

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7232199号

(P7232199)

(45)発行日 令和5年3月2日(2023.3.2)

(24)登録日 令和5年2月21日(2023.2.21)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 18 (全20頁)

(21)出願番号	特願2019-566920(P2019-566920)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年5月30日(2018.5.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2020-522335(P2020-522335		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和2年7月30日(2020.7.30)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/064123		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2018/224363		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	平成30年12月13日(2018.12.13)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和3年5月27日(2021.5.27)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	17174951.8		etherlands
(32)優先日	平成29年6月8日(2017.6.8)	(74)代理人	100107766
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 伊東 忠重
		(74)代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
		(74)代理人	100091214

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像方法

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

心臓の複合解剖学的モデルを生成する方法であって、当該方法は：  
前記心臓の左室領域の非造影剤増強超音波画像を受領するステップと；  
前記心臓の左室領域の造影剤増強超音波画像を受領するステップと；  
前記非造影剤増強超音波画像と前記造影剤増強超音波画像とを整列させるステップと；  
整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションを実行して、複合解剖学的モデルを生成するステップとを含み、前記複合セグメンテーションを実行するステップは、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の両方の特徴を目標点として使用することを含み、前記複合セグメンテーションを実行することは、前記整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像のそれぞれの目標点を互いに対して重み付けすることを含む、  
方法。

## 【請求項 2】

前記非造影剤増強超音波画像の第一のセグメンテーションを実行して第一の解剖学的モデルを生成するステップと；

前記造影剤増強超音波画像の第二のセグメンテーションを実行して第二の解剖学的モデルを生成するステップとをさらに含み、前記非造影剤増強超音波画像と前記造影剤増強超音波画像とを整列させる前記ステップは、前記第一の解剖学的モデルおよび前記第二の解剖学的モデルの位置合わせを含む、

請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記第二のセグメンテーションを実行することは、前記第一の解剖学的モデルを使用し、前記第二のセグメンテーションを初期化することを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

前記造影剤増強超音波画像を受領することは、造影剤が存在する、対応する心臓サイクルの間に得られた複数の超音波画像フレームを組み合わせることを含む、請求項 1 ないし 3 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 5】

前記複合セグメンテーションがモデル・ベースのセグメンテーションであり、複合セグメンテーションを実行することは、前記目標点を使って、一般的な解剖学的モデルを、前記整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像に適合させることを含む、請求項 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載の方法。

10

【請求項 6】

前記非造影剤増強超音波画像と前記造影剤増強超音波画像とを整列させることと、前記複合セグメンテーションを実行することが、複数のサイクルで繰り返される、請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 7】

それぞれの画像の所与の目標点についての重み付けは、より強い特徴応答を与える画像を優先する、請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記目標点についての重み付けは、該目標点が位置する心臓の特定の領域に基づく、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

コンピュータ・プログラム・コード手段を有するコンピュータ・プログラムであって、前記コンピュータ・プログラム・コード手段は、前記コンピュータ・プログラムがコンピュータ上で実行されるときに、請求項 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載の方法を実施するように適応されている、コンピュータ・プログラム。

【請求項 10】

心臓の複合解剖学的モデルの生成を制御するためのプロセッサ構成であって、当該プロセッサ構成は：

30

前記心臓の左室領域の非造影剤増強超音波画像を受領し；

前記心臓の左室領域の造影剤増強超音波画像を受領し；

前記非造影剤増強超音波画像と前記造影剤増強超音波画像とを整列させ；

整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションを実行して、前記複合解剖学的モデルを生成するよう適応されており、前記複合セグメンテーションを実行することは、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の両方の特徴を目標点として使用することを含み、前記複合セグメンテーションを実行することは、前記整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像のそれぞれの目標点を互いに対して重み付けすることを含む、

40

プロセッサ構成。

【請求項 11】

超音波システムであって：

超音波トランスデューサ・アレイであって、前記超音波トランスデューサ・アレイは超音波信号を放出および受信することができる、超音波トランスデューサ・アレイと；

受信した超音波信号を、造影剤が使用されない場合には非造影剤増強超音波画像に、造影剤が使用される場合には造影剤増強超音波画像にコンパイルするよう適応された信号プロセッサと；

請求項 10 記載のプロセッサ構成と；

前記プロセッサ構成によって生成された前記複合解剖学的モデルを複合セグメンテーシ

50

ョン画像に変換するよう適応された変換モジュールと；

前記複合セグメンテーション超音波画像を表示するための表示装置と；

ユーザーが前記複合解剖学的モデルを生成するよう前記プロセッサ構成を制御することを許容するよう適応されたユーザー・インターフェースとを有しており、任意的に、前記ユーザー・インターフェースは、表示された複合セグメンテーション超音波画像の観察平面のユーザー選択を許容するよう適応される、超音波システム。

【請求項 1 2】

前記プロセッサ構成は、前記非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像のさらなる整列と、前記複合セグメンテーションのさらなる実行とを含む可視化後ルーチンを実装するよう適応されており、前記ユーザー・インターフェースは、ユーザーが前記可視化後ルーチンをトリガーすることを許容するよう適応される、請求項 1 1 記載の超音波システム。

10

【請求項 1 3】

前記プロセッサ構成は、前記造影剤増強超音波画像を反転させ、反転された造影剤増強超音波画像を前記非造影剤増強超音波画像に基づいて正規化し、前記反転され正規化された造影剤増強超音波画像を表示するよう前記表示装置を制御するよう適応されている、請求項 1 1 または 1 2 記載の超音波システム。

【請求項 1 4】

前記プロセッサ構成は、前記非造影剤増強超音波画像、前記造影剤増強超音波画像、および前記複合セグメンテーション画像をオーバーレイし、前記表示装置を制御して前記オーバーレイを表示させるよう適応されている、請求項 1 1 ないし 1 3 のうちいずれか一項記載の超音波システム。

20

【請求項 1 5】

前記ユーザー・インターフェースは、前記オーバーレイにおける前記非造影剤増強超音波画像および前記造影剤増強超音波画像の相対的寄与のユーザー調整を許容するよう適応されており、任意的に、前記ユーザー・インターフェースは、前記ユーザー調整のためのダイヤルまたはスライダーを含む、請求項 1 4 記載の超音波システム。

【請求項 1 6】

前記プロセッサ構成は、前記複合セグメンテーション超音波画像が、それぞれ前記非造影剤増強超音波画像および前記造影剤増強超音波画像を含む別々の画像ペインに表示されるよう前記表示装置を制御するよう適応されている、請求項 1 1 ないし 1 5 のうちいずれか一項記載の超音波システム。

30

【請求項 1 7】

前記プロセッサ構成は、前記複合解剖学的モデルを修正するユーザー指示に応答して両方の画像ペインに表示される前記複合セグメンテーション画像を修正するよう適応されており、前記ユーザー・インターフェースは、前記ユーザー指示を入力するためのコントロールを含む、請求項 1 6 記載の超音波システム。

【請求項 1 8】

前記プロセッサはさらに、重み付けされた目標点のうちの一つまたは複数について使用される重み付けに対して手動の修正を許容するよう適応されている、請求項 1 1 ないし 1 7 のうちいずれか一項記載の超音波システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、心臓の造影剤増強されたおよび造影剤増強されていない超音波画像の画像処理に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波撮像は、多様な異なる用途にますます用いられるようになっている。超音波シス

50

テムによって生成される画像は、スキャンされる被験体の現実的な解釈をユーザーに与えるよう、できるだけ明瞭かつ正確であることが重要である。これは、特に、問題の被験者が医用超音波スキャンを受けている患者である場合に当てはまる。この状況では、医師が正確な診断を下す能力は、超音波システムによって生成される画像の質に依存する。

#### 【0003】

超音波は、その優れた時間分解能および非侵襲性のために、心血管撮像において重要な役割を果たす。最も一般的には、容積または駆出率などの左室量を測定するために経胸壁エコー (Transthoracic Echo、TTE) 撮像が用いられる。手作業の労力とユーザーによるばらつきを最小限にするために、このプロセスは、解剖学的にインテリジェントなモデル・ベースのセグメンテーションを用いることによって自動化されている。

10

【文献】Ecabert, O. et al., IEEE Transactions on, 2008, 27, pp.1189-1201

#### 【0004】

しかしながら、TTE撮像には、左室量の決定を妨げる可能性のある画像品質に関する欠点がある。特に、TTE撮像は、心内膜境界解像度 (endocardial border resolution) の点で限界があり、容積および駆出率の両方を過小評価する傾向がある可能性がある。

#### 【0005】

これらの問題のため、左室混濁 (left ventricle opacification、LVO) と呼ばれる別の超音波技法の開発を必要となった。LVOでは、左室腔内の血液と心筋とのコントラストを高めるために造影剤が使用される。造影剤は、心臓に到達するために静脈内投与されてもよい。造影剤は、好適なポリマー・シェルによってカプセル化された気体微小泡の形をとる傾向がある。気体微小泡は、周囲の組織に比して超音波の増強された後方散乱を提供し、それにより、左室腔内の血液と心筋との間のコントラストを高める。

20

#### 【0006】

実際上は、初期スキャンは、典型的には、造影剤を用いることなく、すなわち、TTE撮像を使って実行される。医師が初期スキャンの画質に満足しない場合 (これは、たとえば肥満患者の場合に、より可能性が高いことがありうる)、造影剤を用いた追加的なスキャン、すなわちLVO撮像を用いたスキャンが実行される。

#### 【0007】

しかしながら、LVO撮像には欠点がないわけではない。特に、LVO画像では僧帽弁のような重要な構造が観察できず、左室腔が画像を支配する。これは、LVO画像を用いたそのような構造のセグメンテーションを妨げる。

30

#### 【0008】

さらに、LVO画像における僧帽弁のような構造の不在も左室量の決定を妨げる可能性がある。たとえば、僧帽弁平面が画像において見えない、または正しく見えない場合、左室容積の測定における誤差ははるかに大きくなる。左室容積の基礎限界 (basal limit) が適正に定義されないためである。

#### 【0009】

造影剤の分布が不均一である可能性もあり、そのためたとえばモデル・ベースのセグメンテーションを用いたLVO画像のセグメンテーションは、より困難になる。

#### 【0010】

40

さらなる問題は、TTEおよびLVO画像が逐次的にセグメンテーションされるシナリオに関する。これはすなわち、すべての利用可能な情報を得るためである。そのようなシナリオでは、医師は、二つの別々のセグメンテーションをマージすることを望むことがあり、よって、画像の所与の領域において、どちらがより信頼できるかを決定しなければならない。換言すれば、異なる、可能性としては整合しない画像情報を組み合わせるという重荷が医師に課される。さらに、TTE画像とLVO画像が十分に密接に整列されていない場合には、このタスクは一層困難になる可能性がある。

#### 【0011】

特許文献1では、心臓内心エコー検査体積接合のためのモデル・ベースの位置決め方法が開示されており、この方法では、患者の種々の体積がスキャンされ、次いで空間的に整

50

列され、最終的に一緒に接ぎ合わされて、より大きな体積を作り出す。整列は、心臓内心エコー検査体積の、同じ患者の術前モデルとの特徴および/または表面マッチングに基づき、モデルとのマッチングは、体積の互いとの相対的位置を示す。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【文献】US2013/035596A1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は、造影剤増強超音波撮像と非造影剤増強超音波撮像のそれぞれの利点を組み合わせる心臓セグメンテーションの方法を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明は、請求項によって定義される。

【0015】

ある側面によれば、心臓の複合解剖学的モデルを生成する方法であって、当該方法は：心臓の左室領域の非造影剤増強超音波画像を受領するステップと；心臓の左室領域の造影剤増強超音波画像を受領するステップと；非造影剤増強超音波画像と造影剤増強超音波画像とを整列させるステップと；整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションを実行して、複合解剖学的モデルを生成するステップとを含み、複合セグメンテーションを実行するステップは、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の両方の特徴を目標点として使用することを含む、方法が提供される。

【0016】

本発明は、整列された(aligned)、すなわち位置合わせされた(registered)、非造影剤増強画像および造影剤増強画像を用いて複合セグメンテーションを実行することによって、たとえば非造影剤増強超音波画像のみから得られるセグメンテーションと比較して、より正確で堅牢なセグメンテーションを得ることができるという認識に基づいている。これは、複合セグメンテーションが造影剤増強超音波画像から利用可能な情報を使うためである。さらに、複合セグメンテーションは、造影剤増強超音波画像では見えない、非造影剤増強超音波画像から利用可能な情報、すなわち僧帽弁のような他の心臓構造に関する情報をも利用する。このようにして、複合解剖学的モデルの生成は、非造影剤増強および造影剤増強超音波画像技法の両方から利用可能な情報を利用する。

【0017】

造影剤増強超音波画像および非造影超音波画像それぞれから利用可能な情報の性質および質が異なるため、整列された画像の造影剤増強成分と非造影剤増強成分に対応する目標点の両方が、複合セグメンテーションにおいて使用される。これは、非造影剤増強超音波撮像技法および造影剤増強超音波撮像技法それぞれから利用可能な相補的な情報を活用するのを支援する。

【0018】

複合セグメンテーションは、たとえば、モデル・ベースのセグメンテーションであってもよい。よって、複合セグメンテーションは、複合解剖学的モデルを得るために、一般的な解剖学的モデル、たとえば、複数のトレーニング画像から導出された臓器の平均形状に対応する初期メッシュ・モデルを、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像に適合させることを含んでいてもよい。メッシュ・モデルを使用するモデル・ベースのセグメンテーションが用いられる場合、複合解剖学的モデルは、代替的に、複合メッシュ・モデルと称されてもよい。解剖学的特徴の表面を表わすために代替的な手段、すなわち「メッシュ」以外を使用しうる他のモデル・ベースのセグメンテーション・モデルも考えられる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 9 】

ある実施形態では、本方法は、さらに：非造影剤増強超音波画像の第一のセグメンテーションを実行して第一の解剖学的モデルを生成するステップと；造影剤増強超音波画像の第二のセグメンテーションを実行して第二の解剖学的モデルを生成するステップとを含んでいてもよく、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像を整列させることは、第一の解剖学的モデルおよび第二の解剖学的モデルの位置合わせを含む。

## 【 0 0 2 0 】

造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像の整列のための第一および第二の解剖学的モデルの使用は、整列の質、すなわち近さを容易にし、改善しうる。

## 【 0 0 2 1 】

第二のセグメンテーションを実行することは、第一の解剖学的モデルを使用して第二のセグメンテーションを初期化することを含んでいてもよい。よって、第二のセグメンテーションの初期化において、たとえば複数のトレーニング画像から得られた平均形状の代わりに、第一の解剖学的モデルが使用されうる。これは、第一の解剖学的モデルのほうが平均形状よりも患者の実際の臓器形状に近いことがあるため、第二のセグメンテーションの効率および質を高めることができる。

## 【 0 0 2 2 】

造影剤増強超音波画像の受領は、造影剤が存在する、対応する心臓サイクルの間に得られた複数の超音波画像フレームを組み合わせることを含んでいてもよい。この複数の超音波画像フレームを得ることは、該複数の画像が互いに関して密接に整列されうるように、ほぼ一定のプロープ位置で実行されうる。しかしながら、複数の画像のそれぞれにおける造影剤の分布は異なる場合がある。複数の画像フレームを組み合わせることは、この非一様な造影剤分布を補正するのを助けることがある。

## 【 0 0 2 3 】

複合セグメンテーションがモデル・ベースのセグメンテーションである場合、それぞれ造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像の両方からの目標点が、複合解剖学的モデルを達成するために、一般的な解剖学的モデル、たとえば初期メッシュ・モデルを、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像に適合させるプロセスにおいて使用されうる。

## 【 0 0 2 4 】

非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の整列および複合セグメンテーションの実行は、複数のサイクルで繰り返されてもよい。複合セグメンテーションの品質は、少なくとも部分的には、画像の整列の品質、すなわち近さに依存することがある。画像の整列は、整列が以前のセグメンテーション・ステップ、すなわち前記第一および第二のセグメンテーション・ステップを介して実行される場合は特に、より良好なセグメンテーションによって強化されうる。よって、この手順を繰り返す、すなわち逐次反復することにより、複合セグメンテーションの結果を改善しうる。

## 【 0 0 2 5 】

別の側面によれば、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、上述の方法を実施するように適応されたコンピュータ・プログラム・コード手段を備えるコンピュータ・プログラムが提供される。

## 【 0 0 2 6 】

さらに別の側面によれば、心臓の複合解剖学的モデルの生成を制御するためのプロセッサ構成 (processor arrangement) であって、当該プロセッサ構成は：心臓の左室領域の非造影剤増強超音波画像を受領し；心臓の左室領域の造影剤増強超音波画像を受領し；非造影剤増強超音波画像と造影剤増強超音波画像とを整列させ；整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションを実行して、複合解剖学的モデルを生成するよう構成される、プロセッサ構成が提供される。

## 【 0 0 2 7 】

さらなる側面によれば、超音波システムであって：超音波トランスデューサ・アレイで

10

20

30

40

50

あって、前記超音波トランスデューサ・アレイは超音波信号を放出および受信することができる、超音波トランスデューサ・アレイと；受信した超音波信号を、造影剤が使用されない場合には非造影剤増強超音波画像に、造影剤が使用される場合には造影剤増強超音波画像にコンパイルするよう適応された信号プロセッサと；上記のプロセッサ構成と；前記プロセッサ構成によって生成された複合解剖学的モデルを複合セグメンテーションされた画像に変換するよう適応された変換モジュールと；前記複合セグメンテーションされた超音波画像を表示するための表示装置と；ユーザーが前記複合解剖学的モデルを生成するよう前記プロセッサ構成を制御することを許容するよう適応されたユーザー・インターフェースとを有する、システムが提供される。

【0028】

10

ユーザー・インターフェースは、表示された複合セグメンテーションされた超音波画像の観察平面のユーザー選択を許容するようにも構成されてもよい。複合解剖学的モデル、よって複合セグメンテーションされた画像の生成のための造影剤増強超音波画像と非造影超音波画像の整列のため、それぞれの画像は解剖学的に同期される。よって、観察平面が非造影剤増強画像のために調整されるとき、造影剤増強画像も同じ観察平面に調整され、その逆も同様である。これは、それぞれの画像の視覚的な比較を容易にするという点で、明らかに有益である。

【0029】

前記プロセッサ構成は、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像のさらなる整列と、複合セグメンテーションのさらなる実行とを含む可視化後ルーチンを実装するよう適応されてもよく、ユーザー・インターフェースは、ユーザーが可視化後ルーチンをトリガーすることを許容するよう適応される。よって、ユーザーは、さらなる整列およびさらなる複合セグメンテーション・ステップを実施するよう前記プロセッサ構成をトリガーすることによって、複合解剖学的モデルの改良を追求することを選ぶことができる。

20

【0030】

前記プロセッサ構成は、造影剤増強超音波画像を反転させ (invert)、反転された造影剤増強超音波画像を非造影剤増強超音波画像に基づいて正規化し (normalize)、反転され正規化された造影剤増強超音波画像を表示するよう前記表示装置を制御するよう構成されてもよい。造影剤増強画像は、たとえば心筋と比較してより明るい領域として左心室を示すことができる。他方、非造影剤増強画像では、心筋は左心室より明るく見えることがあるが、それら二つの領域の間のコントラストは造影剤増強画像におけるよりも低いことがある。よって、造影剤増強超音波画像を反転させ、それを非造影剤増強超音波画像に基づいて正規化することにより、それぞれの画像の視覚的な比較を容易にすることができる。

30

【0031】

前記プロセッサ構成は、非造影剤増強超音波画像、造影剤増強超音波画像、および複合セグメンテーションされた画像をオーバーレイし、該オーバーレイを表示するよう前記表示装置を制御するよう、適応されてもよい。ユーザー・インターフェースは、オーバーレイ内の非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の相対的寄与のユーザー調整を許容するよう適応されてもよい。ユーザー・インターフェースは、このユーザー調整のためのダイヤルまたはスライダーを含んでいてもよい。

40

【0032】

前記プロセッサ構成は、複合セグメンテーションされた超音波画像が、それぞれ非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像を含む別々の画像ペインに表示されるよう前記表示装置を制御するよう適応されてもよい。前記プロセッサ構成は、複合解剖学的モデルを修正するユーザー指示に応答して両方の画像ペインに表示される複合セグメンテーションされた画像を修正するよう適応されてもよく、ユーザー・インターフェースは、ユーザー指示を入力するためのコントロールを含む。このように、ユーザーは、造影剤増強画像と非造影剤増強画像の両方を参照して、複合解剖学的モデルに対する任意の修正をストレートな仕方で評価することができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 3 3 】

本発明の実施形態は、添付の図面を参照して、より詳細に、限定しない例として、記述される。

【図 1】一般的な動作を説明するための超音波診断撮像システムを示す図である。

【図 2】ある実施形態による方法のフローチャートを示す図である。

【図 3】図 2 に示される方法ステップのいくつかを含むフローチャートを示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 3 4 】

本発明は、図面を参照して説明される。詳細な説明および個別的な例は、装置、システムおよび方法の例示的实施形態を示しているが、単に例解のために意図されており、本発明の範囲を限定することは意図していないことを理解しておくべきである。本発明の装置、システムおよび方法のこれらおよび他の特徴、側面、および利点は、以下の説明、添付の特許請求の範囲、および添付の図面からよりよく理解されるであろう。図面は単なる概略図であり、縮尺通りに描かれていないことが理解されるべきである。また、同じまたは類似の部分を示すために、図面全体を通じて同じ参照番号が使用されていることも理解されるべきである。

## 【 0 0 3 5 】

心臓の複合解剖学的モデルを生成するための方法が提供される。本方法は、心臓の左心室領域の非造影剤増強超音波画像を受領し、心臓の左心室領域の造影剤増強超音波画像を受領することを含む。非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像それぞれに対して、それぞれの画像が整列されるよう、位置合わせが実行される。次いで、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションが実行されて、複合解剖学的モデルを生成する。複合セグメンテーションは、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の両方の特徴を目標点として使用する。

## 【 0 0 3 6 】

まず、図 1 を参照して、例示的な超音波診断撮像システムの一般的な動作が記述される。

## 【 0 0 3 7 】

システムは、超音波を送信し、エコー情報を受信するための CMUT トランスデューサ・アレイ 100 を有するアレイ・トランスデューサ・プローブ 10 を有する。トランスデューサ・アレイ 100 は代替的に、PZT または PVDF のような材料で形成される圧電トランスデューサを有していてもよい。トランスデューサ・アレイ 100 は、2D 平面においてまたは 3D 撮像のために三次元においてスキャンできるトランスデューサの二次元アレイ 110 である。もう一つの例では、トランスデューサ・アレイは 1D アレイであってもよい。

## 【 0 0 3 8 】

トランスデューサ・アレイ 100 は、プローブ内のマイクロビームフォーマー 12 に結合される。マイクロビームフォーマー 12 は、CMUT アレイ・セルまたは圧電素子による信号の受信を制御する。マイクロビームフォーマーは、特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3 に記載されるように、トランスデューサのサブアレイ（または「群」または「パッチ」）によって受信された信号の少なくとも部分的なビームフォーミングができる。

【文献】米国特許第 5,997,479 号（Savord ら）

米国特許第 6,013,032 号（Savord ら）

米国特許第 6,623,432 号（Powers ら）

## 【 0 0 3 9 】

マイクロビームフォーマーは完全に任意的であることを注意しておく。下記の例はアナログ・ビームフォーミングは前提としない。

## 【 0 0 4 0 】

マイクロビームフォーマー 12 はプローブ・ケーブルによって送受切り換えスイッチ（T/R スイッチ）16 に結合される。TR スイッチは、送信と受信の間で切り換え、マイクロビームフォーマーが使用されず、トランスデューサ・アレイ 100 が主システム・ビーム

10

20

30

40

50



フォーマーによって直接動作させられるときに、主ビームフォーマー 20 を高エネルギー送信信号から保護する。トランスデューサ・アレイ 100 からの超音波ビームの送信はトランスデューサ・コントローラ 18 によって指揮され、トランスデューサ・コントローラ 18 は、T/R スイッチ 16 によってマイクロビームフォーマーに、また主送信ビームフォーマー（図示せず）に結合される。主送信ビームフォーマーは、ユーザー・インターフェースまたはコントロールパネル 38 のユーザー操作から入力を受け取る。

#### 【0041】

トランスデューサ・コントローラ 18 によって制御される機能の一つは、ビームが操向および合焦される方向である。ビームは、トランスデューサ・アレイ 100 から正面にまっすぐ（直交して）、あるいはより広い視野のために異なる角度で操向〔ステアリング〕されてもよい。トランスデューサ・コントローラ 18 は、CMUT アレイのための DC バイアス・コントロール 45 を制御するために結合されることができる。DC バイアス・コントロール 45 は、CMUT セルに加えられる DC バイス電圧（単数または複数）を設定する。

#### 【0042】

受信チャンネルでは、部分的にビームフォーミングされた信号はマイクロビームフォーマー 12 によって生成され、主受信ビームフォーマー 20 に結合され、そこでトランスデューサの個々のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号が、完全にビームフォーミングされた信号に組み合わせられる。たとえば、主ビームフォーマー 20 は 128 個のチャンネルを有していてもよく、各チャンネルが、数十または数百の CMUT トランスデューサ・セルまたは圧電素子のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号を受領する。このように、トランスデューサ・アレイ 100 の数千のトランスデューサによって受信された信号が、効率的に、単一のビームフォーミングされた信号に寄与することができる。

#### 【0043】

ビームフォーミングされた受信信号は信号プロセッサ 22 に結合される。信号プロセッサ 22 は、帯域通過フィルタリング、間引き、I および Q 成分分離および高調波信号分離など、さまざまな仕方で受信されたエコー信号を処理することができる。高調波信号分離は、線形信号および非線形信号を分離するはたらきをし、組織および微小泡から返される非線形な（基本周波数の高次高調波の）エコー信号の識別を可能にする。信号プロセッサは、スペckル低減、信号複合（signal compounding）およびノイズ消去といった追加的な信号向上をも実行してもよい。信号プロセッサにおける帯域通過フィルタは、エコー信号が増大する深さから受信されるようになるにつれて通過帯域がより高い周波数帯域からより低い周波数帯域へとスライドする追跡フィルタであることができる。それにより、より深いところからは、より高い周波数でのノイズを除去する。より深いところでは、そうした周波数は解剖学的情報をもたない。

#### 【0044】

送信および受信のためのビームフォーマーは、異なるハードウェアにおいて実装され、異なる機能をもつことができる。もちろん、受信器ビームフォーマーは送信ビームフォーマーの特性を考慮に入れるよう設計される。図 1 では、簡単のため、受信器ビームフォーマー 12、20 だけが示されている。完全なシステムでは、送信マイクロビームフォーマーおよび主送信ビームフォーマーをもつ送信チェーンもある。

#### 【0045】

マイクロビームフォーマー 12 の機能は、アナログ信号経路の数を減らすために、信号の初期組み合わせを提供することである。これは典型的には、アナログ領域で実行される。

#### 【0046】

最終的なビームフォーミングは、主ビームフォーマー 20 において、典型的にはデジタル化後に、なされる。

#### 【0047】

送信および受信チャンネルは、固定した周波数帯域をもつ同じトランスデューサ・アレイ 100 を使う。しかしながら、送信パルスが占める帯域幅は、使用された送信ビームフォーミングに依存して変わりうる。受信チャンネルは、トランスデューサ帯域幅全体を捕捉す

10

20

30

40

50

ることができ（これが古典的な手法）、あるいはそれを帯域通過処理することによって、有用な情報を含む帯域幅（たとえば主高調波の高調波（the harmonics of the main harmonic））のみを抽出することができる。

【0048】

処理された信号はBモード（すなわち、輝度モードまたは2D撮像モード）プロセッサ26およびドップラー・プロセッサ28に結合される。Bモード・プロセッサ26は、身体内の器官の組織および血管のような身体中の構造の撮像のために、受信された超音波信号の振幅の検出を用いる。身体中の構造のBモード画像は、特許文献4、特許文献5に記載されるように、高調波画像モードまたは基本画像モードのいずれかまたは両者の組み合わせで形成されてもよい。ドップラー・プロセッサ28は、画像フィールドにおける赤血球の流れのような物質の動きの検出のために、組織動きおよび血流からの時間的に相異なる信号を処理する。ドップラー・プロセッサ28は典型的には、身体中の選択された型の物質から返されるエコーを通過させるおよび/または拒否するよう設定されうるパラメータをもつ壁フィルタを含む。

【文献】米国特許第6,283,919号（Roundhillら）

米国特許第6,458,083号（Jagoら）

【0049】

Bモードおよびドップラー・プロセッサによって生成される構造的および動き信号は、スキャン・コンバーター32および多断面再構成器（multiplanar reformatter）44に結合される。スキャン・コンバーター32は、所望される画像フォーマットにおいて、エコー信号を、該エコー信号がそこから受領された空間的關係において配列する。たとえば、スキャン・コンバーターはエコー信号を二次元（2D）の扇形フォーマットまたは角錐状の三次元（3D）画像に配列してもよい。スキャン・コンバーターは、Bモード構造画像を、ドップラー推定された速度をもつ画像フィールド中の諸点における動きに対応する色と重ねて、画像フィールド中の組織の動きおよび血流を描くカラー・ドップラー画像を生成することができる。多断面再構成器は、特許文献6に記載されるように、身体中の体積領域内の共通平面内の諸点から受け取られるエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリューム・レンダラー42は、特許文献7に記載されるように、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

【文献】米国特許第6,443,896号（Detmer）

米国特許第6,530,885号（Entrekinら）

【0050】

2Dまたは3D画像はスキャン・コンバーター32、多断面再構成器44およびボリューム・レンダラー42から画像プロセッサ30に、さらなる向上、バッファリングおよび表示装置40での表示のための一時的記憶のために、結合される。撮像のために使われることに加えて、ドップラー・プロセッサ28によって生成される血流値およびBモード・プロセッサ26によって生成される組織構造情報は定量プロセッサ34に結合される。定量プロセッサ34は、血流の体積流量のような種々の流れ状態の指標ならびに器官のサイズおよび在胎期間のような構造的な測定値を生成する。定量プロセッサ34は、測定がなされるべき画像の解剖構造内の点のような、ユーザー・コントロール・パネル38からの入力を受け取ってもよい。定量プロセッサ34からの出力データは、ディスプレイ40上で画像とともに測定グラフィックおよび値を再生するため、および表示装置40からのオーディオ出力のために、グラフィック・プロセッサ36に結合される。グラフィック・プロセッサ36は、超音波画像と一緒に表示するためのグラフィック・オーバーレイを生成することもできる。これらのグラフィック・オーバーレイは、患者名、画像の日時、撮像パラメータなどといった標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、グラフィック・プロセッサは、患者名のようなユーザー・インターフェース38から入力を受け取る。ユーザー・インターフェース38は、トランスデューサ・アレイ100からの超音波信号の生成を制御する、よってトランスデューサ・アレイ100および超音波システムによって生成される画像を制御する送信コントローラ18にも結合される。コントロ

ーラ 18 の送信制御機能は、実行される機能の一つでしかない。コントローラ 18 は、（ユーザーによって与えられる）動作モードおよび対応する要求される送信器構成およびデジタル・コンバーターへの受信器対応物における帯域通過構成をも考慮に入れる。コントローラ 18 は、固定した諸状態をもつ状態機械であることができる。

【0051】

ユーザー・インターフェース 38 は、MPR 画像の画像フィールドにおける定量された指標（measures）を実行するために使用されうる複数の多断面再構成された（MPR: multiplanar reformatted）画像の面の選択および制御のために、多断面再構成器 44 にも結合される。

【0052】

プロセッサ構成が、図 2 および図 3 を参照して後述する方法の任意の部分を実行するようにさらに適応されてもよい。プロセッサ構成は、たとえば、先述したプロセッサ、たとえばコントローラ 18、定量プロセッサ 34 およびグラフィック・プロセッサ 36 のうちの一つまたは複数の含まれてもよい。あるいはまた、プロセッサ構成は追加的なモジュールであってもよい。

【0053】

ある実施形態では、図 2 および図 3 を参照して後述する方法は、コンピュータ上で実行される、コンピュータ・プログラム・プロダクトに含まれるコンピュータ・プログラム・コードによって実装されてもよい。

【0054】

図 2 は、ある実施形態による、心臓のセグメンテーションされた超音波画像の生成を制御するための方法 200 のフローチャートを示す。方法 200 は、ステップ 210 で始まる。ステップ 210 は、たとえば、上述の超音波診断撮像システムのトランスデューサ・プローブ 10 を使用して、患者の心臓をスキャンすることに対応してもよい。

【0055】

ステップ 220 では、心臓の左心室領域の非造影剤増強超音波画像が受領される。この非造影剤増強超音波画像は、たとえば、標準的な経胸壁エコー（TTE）画像であってもよい。心臓の異なる部分の可視化を許容する四つの標準的なポジションがある：胸骨傍位、心尖位、肋骨下位、胸骨上切痕位。心尖位は、特に左室運動の評価、左室血栓の評価、ならびに僧帽弁を通過する血流の評価を許容する。よって、左室領域の非造影剤増強超音波画像を達成するために、非造影剤増強画像超音波画像が頂点位から得られてもよい。もちろん、他のポジション、たとえば非標準的なポジションが使用されてもよい。TTE のような非造影剤増強超音波画像は、それ自身としてはよく知られており、単に簡潔のために本明細書ではこれ以上は詳述しない。

【0056】

ステップ 240 では、心臓の左心室領域の造影剤増強超音波画像が受領される。この造影剤増強超音波画像は、左室混濁（LVO）技法を用いて得ることができる。それ自身としてはよく知られているように、好適な造影剤がカニューレを介して静脈注入されてもよい。これは、低速ボラスとして投与されてもよく、その後に低速生理食塩水のフラッシュが続く。そのような注入プロトコルは、左心室の様な不透明化を提供するのを支援する。造影剤の連続的輸注のような他の方法も知られている。造影剤自身は、たとえば、気体が生体適合性ポリマーによってカプセル封入される微小泡ベースの造影剤であってもよい。他の型の造影剤が使用されてもよい。

【0057】

この時点で、造影剤増強超音波画像を得るために、超音波システムの異なるモードを採用する、たとえば高調波画像モードに切り換えることが望ましいことがありうることを注意しておく。モードは、造影剤を投与する前に、たとえばユーザー・インターフェース 38 上のボタンを押し、コントローラ 18 が所望されるモードに切り換えるようトリガーされることによって、変更されてもよい。

【0058】

10

20

30

40

50

造影剤増強画像超音波画像は、非造影剤増強画像超音波画像と同じまたはできるだけ近いポジションから得られてもよく、それにより、それぞれの画像の整列 260 を支援することができる。たとえば、心尖位が、造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像の両方を得るために使用されうる。

【0059】

ある実施形態では、造影剤増強超音波画像を受け取るステップ 240 は、造影剤が存在する対応する心臓サイクルの間に得られる複数の超音波画像フレームを組み合わせることを含んでいてもよい。複数の心臓サイクルは、心臓サイクルにおける特定の点、たとえば拡張終期 (ED: end diastolic) 位相に対応する複数の超音波画像フレームが収集できるように、記録されうる。

10

【0060】

そのような記録は、画像が互いに対して整列されるまたはほぼ整列されるように、一定のプロープ位置で得られてもよい。しかしながら、複数の画像のそれぞれにおける造影剤の分布は異なることがある。この非一様な造影剤分布は、複数の画像フレームを組み合わせることによって補正できる。換言すれば、造影剤の不均一な分布に起因するバイアスが、このようにして低減されうる。この組み合わせは、たとえば、各個々のボクセルについての強度の最大値を取ることによって達成されてもよい。よって、この組み合わせアプローチは、造影剤増強超音波画像におけるコントラストを高めることも助ける可能性がある。

【0061】

図 2 に示されるフローチャートでは、ステップ 240 はステップ 220 の後に実行される。この順序は、部分的には、実際に一般的に使用されているプロトコルを反映しているが、限定することは意図されていない。また、造影剤を十分に散逸させることが可能であれば、非造影剤増強画像の前に造影剤増強画像が受領されうることも考えられる。

20

【0062】

ステップ 260 では、非造影剤増強超音波画像と造影剤増強超音波画像が整列される。ステップ 260 は、代替的に、非造影剤増強超音波画像と造影剤増強超音波画像の画像位置合わせと称されてもよい。ステップ 260 は、任意の好適な画像位置合わせアルゴリズムを使って達成されうる。この位置合わせステップ 260 は、それぞれの取得の間、たとえば TTE 取得と LVO 取得の間のプロープ動きから生じる、造影剤増強超音波画像と非造影剤増強超音波画像との何らかの整列不良を補償するはたらきをしうる。

30

【0063】

それぞれの画像が同じ臓器のものであるという事実のため、剛体画像位置合わせ技法、たとえば線形画像位置合わせ技法が使用されうる。画像位置合わせ技法は、特に医用撮像の分野では、それ自身としてはよく知られているので、そのような技法は、単に簡潔のため、本明細書では一般的な用語でさらに説明しない。

【0064】

ある実施形態では、方法 200 はさらに、非造影剤増強超音波画像の第一のセグメンテーションを実行 230 して第一の解剖学的モデルを生成し、造影剤増強超音波画像の第二のセグメンテーションを実行 250 して第二の解剖学的モデルを生成することを含む。この実施形態では、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の整列 260 は、第一および第二の解剖学的モデルの位置合わせを含む。

40

【0065】

この実施形態は、第一のセグメンテーション 230 と、それに続く第二のセグメンテーション 250 を示す図 3 に示されるフローチャートにも描かれている。結果として得られた第一および第二の解剖学的モデルが、次いで、ステップ 260 において画像位置合わせのために使用される。任意の好適なセグメンテーション技法が、ステップ 230 および 250 のために使用されうる。限定しない例では、モデル・ベースのセグメンテーション技法が使用されてもよい。

【0066】

既知のモデル・ベースのセグメンテーションは、画像内の臓器、すなわちこの場合は心

50

臓の境界に適合される三角形メッシュ・モデルに基づいている。他の多角形メッシュも考えられる。初期の三角形メッシュ・モデルは、複数のトレーニング画像から導出される臓器の平均形状に対応する。セグメンテーションは、二つの総和された項、すなわち内部エネルギー関数と外部エネルギー関数からなる全エネルギー関数を最小化することによって達成されう。内部エネルギー関数は、形状制約条件を適用し、外部エネルギー関数は、モデルがどれだけうまく画像に当てはまるかを記述する。そのような全エネルギー関数 ( $E_{tot}$ ) の既知の例を式1に与える。

【数 1】

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^V \sum_{j \in N(i)} \sum_{k=1}^K \omega_{i,k} \left( (v_i - v_j) - (T_k[m_i] - T_k[m_j]) \right)^2 + \alpha \cdot \sum_i w_i \cdot D(x_i^{target}, c_i)^2 \quad \text{式 1} \quad 10$$

式1における左側の項は内部エネルギー関数 ( $E_{int}$ ) であり、式1における右側の項は外部エネルギー関数 ( $E_{ext}$ ) である。

【0067】

各メッシュ三角形*i*について、三角形*i*の法線ベクトルに沿って目標点 $x_i^{target}$ が探索される。信頼性関数 $w_i$ は、特徴応答 (feature response) とともに増大し、目標点と初期三角形との間の距離とともに減少する。関数 $D(x_i^{target}, c_i)$ は、目標点 $x_i^{target}$ と三角形の中心 $c_i$ との間の偏位を表わす。このようにして、 $E_{ext}$ を最小化することは、境界のような画像特徴に三角形を引き付けるプロセスとみなすことができる。

20

【0068】

アフィン変換 $T_k[m_i]$ および重み $w_{i,k}$ は、平均形状 $m_i$ の変動性を定義する。インデックス*i*をもつモデル点とインデックス*j*  $N(i)$ をもつ近傍モデル点との間のベクトル ( $v_i - v_j$ ) の、変換された平均形状の対応するベクトルに対するずれは、 $E_{int}$ を増大させる。このように、 $E_{int}$ 項は、モデルが平均の形からあまり遠く離れないように、モデルを制約するはたらきをする。これは、特に、弱い境界をもつ領域をセグメンテーションすることを助ける。

【0069】

そのようなモデル・ベースのセグメンテーションを実施するためには、まず画像において心臓が局在化されなければならない。局在化は、完全に自動的な方法、たとえば一般化ハフ変換 (generalized Hough Transform、GHT) により達成されてもよい。そのような技法では、初期三角形メッシュ・モデルの重心が、GHTによって得られた最適位置に従って3D画像中に配置される。こうして、初期メッシュ・モデルは、それ自身としてはよく知られているように、並進およびスケーリングされて画像内に位置決めされる。

30

【0070】

代替的または追加的に、「ハフ・フォレスト (Hough forests)」および分類アプローチのような他の局在化技法が使用されてもよい。

【0071】

局在化後、次いで、モデルを臓器境界に適合させるためにセグメンテーション・ルーチンが実装されう。セグメンテーション・ルーチンは、モデル・ベースのセグメンテーション・ルーチンであってもよく、これは、非常に粗い適合からより細かい適合へと導く、複数のステップで実行されう。そのようなルーチンでは、初期メッシュは、グローバルな相似変換を用いてメッシュ全体をスケーリング、シフト、および回転することによって、剛体的に適応されう。これに続いて、心臓の圧搾または伸張を許容するグローバルなアフィン変換、および心室および心房のような解剖学的領域を個々に適応させるマルチアフィン変換があってもよい。次いで、以前の適応から帰結するメッシュが、変形可能な仕方

40

方で適応されう。すなわち、メッシュの各三角形が独立して動くことが許容される。

【0072】

第一のセグメンテーションでは、たとえば造影剤増強超音波画像に比して、非造影剤増強超音波画像の画像品質が劣るために、最適でないセグメンテーションとなる可能性があ

50

ることを注意しておく。しかしながら、第一のセグメンテーションは、それにもかかわらず、初期の解剖学的モデル、すなわち初期メッシュの平均形状よりも患者の実際の臓器形状に近い第一の解剖学的モデルを与えることがある。

【 0 0 7 3 】

ある実施形態では、第二のセグメンテーションを実行 2 5 0 することは、第二のセグメンテーションを初期化するために第一の解剖学的モデルを使うことを含んでもよい。そのような実施形態では、第一の解剖学的モデルが、平均形状、すなわち初期メッシュ・モデルの代わりに使用されてもよい。これは、第一の解剖学的モデルのほうが平均形状と比較して患者の実際の臓器形状により近くなるため、第二のセグメンテーションの効率および質を高める可能性がある。

10

【 0 0 7 4 】

あるいはまた、第二のセグメンテーションを初期化するために平均形状が使用されてもよい。さらに、図 2 に描かれるステップ 2 3 0 および 2 5 0 の順序は、たとえば、逆にしてもよいことを注意しておく。このように、造影剤増強超音波画像の第二のセグメンテーション 2 5 0 から帰結する第二の解剖学的モデルを使って、第一のセグメンテーション 2 3 0 を初期化することが考えられる。

【 0 0 7 5 】

ステップ 2 3 0 および 2 5 0 に続いて、第一の解剖学的モデルおよび第二の解剖学的モデルが整列、すなわち位置合わせされてもよい。第一および第二の解剖学的モデルの位置合わせは、いかなる適切な仕方で実行されてもよい。ステップ 2 3 0 および 2 5 0 においてモデル・ベースのセグメンテーションが用いられた場合、結果として得られるそれぞれの三角形メッシュ（同一のまたは非常に類似したトポロジを有する）は、それぞれのメッシュ・モデルの頂点座標を使用して位置合わせされうる。換言すれば、第一および第二の解剖学的モデルを使って、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像を位置合わせするための変換を計算しうる。この目的のために、剛体的な位置合わせ行列が、それぞれのメッシュ、すなわちそれらの頂点から計算され、画像に適用されうる。造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像の位置合わせのための第一および第二の解剖学的モデル、たとえばメッシュ・モデルの使用は、ステップ 2 6 0 において、それぞれの画像の整列を容易にし、改善することができる。

20

【 0 0 7 6 】

ステップ 2 7 0 において、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の複合セグメンテーションが、複合解剖学的モデルを生成する。複合セグメンテーション 2 7 0 は、たとえば、第一のセグメンテーション 2 3 0 および第二のセグメンテーション 2 5 0 に関して上に簡単に説明したモデル・ベースのセグメンテーション技法を使って達成されうる。しかしながら、整列された非造影剤増強画像および造影剤増強画像を複合セグメンテーション 2 7 0 のために使用することは、たとえば、造影剤増強超音波画像または非造影剤増強超音波画像のいずれかを単独でセグメンテーションすることから得られるものと比較して、より正確で堅牢なセグメンテーションが得られることを意味する。非造影剤増強超音波画像の使用は、複合セグメンテーションが左心室に加えて他の心臓構造、たとえば僧帽弁を考慮に入れることが可能であることを意味する（これらの他の心臓構造は造影剤増強超音波画像では見えない）。このようにして、ステップ 2 7 0 における複合解剖学的モデルの生成は、非造影剤増強および造影剤増強超音波撮像技法のそれぞれの利点を利用する。

30

40

【 0 0 7 7 】

したがって、本方法 2 0 0 は、造影剤増強超音波画像のセグメンテーションのみを含む従来のアプローチに対して区別される。従来のアプローチは、必要な情報のすべてが造影剤増強超音波画像に存在するという（誤った）想定に基づいているといえる。換言すれば、従来のアプローチは、セグメンテーションの目的のために非造影剤増強超音波画像を無視しているといえる。本方法 2 0 0 は、複合セグメンテーション 2 7 0 において非造影剤増強超音波画像からの情報を含む。

50

## 【 0 0 7 8 】

複合セグメンテーションを実行 2 7 0 することは、整列された非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の両方の特徴を目標点として使用することを含む。目標点  $x_i^t$   $_{\text{target}}$  は、モデル・ベースのセグメンテーション技法との関連で上で論じた。造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像それぞれから利用可能な情報の性質および質の差異のため、整列された画像の造影剤増強成分と非造影剤増強成分に対応するそれぞれの目標点が一貫しないことがある。そのようなシナリオでは、それぞれの目標点間の不一致は、たとえば、それぞれの点の単純な平均をとることによって、解決できる。

## 【 0 0 7 9 】

より好ましくは、造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像のそれぞれの目標点は互いに対して重み付けされてもよく、所与の三角形についての重み付けされた目標点が、複合セグメンテーションのために使用されてもよく、それはそれぞれの画像の両方について同じであるが、より強い特徴応答 (feature response) を与える画像を優先する。そのような重み付けは、前述のように、一部の領域は造影剤増強超音波画像においてより明瞭に見え、他の領域は非造影剤増強超音波画像においてより明瞭に見えることをふまえて、特定の領域に基づいていてもよい。たとえば、左心室心筋境界のために使用される重み付けは、整列された画像の造影剤増強成分を優遇してもよい。

10

## 【 0 0 8 0 】

ある実施形態では、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の整列 2 6 0 と、複合セグメンテーションの実行 2 7 0 が、複数のサイクルで繰り返されてもよい。これは、図 2 では、ステップ 2 6 0 および 2 7 0 に対応するボックスが矢印で連結されてループをなすことによって描かれている。これはさらに、図 3 では、ステップ 2 6 0 とステップ 2 7 0 との間の二重矢印 (鎖線の楕円に囲まれている) によって描かれている。

20

## 【 0 0 8 1 】

複合セグメンテーション 2 7 0 の品質は、部分的には、ステップ 2 6 0 における画像の整列の品質、すなわち近さに依存しうる。同様に、画像の整列は、特に、整列が事前のセグメンテーションによって、すなわちステップ 2 3 0 および 2 5 0 において実行される場合に、より良好なセグメンテーションによって強化されうる。よって、この手順を繰り返す、たとえば逐次反復することで、複合セグメンテーション結果が改善されうる。サイクルの数は、設定されたまたはあらかじめプログラムされた数、たとえば、2 ~ 5 サイクルであってもよい。あるいはまた、サイクルの数は、たとえば、一つまたは複数のモデル・ベースのセグメンテーション・パラメータの収束に基づいてもよい。図 2 に示される方法 2 0 0 は、ステップ 2 8 0 で終了する。

30

## 【 0 0 8 2 】

図 2 には示されていないが、本方法は、図 3 に示されているように、可視化ステップ 2 9 0 をさらに含んでいてもよい。ここで、複合解剖学的モデルの可視化 2 9 0 について、超音波システムとの関係で説明する。

## 【 0 0 8 3 】

ここで、複合解剖学的モデルの視覚化は必須ではないことを注意しておく。たとえば、左室量、たとえば容積の決定は、複合セグメンテーション画像を見ることを全く要求することなく、複合解剖学的モデルから達成されうる。よって、変換モジュールおよび表示装置は、たとえば、複合解剖学的モデルを視覚化することなく定量を提供するようにのみ構成される単純化された超音波システムには含まなくてもよい。

40

## 【 0 0 8 4 】

超音波システムは、超音波信号を発信および受信することができる超音波トランスデューサ・アレイ 1 0 0 と、受信した超音波信号を、造影剤が使用されない場合には非造影剤増強超音波画像に、造影剤が使用される場合には造影剤増強超音波画像にコンパイルするように適応された信号プロセッサ 2 2 とを有する。超音波システムは、上述のような方法 2 0 0 を実装するよう適応された前記プロセッサ構成を含む。変換モジュールが、プロセッサ構成によって生成された複合解剖学的モデルを、複合セグメンテーションされた画像

50

に変換する。表示装置 40 が、複合セグメンテーションされた超音波画像を表示し、ユーザー・インターフェース 38 が、ユーザーが複合解剖学的モデルを生成するようプロセッサ構成を制御することを許容する。

【0085】

プロセッサ構成は、ユーザー介入を必要とせずに、方法 200 のさまざまなステップを実施してもよい。これは、再現性のある結果が得られることを確実にするのに役立つ。ユーザー・インターフェース 38 は、複合解剖学的モデルを生成するよう方法 200 を実施するよう、プロセッサ構成を制御する、すなわちトリガーすることができる。ユーザー・インターフェース 38 は、たとえば、造影剤増強画像の取得の前、すなわち造影剤の注入の前に、方法 200 をトリガーするために押されることができるボタンまたはスイッチを含んでいてもよい。このボタンはまた、たとえば、同時に、取得パラメータを、造影剤増強画像を得るための所望されるモードに切り換えてもよい。

10

【0086】

ある実施形態では、ユーザー・インターフェース 38 は、表示される複合セグメンテーションされた超音波画像の観察平面のユーザー選択を許容するよう適応されていてもよい。タッチスクリーン、キーボード等の任意の好適なユーザー・インターフェースが用いられてもよい。複合セグメンテーションされた画像を生成するための造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像の整列のため、それぞれの画像は解剖学的に同期される。よって、非造影剤増強画像のために観察平面が調整するとき、造影剤増強画像も同じ観察平面に調整され、その逆も同様である。これは、それぞれの画像の視覚的な比較を容易にするという点で、明らかに有益である。

20

【0087】

プロセッサ構成は、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像のさらなる整列と、複合セグメンテーションのさらなる実行とを含む可視化後ルーチンを実装するよう適応されてもよい。ユーザー・インターフェース 38 は、ユーザーが、複合セグメンテーションされた画像の検査後に、この可視化後ルーチンをトリガーすることを許容する。このようにして、ユーザーは、さらなる整列およびさらなる複合セグメンテーションのステップを実施するようプロセッサ構成をトリガーすることによって、複合解剖学的モデルの改良を追求することを選んでよい。

【0088】

ある実施形態では、プロセッサ構成は、造影剤増強超音波画像を反転させ、反転された造影剤増強超音波画像を非造影剤増強超音波画像に基づいて正規化し、反転され正規化された造影剤増強超音波画像を表示するよう表示装置 40 を制御するよう適応されてもよい。それ自身としてはよく知られているように、造影剤増強画像、たとえば LVO 画像は、左心室を、たとえば心筋と比較してより明るい領域として示すことがある。他方、非造影剤増強画像、たとえば TTE 画像では、心筋は左心室より明るく見えることがあるが、それら二つの領域の間のコントラストは造影剤増強画像におけるよりも低いことがある。よって、造影剤増強超音波画像を反転させ、それを非造影剤増強超音波画像に基づいて正規化することにより、それぞれの画像の比較を容易にすることができる。画像反転および正規化技法はそれ自身としてはよく知られており、単に簡潔のため、本稿では説明しない。

30

40

【0089】

プロセッサ構成は、非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像をオーバーレイし、該オーバーレイを表示するよう前記表示装置を制御するよう、適応されてもよい。複合セグメンテーションされた画像もそれぞれの超音波画像にオーバーレイされてもよい。ユーザー・インターフェース 38 は、オーバーレイ内の非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像の相対的寄与のユーザー調整を許容するよう適応されてもよい。ある限定しない例では、ユーザーがそれぞれの画像の間を区別するのに助けるために、偽色レンダリングが使用されてもよい。ユーザー・インターフェース 38 はダイヤルまたはスライダーを含んでいてもよく、ユーザーはスライダーをスライドさせるまたはダイヤルを回すことによってこの調整を行なうことができる。スライドまたは回転の向きが、それぞ

50



れの画像のどちらがオーバーレイにおいてより大きく寄与するかを決定しうる。このようにして、ユーザーは、複合セグメンテーションされた画像がどのくらいよく、それぞれの造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像に当てはまるかを、簡単に評価しうる。

【0090】

代替的または追加的に、プロセッサ構成は、複合セグメンテーションされた超音波画像が、それぞれ非造影剤増強超音波画像および造影剤増強超音波画像を含む別々の画像ペインに表示されるよう表示装置40を制御するよう適応されてもよい。

【0091】

ある実施形態では、プロセッサ構成は、複合解剖学的モデルを修正するユーザー指示に  
10 応答して両方の画像ペインに表示される複合セグメンテーションされた画像を修正するよう適応されてもよい。

【0092】

プロセッサ構成はさらに、複合解剖学的モデルの手作業での編集を許容するよう構成されてもよい。そのような編集は、たとえば、複合セグメンテーション270に関して上記した重み付けされた目標点のうちの一つまたは複数のために使われる重み付けに対する手動の調整に関わってもよい。そのような例では、ユーザーは、方法200の(自動)実施の間にプロセッサ構成によって使用される重み付けが、造影剤増強超音波画像および非造影剤増強超音波画像それぞれのうちの一方を過度に有利しているとみなすことがあり、それに応じて重み付けを調整してもよい。ユーザー・インターフェース38は、ユーザー指  
20 示を入力するためのコントロールを有していてもよい。

【0093】

一つの画像ペインに関して適用されうる、複合解剖学的モデルへの、よって複合セグメンテーションされた画像への変更は、両方の画像ペインにおいて適用される。このようにして、ユーザーは、造影剤増強画像および非造影剤増強画像の両方を参照して、複合セグメンテーションされた画像に対する修正を評価しうる。

【0094】

上記で論じたように、実施形態は、上記のデータ処理ステップを実行するためにプロセッサ構成(processor arrangement)を利用する。プロセッサ構成は、要求されるさまざまな機能を実行するために、ソフトウェアおよび/またはハードウェアを用いて、数多くの仕方で実装できる。プロセッサ(processor)は、要求される機能を実行するためにソフトウェア(たとえばマイクロコード)を使ってプログラムされうる一つまたは複数のマイクロプロセッサを用いるコントローラ(controller)の一例である。しかしながら、コントローラは、プロセッサを用いてまたは用いずに実装でき、また、いくつかの機能を実行するための専用ハードウェアと、他の機能を実行するためのプロセッサ(たとえば、一つまたは複数のプログラムされたマイクロプロセッサおよび関連する回路)との組み合わせとして実装されてもよい。

【0095】

本開示のさまざまな実施形態において使用されうるコントローラ・コンポーネント(controller component)の例は、従来のマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路(ASIC)、およびフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)を含むが、これらに限定されない。

【0096】

さまざまな実装において、プロセッサまたはコントローラには、RAM、PROM、EPROM、およびEEPROMのような揮発性および不揮発性コンピュータ・メモリのよう一つまたは複数の記憶媒体が付随していてもよい。記憶媒体は、一つまたは複数のプロセッサおよび/またはコントローラ上で実行されるとき、要求される機能で実行する一つまたは複数のプログラムをエンコードされることができ。さまざまな記憶媒体は、プロセッサまたはコントローラ内に固定されていてもよく、または、可搬であってもよく、その上に記憶された一つまたは複数のプログラムがプロセッサまたはコントローラにロードされるこ  
50

とができる。

【 0 0 9 7 】

開示された実施形態に対する他の変形例が、図面、本開示、および添付の請求の範囲の研究から、特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。請求項において、語「含む／有する」は、他の要素またはステップを除外せず、不定冠詞「a」または「an」は複数を除外しない。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実が、これらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。請求項において参照符号があったとしても、その範囲を限定するものと解釈すべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

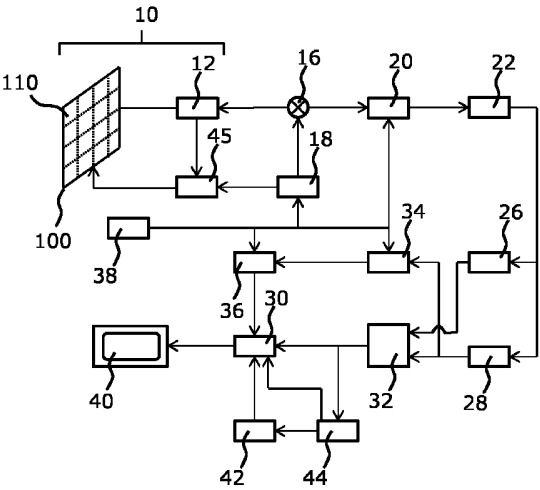


FIG. 1

【図 2】

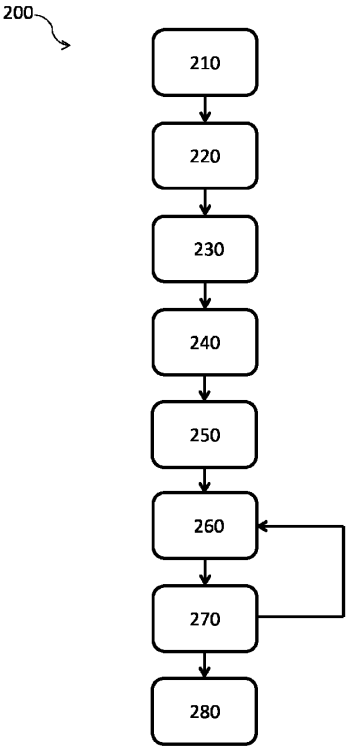


FIG. 2

【図 3】

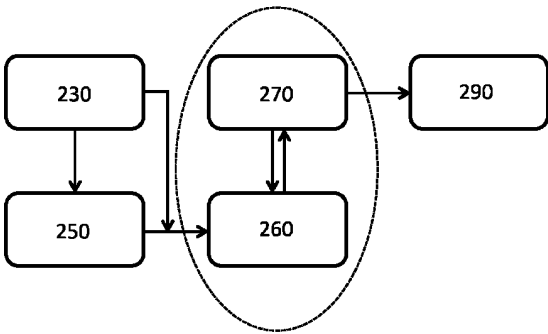


FIG. 3

10

20

30

40

50

## フロントページの続き

- 弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 エヴァルト, アルネ  
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 ヴェヒター - シュテーレ, イリーナ  
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 ヴェーバー, フランク ミヒャエル  
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
- (72)発明者 ヴィッセル, トビーアス  
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
- 審査官 森口 正治
- (56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 7 2 3 8 1 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 5 / 1 8 9 1 6 0 ( W O , A 1 )  
特表 2 0 1 7 - 5 1 7 3 2 9 ( J P , A )
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5