青木 宏義

(72)発明者 ゲラルド オリバー

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ヤコブ マリー

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 コレット - バイロン アントイネ

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C093 AA01 CA23 DA02 FF24 FF42 FG01

4C301 BB13 DD06 DD07 EE11 FF28 JC14 JC16 KK02 KK17 KK25

LL02

4C601 BB03 DD15 EE09 FF08 JC15 JC20 JC21 JC25 JC26 KK02

KK21 KK22 KK28 KK29 LL01 LL02

5B050 AA02 BA08 BA09 CA07 EA09 EA13 EA24 EA28 FA02 FA05

FA09

5B080 AA17 FA02

专利名称(译)	一种图像处理方法，用于利用对象的墙壁的移动指令显示变形的3D对象的图像序列		
公开(公告)号	JP2004518473A	公开(公告)日	2004-06-24
申请号	JP2002561780	申请日	2002-01-24
[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	ゲラルドオリバー ヤコブマリー コレットバイロンアントイネ		
发明人	ゲラルド オリバー ヤコブ マリー コレット-バイロン アントイネ		
IPC分类号	A61B5/00 A61B6/00 A61B8/08 G06T5/00 G06T7/20 G06T11/00 G06T13/20 G06T17/00 G06T15/00 G06T17/40		
CPC分类号	G06T11/001 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/215 G06T13/20 G06T17/00 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.D A61B6/00.360.A G06T15/00.200 G06T17/40.A A61B6/00.350.C		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF24 4C093/FF42 4C093/FG01 4C301/BB13 4C301/DD06 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK17 4C301/KK25 4C301/LL02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK28 4C601/KK29 4C601/LL01 4C601/LL02 5B050/AA02 5B050/BA08 5B050/BA09 5B050/CA07 5B050/EA09 5B050/EA13 5B050/EA24 5B050/EA28 5B050/FA02 5B050/FA05 5B050/FA09 5B080/AA17 5B080/FA02		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2001400232 2001-01-30 EP		
其他公开文献	JP2004518473A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

与该对象的壁运动的指示显示变化的三维对象的图像序列的图像处理方法包括：获取所述图像序列中，3D图像数据，并且分割所述3D对象中的序列中的图像中的步骤找到对象的墙壁，并将选定作为参考的序列中的一个图像中的体素或墙壁的一部分确定为3D对象作为所述体素或部分相对于血管壁的位移的函数。按顺序显示具有颜色编码的体素或壁的部分的3D对象的彩色图像，以允许用户估计对象的墙壁的运动。该方法用于医疗检查设备，以检查壁具有运动的器官的超声图像。

