

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6382304号  
(P6382304)

(45) 発行日 平成30年8月29日(2018.8.29)

(24) 登録日 平成30年8月10日(2018.8.10)

(51) Int.Cl.

F 1

**A61B 34/10 (2016.01)**

**A61B 8/12 (2006.01)**

**G06T 19/00 (2011.01)**

A 6 1 B 34/10

A 6 1 B 8/12

G O 6 T 19/00

C

請求項の数 20 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2016-517250 (P2016-517250)  
 (86) (22) 出願日 平成26年5月30日 (2014.5.30)  
 (65) 公表番号 特表2016-526954 (P2016-526954A)  
 (43) 公表日 平成28年9月8日 (2016.9.8)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2014/061254  
 (87) 國際公開番号 WO2014/195237  
 (87) 國際公開日 平成26年12月11日 (2014.12.11)  
 審査請求日 平成29年5月19日 (2017.5.19)  
 (31) 優先権主張番号 13170984.2  
 (32) 優先日 平成25年6月7日 (2013.6.7)  
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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 アーネー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 H i g h Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療イメージングシステム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

心臓インプラントの植え込みを計画する医療イメージングシステムであって、心臓周期の最中、心臓の個々の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を受け取るインターフェースと、

前記インターフェースと通信するプロセッサと、  
を有し、前記プロセッサが、

前記インターフェースを通じて、前記複数の3D心臓画像を受け取る処理と、  
前記複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域及び前記心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化する処理であって、前記ターゲットインプラント領域が左心室流出路の一部であり、前記局所的に隣接する領域が僧帽弁の一部である、処理と、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記ターゲットインプラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートする処理と、

前記複数の3D心臓画像のうちの少なくとも2つにおいて、前記セグメント化された局所的に隣接する領域と、前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価する処理と、

前記複数の3D心臓画像の各々において、前記ターゲットインプラント領域の長手軸に沿った複数の異なる空間ロケーションにおける前記重なりを決定する処理と、

前記評価された重なりを示すフィードバック情報を、フィードバックユニットを通じて

10

20

ユーザに提供する処理と、  
を実行するようプログラムされた医療イメージングシステム。

【請求項 2】

前記プロセッサが更に、前記複数の3D心臓画像の各々において、前記ターゲットインプラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートし、前記複数の3D心臓画像の各々において、前記セグメント化された局所的に隣接する領域と前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサが更に、前記複数の3D心臓画像の各々における前記評価された重なりを示すフィードバック情報をユーザに提供するようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。 10

【請求項 4】

前記プロセッサが更に、前記重なりの定量化された程度及び／又は前記3D心臓画像内における前記重なりの場所を含むフィードバック情報を提供するようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 5】

前記プロセッサが更に、個々の空間ロケーションにおける前記3D心臓画像内の重なりを互いに比較することによって、複数の異なる空間ロケーションの各々について最大重なりを決定するようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。 20

【請求項 6】

前記プロセッサが更に、前記長手軸に沿った個々の異なる空間ロケーションの関数として、前記最大重なりを示すグラフィック表現を提供するようプログラムされる、請求項5に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 7】

前記プロセッサが更に、橈円形横断面を有する仮想モデルによって、前記心臓インプラントをシミュレートするようプログラムされ、前記橈円形横断面に対する垂線が、前記ターゲットインプラント領域が実質的に延びる長手軸と一致する、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサが更に、シミュレートされる心臓インプラントのサイズ、形状及び／又は位置をユーザが変更することを可能にするようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。 30

【請求項 9】

前記プロセッサが更に、モデルベースのセグメント化に基づいて、前記ターゲットインプラント領域及び前記局所的に隣接する領域をセグメント化するようプログラムされる、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 10】

前記インターフェースが更に、超音波イメージングシステムにより取得された3D経食道心エコー(TEE)画像を含む前記複数の3D心臓画像を受け取るように構成される、請求項1に記載の医療イメージングシステム。 40

【請求項 11】

心臓インプラントの植え込みを計画する医療イメージングシステムであって、  
心臓周期の最中、心臓の個々の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を受け取るインターフェースと、

前記インターフェースと通信するプロセッサと、  
を有し、前記プロセッサが、

前記インターフェースを通じて、前記複数の3D心臓画像を受け取る処理と、  
前記複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域及び前記心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化する処理であって、前記ターゲッ 50

トイントラント領域が右心室流出路の一部であり、前記局的に隣接する領域が三尖弁の一部である、処理と、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記ターゲットトイントラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートする処理と、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記セグメント化された局的に隣接する領域と、前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価する処理と、

前記複数の3D心臓画像の各々において、前記ターゲットトイントラント領域の長手軸に沿った複数の異なる空間口ケーションにおける前記重なりを決定する処理と、

前記評価された重なりを示すフィードバック情報を、フィードバックユニットを通じてユーザに提供する処理と、  
10

を実行する医療イメージングシステム。

【請求項12】

心臓インプラントの植え込みを計画する方法であって、プロセッサが、

心臓周期の最中、心臓の個々の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を受け取るステップと、

前記複数の3D心臓画像において、ターゲットトイントラント領域及び心臓インプラントと干渉しうる局的に隣接する領域をセグメント化するステップであって、前記ターゲットトイントラント領域が左心室流出量路の一部であり、前記局的に隣接する領域が僧帽弁の一部である、ステップと、  
20

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記ターゲットトイントラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートするステップと、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記セグメント化された局的に隣接する領域と、前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するステップと、

前記3D心臓画像内の前記ターゲットトイントラント領域の長手軸に沿った複数の異なる空間口ケーションにおける前記重なりを、空間口ケーションごとに前記3D心臓画像間で比較することによって、前記ターゲットトイントラント領域の前記長手軸に沿った最大重なりを、前記長手軸に沿った空間口ケーションの関数として決定するステップと、

前記評価された重なりを示すフィードバック情報をユーザに提供するステップと、  
30  
の各ステップを実行する方法。

【請求項13】

心臓インプラントの植え込みを計画する方法であって、プロセッサが、

心臓周期の最中、心臓の個々の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を受け取るステップと、

前記複数の3D心臓画像において、ターゲットトイントラント領域及び心臓インプラントと干渉しうる局的に隣接する領域をセグメント化するステップであって、前記ターゲットトイントラント領域が右心室流出路の一部であり、前記局的に隣接する領域が三尖弁の一部である、ステップと、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記ターゲットトイントラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートするステップと、  
40

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記セグメント化された局的に隣接する領域と前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するステップと、

前記3D心臓画像内の前記ターゲットトイントラント領域の長手軸に沿った複数の異なる空間口ケーションにおける前記重なりを、空間口ケーションごとに前記3D心臓画像間で比較することによって、前記ターゲットトイントラント領域の前記長手軸に沿った最大重なりを、前記長手軸に沿った空間口ケーションの関数として決定するステップと、

前記評価された重なりを示すフィードバック情報をユーザに提供するステップと、  
50  
の各ステップを実行する方法。

**【請求項 14】**

心臓周期の最中、心臓の個々の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を受け取るステップと、

前記複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域及び心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化するステップと、

前記複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、前記ターゲットインプラント領域への前記心臓インプラントの植え込みをシミュレートするステップと、

前記複数の3D心臓画像のうちの前記少なくとも2つにおいて、前記ターゲットインプラント領域の長手軸に沿った複数の異なる空間口케ーションにおける、前記セグメント化された局所的に隣接する領域と、前記シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するステップと、

前記評価された重なりを示すフィードバック情報をユーザに提供するステップと、  
をプロセッサに実行させるコンピュータプログラム。

**【請求項 15】**

前記局所的に隣接する領域が僧帽弁弁尖を含む、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

**【請求項 16】**

前記プロセッサが更に、前記僧帽弁弁尖上の複数の異なる表面ポイントについてセグメント化された軌道を決定する処理を実行する、請求項15に記載の医療イメージングシステム。

20

**【請求項 17】**

前記セグメント化された局所的に隣接する領域と前記シミュレートされた心臓インプラントの重なりが、前記僧帽弁弁尖のセグメント化された軌道と前記シミュレートされた心臓インプラントとの交わりを算出することによって計算される、請求項16に記載の医療イメージングシステム。

**【請求項 18】**

前記長手軸に沿った複数の異なる空間口ケーションは、大動脈環平面を基準にして参照される、請求項1に記載の医療イメージングシステム。

**【請求項 19】**

前記最大重なりは、規定されたステップ幅に従って、前記長手軸に沿った複数の空間口ケーションにおいて決定される、請求項5に記載の医療イメージングシステム。

30

**【請求項 20】**

前記複数の3D心臓画像のうちの1つを選択することを含み、前記最大重なりが、前記長手軸上の各空間口ケーションごとに決定される、請求項5に記載の医療イメージングシステム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、心臓インプラントの植え込みを計画するための医療イメージングシステムに関する。更に、本発明は、心臓インプラントの植え込みを計画するための対応する方法に関する。本発明は更に、前記方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を有するコンピュータプログラムに関する。本発明の例示的な技術アプリケーションは、大動脈弁狭窄症を処置するための経カテーテル大動脈弁植え込み術(TA  
VI)の計画である。

40

**【背景技術】****【0002】**

心臓弁膜症は、心不全及び早い時期の心臓死亡の最も目立つ原因の1つである。大動脈弁狭窄は、非常に一般的な弁膜症である。この疾患は、しばしば、開胸心臓手術により人工大動脈弁を植え込むことによって処置される。しかしながら、これは、侵襲性の高い、費用のかかる処置である。更に、それは、非常にリスクが高く、又は多くの患者にとって

50

禁忌である。

#### 【0003】

ここ10年で、新しい処置オプションを提供する最小侵襲性の大動脈弁植え込み技法が開発された。大動脈弁置換術のために開胸心臓心術を受けることができないハイリスク患者のための代替方法は、経カテーテル大動脈弁植え込み(TAVI)である。この技法では、人工弁が、X線ガイダンス中、経大腿動脈、経鎖骨下動脈又は経心尖のカテーテルを通じて供給されるステントに搭載され、適所で膨張される。

#### 【0004】

TAVIは侵襲性が低いが、その長期的な結果は不確かである。従って、現在の考察は、TAVIが弁置換のために中程度のリスクのみを伴う状況で患者にとって更に有利かどうかである。それらの期待される寿命は非常に長いので、TAVI埋め込みの長期的利点が保証されなければならない。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

TAVIインプラントがあまりに低く配置される場合、すなわち左心室流出路に入るにあまりに遠い場合、それは、前側の僧帽弁弁尖の動きを損なうことがある。症例報告は、インプラントと僧帽弁弁尖との間の接触が僧帽弁心内膜炎及び弁尖動脈瘤につながったことを示しており、例えばPiazza, N. et al.: "Two cases of aneurysm of the anterior mitral valve leaflet associated with transcatheter aortic valve endocarditis: a mere coincidence?", in Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery 140(3) (2010) e36-e38を参照されたい。

20

#### 【0006】

第1に、インプラントと弁尖との間の反復的な摩擦は、弁尖表面にダメージを与えうる。第2に、インプラントは、大動脈弁心内膜炎の僧帽弁への拡散を助長する心内膜炎ブリッジとして働くことがありうる。特に、インプラントがより長期間存在するほど、反復的な摩擦によってもたらされるゆっくりした組織変性が深刻になりうる。

#### 【0007】

従って、実際の手術を開始する前にTAVIのような医療プロシージャを準備し計画することが、最も重要である。処置計画は、特にインプラントと心臓の解剖学的構造との間の上記で説明した摩擦を回避することを確実にするべきである。更に、このような医療イメージングプロシージャは、外科手術の間、(リアルタイムに)インプラントをガイドするためにも重要である。この理由は、大動脈弁の解剖学的構造が、X線イメージングを使用する場合にはっきりと見えないからである。

30

#### 【0008】

Wachter et al.: "Patient specific models for planning and guidance of minimally invasive aortic valve implantation", MICCAI 2010, part I, LNCS 6361, pp. 526-533, 2010, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010は、CT画像から大動脈弁の解剖学的構造を抽出するための方法を提示している。この文献に提示される方法は、モデルベースのセグメント化を利用することによって解剖学的ランドマークを検出することを可能にする。これは、特に大動脈弁及び冠状動脈心門のかなり正確なモデルを入力することを可能にする。方法は、本願の出願人によって出願された先行する特許出願である国際公開第2011/132131A1号にも記述されている。

40

#### 【0009】

Capelli, C. et al.: "Finite Element Strategies to Satisfy Clinical and Engineering Requirements in the Field of Percutaneous Valves", in Annals of Biomedical Engineering, vol. 40, No. 12, December 2012, pp. 2663-2673は、ビーム(beam)エлементが弁埋め込みのための経皮装置の限定されたエレメントモデリングの実際的で且つ信頼できる臨床アプリケーションに向かう便利な選択であることを示す研究を開示している。同様の見地が、Capelli, C. et al.: "Patient-specific simulations of transcathet

50

er aortic valve stent implantation", in Medical & Biological Engineering & Computing, Springer , Berlin, vol. 50, no. 2, pp. 183-192に開示されている。

#### 【0010】

米国特許出願第2011/153286A1号明細書は、仮想的な経皮弁埋め込みの方法及びシステムを開示している。心臓弁の患者特有の解剖学的モデルは、3D心臓医用画像データに基づいて評価され、弁インプラントを表現するインプラントモデルが、心臓弁の患者特有の解剖学的モデルに仮想的に配置される。各々が対応する弁インプラントの幾何学的特性をモデリングするインプラントモデルのライブラリが、維持される。ライブラリに維持されるインプラントモデルは、インプラントタイプ及びサイズ並びに経皮弁植え込みのための配置ロケーション及び方向を選択するために、心臓弁の患者特有の解剖学的モデルに仮想的に配置される。10

#### 【0011】

しかしながら、このような医療計画システムの更なる改善のニーズがなあある。

#### 【0012】

本発明の目的は、心臓インプラントの植え込みを計画するために前述の種類の改善された医療イメージングシステムを提供することである。本発明の目的は、対応する方法及びこのような方法を実現するためにコンピュータプログラムを提供することである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0013】

本発明の第1の見地において、心臓インプラントの植え込みを計画する医療イメージングシステムであって、心臓周期の間の心臓の異なる状態を示す複数の3次元(3D)心臓画像を受け取る入力ユニットと、複数の3D心臓画像内において、ターゲットインプラント領域、及び心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化するセグメント化ユニットであって、ターゲットインプラント領域が左心室流出路の一部であり、局所的に隣接する領域が僧帽弁の一部である、セグメント化ユニットと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、ターゲットインプラント領域への心臓インプラントの植え込みをシミュレートするシミュレーションユニットと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、セグメント化された局所的に隣接する領域と、シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価する衝突評価ユニットと、評価された重なりに関するフィードバック情報をユーザに提供するフィードバックユニットと、を有する医療イメージングシステムが提示される。2030

#### 【0014】

本発明の第2の見地において、心臓インプラントの植え込みを計画する医療イメージングシステムであって、心臓周期の間の心臓の異なる状態を示す複数の3次元(3D)心臓画像を受け取る入力ユニットと、複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域、及び心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化するセグメント化ユニットであって、ターゲットインプラント領域が右心室流出路の一部であり、局所的に隣接する領域が三尖弁の一部である、セグメント化ユニットと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、ターゲットインプラント領域内への心臓インプラントの植え込みをシミュレートするシミュレーションユニットと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、セグメント化された局所的に隣接する領域と、シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価する衝突評価ユニットと、評価された重なりに関するフィードバック情報をユーザに提供するフィードバックユニットと、を有する医療イメージングユニットが提示される。40

#### 【0015】

本発明の第3の見地において、心臓インプラントの植え込みを計画する方法であって、心臓周期の間の心臓の異なる状態を示す複数の3次元(3D)心臓画像を入力するステップと、複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域、及び心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域をセグメント化するステップであって、ターゲットインプラント領域が左心室流出路の一部であり、局所的に隣接する領域が僧帽弁の一部で50

ある、ステップと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、ターゲットインプラント領域内への心臓インプラントの植え込みをシミュレートするステップと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、セグメント化された局所的に隣接する領域とシミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するステップと、評価された重なりに関するフィードバック情報をユーザに提供するステップと、を含む方法が提示される。

#### 【0016】

本発明の第4の見地において、心臓インプラントの植え込みを計画する方法であって、心臓周期の間の心臓の異なる状態を示す複数の3次元(3D)心臓画像を入力するステップと、-複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域、及び心臓インプラントと干渉しうる局所的に隣接する領域とをセグメント化するステップと、ターゲットインプラント領域が右心室流出路の一部であり、局所的に隣接する領域が三尖弁の一部である、ステップと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、ターゲットインプラント領域内への心臓インプラントの植え込みをシミュレートするステップと、複数の3D心臓画像のうち少なくとも2つにおいて、セグメント化された局所的に隣接する領域と、シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するステップと、評価された重なりに関するフィードバック情報をユーザに提供するステップと、を含む方法が提示される。

#### 【0017】

更に別の本発明の見地において、コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、上述のいずれかの方法のステップをコンピュータに実施させるプログラムコード手段を有するコンピュータプログラムが提示される。

#### 【0018】

本発明の考えは、前記画像のセグメント化に基づいて、複数の3D心臓画像内で心臓インプラントの位置を自動的にシミュレートし評価することである。前記心臓画像は、3D CT又はMRI画像であります。好適な実施形態において、超音波イメージングシステムにより取得される3D経食道心エコー(TEE)画像が使用されることができる。

#### 【0019】

この種類の従来技術の計画システムの多くのものとは異なり、1つの心臓画像だけでなく複数のこのような3D心臓画像が、シミュレーション及び評価のために使用される。「複数」という語は、「少なくとも2つ」であるものとして本発明の文脈において理解されるべきである。これは、幾つかの利点を有する：第1に、心臓インプラントの植え込みを計画するための最も適切な画像を識別するために、一連の画像をチェックすることは長たらしい作業である。医師又は医療アシスタントは、通常は手動で適切な画像を見つけなければならず、これは、非常に時間がかかりうる。第2に、心臓周期の間の心臓の異なる状態を示す複数の3D心臓画像を評価することによって、心臓インプラントと、心臓周期中に動く心臓の一部との間の、起こりうる不所望の衝突が、非常に正確に評価ができる。心臓の運動(動き)に依存して、心臓インプラントは、第1の画像において1つの心臓領域と干渉するが、別の画像においてそれを考える場合には心臓の当該領域と干渉しないことがある。従って、計画プロセッサのために複数の3D心臓画像を使用することは、心臓インプラントの植え込み位置、サイズ及び形状をより正確に決定することを可能にする。

#### 【0020】

好適には、複数の3D心臓画像は、1又は複数の完全な心臓周期を示す時間的に連続する心臓画像のシーケンスである。これらの画像の全てをセグメント化することによって、心臓の動きをシミュレートすることを可能にする動的なセグメント化が確立される。これは、実際の植え込みの前に、事前に取得された心臓画像を用いて事前計画ステップにおいて行われることができる。しかしながら、それは、実際の植え込みの最中にリアルタイムに行われることもできる。

#### 【0021】

10

20

30

40

50

提示されるシステム及び方法の他の特色は、ターゲットインプラント領域のみがセグメント化されるだけでなく、例えば心臓の動きにより心臓インプラントと干渉しうる心臓の局所的に隣接する領域もセグメント化されることである。例えば TAVI のために、提示されるシステムを使用する場合、ターゲットインプラント領域は、左心室流出路として規定される。しかしながら、TAVI インプラントのサイズ及び位置に依存して、それは、僧帽弁弁尖と干渉し、重なり合うことがある。この僧帽弁弁尖は、本発明の意味において局所的に隣接する領域と考えられ、よって、同様にセグメント化される。複数の 3D 心臓画像が使用される場合、これは、心臓周期中の弁尖の異なる位置について、僧帽弁弁尖と TAVI インプラントとの可能性のある重なり合いを評価することを可能にする。当然ながら、僧帽弁が完全に開いている場合、重なりが最大であることができる。しかしながら、開いている僧帽弁をちょうど示す画像を手動で見つけることは、かなり困難である。そのほかに、心臓インプラントと僧帽弁の衝突は、完全に開いている状態とは異なる別の僧帽弁の状態において生じることもある。

#### 【0022】

本発明の他の特色は、ターゲットインプラント領域内における心臓インプラントのシミュレーションである。好適には、簡単な幾何学的モデルが、心臓インプラントをシミュレートするために使用されることができる。このシミュレートされた心臓インプラントは、それより前にセグメント化された局所的に隣接する領域との重なりを評価するために使用されることができる。例えばディスプレイによって実現されうるフィードバックユニットは、医師又は医療スタッフに、評価された重なりに関するフィードバック情報を提供する。重なりは、例えば、すべての評価された心臓画像について表示されることができる。複数の 3D 心臓画像に基づく心臓の一部と心臓インプラントとの可能性のある衝突に関するこの直接的フィードバックは、このような心臓植え込みの計画中、非常に強力なツールである。

#### 【0023】

好適な実施形態によれば、シミュレーションユニットは、複数の 3D 心臓画像の各々において、ターゲットインプラント領域への心臓インプラントの植え込みをシミュレートするように構成され、衝突評価ユニットは、複数の 3D 心臓画像の各々において、セグメント化された局所的に隣接する領域とシミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価するように構成される。

#### 【0024】

これは、重なりの評価が、入力された複数の 3D 心臓画像のサブセットにおいて実施されるだけでなく、入力された 3D 心臓画像の全てにおいて実施されることを意味する。このようにして、重なりデータの量が更に増やされ、それにより、重なりの評価が洗練される。従って、重なりデータは、すべての時間的に連続するイメージングシーケンスについて評価されることができ、これは、仮想心臓インプラントと局所的に隣接する領域（例えば僧帽弁弁尖）との重なりが、完全な心臓周期にわたって時間依存のものとして計算されることができる。

#### 【0025】

従って、フィードバックユニットは、本実施形態において、各々の複数の 3D 心臓画像において評価された重なりに関するフィードバック情報をユーザに提供するように構成される。このフィードバック情報は、各々の 3D 心臓画像について別個に表示されてもよいが、すべての 3D 心臓画像についてまとめて表示されることもできる。

#### 【0026】

他の実施形態によれば、フィードバックユニットによって提供されるフィードバック情報は、重なりの定量化された程度、及び / 又は重なりが 3D 心臓画像内で生じるロケーションを含む。ディスプレイには、シミュレートされた心臓インプラントとセグメント化された局所的に隣接する領域との間の重なりがどの位置で生じるかが、医師に正確に表示されることができる。更に、重なりの程度についてのインジケータが、視覚化されることができる。ディスプレイには、所与の位置における重なりが所与のサイズ（例えば 2、3 ミ

10

20

30

40

50

リメートル)を有することが示されることがある。

#### 【0027】

他の好適な実施形態によれば、衝突評価ユニットは更に、各々の複数の3D心臓画像において、ターゲットインプラント領域が実質的に延びる長手軸に沿った複数の異なる空間口ケーションにおける重なりを決定するように構成される。TAVIに関してシステムを使用する例に戻って、これは、仮想インプラントと僧帽弁弁尖との間の重なりが、インプラント深さの関数として計算されることを意味する。ターゲットインプラント領域は、実質的に橈円の左心室流出路断面の、左心室方向への延長部として規定されることがある。座標系が補助的な手段として使われることができ、この場合、左心室流出路の長手軸がz軸を示す。上述の実施形態において、衝突評価ユニットは、z軸に沿って又は言い換えるとz位置の関数として、各々の複数の3D心臓画像において重なりを決定することができる。10

#### 【0028】

好適な実施形態において、衝突評価ユニットは、更に、個々の空間口ケーションにおける3D心臓画像内の重なりを互いに比較することによって、複数の異なる空間口ケーションの各々について最大の重なりを決定するように構成される。

#### 【0029】

言い換えると、画像の各々において評価された重なりは、z軸上の位置に依存して、互いに比較することができます。z軸上の各位置ごとに、複数の3D心臓画像のうち最も目立つ又は最大の重なりが検出される1つの画像が選択される。結果は、例えば、左心室流出路内のある位置又は複数の位置に関して、心臓周期全体における僧帽弁弁尖と仮想的にシミュレートされた心臓インプラントとの最大の重なりを示す心臓の検査領域の運動(動き)解析でありうる。20

#### 【0030】

他の好適な実施形態において、フィードバックユニットは、長手軸zに沿った異なる空間口ケーションの関数として、最大の重なりを示すグラフィック表現を提供するように構成される。

#### 【0031】

このグラフィック表現は、例えば、横軸に沿って表される長手軸上の位置に依存して、縦軸上に最大重なりを示すグラフでありうる。ターゲットインプラント領域の長手軸上の各位置における最大の重なりが、各3D心臓画像において個々の位置の重なりを比較することによって見つけられるので、このようなグラフは、すべての入力された3D心臓画像から取得され集められた重なり情報を表示する。「最大の重なり」という語は、個々の空間位置での相対的な最大値を示し、すなわち、空間位置における入力された3D心臓画像を互いに比較する場合に当該空間位置での入力された最大の重なり値を示す。30

#### 【0032】

TAVIの例に戻って、僧帽弁弁尖の動きと、左心室流出路の延長部との間の、口ケーション依存のこれらの最大の重なりが、患者ごとに著しく異なることが分かった。従って、このような集められた最大の重なりの評価は、僧帽弁弁尖とTAVIインプラントとの間の摩擦のリスクに関する良好なインジケータでありうる。更に、ある患者に関しては、絶対的な最大重なり(すべての見つけられた相対的最大値のうちの最大重なり値)が、他の構造よりも大動脈弁の近くに生じることが分かった。従って、上述のグラフィック表現は、医師が患者固有のリスクゾーンを識別することを助けることができる。40

#### 【0033】

本発明の他の実施形態において、セグメント化ユニットは、橈円形横断面を有する仮想モデルによって心臓インプラントをシミュレートするように構成され、ここで、橈円形横断面に対する垂線は、ターゲットインプラント領域が実質的に延びる長手軸と一致する。

#### 【0034】

上述のTAVIの例の場合、橈円形横断面は、左心室流出路に植え込まれることが予定されるステントの横断面を良好に近似する。従って、仮想心臓インプラントの形状又は外50

側輪郭は、橢円形左心室流出路断面の、左心室方向への延長としてシミュレートされることができる。僧帽弁弁尖の重なりは、僧帽弁弁尖のセグメント化された軌道と橢円形管モデルとの間の交わりを数学的に算出することによって計算されることができる。僧帽弁弁尖が左心室流出路に延びるすべての位置及び左心室方向へのその線形の延長を決定するために、仮想心臓インプラントモデルは、無限の長さを有することができる。

#### 【0035】

他の実施形態によれば、システムは、ユーザが、シミュレートされる心臓インプラントのサイズ、形状及び／又は位置を変えることを可能にする入力インターフェースを更に有することができる。

#### 【0036】

重なりは、最も良好なタイプのインプラント及び最善のターゲットインプラント位置を自動的に見つけるために、仮想インプラントの異なるサイズ、形状及び位置について評価されることができる。上述したようにインプラントの簡略化されたモデルを使用する代わりに、より現実的なやり方でインプラントの形状及びサイズを模した一層洗練されたモデルが用いられることもできる。

#### 【0037】

他の好適な実施形態によれば、セグメント化ユニットは、モデルベースのセグメント化に基づいて、ターゲットインプラント領域及び局所的に隣接する領域をセグメント化するように構成される。

#### 【0038】

モデルベースのセグメント化は、例えばEcabert, O. et al. "Automatic model-based segmentation of the heart in CT images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 27(9), pp. 1189-1291, 2008にCT画像のモデルベースのセグメント化に関して記述されているのと同じような様で実施されることが可能、この文献の内容は、参照によって本願明細書に盛り込まれるものとする。このモデルベースのセグメント化は、心臓の解剖学的構造の幾何学的メッシュモデルを利用し、心臓の個々の解剖学的フィーチャを表現する個々のセグメントを含むことができる。このようなモデルベースのセグメント化は、通常、3D画像データ内における心臓の位置及び方向の識別から始める。これは、例えば、一般化ハフ変換の3Dインプリメンテーションを使用して行われることができる。姿勢のミスマライメントは、大域的相似変換を使用して、画像に対し幾何学的メッシュモデルをマッチングすることにより補正されることがある。セグメント化は、心臓の解剖学的フィーチャの形状をおおまかに表現する初期モデルを含む。前記モデルは、三角形メッシュを有するマルチコンパートメントメッシュモデルでありうる。この初期モデルは、変換によって変形される。この変換は、異なる種類の2つの変換に分解される：必要に応じて、幾何学的モデルの初期形状を並進し、回転し又リスケールすることができる大域的変換、及び幾何学的モデルが解剖学的な関心対象に一層正確にマッチするように幾何学的モデルを実際に変形する局所的変換。これは、通常、画像勾配をマッチさせるように幾何学的モデルの表面の垂線ベクトルを規定することによって行われる；すなわち、セグメント化は、入力した3Dイメージングデータにおいて、画像内の組織境界、すなわち心臓の解剖学的フィーチャの境界を通常表現する明-暗のエッジ（又は暗-明）がないかをさがす。このモデルベースのセグメント化が、如何にして、動く画像（例えば4DTEE画像）のここで使用される動的なセグメント化のために適応されるかの異なる詳細が、図面を参照して更に以下に説明される。

#### 【0039】

上述の説明においては、請求項に記載の医療イメージングシステムのさまざまな異なる実施形態が主に参照された。請求項に記載の方法は、従属請求項に記載のものを含む請求項に記載の医療イメージングシステムと同様の及び／又は同一の好適な実施形態を有する。

#### 【0040】

本発明のこれら及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかであり、それら

10

20

30

40

50

に関して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】本発明による医療イメージングシステムの実施形態の概略ブロック図。

【図2】本発明による方法の実施形態を示す簡略化されたフロー図。

【図3】本発明の方法によりセグメント化された例示の心臓画像を示す図。

【図4】本発明によるセグメント化及び衝突検出の結果を概略的に示す図。

【図5】提示されるシステムによって実施されるセグメント化から生じうる心臓の他のモデルを示す図。

【図6】別の側から見た図5のモデルを示す図。

10

【図7】本発明による重なり評価から得られる異なるグラフを示す図。

【図8】2人の異なる患者から取得された心臓画像の他の例示的なセグメント化を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0042】

図1は、特に心臓インプラントの植え込みを計画するために使用される提示された医療イメージングシステムの主要なコンポーネントを示す簡略化された概略ブロック図を示す。医療イメージングシステムは、その全体が参照数字10によって示されている。

【0043】

医療イメージングシステムは、複数の3D心臓画像14を受け取るように構成される入力ユニット(RU)12を有する。前記複数の3D心臓画像14は、好適には、医療イメージング装置(MID)16によって取得される時間的に連続するフレームのシーケンスである。この医療イメージング装置16は、ボリュメトリックCTスキャナ、MRIスキャナ又は3D超音波システムであります。本発明のシステムのために適用されることができる3D超音波システムの具体的な例は、特に出願人のX7-2tのTEEトランステューサ又は出願人のxMatrix技術を使用する別の3Dトランステューサと関連して出願人によって販売されているIE33超音波システムである。本発明は超音波イメージングに制限されないが、以下の例示的な実施形態は、好適に使用される4DTEE超音波イメージング技法(すなわち時間依存の3DTEE画像)について記述される。

20

【0044】

医療イメージング装置16は、必ずしも本発明による医療イメージングシステム10の一部である必要はないことに留意すべきである。3D心臓画像14が、医療イメージング装置16によって直接的に(リアルタイムに)提供される代わりに、検査され解析された3D心臓画像14'が、記憶ユニット(SU)18によって提供されることもできる。記憶ユニット18は、例えば、医療イメージング装置16又は任意の他のイメージングモダリティによって予め取得された3D心臓画像14'が記憶されるハードドライブの類の外部又は内部記憶装置であります。

30

【0045】

入力ユニット12は、3D心臓画像14、14'を受け取り、処理ユニット20にそれらを伝送するインターフェース(内部又は外部インターフェース)であります。この処理ユニット20は、医療イメージングシステム10内のCPU又はマイクロプロセッサとして実現することができる。処理ユニット20は、例えば、以下に説明される本発明による方法を実行するようにプログラムされるソフトウェアが記憶されたパーソナルコンピュータの一部であります。

40

【0046】

処理ユニット20は、好適にはセグメント化ユニット(SEG)22、シミュレーションユニット(SIM)24及び衝突評価ユニット(COL)26を有する。セグメント化ユニット22、シミュレーションユニット24及び衝突評価ユニット26は、すべて別個のエレメントとして実現されることができ、又は1つの共通の処理エレメントに組み込まれることもできる。これらのユニット22、24、26の全ては、ハードウェア又はソフ

50

トウェア実現することができる。

【0047】

セグメント化ユニット22は、複数の3D心臓画像14、14'をセグメント化するように構成される。4DTEEシーケンスの場合、各フレームが、セグメント化される。シミュレーションユニット24は、3D心臓画像14、14'において、心臓インプラントのモデルをシミュレートするとともに心臓インプラントの植え込みをシミュレートするように構成される。衝突評価ユニット26は、3D心臓画像14、14'においてセグメント化された解剖学的フィーチャと、シミュレートされた心臓インプラントとの重なりを評価する。この評価の結果は、ディスプレイ又はスクリーンとして実現することができるフィードバックユニット(FU)28によって、ユーザ(例えば医師)に最終的に表示されることができる。10

【0048】

好適には、医療イメージングシステム10は、ユーザが装置10をステアリングし、ユニット22、24、26のいずれかによって実施される画像評価内で使用されるパラメータを変更することを可能にする入力インターフェース30を更に有する。入力インターフェース30は、キー、キーボード、トラックボール又はマウスのような入力装置を有することができる。入力インターフェース30は、好適には、処理ユニット20に有線で又は無線で接続される。

【0049】

図2は、医療イメージングシステム10によって実施される本発明による方法の簡略化されたフロー図を示す。以下に、この方法の詳細が、例示的な経カテーテル大動脈弁インプリメンテーション(TAVI)計画プロセッジを用いて記述され、図3乃至図8を更に参照する。20

【0050】

1. 第1の方法ステップS10(「画像を入力する」)

第1の方法ステップにおいて、複数の3D心臓画像14、14'が、システム10によって受け取られ、これら的心臓画像14、14'は、心臓周期の間の心臓32の、好適にはヒト心臓32のそれぞれ異なる状態を示す。好適な実施形態において、これらの心臓画像14、14'は、ある時間にわたる3DTEE画像のシーケンス(4DTEE画像シーケンスとも示される)を有する。この4DTEEシーケンスは、好適には、完全な心臓周期の間の心臓の動きを示す。画像シーケンスは、1つの心臓周期又は2以上の心臓周期の一部のみを示すこともできる。この4DTEE画像シーケンスは、心臓の動きを解析するために、特にTAVI計画に関して僧帽弁の動きを解析するために、使用されることができる。30

【0051】

2. 第2の方法ステップS12(「セグメント化」)

次のステップにおいて、受け取られた4DTEE画像シーケンスの各フレームは、セグメント化される。これは、好適には、セグメント化ユニット22によって実施される心臓32の弁装置のモデルベースのセグメント化によって行われる。

【0052】

このステップの間、関心のある解剖学的フィーチャは、ある時間にわたるこれらの解剖学的フィーチャの動きをシミュレートすることを可能にするためにセグメント化される。TAVIにおいて特に関心のある解剖学的フィーチャは、大動脈弁、心臓インプラントが挿入される左心室流出路、及び前側の僧帽弁弁尖である。前側の僧帽弁弁尖に関しては、心臓インプラントの位置及びサイズに依存して、前側の僧帽弁弁尖が、その自然な動きの最中に医療インプラントと衝突しうるからである。40

【0053】

図3は、TEE超音波画像を示しており、図から、その開いた位置にある前側の僧帽弁弁尖34が、医療インプラントが配置されうる左心室流出路36に少なくとも部分的に延在することが分かる。従って、本発明に関して、左心室流出路36はターゲットインプラ50

ント領域 3 8 として示され、前側の僧帽弁弁尖 3 4 は、これが図 4 に概略的に示されるように、心臓インプラント 4 2 と干渉しうる局所的に隣接する領域 4 0 として示される。

#### 【 0 0 5 4 】

セグメント化ステップにおいて、少なくともターゲットインプラント領域 3 8 及び局所的に隣接する領域 4 0 が、左心室流出路 3 6 及び前側の僧帽弁弁尖 3 4 の動態を決定するために、マルチステップアプローチにおいてセグメント化される。ここで用いられるモデルは、平均形状を有する三角形表面モデルとして表現される。最初に、心臓位置は、適応された一般化ハフ変換を使用して位置付けられる。次に、それは、検出された境界（外部エネルギー  $E_{ext}$ ）までの距離を最小にするアフィン変換  $T$  のパラメータを決定することによって、反復的に洗練される。最後に、変形可能な適応化の複数の繰り返しが実施され、これは、画像境界（ $E_{ext}$ ）への引張と平均形状保全（ $E_{int}$ ）の間でバランスされる。このような境界検出技法の詳細は、前述のEcabert, O.他 の学術論文及びPeters, J. et al.: "Optimizing boundary detection via simulated search with applications to multi-modal heart segmentation", Medical Image Analysis 14(1) (2010) 70の示されており、その内容は、参照によって本願明細書に盛り込まれるものとする。  
10

#### 【 0 0 5 5 】

T A V I 計画の図示される例については、左心室、左心房、上行大動脈、及び大動脈及び僧帽弁の心内膜表面を含む左心の三角形表面モデルを使用すれば十分である。

#### 【 0 0 5 6 】

平均形状

$\bar{m}$

20

は、半分開いた状態の 2 つの弁を含む。それは、弁の動態をモデル化するために、PCA モードと同様に 2 つの線形モード  $m$  によって拡張される。

$$m(p_1, p_2) = \bar{m} + p_1\phi_1 + p_2\phi_2$$

#### 【 0 0 5 7 】

30

しかしながら、これらのモードは、PCA から計算される必要がなく、各々の心臓弁について開いた状態及び閉じた状態の間の線形補間として計算ができる。

#### 【 0 0 5 8 】

係数  $p_m$  は、各々の心臓弁の現在状態を記述する。個々の弁の外側のすべての頂点について、 $m$  のベクトルの要素はゼロであり、ゆえに、残りのモデルの形状に影響を与えない。

#### 【 0 0 5 9 】

適応プロセスは、以下の通りに実施される：一般化ハフ変換の後、半分開いた弁を有する平均モデルは、大域的剛体変換  $T$  を評価するために使用される。このステップにおいて、弁の動態は、評価される必要はない。次に、係数  $p_m$  は、変形可能な適応の間に最適化される。形状抑制エネルギー  $E_{int}$  の式は、以下のように与えられる：  
40

$$E_{int} = \sum_{i=1}^V \sum_{j \in N(i)} ((v_i - v_j) - (T[m_i(p_1, p_2)] - T(m_j(p_1, p_2))))^2$$

#### 【 0 0 6 0 】

ここで、 $V$  は、モデル内の頂点の数であり、 $N(i)$  は、 $i$  番目の頂点の近傍の頂点であり、 $v_{i,j}$  は、変形されたメッシュの頂点位置であり、 $m_{i,j}$  は、モデル内の頂点位置である。

50

**【 0 0 6 1 】**

更に、ペナルティ項が、反生理的なモード係数  $p_m$  を回避するために、重みと共に全エネルギーに加えられることができる。

**【 0 0 6 2 】**

特定の患者からのデータを解析するために、受け取られた画像データのすべての心臓位相が、上述のモデル及びフレームワークを使用してセグメント化される。このために、第1の心臓位相がセグメント化され、結果は、次の心臓位相のための初期化として使用される。変形可能な適応が、初期化として個々の以前の結果を用いて、次の心臓位相の間に実施されるだけである。

**【 0 0 6 3 】**

大域的運動又は他の変位を補償するために、1つの時間連続の画像シーケンスからセグメント化されたすべてのメッシュが、好適には、収縮末期状態におけるメッシュに位置合わせされる。最も好適には、各フレームで検出される大動脈弁環ポイントが、ターゲットインプラント領域38に対するすべての心臓運動を得るために、互いに位置合わせされる。

**【 0 0 6 4 】**

上述のセグメント化の結果として、ターゲットインプラント領域38（例えば左心室流出路36）に局所的に隣接する領域40（例えば前側の僧帽弁弁尖34）の動きの軌道が、それぞれ異なる複数の表面ポイントについて決定される。これは、前側の僧帽弁弁尖34の運動をかなり正確に動画化することを可能にする。

**【 0 0 6 5 】**

受け取られた軌道の運動解析を簡略化するために、座標系が、セグメント化ユニット22によって好適に導入される。TAVI計画の具体的な例において、この座標系は、ターゲットインプラント領域38（左心室流出路36）内に好適に配置され、この場合、z軸が、ターゲットインプラント領域38が実質的に延びる長手軸（図5参照）に沿って配置される。ターゲットインプラント領域38の横断面は、橢円形リング44としてモデル化ことができ、x軸は、この橢円44の主軸に沿ってアラインされ、y軸は、橢円の副軸に沿ってアラインされる（図6参照）。この座標系の起点は、z軸に沿って、大動脈リング平面46の方へシフトすることができる。このように、すべてのz距離は、大動脈リング平面46を基準として参照される。

**【 0 0 6 6 】****3 . 第3の方法ステップS14（「インプラントシミュレーション」）**

シミュレーションユニット24によって実施されるインプラントシミュレーションステップにおいて、心臓インプラント42及びターゲットインプラント領域38内のその位置がシミュレートされる。これは、好適には、受け取られた3D画像シーケンスの各フレームにおいて行われる。心臓インプラント42は、例えばセグメント化ユニット22において決定されたターゲットインプラント領域38の横断面である、橢円形横断面を有する仮想モデルによってシミュレートすることができる。所与の例において、セグメント化ステップS12において決定された橢円形リング44は、z軸に沿って延在することができ、かかるz軸に沿って、ターゲットインプラント領域38が実質的に延在する。代替として、心臓インプラント42（より現実的な態様のステントの形状に似ている）の他の仮想3Dモデルが、シミュレーションにおいて用いられることがある。入力インタフェース30によって、ユーザは更に、シミュレートされた心臓インプラント42のサイズ、形状及び/又は位置を手動で変えることができる。

**【 0 0 6 7 】****4 . 第4の方法ステップS16（「衝突検出」）**

衝突評価ユニット26によって実施される衝突検出ステップにおいて、セグメント化された局所的に隣接する領域40と、シミュレートされた心臓インプラント42との重なりが計算される。所与の例において、前側の僧帽弁弁尖34が仮想心臓インプラント42にどの程度突き出るかが計算される。この計算された重なりは、図4に概略的に示され、参

10

20

30

40

50

照数字 4 6 によって示されている。これは、好適には、3 D 画像シーケンスの各フレームごとに行われる。

#### 【 0 0 6 8 】

前側の僧帽弁弁尖 3 4 上のいくつかのセグメント化されたポイントの軌道が、規定された座標系に関して、セグメント化され位置合わせされたメッシュ（セグメント化ステップ S 1 2 を参照）から決定されることができる。次のステップにおいて、衝突評価ユニット 2 6 は、好適には、ターゲットインプラント領域 3 8 の長手軸の関数として各フレームの重なり情報を受け取るために、複数の 3 D 心臓画像 1 4 、 1 4 ' の各々において、 z 軸に沿った複数の異なる空間ロケーションにおける重なりを決定する。

#### 【 0 0 6 9 】

更に、衝突評価ユニット 2 6 は、3 D 画像シーケンスの各フレームにおいて個々の空間ロケーションで生じる重なり 4 6 を互いに比較することによって、複数の異なる空間ロケーションの各々について最大重なり 4 6 を決定するように構成される。このように、 z 軸上の各位置における最大重なりの程度が決定される。計算を容易にするために、衝突評価ユニット 2 6 は、好適には、 z 軸上の特定の特徴的なポイントについて（例えば 2 . 5 m m のステップ幅で）最大重なりを評価するだけである。

#### 【 0 0 7 0 】

上述の衝突計算 / 評価は、セグメント化 S 1 2 において見つけられた前側の僧帽弁弁尖 3 4 のすべてのセグメント化され位置合わせされたポイントを組み合わせてポイントクラウドにすることによって、実施されることができる。このポイントクラウドのポイントは、規定されたステップ幅に従って、グループにマージされることができる。ポイントのグループごとに、最大重なりが、 z 軸上の異なる位置における最大重なりを得るために計算されることがある。

#### 【 0 0 7 1 】

##### 5 . 第 5 の方法ステップ S 1 8 （「フィードバック」）

最後に、計算された重なり 4 6 に関するフィードバック情報が、フィードバックユニット 2 8 を通じて与えられることができる。このようなフィードバックの 1 つの例が図 7 に示される。

#### 【 0 0 7 2 】

図 7 は、 z 軸に沿った異なる空間ロケーションの関数として、最大重なり 4 6 を示すグラフィック表現 4 8 を示す。これらの最大重なり値は、相対的な最大値であり、これは、心臓周期の間、特定の位置に生じた最大の重なり値を意味することが理解されるべきである。各々の最大重なりは、各フレームにおいて個々の位置の重なりを評価し及びそれを他のフレームの当該位置に現れる値と比較することによって、得られる。

#### 【 0 0 7 3 】

グラフィック表現 4 8 は、18人の異なる患者の 3 D T E E データセットから算出されたいくつかの重なり曲線を示す。各々の曲線は、大動脈リング平面からの距離の関数として、僧帽弁弁尖移動と仮想心臓インプラント 4 2 の間の最大重なりを示す。従って、絶対的な最大重なり（各曲線において最大重なりを有するポイント）は、患者の間で大幅に異なっており、絶対的な最大値の程度が異なるだけでなく、絶対的な最大値が現れる位置も異なる。最小の重なりを有する患者（参照数字 5 0 によって示される）は、約 4 . 7 m m の絶対的な最大重なりを有するが、最大の重なりを有する患者（参照数字 5 2 によって示される）は、約 1 6 . 6 m m の絶対的な最大重なりを有する。更に、所与のインプラント深さにおける相対的な最大重なりも大きく異なる。商業的に入手可能なインプラントの下方リムの典型的な深さである 1 2 . 5 - 1 5 m m のインプラント深さにおいて、重なりは、約 2 . 6 乃至 1 3 . 4 m m の間で変化する。

#### 【 0 0 7 4 】

これらの個体差は、図 8 A 及び図 8 B に示される例示的なセグメント化からも理解されることができる。両方の画像は、心臓周期の間の、僧帽弁が開いている時間ポイントにおける 2 人の異なる患者の心臓を示す。互いに 2 つの画像を比較することによって、前側の

10

20

30

40

50

僧帽弁弁尖と左心室流出路延長部との間の重なりが非常に異なっていることが分かる。図8Aにおいて、重なりは、約8mm程度であり、最大重なりは、大動脈リング平面からかなり遠くに位置する。図8Bにおいて、最大重なりは、15mmを超えており、大動脈リング平面のかなり近くに位置する。

#### 【0075】

所与の結果は、本発明によるシステム及び方法が心臓インプラントの植え込みを計画するための強力なツールであることを示している。図7に示されるグラフィック表現は、医師にとってのリスク評価を大幅に簡略化し、更に、医師が、正確な形状に作られ及びサイズ設計された心臓インプラントを選択することを可能にする。

#### 【0076】

要するに、提示された方法は、外科手術の前に、又は、外科手術中に、心臓インプラントの植え込みを正確に計画することを可能にする。方法は、一連の医療3D画像を動的にセグメント化し、動的な心臓モデルと仮想インプラントモデルとの重なりを計算する又は評価することを可能にする。上述の記述は主にTAVIに焦点を合わせたものであるが、提示された方法は、心臓の他の領域における他の心臓インプラントを計画するために使用されることもできる。更に、本発明は、医療画像の特定のタイプ(MR、CT、超音波)に制限されず、さまざまな医療イメージング技法のために実現することができる。

#### 【0077】

本発明は、図面及び上述の記述において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、制限的でなく、説明的又は例示的なものとして考えられるべきである。本発明は、開示される実施形態に制限されない。開示された実施形態に対する他の変化は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され実現されることができる。

#### 【0078】

請求項において、「含む、有する」という語は、他の構成要素を除外せず、不定冠詞品「a」又は「an」は、複数性を除外しない。単一の構成要素又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。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单なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることを示さない。

#### 【0079】

コンピュータプログラムは、例えば他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような、適切な媒体に記憶され／配布することができるが、インターネット又は他のワイヤード又はワイヤレスの通信システムを介してのように、他の形式で配布されることがある。

#### 【0080】

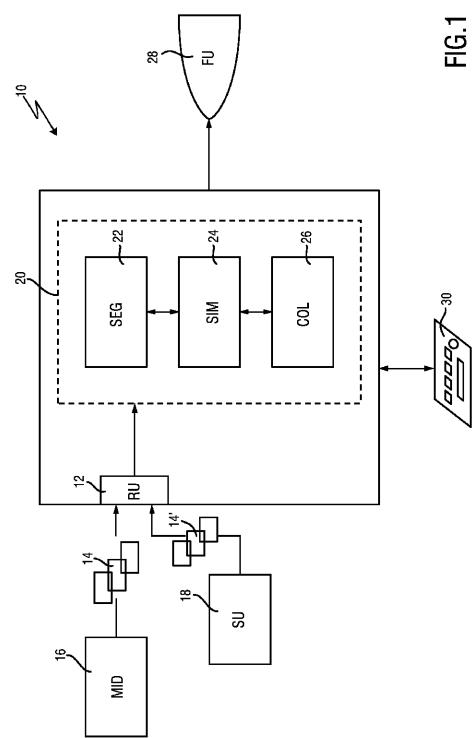
請求項におけるいかなる参照符号も、本発明の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

10

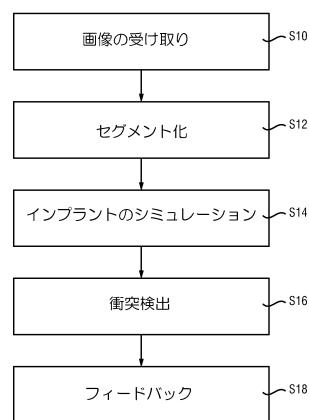
20

30

【図1】



【図2】



【図3】

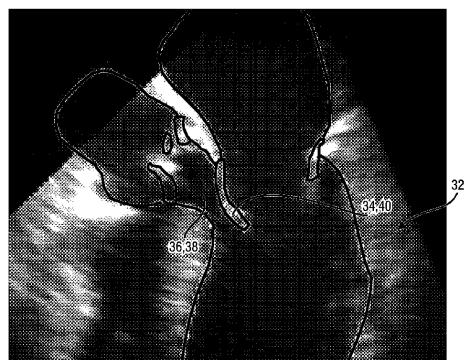


FIG.3

【図5】

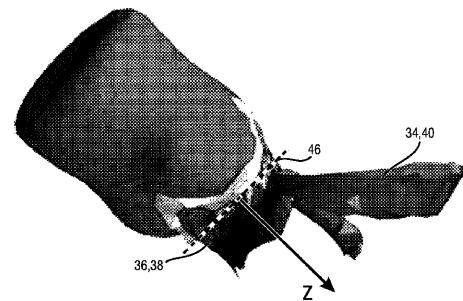


FIG.5

【図4】

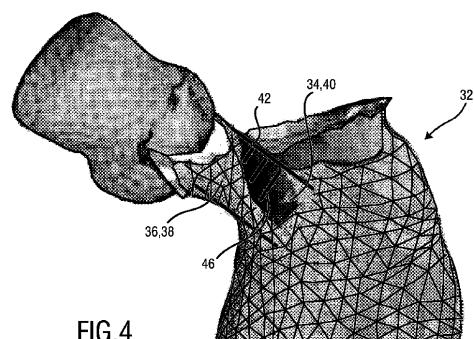


FIG.4

【図6】

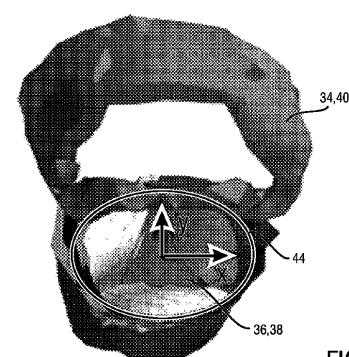
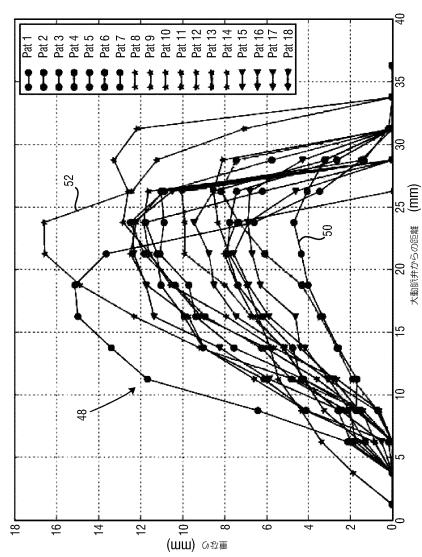


FIG.6

【図7】



【図8A】

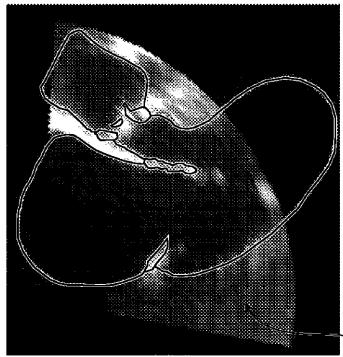


FIG.8A

32  
FIG.8B

---

フロントページの続き

(72)発明者 ウェーバー フランク マイケル  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ステール トーマス ハイコ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ヴァフェル - ステール イリーナ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ペータース ヨヘン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ヴェッセ ユルゲン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 宮下 浩次

(56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0304245(US,A1)

米国特許出願公開第2011/0153286(US,A1)

特表2006-527057(JP,A)

特表2012-525919(JP,A)

CLAUDIO CAPELLI , FINITE ELEMENT STRATEGIES TO SATISFY CLINICAL AND ENGINEERING REQUIREMENTS 以下備考 , ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING , NE , KLUWER ACADEMIC PUBLISHERS-PLENUM PUBLISHERS , 2012年 7月21日 , VOL:40, NR:12 , PAGE(S):2663 - 2673 , IN THE FIELD OF PERCUTANEOUS VALVES

An Engineering Review of Transcatheter Aortic Valve Technologies , Biomedical Engineering Society , 2010年 3月 , vol.1 No.1 , 77-87

Two cases of aneurysm of the anterior mitral valve leaflet associated with transcatheter aortic valve endocarditis: A mere coincidence? , The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery , 2010年 9月

CAPELLI C , PATIENT-SPECIFIC SIMULATIONS OF TRANSCATHETER AORTIC VALVE STENT IMPLANTATION , MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING , ドイツ , SPRINGER , 2012年 1月29日 , VOL:50, NR:2 , PAGE(S):183 - 192

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 3 4 / 1 0

A 6 1 B 8 / 1 2

G 0 6 T 1 9 / 0 0