

(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2017-536862

(P2017-536862A)

(43) 公表日 平成29年12月14日(2017.12.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2017-519493 (P2017-519493)
 (86) (22) 出願日 平成27年10月21日 (2015.10.21)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年4月11日 (2017.4.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/074397
 (87) 国際公開番号 WO2016/066497
 (87) 国際公開日 平成28年5月6日 (2016.5.6)
 (31) 優先権主張番号 14306703.1
 (32) 優先日 平成26年10月27日 (2014.10.27)
 (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 エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像のシーケンスを視覚化する方法、コンピュータプログラム製品及び超音波システム

(57) 【要約】

運動中の対象10の3D超音波画像のシーケンスを視覚化する方法100が開示され、前記運動は、複数の起源からの運動コンポーネントで構成される複雑な運動であり、前記方法は、前記3D超音波画像のシーケンスを得るステップ120と、複雑な運動に対する、前記運動コンポーネントのサブセットから生じる寄与をモデル化する運動追跡モデルを提供するステップ130と、第1及び第2の3D超音波画像から前記複雑な運動を決定するステップ150と、前記複雑な運動の運動分解された視覚表現を得るために、前記対象の複雑な運動に対する運動追跡モデルの寄与を視覚化するステップ160と、を含む。超音波システム上でこのような方法を実現するためのコンピュータプログラム製品及びこのようなコンピュータプログラム製品を含む超音波システムが更に開示される。

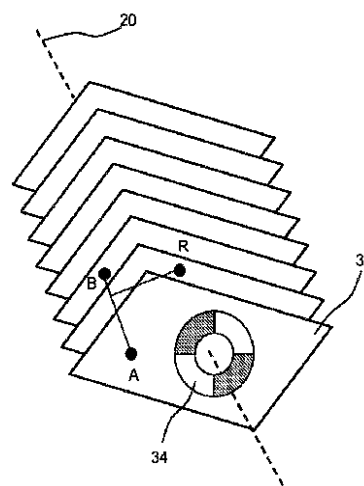


FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

運動中の対象の 3 D 超音波画像のシーケンスを視覚化する方法であって、前記運動が、複数の起源からの運動コンポーネントで構成される複雑な運動であり、前記方法が、第 1 の時点に取得された第 1 の 3 D 超音波画像及び第 2 の時点に取得された第 2 の 3 D 超音波画像を含む 3 D 超音波画像のシーケンスを得るステップと、前記複雑な運動への、前記運動コンポーネントのサブセットからの寄与をモデル化する運動追跡モデルを提供するステップと、前記第 1 及び前記第 2 の 3 D 超音波画像から前記複雑な運動を決定するステップと、前記複雑な運動の運動分解された視覚表現を得るために、前記対象の前記複雑な運動への前記運動追跡モデルの寄与を視覚化するステップと、を含む方法。

10

【請求項 2】

前記 3 D 超音波画像が、前記対象の異なるセグメントをそれぞれ表す複数のスライスに分解可能であり、前記運動追跡モデルが、基準回転を有し、前記視覚化が、前記基準回転に対する前記対象のセグメントの回転を視覚化することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記基準回転が、前記セグメントの 1 つに関連付けられる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記運動追跡モデルを提供する前記ステップが、前記第 1 の時点に取得された第 1 の 3 D 超音波画像内において第 1 のポイント及び第 2 のポイントを選択して、前記第 1 の 3 D 超音波画像における基準軸を規定するステップと、前記基準軸を中心とする回転を追跡するために、前記第 1 の 3 D 超音波画像において第 3 のポイントを選択するステップと、前記第 2 の時点に取得された第 2 の 3 D 超音波画像を前記第 1 の 3 D 超音波画像と比較することによって、前記第 1 のポイント、前記第 2 のポイント及び前記第 3 のポイントの運動を追跡するステップと、前記第 1 のポイント、前記第 2 のポイント及び第 3 のポイントの前記追跡された運動から、前記運動追跡モデルを規定するステップと、を含む、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

20

30

【請求項 5】

前記運動追跡モデルを提供する前記ステップが、予め規定された運動追跡モデルを提供することを含む、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記予め規定された運動追跡モデルが、中心軸に沿う並進コンポーネント及び複数の回転コンポーネントを有し、前記複数の回転コンポーネントが、前記中心軸に沿う前記対象の個々の異なる領域の回転をモデル化する、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記視覚化するステップが、前記運動追跡モデルを前記複雑な運動から減算し、前記複雑な運動の前記運動分解された視覚表現を得るために減算結果を表示すること、を含む、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

40

【請求項 8】

前記視覚化するステップが、前記複雑な運動を表示し、前記表示された複雑な運動上へのオーバレイとして前記運動追跡モデルの表現を表示すること、を含む、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

50

【請求項 9】

前記視覚表現が、心臓の左心室の短軸ビューでの B モード視覚表現であり、前記視覚表現が、心筋のセグメント化されたグラフィック表現に基づく、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 10】

前記運動追跡モデルを提供する前記ステップが、グラフィカルユーザインタフェースにおいて前記運動追跡モデルを選択することを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記視覚化するステップののち、前記グラフィカルユーザインタフェース上で前記運動追跡モデルを調整するステップと、

前記複雑な運動の調整された運動分解された視覚表現を得るために、前記対象の前記複雑な運動に対する前記調整された運動追跡モデルの寄与を視覚化するステップと、
を更に含む、請求項 10 に記載の方法。

10

【請求項 12】

超音波システムのプロセッサにおいて実行されるとき、請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の方法を実行するためのコンピュータプログラムコードを有するコンピュータ可読媒体。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のコンピュータ可読媒体と、

超音波を送信し、送信された超音波に応じて超音波エコーのシーケンスを収集するプロ
ープと、

収集された超音波エコーから超音波画像を生成するプロセッサであって、前記コンピュータプログラムコードを実行するように適応されるプロセッサと、
を有する超音波システム。

20

【請求項 14】

前記複雑な運動の前記運動分解された視覚表現を表示するためのワークステーションを更に有し、前記プロセッサが、前記ワークステーションを制御するように適応される、請求項 13 に記載の超音波システム。

【請求項 15】

前記ワークステーション上で前記運動追跡モデルを規定し及び / 又は調整するためのグラフィカルユーザインタフェースを更に有する、請求項 14 に記載の超音波システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、運動中の対象の超音波画像のシーケンスを視覚化する方法であって、前記運動が複数の起源(origins)からの運動コンポーネントを含む複雑な運動である、方法に関する。

【0002】

本発明は更に、このような方法を実現するためのコンピュータプログラム製品に関する。

40

【0003】

本発明は更に、このようなコンピュータプログラム製品を実行するための超音波システムに関する。

【背景技術】

【0004】

3D 超音波イメージング技法は、例えば MRI のような他の診断ツールの費用の何分の一かで、検査下の被検体の解剖学的構造の強力な視覚化ツールを提供するので、かかる技法の出現は、超音波イメージングを強力な診断ツールに変化させた。超音波イメージングの特に強力な見地は、組織運動を取得する能力であり、これは、臨床医が、検査下の被検体を診断評価することを助けることができる。

50

【 0 0 0 5 】

超音波イメージングにおいて使用される最も一般的な視覚化モードは、Bモードとも呼ばれる2D画像である。3D超音波イメージング技法の出現がこれを変えなかったのは、3D視覚化を達成し解釈するのが相対的に困難であるからである。多くの有益な情報は、内部組織から取り出され、従って、Bモードの切断平面又はスライスは、3Dビューと比べて、関心のある情報の一層直観的な取り出しを可能にする。超音波イメージング技法は、リアルタイムに画像を生成し、又は運動中の解剖学的対象の時間シーケンスを記録することが可能であるので、重要な情報が、このような対象の組織運動からも抽出されることが出来る。このような状況において、視覚化は、単に、組織の関心のある部分を経時的に表現するラインの変化を追跡することを含むことができる；この視覚化モードは、Mモードとも呼ばれる。しかしながら、プローブ運動、解剖学的運動、又はそれらの両方のため、プローブの基準フレームにおいて固定される平面又はラインは、通常は、関心のある解剖学的対象の基準フレームにおいては固定ではない。

10

【 0 0 0 6 】

米国特許出願公開第2007/0269092A1公報は、超音波診断イメージングシステム及び方法を開示しており、その中で、関心のある解剖学的領域に関するポリメトリックデータは、それと関連する生理学的サイクルの全体を通じて取得され、ポリメトリックデータの3Dビューが構築され、関心のある構造の（空間及び/又は時間における）運動が、上述の生理学的サイクルの全体にわたってポリウム内において解析され、この運動は、ユーザに提示されるとき、関心のある構造の3Dビューを動かすために使用され、それにより、関心のある構造を追跡し、それを3Dビューの中心に維持する。これは例えば関心のある構造の平面移動をビューすることから逸れることを補償するために有用であり、それにより、構造の関心領域の安定したビューを提供する。

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、関心のある構造の運動は、複雑な運動であることが多く、個々の異なる起源からの異なる運動コンポーネントが組み合わさって、関心のある構造の全体の運動を生じさせる。例えば、心臓をイメージングする場合、3D画像シーケンスにおける全体の運動は、プローブ運動、呼吸運動、及び血液ポンピング運動、すなわち心筋アクティビティなどの多くの起源を有することができ、心筋アクティビティは、それ自体、心臓の長手方向及び半径方向のねじれ及び圧縮の複雑な組み合わせである。このような状況において、運動の安定化処理は、適切な運動の明らかなピクチャを臨床医に提供するのに十分でないことがある。

30

【 0 0 0 8 】

例えば、心臓専門医のような臨床医は、心臓の左心室の短軸ビューでの心筋の運動に関心がありうる。心臓10が、図1に概略的に示される。心臓運動は、通常、医療コミュニティにおいて、心臓10の主軸（長軸）20を中心とした回転を含む簡単な運動の組み合わせによってモデル化されている。正常な心臓の場合、心臓10の心基部領域と心尖部領域の間のそれぞれ異なる回転スピード及び振幅の結果として、ねじれ及びねじれの戻りの運動が、長軸20を中心を生ずる。これは、Gerald Buckberg他によってCardiac Mechanics Revisited: The Relationship of Cardiac Architecture to Ventricular Function, Circulation, 2008; 118: 2571 - 2587の特に出典2573頁により詳しく説明されている。臨床医は、心臓周期の所与の時点における隔壁と僧帽弁環の間の中間の距離のところの短軸ビューに対応する2Dビュー平面30又はマルチプレーン再構成ビューを選択することができるとともに、完全な心臓周期シーケンスを再生することができる。この2Dビューに表示される見かけの運動は、心筋の目標部分の運動ではなく、なぜなら、心臓10の面外運動が、目標部分をビューの外に引き出すからである。

40

【 0 0 0 9 】

欧州特許出願公開第2 397 076A1号公報は、運動する器官を含む3次元画像データを取

50

得する画像取得ユニットと、3次元画像データを3次元画像として表示する画像表示ユニットと、画像表示ユニットに表示される3次元画像上に所望の被測定対象をセットする被測定対象セッティングユニットと、所望の被測定対象について各々の時間フェーズにおける3次元画像データの変位量を計算し、各々の時間フェーズにおいて計算された変位量に基づいて診断インデックスを計算する診断インデックス計算ユニットと、画像表示ユニット上に診断インデックスを表示するための制御を実施する制御ユニットと、を具備した医用画像処理装置を開示している。

【0010】

従って、2Dビューをこの面外運動に従わせることが望ましい。しかしながら、安定化技法は、臨床医がいかなる運動も見ないよう、目標組織の運動、すなわち剛体並進、ねじれ及び収縮コンポーネントを含む複雑な運動を完全に補償するので、安定化技法は、この目的で適用されることができない。他方、何らかの形の運動補償が望ましい；心臓10の大域的運動のため、このような領域の正常なねじれ/ねじれの戻りと異常なねじれ/ねじれの戻りとの間の区別を行うことは非常に難しいことがある。これらの運動が心臓10の左心室機能の重要な指標(indicators)である場合、これは問題である。

10

【0011】

このような大域的運動の問題が、図2 - 図4に概略的に示される。図2は、3Dイメージングシーケンスにおいて視覚化される対象、例えば心臓、を概略的に示しており、対象は、例えば長軸20に沿って方向付けられた心臓の心尖部領域及び心基部領域のような複数の関心領域32を含み、このような関心領域内には、例えば単一領域内の心筋の異なるセクションのような関心のある特徴34が存在しうる。図2は、3Dイメージングシーケンスにおいて時点 t_1 に取得された対象を概略的に示す。図3は、3Dイメージングシーケンスにおいて時点 t_2 に取得された対象を概略的に示す。図2及び図3を比較することによって、関心対象が、複雑な運動を受け、対象が全体として移動され回転されたことが明らかであり、複数の関心領域32が互いに対して回転され、更に領域32内の特徴34が、その領域32の他の部分に対して移動されている。

20

【0012】

従って、検査下の対象の運動が視覚化されるとき、臨床医は、視覚化された運動から意義のある結論を得ることは困難である。例えば、左心室は、American Heart Association (アメリカ心臓協会)のCirculation, 2002, 105, pages 539-542で最初に発表された左心室のよく知られた心筋セグメント化視覚化モデルを使用して視覚化されることができる。このような短軸の視覚表現は、図4に概略的に示されており、図4は、 $t = t_1$ 及び $t = t_2$ にそれぞれ取得された3D画像を含む3D超音波画像シーケンスから導き出されるこのようなセグメント化された視覚表現において、左心室の心基部平面41及び心尖部平面42を示す。

30

【0013】

これらのセグメント化された視覚表現を比較することから分かるように、心基部平面41及び心尖部平面42の心筋は、 t_1 から t_2 までそれぞれ a 及び b の回転度合を受けたが、この回転は、複数の回転コンポーネントで構成される複雑な回転であるため、心基部平面41と心尖部平面42の間に心臓ねじれに起因する回転の差があるかどうかを臨床医が決定するのは不可能である。言い換えると、これらの視覚表現は、臨床医が、このような領域の正常なねじれ/ねじれの戻りと異常なねじれ/ねじれの戻りとの間の区別を容易に行うことを可能にしない。

40

【0014】

本発明は、超音波画像のシーケンスを視覚化する方法であって、このような複雑な運動が分解されることができる方法を提供することを目的とする。

【0015】

本発明は更に、超音波システムのプロセッサに実行されるとき、このような方法を実現するためのコンピュータプログラムコードを有するコンピュータ可読媒体を含むコンピュータプログラム製品を提供することを目的とする。

50

【 0 0 1 6 】

本発明は更に、このようなコンピュータプログラム製品を含む超音波システムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 7 】

第1の見地によれば、運動中の対象の3D超音波画像のシーケンスを視覚化する方法であって、前記運動が、複数の起源からの運動コンポーネントで構成される複雑な運動であり、前記方法が、第1の時点に取得された第1の3D超音波画像及び第2の時点に取得された第2の3D超音波画像を含む3D超音波画像のシーケンスを得るステップと、前記運動コンポーネントのサブセットに由来する、複雑な運動への寄与をモデル化する運動追跡モデルを提供するステップと、第1及び第2の3D超音波画像から前記複雑な運動を決定するステップと、前記複雑な運動の運動分解された視覚表現を得るために、前記対象の複雑な運動に対する運動追跡モデルの寄与を視覚化するステップと、を含む方法が提供される。複雑な運動は、例えば並進及び回転運動コンポーネントで形成される。

10

【 0 0 1 8 】

心臓のような運動中の対象がシーケンスの最中に受ける複雑な運動の部分を追跡し又はモデル化する運動追跡モデルを提供することによって、視覚表現において、運動追跡モデルの寄与が、視覚化された運動を評価するユーザにとって明らかになるように、複雑な運動が分解されることができる。このような分解は、例えば心臓専門医のような臨床医であるユーザが、診断上重要な結論に一層簡単に到達することを容易にすることができる。複雑な運動は、並進及び回転運動コンポーネントがユーザにとって明らかになるように、分解されることができる。

20

【 0 0 1 9 】

一実施形態において、3D超音波画像は、各々が対象の異なるセグメントを表す複数のスライスに分解可能であり、この場合、運動追跡モデルが基準回転を含み、前記視覚化が、前記基準回転に対する前記対象のセグメントの回転を視覚化することを含む。例えば心臓の短軸ビューであるこのようなスライスに表される複雑な回転は、このように、例えば大域的回転を追跡し又はシミュレートする運動追跡モデルを提供することによって、分解されることができ、これらのセグメントが互いに対しどのように回転するかがより明らかになり、これは、例えば心筋のねじれ/ねじれの戻りのような相対回転が異常であるかどうかをユーザが決定することを支援する。

30

【 0 0 2 0 】

基準回転は、前記複数のセグメントのうちの1つに関連付けられることができる。例えば、基準回転は、大域的回転コンポーネント及び当該セグメントの正常な局所回転コンポーネントを表現することができ、それにより、当該セグメントの運動分解された視覚表現は、当該セグメントの期待される局所回転からの逸脱を視覚化し、複数のセグメントのうち残りのセグメントの回転の運動分解された視覚表現は、基準回転が関連付けられる当該セグメントの期待される正常な回転に対する回転を示す。

【 0 0 2 1 】

一実施形態において、運動追跡モデルは、例えばグラフィカルユーザインタフェースを使用して、ユーザによって規定されることができる。この実施形態において、運動追跡モデルは、前記第1の3D超音波画像の基準軸を規定するために第1の時点に取得された第1の3D超音波画像において第1のポイント及び第2のポイントを選択し、前記基準軸を中心とする回転を追跡するために前記第1の3D超音波画像において第3のポイントを選択し、第2の時点に取得された第2の3D超音波画像を第1の3D超音波画像と比較することによって、第1のポイント、第2のポイント及び第3のポイントの運動を追跡し、第1のポイント、第2のポイント及び第3のポイントの前記追跡された運動から運動追跡モデルを規定することを含むことができる。これは、例えば、第3のポイントが位置付けられる運動中の対象の或るセグメントについて基準回転を規定することを容易にし、それにより、この基準回転に対する回転が、他のセグメントについて視覚化されることができる

40

50

。更に、このような基準回転が大域的回転を表す場合、第3のポイントを含むセグメントの内部の運動（例えば局所的収縮及びその他）が、より明確に視覚化されることができる。

【0022】

代替例として、運動追跡モデルを提供することは、例えば運動中の対象の大域的運動を近似する追跡モデルである予め規定された運動追跡モデルを提供することを含むことができる。

【0023】

一実施形態において、予め規定された運動追跡モデルは、並進コンポーネント及び中心軸に沿った複数の回転コンポーネントを含み、前記回転コンポーネントは、対象の個々の異なる領域の、前記中心軸に沿った回転をモデル化する。これは、例えば、心臓の複雑な運動を分解する際に使用されることができ、それぞれ異なる回転コンポーネントは、心臓周期中の心臓の正常なねじれ/ねじれの戻りをシミュレートする。心臓運動の運動分解された視覚表現におけるこのようなモデルの使用は、このような運動が正常な拳動から逸脱する場合に直ちに強調表示する。

10

【0024】

視覚化は、複雑な運動から運動追跡モデルを減算し、前記複雑な運動の前記運動分解された視覚表現を得るために減算結果を表示することを含む。これは、ユーザが分解結果の視覚化を提示されるという利点を有し、これは、ユーザが、より簡単に临床上重要な結論に到達することを可能にすることができる。

20

【0025】

代替例として、視覚化は、前記複雑な運動を表示し、前記表示された複雑な運動へのオーバーレイとして運動追跡モデルの表現を表示することを含むことができる。これは、運動追跡モデルによってモデル化された運動コンポーネントと、検査下の対象の特定のセグメントの全体の運動とをユーザが容易に区別することを可能にする。

【0026】

一実施形態において、視覚表現は、心臓の左心室の短軸ビューにおけるBモード視覚表現であり、前記視覚表現は、心筋のセグメント化されたグラフィック表現に基づく。このような表現は、ユーザが、視覚表現内の心筋のグラフィック表現によって、ねじれ/ねじれの戻りの量を容易に決定することができるという利点を有する。

30

【0027】

運動追跡モデルを提供するステップは、例えばこのような運動追跡モデルのライブラリから予め規定された運動追跡モデルを選択することによって、又は、上記で説明したように3D超音波画像のシーケンスにおいて追跡されるポイントを規定することによって、グラフィカルユーザインタフェース上で運動追跡モデルを選択することを含むことができる。

【0028】

一実施形態において、方法は更に、前記視覚化ののち、前記グラフィックユーザインタフェース上で運動追跡モデルを調整するステップと、前記複雑な運動の調整された運動分解された視覚表現を得るために、前記対象の複雑な運動に対する調整された運動追跡モデルの寄与を視覚化するステップと、含む。これは、ユーザが、運動追跡モデル及び運動分解を微調整するよう、全体の複雑な運動に対する運動追跡モデルの寄与をスケールリングすることによって、3D超音波画像のシーケンスに運動分解を対話的に適用することを可能にし、これは、ユーザが、検査下の対象の全体の複雑な運動に対するさまざまな寄与の分解をより良く理解するのを助けることができる。

40

【0029】

別の見地により、超音波システムのプロセッサ上で実行される際、上述の実施形態の1又は複数に従って方法を実現するためのコンピュータプログラムコードを含むコンピュータ可読媒体を有するコンピュータプログラム製品が提供される。このようなコンピュータプログラム製品は、このような超音波システムのユーザが、3D超音波画像のシーケンス

50

をより簡単に評価することを容易にする。

【0030】

更に他の見地により、上述したコンピュータプログラム製品と、超音波を送信し、送信された超音波に応じて超音波エコーのシーケンスを収集するプローブと、収集された超音波エコーから超音波画像を生成するプロセッサであって、前記コンピュータプログラムコードを実行するように適応されるプロセッサと、を有する超音波システムが提供される。このような超音波システムは、そのユーザが、3D超音波画像のシーケンスをより簡単に評価することを可能にする。

【0031】

超音波システムは更に、前記複雑な運動の運動分解された視覚表現を表示するワークステーションを有することができ、前記プロセッサは、前記ワークステーションを制御するように適応される。

【0032】

超音波システムは更に、前記ワークステーションにおいて運動追跡モデルを規定し及び/又は調整するためのグラフィカルユーザインタフェースを有することができる。

【0033】

本発明の実施形態は、添付の図面を参照して非限定的な例を通じて説明される。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】ヒト心臓の断面を概略的に示す図。

【図2】3D超音波画像のシーケンスによって取得された、ヒト心臓のような運動中の対象の複雑な運動を概略的に示す図。

【図3】3D超音波画像のシーケンスによって取得された、ヒト心臓のような運動中の対象の複雑な運動を概略的に示す図。

【図4】セグメント化されたグラフィック表現を用いた、このような複雑な運動の視覚表現を示す図。

【図5】一実施形態による運動中の対象の運動コンポーネントの追跡を概略的に示す図。

【図6】一実施形態による運動中の対象の運動コンポーネントの追跡を概略的に示す図。

【図7】図5及び図6に示すように運動コンポーネントを追跡することに基づいて運動追跡モデルを規定する見地を概略的に示す図。

【図8】一実施形態による、3D超音波画像シーケンスにおいて取得された心臓運動の運動分解された運動の視覚表現を概略的に示す図。

【図9】別の実施形態による、3D超音波画像シーケンスにおいて取得された心臓運動の運動分解された運動の視覚表現を概略的に示す図。

【図10】一実施形態による方法のフローチャート。

【図11】例示の実施形態による超音波システムを概略的に示す図。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図面は概略的なものにすぎず、一定の縮尺で描かれていないことが理解されるべきである。更に、同一の参照番号は、特に明記しない限り、同じ又は同様の部分を示すために図の全体にわたって使用されていることが理解されるべきである。

【0036】

図5は、第1の時点 $t = t_1$ における、運動中の心臓の3D超音波画像を概略的に示しており、図において、心臓は、長軸20に沿う複数の短軸スライス32によって概略的に表現され、各々のスライス32は、長軸20に沿う心臓の異なるスライスを表す。各スライス32は、関心領域34を含むことができ、例えば心臓の3D超音波画像シーケンスの最中の心筋拳動の評価のための心筋を含む左心室ビューである。

【0037】

一実施形態によれば、ユーザは、 $t = t_1$ での3D超音波画像において第1のポイントA及び第2のポイントBを選択することによって、ユーザ規定される運動追跡モデルを生

10

20

30

40

50

成することができ、ポイント A 及び B は、超音波画像の基準軸を規定し、この基準軸は、この基準軸を中心とする回転を追跡するために使用されることができる。このために、ユーザは更に、スライス 3 2 のうちの 1 つのスライスに位置する第 3 のポイント C を規定することができ、こうして規定された基準フレームが、3 D 超音波画像のシーケンスの全体を通じてこの基準フレームの運動を追跡するために、使用されることができる。例えば心臓専門医のような臨床医によるポイント A、B 及び C の特徴付けられる選択によって、これらのポイントが t_1 から t_2 までに受ける運動が、基準運動、すなわち運動追跡モデル、として使用されることができ、検査下の対象内の運動は、この基準運動に対する運動として分解されることができる。

【0038】

追跡される運動は、図 6 に概略的に示されており、図 6 は、時点 $t = t_2$ におけるシーケンスの第 2 の 3 D 超音波画像を概略的に示し、心臓は、時点 $t = t_1$ と比較して複雑な運動を受けた。ポイント A、B 及び C によって規定される基準フレームが受けた運動は、3 D 超音波画像のシーケンスにおいて追跡されることができる。

【0039】

図 7 は、ポイント A、B 及び C によって規定される基準フレームの追跡された運動を概略的に示す。追跡された運動は、時間 t_1 から t_2 まで軸 A - B をたどるアフィン変換 T 及びこの軸を中心とする回転 R のモデルの合成とみなされることができ、ここで、T 及び R は、3 D 超音波画像シーケンスから測定され、T は、軸 A - B の並進から測定され、R は、軸 A - B を中心とするポイント C の回転から測定され、これにより、検査下の対象の複雑な運動の運動分解において使用される運動追跡モデルが構成される。

【0040】

3 D 超音波画像シーケンスが運動中の心臓を取得する一実施形態において、例えばねじれ / ねじれの戻りを視覚化するための心臓運動の特に有利な視覚表現は、2 D 短軸ビュー (SA) であり、すなわち、図 1 に示される心臓 10 の主軸 20 と直交する平面 30 である。例えば、AHA の上述した 17 セグメントベースの心筋視覚化モデルを使用する場合に特に直観的な視覚表現が得られ、これは、例えば心基部平面 41 及び心尖部平面 42 である SA 平面の正確なロケーションを容易にするからである。このような 2 D 短軸ビューは、それ自体良く知られているように、任意の適切なやり方でこのようなセグメント化された視覚化モデルに伝達されることができる。例えば、さまざまな AHA セグメントが、第 1 の 3 D 画像のさまざまな短軸ビューにおいて識別されるとともに、対象の例えば組織部分に関連付けられることができ、それら組織部分は、利用可能な追跡技法を使用して追跡されることができ、その後、こうして関連付けられたセグメントは、関連付けられた対象を追跡することによって、3 D 画像シーケンスにおいて追跡される。図 4 を用いて上で説明したように、このセグメント化されたモデルにおいて視覚化される複雑な運動を評価する場合、心基部平面 41 及び心尖部平面 42 の両方が回転を受けることが明らかであるが、この回転が時間間隔 $t_1 - t_2$ にわたってこれらの平面の正常な回転より小さいか大きいかを判定することは実質的に不可能である。

【0041】

一実施形態において、選ばれる視覚表現 (ここでは、非限定的な例としてセグメント化される視覚表現) は、全体の (複雑な) 運動の一部のみが視覚化される運動分解された視覚表現を得るために、運動追跡モデルを、3 D 超音波画像シーケンスにおいて取得された全体の運動から減算することによって、適応されることができる。図 4 に関して上述した例を使用して、図 8 に概略的に示される運動分解された視覚表現が、得られることができる。運動追跡モデルの寄与を全体の運動から減算することによって、具体的には、運動追跡モデルの回転コンポーネントをモデル化する回転コンポーネント R ($t_1 - t_2$) を全体の回転 b 及び a から減算することによって、心基部平面 41 の残りの回転コンポーネントが心尖部平面 42 と比較して大きいことが、直ちに明らかになる。これは、このような運動追跡モデルの使用が、分解された運動コンポーネント (例えば診断上重要な運動コンポーネントである関心のある運動コンポーネント) のより直接的な視覚表現をユーザ

10

20

30

40

50

が得ることを助けることができることを実証する。

【0042】

代替の実施形態において、選ばれる視覚表現（ここでは、非限定的な例としてセグメント化される視覚表現）は、運動分解された視覚表現を得るために、3D超音波画像シーケンスにおいて取得された全体の運動に運動追跡モデルをオーバーレイすることによって、適応されることができ、それにより、全体の（複雑な）運動に対する運動追跡モデルの寄与が視覚化される。これは、図9に概略的に示されており、図9において、 $t = t_2$ での解剖学的モデル表現における破線は、全体の視覚化された回転に対する運動追跡モデルの回転コンポーネント $R(t_1, t_2)$ の寄与を表す。残りの回転コンポーネントが心尖部平面42と比べて心基部平面41のほうが大きいことを示すのに加えて、これは更に、3D超音波画像シーケンスにおいて取得される全体の運動に対する、追跡される運動の寄与を視覚化する。

10

【0043】

ここで、ユーザ規定される運動追跡モデルは、検査下の対象（例えば心臓）の特定部分（特に、基準セグメントと考えられることができるユーザ選択されたポイントCを含む対象のセグメント）の追跡される回転に対する、対象の他の部分の回転を視覚化するのに特に適していることに注意されたい。当業者によって理解されるように、運動追跡モデルを基準セグメントの複雑な運動に適用する場合、この基準セグメントは、静止したセグメントのように見え、例えば局所化される組織回転又は収縮のような追跡される回転に対する運動のみが、運動分解されたビューにおいて視覚化されることができ。

20

【0044】

しかしながら、基準セグメント以外の検査下の対象のセグメントは、基準セグメントとは異なるスピードで回転するので、関心対象の運動分解された視覚表現を得るために運動追跡モデルを追跡された全体の運動に適用する場合、スピードの差、すなわち相対回転が明らかになる。言い換えると、運動追跡モデルは、基準回転、すなわち追跡される回転 $R(t_1, t_2)$ を含むと考えられることができ、運動分解される視覚表現は、この基準回転に対する前記対象のセグメントの回転の視覚表現を含む。

【0045】

ここで、運動追跡モデルは、ユーザ規定されなくてもよいことに注意されたい。代替として、運動追跡モデルは、例えば組織追跡、スペックル追跡、その他のよく知られた運動評価技法を使用して、3D超音波画像のシーケンスから自動的に生成されることができ。運動評価技法自体はよく知られているので、単に簡潔さのために、それらについて更に詳しくは説明しない。更に別の実施形態において、アプリオリな運動追跡モデルが提供されることができ、それは例えば、検査下の対象の正常な運動を表わすモデルでありえ、対象の正常な運動は、例えばこのようなシーケンスの健康な心臓の正常な又は期待される運動である。このようなアプリオリなモデルを一層現実的にするために、モデルは、長軸20に沿った心臓の異なる短軸セグメントのねじれ/ねじれの戻りの異なる程度を反映するために、モデルが正常な心臓運動を表現する場合の、例えば長軸20に沿った複数の異なるロケーションにおける、中心軸を中心とする異なる回転コンポーネントを含むことができる。このようなアプリオリなモデルは、心臓の基準回転スピードの組を提供することが理解されることができ、シーケンスを通じて心臓の複雑な運動を取得する3D超音波画像の実際のシーケンスへのモデルの適用は、心臓の特定のセグメントについて期待される回転の程度の逸脱を強調表示することができる。

30

40

【0046】

一実施形態において、このようなアプリオリな又は予め規定された運動追跡モデルは、例えば並進運動（例えば軸A-Bの変位）が別個に補償される他の追跡モデルと組み合わせて使用されることができ、アプリオリな運動追跡モデルは、1又は複数の回転コンポーネントのみに基づくことができ、3D超音波画像のシーケンスの関心対象の並進運動が補償されると、適用されることができ。

【0047】

50

一実施形態において、運動追跡モデルは、スケラブルでありうる。言い換えると、ユーザは、例えば図7に示すように軸A-Bの変位及びこの軸を中心とした回転Rのような並進及び回転コンポーネントである、さまざまなコンポーネントの寄与を調整することができ、それにより、ユーザは、運動追跡モデルを対話的に調整し、更新された運動追跡モデルに従って3D超音波画像シーケンスの視覚表現を更新することができる。これは、例えば、ユーザが、運動追跡モデルを調整することによって関心対象の特定のセグメントを基準セグメントとして対話的に選択することを可能にし、選択されたセグメントは、視覚表現において静止したようになり、ユーザは、例えば心臓のような関心対象の他の部分の運動を、対話的に選択された基準セグメントに対し、評価することができる。

【0048】

ユーザは、任意の適切なやり方で運動追跡モデルのこのような調整を行うことができる。非限定的な例として、ユーザが所望の調整を行うことを可能にするグラフィカルユーザインタフェースが、例えばグラフィカルユーザインタフェースにおいてダイヤル、スライダ又は同様のものとして運動追跡モデルのさまざまなコンポーネントを表現することによって、提供されることができ、ユーザは、ダイヤル、スライダ又は同様のものを調整することによって、これらのコンポーネントを調整することができ、かかる調整は、運動追跡モデルに対し行われる調整に基づいて、検査下の対象の更新された視覚表現の生成をトリガする。

【0049】

上述の説明において、本発明の見地は、単なる非限定的な例として2D短軸ビューの視覚化モードによって説明された。本発明の教示は、1D視覚化モード(Mモード)、2D視覚化モード(Bモード)又は3D視覚化モード(ボリュームレンダリングを非限定的に含む任意の適切な視覚化モードに適用されることができ、ことが理解されるべきである。上述したように、視覚化モードは、3D超音波画像シーケンスの時点から手動で規定されることができ、又は、例えば心臓の左心室の2D短軸ビューにおける上述のセグメント化された視覚表現のような実際のシーケンスに自動的に適応される解剖学的モデル又は基準から、規定されることもできる。

【0050】

要するに、詳しく上述した視覚化方法100のさまざまな実施形態は、図10に示されるフローチャートによって要約されることができ、方法100は、例えば心臓のような運動中の関心対象の3D超音波画像のシーケンスを取得する超音波システムを初期化することによって、ステップ110において始まる。方法は、ステップ120へ進み、ステップ120において、運動中の関心対象の3D超音波画像のシーケンスが取得される。このようなシーケンスは、それ自体当業者に良く知られている任意の適切な態様で取得されることができ、

【0051】

ステップ130において、運動追跡モデルが提供される。すでに詳しく説明したように、これは、例えば、ユーザ規定される運動追跡モデル、自動生成される運動追跡モデル、又はアプリオリな(予め規定された)運動追跡モデル、例えば基準回転を含む運動追跡モデル、でありえ、検査下の対象の複雑な運動の、後続の運動分解される視覚表現は、前記基準回転に対する前記対象のさまざまなセグメントの回転を視覚化することを含むことができる。

【0052】

次に、視覚化される対象の複雑な運動が、ステップ140において、超音波画像の3Dシーケンスから導き出される。これは、それ自体知られており、単に簡潔さの目的で、更に詳しく説明されない。方法100において、運動追跡モデルの提供は、3D超音波画像のシーケンスの取得後であって複雑な運動の決定前に実施されるが、例えばアプリオリな運動追跡モデルを使用する場合、運動追跡モデルが、ステップ140の複雑な運動の決定後又はステップ120の前に提供されることも同等に可能であることに注意されたい。ステップ150において、運動追跡モデルは、例えば、運動追跡モデルを全体の運動から減

10

20

30

40

50

算することによって、又は、上述したように全体の運動の視覚表現に運動追跡モデルの視覚表現をオーバレイすることによって、3D超音波画像のシーケンスにおいて取得される全体の運動に適用され、その後、ステップ150の結果が、ステップ160において、例えば超音波システムのカート上の又はカートを離れたワークステーション上のディスプレイに、又は、このような視覚化結果を表示するための任意の他のディスプレイ上に、視覚化される。上述したように、任意の適切な視覚化の形態が、この目的のために選択されることができる。

【0053】

任意の実施形態において、方法100は、ステップ170を更に含み、ステップ170において、ユーザは、上述したように運動追跡モデルを調整することを決めることができ、この場合、方法は、ステップ150に戻り、調整された運動追跡モデルを全体の運動に適用して、ステップ160の結果を視覚化することができる。ステップ170が利用可能でない場合、又はユーザが運動追跡モデルに対する更なる調整に関心がないと決める場合、方法は、ステップ180で終わることができる。

10

【0054】

図11は、本発明の視覚化方法に従って使用されることができる超音波システム400の例示の実施形態を概略的に示す。超音波システム400は、2Dトモグラフィックスライスとして、又は、ポリュメトリック画像データとして、リアルタイム3D心臓画像を取得するためのシステムでありうる。動作中、1D又は2Dアレイトランスデューサ412を有するプローブ又はスキャンヘッド410が、超音波を送信し、超音波エコー信号を受信する。この送信及び受信は、コヒーレントビーム又はスキャンされる解剖学的構造からの生エコー信号を形成するために、受信したエコー信号をもつビームフォーマ420の制御下において実施される。ビームフォーマからのエコー情報は、Bモードプロセッサ450、ドップラプロセッサ440、及び造影剤が使用される場合はコントラスト信号プロセッサ445によって、処理される。Bモードプロセッサは、フィルタリング、周波数及び空間合成、高調波データ処理、及び良く知られている他のBモード機能を実施する。ドップラプロセッサは、速度及びドップラパワー信号を生成するために、従来のドップラ処理をエコー信号に適用する。コントラストプロセッサは、スキャンされている組織に造影剤が存在する場合に得られるエコー信号に、特定の処理を適用する。処理されたデータは、2Dトモグラフィック又は3Dポリュメトリック組織領域がイメージングされているかどうか依存して、2Dスキャンコンバータ460又は3Dスキャンコンバータ470に渡される。スキャンコンバータは、スキャンヘッドがビームで取得した線形又は極平面ジオメトリからのデータを、各次元で適当なスケールを有するデカルト形式(x, y又はx, y, z)に幾何学的に補正する。各々のスキャンコンバートされた画像又は3Dポリュームは、2Dメモリ465又は3Dポリュームメモリ475に配置される。メモリ465は、取得されるデータのタイプに依存して、最近の2D又は3Dデータの数秒乃至数分相当分を記憶することをブロックする。

20

30

【0055】

ポリュームMPRスライスディスプレイプロセッサ及び3Dレンダリング器480は、良く知られている方法を使用して所与の視点からの1つ又は複数の2DMPRスライス画像及び/又は3Dポリュームのポリュームレンダリングされた画像を提供するために、中央コントローラ430に基づいて3Dポリュームメモリからのポリュームデータを処理し、ユーザインタフェース435からのユーザ入力を処理する。ディスプレイプロセッサ490は、中央コントローラ430からの入力に基づいて、2Dメモリ465から2D画像を取得し又はポリュームMPRスライスビュープロセッサから3Dレンダリングされた画像を取得し、グラフィクスオーバレイ及びテキスト注釈(例えば患者情報)を付加し、オペレータに提示するためにディスプレイ495に合成された画像を伝送する。中央コントローラは、リアルタイム表示として、メモリ内の最も最近取得されたデータを表示するように、ディスプレイプロセッサに指示することができ、又は、より古い2D又は3Dポリュームデータのシーケンスを再生することができる。

40

50

【 0 0 5 6 】

少なくとも一つのボリュームMPRスライスディスプレイプロセッサ及び3Dレンダリング器480及びディスプレイプロセッサ490は、本発明の実施形態に従って方法を実現するコンピュータプログラムコードを実行するように適応されることができる。一実施形態において、ボリュームMPRスライスディスプレイプロセッサ及び3Dレンダリング器480及びディスプレイプロセッサ490は協働して、関心のある画像の運動分解された視覚表現を生成する。

【 0 0 5 7 】

超音波システム400は、本発明の方法の実施形態により3D超音波画像のシーケンスを取得するために使用されることができる超音波システムの単なる一例にすぎないことが理解されるべきである。超音波システムが方法100を実現することができる限り、超音波システム400の正確なインプリメンテーションは本発明にとってほとんど重要でない。従って、当業者であれば、任意の適切な超音波システムが使用されることができることが理解される。

10

【 0 0 5 8 】

本発明の見地は、システム、方法又はコンピュータプログラム製品として具体化されることができる。本発明の見地は、例えば超音波システムのプロセッサのような適切なプロセッサ上で実行されるときに本発明のさまざまな見地による視覚化方法を実現するために具体化されるコンピュータ可読プログラムコードをその上に有する1又は複数のコンピュータ可読媒体に具体化されるコンピュータプログラム製品の形をとることができる。

20

【 0 0 5 9 】

1又は複数のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用されることができる。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読の信号媒体又はコンピュータ可読の記憶媒体でありうる。例えば、コンピュータ可読記憶媒体は、電子的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線又は半導体のシステム、機器又は装置、又はこれらの任意の適切な組み合わせでありうる。このようなシステム、機器又は装置は、任意の適切なネットワーク接続を通じてアクセス可能でありうる。例えば、システム、機器又は装置は、ネットワークを通じたコンピュータ可読プログラムコードの取り出しのために、ネットワークを通じてアクセス可能である。このようなネットワークは、例えばインターネット、モバイル通信ネットワーク又は同様のものでありうる。コンピュータ可読記憶媒体のより特定の例（包括的でないリスト）は、1又は複数のワイヤを有する電気接続、ポータブルコンピュータディスク、ハードディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、消去可能プログラム可能リードオンリメモリ（EPROM又はフラッシュメモリ）、光学ファイバ、ポータブルコンパクトディスクリードオンリメモリ（CD-ROM）、光学記憶装置、磁気記憶装置又は上述したものの任意の適切な組み合わせ、を含むことができる。本願のコンテキストにおいて、コンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、機器又は装置によって又はそれに関連して使用されるプログラムを含み又は記憶することができる任意の有形媒体でありうる。

30

【 0 0 6 0 】

コンピュータ可読信号媒体は、ベースバンドにおいて又は搬送波の一部として具体化されるコンピュータ可読プログラムコードを有する伝播されるデータ信号を含むことができる。このような伝播信号は、電磁気、光学又はその任意の適切な組み合わせを非制限的に含むさまざまな形態をとりうる。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体でなく、命令実行システム、機器又は装置によって又はそれに関連してプログラムを通信し、伝播し、又は運搬することができる任意のコンピュータ可読媒体でありうる。

40

【 0 0 6 1 】

コンピュータ可読媒体に具体化されるプログラムコードは、ワイヤレス、ワイヤライン、光学ファイバケーブル、RF、その他、又は前述したものの任意の適切な組み合わせを非限定的に含む任意の適当な媒体を使用して送信されることができる。

【 0 0 6 2 】

50

適切なプロセッサ上での実行によって本発明の方法を実施するためのコンピュータプログラムコードは、例えばJava、Smalltalk、C++又はその他のオブジェクト指向のプログラミング言語、及び例えば「C」プログラミング言語又は同様のプログラミング言語のような従来の手続き型プログラミング言語を含む、1又は複数のプログラミング言語の任意の組み合わせにおいて書かれることができる。プログラムコードは、スタンドアロンソフトウェアパッケージとしてプロセッサ上ですべて実行されることができ、又はプロセッサ上で部分的に実行され及びリモートサーバ上で部分的に実行されることができる。後者の状況において、リモートサーバが、ローカルエリアネットワーク(LAN)又は広域ネットワーク(WAN)を含む任意のタイプのネットワークを通じてプロセッサに接続されることができ、又は、接続は、例えばインターネットサービスプロバイダを使用してインターネットを通じて、外部のコンピュータに対し行われることができる。

10

【0063】

本発明の見地は、本発明の実施形態に従って、方法、装置(システム)及びコンピュータプログラム製品のフローチャート図及び/又はブロック図を参照して上述されたフローチャート図及び/又はブロック図の各ブロック、及びフローチャート図及び/又はブロック図の複数ブロックの組み合わせが、超音波システム400の1又は複数のプロセッサ上で全体的に又は部分的に実行されるコンピュータプログラム命令によって実現されることができ、命令は、フローチャート及び/又はブロック図の1又は複数のブロックに指定される機能/工程を実現するための手段を生成することが理解される。これらのコンピュータプログラム命令は更に、特定のやり方で機能するようシステム400に指示することができるコンピュータ可読媒体に記憶されることができ。

20

【0064】

コンピュータプログラム命令は、コンピュータ実現されるプロセスを生成するために、1又は複数のプロセッサ上で一連の処理ステップが実行されるようにするために、1又は複数のプロセッサ上にロードされることができ、それにより、1又は複数のプロセッサ上で実行される命令は、運動追跡及び視覚化の結果を示すフローチャート及び/又は図に指定される機能/工程を実現するためのプロセスを提供する。コンピュータプログラム製品は、超音波システム400の一部を形成することができ、例えば超音波システム400にインストールされることができ。

30

【0065】

上述の実施形態は、本発明を説明するものであって、制限するものでなく、当業者は、添付の請求項の範囲を逸脱することなく多くの代替の実施形態を設計することができることに注意すべきである。請求項において、括弧内に示される任意の参照符号は、請求項を制限するものとして解釈されない。「含む、有する(comprising)」という語は、請求項に列挙されるもの以外の構成要素又はステップの存在を除外しない。構成要素に先行する「a」又は「an」の語は、このような構成要素の複数の存在を除外しない。本発明は、いくつかの個別の素子を有するハードウェアによって実現されることができ。幾つかの手段を列挙する装置の請求項において、これらの手段の幾つかは、同じ1つのハードウェアアイテムによって具体化されることができ。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

40

【 図 1 】

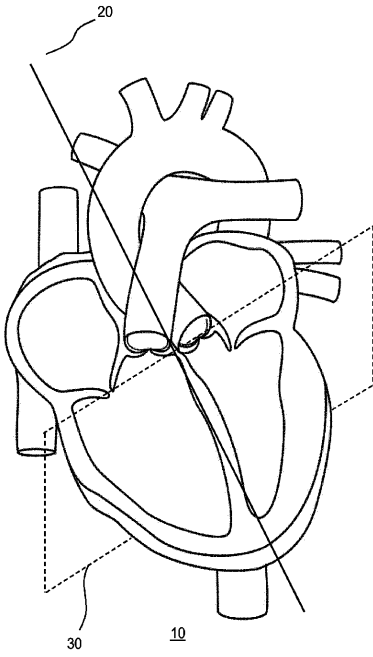


FIG. 1

【 図 2 】

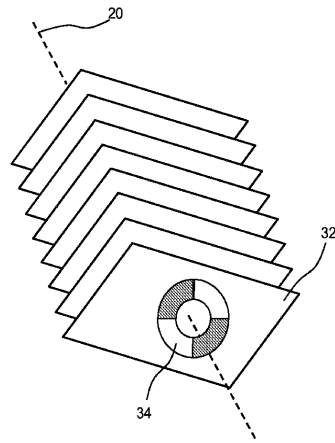


FIG. 2

【 図 3 】

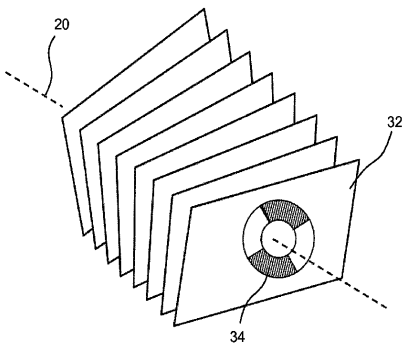


FIG. 3

【 図 4 】

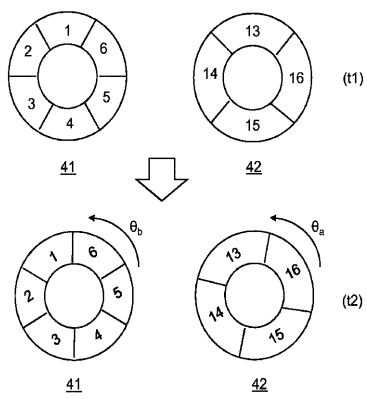


FIG. 4

【 図 5 】

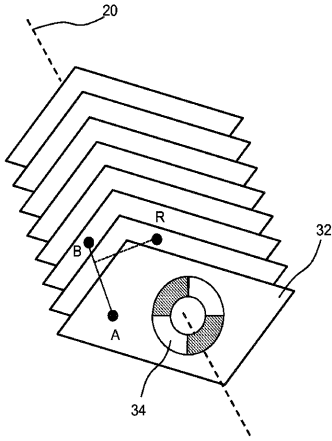


FIG. 5

【 図 6 】

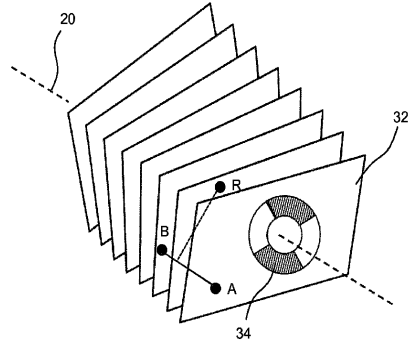


FIG. 6

【 図 7 】

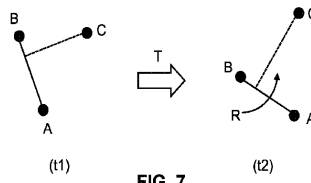


FIG. 7

【 図 8 】

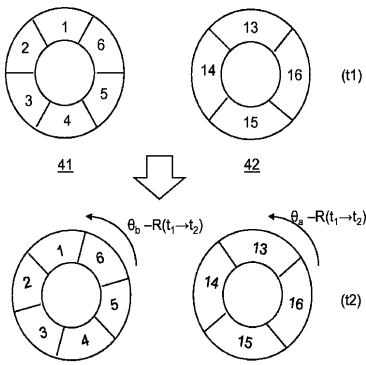


FIG. 8

【 図 9 】

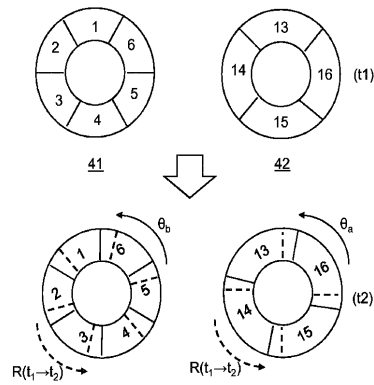
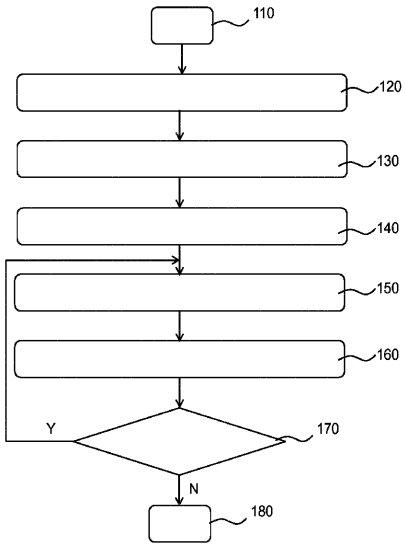


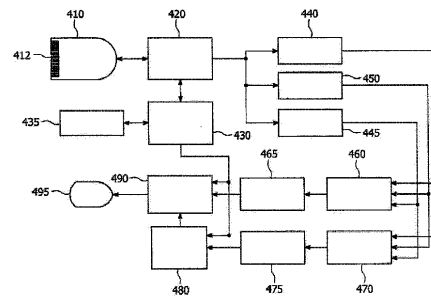
FIG. 9

【 図 1 0 】



100
FIG. 10

【 図 1 1 】



400
FIG. 11

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/074397

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G06T7/20	
ADD.		
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) A61B G01S 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 practicable, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 397 076 A1 (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 21 December 2011 (2011-12-21) abstract paragraph [0018] - paragraph [0059] paragraph [0088] - paragraph [0098] paragraph [0107] - paragraph [0115] figures 1-5,8,12-14 -----	1-15
X	US 2008/009734 A1 (HOULE HELENE C [US] ET AL) 10 January 2008 (2008-01-10) abstract paragraph [0027] - paragraph [0092] figures 1-2,5-7,9-12 -----	1-15
A	US 2008/267482 A1 (ABE YASUHIKO [JP] ET AL) 30 October 2008 (2008-10-30) the whole document -----	1-15
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent 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 *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 7 January 2016		Date of mailing of the international search report 19/01/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Artikis, T

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2015/074397

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006 061581 A (TOSHIBA CORP) 9 March 2006 (2006-03-09) abstract figures 1,3,5 -----	1-15
A	US 2007/269092 A1 (HILL STEVEN [US] ET AL) 22 November 2007 (2007-11-22) cited in the application abstract paragraph [0021] - paragraph [0038] figures 1-2 -----	1,12,13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/074397

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2397076	A1	21-12-2011	EP 2397076 A1 21-12-2011
			JP 5469101 B2 09-04-2014
			US 2011313291 A1 22-12-2011
			WO 2010092918 A1 19-08-2010

US 2008009734	A1	10-01-2008	NONE

US 2008267482	A1	30-10-2008	CN 101292882 A 29-10-2008
			JP 5624258 B2 12-11-2014
			JP 2008272087 A 13-11-2008
			US 2008267482 A1 30-10-2008

JP 2006061581	A	09-03-2006	CN 1745717 A 15-03-2006
			JP 2006061581 A 09-03-2006
			US 2006058618 A1 16-03-2006

US 2007269092	A1	22-11-2007	CN 101036162 A 12-09-2007
			EP 1800261 A2 27-06-2007
			JP 2008515520 A 15-05-2008
			US 2007269092 A1 22-11-2007
			WO 2006038188 A2 13-04-2006

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . J A V A

2 . S M A L L T A L K

(72)発明者 ヴィラン ニコラ フランソワ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 アラン パスカル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE30 JC18 JC21 JC26 KK22 LL38

专利名称(译)	用于可视化超声图像序列的方法，计算机程序产品和超声系统		
公开(公告)号	JP2017536862A	公开(公告)日	2017-12-14
申请号	JP2017519493	申请日	2015-10-21
[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NV哥德堡		
[标]发明人	ヴィランニコラフランソワ アランパスカル		
发明人	ヴィラン ニコラ フランソワ アラン パスカル		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/523 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G06T7/0012 G06T7/20 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE30 4C601/JC18 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/KK22 4C601/LL38		
优先权	2014306703 2014-10-27 EP		
其他公开文献	JP2017536862A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种可视化运动中的对象10的3D超声图像序列的方法100，其中，该运动是由来自多个源的运动分量组成的复杂运动，该方法包括：获得120一系列声像，提供130运动跟踪模型，该运动跟踪模型对运动分量的子集对复杂运动以及来自第一和第二3D超声图像的复杂运动的贡献进行建模。确定最大运动，并且将运动跟踪模型对对象的复杂运动的贡献可视化160，以获得运动解析的复杂运动的视觉表示。还公开了用于在超声系统上实现这种方法的计算机程序产品以及包括这种计算机程序产品的超声系统。

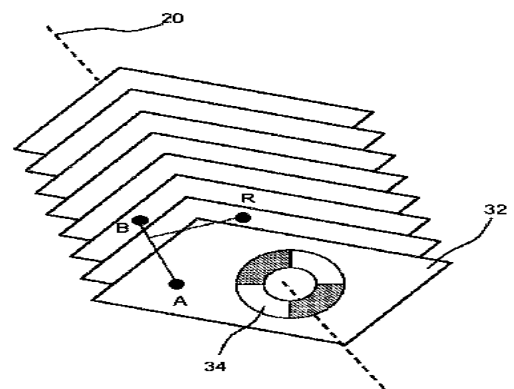


FIG. 5