

(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2009-540911

(P2009-540911A)

(43) 公表日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

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 14 頁)

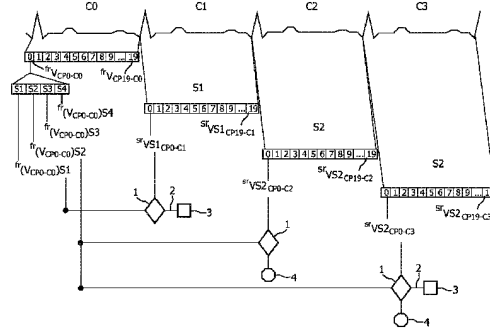
(21) 出願番号 特願2009-516040 (P2009-516040)  
 (86) (22) 出願日 平成19年6月19日(2007.6.19)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年12月19日(2008.12.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/052336  
 (87) 国際公開番号 W02007/148279  
 (87) 国際公開日 平成19年12月27日(2007.12.27)  
 (31) 優先権主張番号 06300720.7  
 (32) 優先日 平成18年6月23日(2006.6.23)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (72) 発明者 ソレル, パウ  
 フランス国, 75008 パリ, ソシエテ・シヴィル・エスペーイーデー内  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元超音波イメージングのための方法、装置及びコンピュータプログラム

(57) 【要約】

医療用超音波イメージングのための方法及び装置について開示している。組織全体の三次元画像データが心周期の間に第1分解能で取得される。その組織のセクタの三次元画像データが他の心周期の間に第2のより高い分解能で取得される。それらのデータは、組織全体に対するセクタの登録を可能にするように比較される。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

医療用超音波イメージングのための方法であって：

a) 患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第 1 超音波画像データを第 1 分解能で取得するステップ；

b) 前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第 2 超音波画像データを、前記第 1 分解能より高い第 2 分解能で取得するステップ；

c) 前記第 1 超音波画像データと前記第 2 超音波画像データとの間の類似性を検出するように前記セクタの前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データを比較するステップであって、該比較の関数として、前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データが実質的に類似している場合又は類似していない場合に、三次元超音波第 2 画像データを有効にし、前記セクタを更に処理する、ステップ；

10

を有する医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記第 1 超音波画像データと前記第 2 超音波画像データを比較する前記ステップは、二乗の差の総和、絶対値の差の総和、規格化された補正又は規格化された相互情報の 1 つに従って類似性を演算するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記データを有効にするステップは、メモリに登録するステップ、又は前記セクタの前記第 2 超音波画像データをディスプレイに表示するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

20

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記セクタを更に処理する前記ステップは、前記セクタの新しい第 2 分解能の超音波画像データを取得するステップ及び前記比較するステップを繰り返すステップ、又は前記三次元超音波画像データを補間するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記ボリュームは患者の全体的な心臓欠陥組織であり、前記方法は、前記患者の複数の心周期の間に複数のセクタを表す複数の第 2 超音波画像データを前記第 2 分解能で取得するステップを有し、前記複数のセクタは前記の患者の全体的な心臓欠陥組織をカバーする、医療用超音波イメージングのための方法。

30

## 【請求項 6】

請求項 5 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記少なくとも 2 つのセクタは部分的に重なり合っている、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 7】

請求項 5 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、ボリューム又はセクタを取得する前記ステップは、心周期の複数の位相の間の画像データの取得を有し、前記比較するステップは、心周期の間に第 1 分解能で取得されたセクタの前記画像データを同じ心周期の間に第 2 分解能で取得された同じセクタの前記画像データと比較する、医療用超音波イメージングのための方法。

40

## 【請求項 8】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、更に処理する前記ステップは、警告信号を出力するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 9】

医療用超音波イメージングのための装置であって：

患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第 1 超音波画像データを第 1 分解能で

50

取得し、

前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第 2 超音波画像データを、前記第 1 分解能より高い第 2 分解能で取得する、  
ように備えられている取得システム；並びに

前記セクタの前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データを比較する比較器；

を有する装置。

【請求項 10】

医療用超音波イメージング装置を制御するコンピュータプログラムであって：

患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第 1 超音波画像データの第 1 分解能での取得を制御する手段；

前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第 2 超音波画像データの、前記第 1 分解能より高い第 2 分解能での取得を制御する手段；並びに

前記セクタの前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データを比較する手段

；

を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用超音波イメージングに関し、特に、三次元超音波イメージングについての方法、装置及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

三次元エコー心電計測は、従来の二次元イメージングと比較して、医療診断において多くの有利点を有する。例えば、左心室の形状に関して仮説を構築することができないために、その三次元エコー心電計測は、左心室の容積の測定及び心駆出率演算等のより正確な定量化を可能にする。更に、全体的な検査時間が、心臓の殆どの部位が単一の取得において可視的であるために、短縮される。

【0003】

他方、収集されるべきデータ量は二次元の場合に比べて多いために、空間分解能及び時間分解能が低下する。高分解能で大容量を得るように、左心室の取得は、通常、4つのセクタに分割され、各々のセクタは異なる心周期で得られる。しかしながら、高分解能のボリュームを得るためにこの幾つかの心周期を必要とすることは、心臓の動きがそれらの幾つかの心周期の間に正確に周期的でない場合、異なるデータのセクタ間における乖離をもたらす可能性がある。

【0004】

例えば、米国特許第 5,993,390 号明細書に記載されている医療用超音波三次元イメージングシステムは、患者の対応する心周期と同期して患者における対象領域の三次元セクタの超音波画像データ表現を取得し、そのボリュームの三次元超音波画像を表す画像データを与えるようにそれらのセクタを表す画像データを組み合わせるものである。

【0005】

本明細書で説明しているように、そのシステムの不利点は、心拍間の心臓の動きが表示される画像において不連続になることである。

【特許文献 1】米国特許第 5,993,390 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、対象ボリュームの三次元画像における接続アーティファクトを回避することを可能にする取得方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

## 【0007】

本発明に従って、医療用超音波イメージングについての方法は、

- a) 患者の心周期の間に対象器官のボリュームを表す第1超音波画像データを第1分解能で取得するステップと、
  - b) 患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第2超音波画像データを、第1分解能より高い第2分解能で取得するステップと、
  - c) 第1超音波画像データと第2超音波画像データとの間の類似性を、前記比較の関数として検出するように、前記セクタの第1超音波画像データ及び第2超音波画像データを演算するステップであって、
    - 第1超音波画像データ及び第2超音波画像データが実質的に同様であるかそうでないかを三次元超音波第2画像データを有効とし、
    - 前記セクタを更に処理する、
- ステップと、  
を有する。

10

## 【0008】

第1の低分解能での取得は、全体的な対象ボリュームの画像を単一の心周期で得ることを可能にする。この画像は、第2の高分解能で取得されたセクタについての参照として用いられる。低分解能で取得された対応するそのボリュームの一部と高分解能で取得されたセクタを比較することにより、そのセクタがそのボリュームの取得とそのセクタの取得との間で動いたか否かを評価されることが可能である。この情報は、ボリュームの取得とセクタの取得との間で動いたセクタは、更に処理されない場合に、最終の高分解能の画像においてアーティファクトをもたらすために、最終的な高解像度の画像におけるアーティファクトを回避することが可能である。

20

## 【0009】

本発明はまた、本発明に従った医療用超音波イメージングについての装置及び方法を実行するコンピュータプログラムに関する。

## 【0010】

本発明について、以下、添付図を参照して、例示として詳述する。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0011】

従来技術の三次元心臓イメージング技術の全ては、低い分解能及び/又は長い取得時間を有する。長い取得時間においては、画像は、典型的には、心臓、肺、患者及び/又は超音波技術者の動きのために、不連続性を表す。上記のように、高分解能の必要性のために、エコー心電計測による全ボリューム取得は、今日、複数の心周期、例えば、4心周期において実行される。各々の周期において、全体の心臓ボリュームの一部分（例えば、1/4）のみのセクタがイメージングされる。そのイメージングされた心血管組織はまた、左心室のみであることが可能であるが、それは、4つの異なるセクタを用いて尚も、イメージングされる。他の対象器官が、それらの動きが心周期の一部である特定の周期性を有する限り、本発明に従ってイメージングされることが可能である。

30

## 【0012】

しかしながら、患者（呼吸、移動）、超音波プローブ又は何れかの心拍変化の何れかの動きは、セクタ間の境界をもたらし、図2に矢状の印で示されているアーティファクト（F）を発生させる。

40

## 【0013】

米国特許出願公開第2005/0228280号明細書において、表示のための超音波データを取得する方法について開示されている。その方法は、

- (a) 第1空間分解能で三次元ボリュームにおいて走査するステップと、
  - (b) 第2空間分解能で三次元サブボリュームにおいて走査するステップであって、第2空間分解能は第1空間分解能より高い、ステップと、
- を有する。

50

## 【 0 0 1 4 】

更に詳細には、ステップ ( b ) は、第 2 空間分解能で全三次元サブボリュームにおいて走査するステップを有し、ステップ ( b ) は、そのサブボリューム以外の全三次元ボリュームにおいて第 1 空間分解能で走査するステップを有する。

## 【 0 0 1 5 】

より低い空間分解能のボリュームは、同じ領域を高い空間分解能に比べて高速で走査されることが可能である。そのサブボリュームをより高い空間分解能で走査することにより、医療診断が改善され、より多い情報コンテンツに基づくことが可能である。しかしながら、そのような医療診断は、ユーザが画像を用いる十分な医療に関する知識を有することを含んでいる。より低い分解能で三次元ボリュームの残りを走査することにより、より低い分解能における解剖学的な参照情報が、高分解能イメージングに関連するサブボリュームを位置付けるようにオペレータを支援するために備えられることが可能である。しかしながら、上記特許文献においては、高分解能で取得されたサブボリュームの画像はより低い分解能で取得された同じサブボリュームの画像と比較されることを開示していない。更に、三次元サブボリューム及び該サブボリューム以外の三次元ボリュームは、イメージングされるべき 2 つの別個の領域であり、それ故、前記三次元ボリュームと前記三次元サブボリュームとの間の境界においてアーティファクトが発生する可能性がある。

10

## 【 0 0 1 6 】

以下で説明する本発明は、アーティファクトがない高分解能画像の大きいボリュームを得る取得方法、そのような方法を実行する装置及びその装置の動作を制御するコンピュータプログラムに関する。

20

## 【 0 0 1 7 】

医療用超音波イメージングのための装置は：

- トランスジューサ要素のアレイを有するトランスジューサと、
  - 複数の送信ビームとして対象組織のボリュームに前記トランスジューサで超音波エネルギーを送信する送信器と、
  - 前記超音波エネルギーに应答してそのボリュームから前記トランスジューサで超音波エコーを受信し、受信された超音波エコーを表す受信信号を生成する受信器と、
  - 前記送信ビームの各々について少なくとも 1 つの受信ビームを形成し、前記受信ビームにおける超音波エコーを表す画像データを生成するように、前記受信信号を処理する受信ビーム成形器と、
  - 第 1 の分解能で心周期の間にボリュームを表す画像データの取得及び第 2 のより高い分解能で心周期の間にそのボリュームのセクタを表す画像データの取得を制御するように備えられている回路と、
  - そのボリュームのセクタの第 1 分解能画像データ及び第 2 分解能画像データを比較するコンピュータと、
- を有する。前記比較の関数として、その装置は、そのセクタの三次元超音波第 2 分解能画像データを有効にし、そのセクタを更に処理するように備えられている。

30

## 【 0 0 1 8 】

更に、超音波データの記憶のためのメモリ、ディスプレイ及びユーザ入力部等の他の構成要素が備えられることが可能である。ビーム成形器は、一の空間分解能で三次元ボリュームを走査するように動作し、より高い空間分解能でその三次元ボリュームのサブボリューム又はセクタ内を走査する。例えば、走査周波数、イメージング帯域幅、装置のサイズ、装置の位置、アポダイジングの種類、走査形状及び走査線密度の 1 つ又はそれ以上が走査される。より高い周波数、より大きい開口及びより高密度の走査線密度で、サブボリューム又はセクタがより高い空間分解能を用いて走査される。より低い分解能ボリュームが、同様の領域をより高い空間分解能でより高速に走査されることが可能である。

40

## 【 0 0 1 9 】

ビーム成形器は、水平方向の広がり、走査位置又は分解能を変えるように、送信イベントと受信イベントの間において、開口、周波数、アポダイゼーションプロファイル、遅延

50

プロフィール及びそれらの組み合わせ等のパラメータ間で切り換えるように動作する。ビーム形成パラメータ間で切り換えることにより、走査パターンの種々の組み合わせの何れか、例えば、第1分解能モード、例えば、第1心周期の間のより低い分解能で全体の三次元ボリュームを走査し、次いで、第2分解能モード、例えば、他の心周期の間のより高い分解能でサブボリューム又はセクタを走査することが提供されることが可能である。

【0020】

その装置は、一の分解能モードから第2の高い分解能モードへのビームスプリッタの切り換えを制御するコンピュータプログラムであって、例えば、ECG (Electro Cardio Gramの略語) センサにより供給される心周期信号と画像データの取得を同期し、本発明に従った方法の複数のステップを実行する、コンピュータプログラムを用いることが可能である。

10

【0021】

ビーム形成器信号は、下記のように、図1A及び1B (図1Bにおいては、セクタ $VS_1$ 、 $VS_2$ 、 $VS_3$ 及び $VS_4$ はそれぞれ、 $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$ 及び $S_4$ と命名されている) に示す画像ボリューム(V)の異なるボリュームセクタ( $VS_i$ )について、及び図3に示す心周期 $C_k$ の異なる心位相( $CP_j$ )について、画像データを記憶する画像データバッファに記憶されることが可能である。

【0022】

ボリューム(V)は、トランスジューサアレイに中心付けられた頂点を有する円錐形状を有することが可能である。好適な本発明のアプリケーションは心臓イメージングである。心臓イメージングを容易にするように、ボリューム(V)は、患者の心臓をイメージングする三次元セクタ( $VS_i$ )に分割されることが可能である。

20

【0023】

それ故、例えば、それらのセクタの断面は、正方形、長方形、円又は不規則な形状であることが可能である。更に、異なるセクタが、単一のボリュームにおいて異なる大きさ及び形状を有することが可能である。

【0024】

所定のボリュームについて、セクタの大きさ、形状及び数の選択は、下記のように特定の心位相の間の画像データ取得について有効な時間に部分的に基づくことが可能である。

【0025】

ボリューム自体は円錐形に限定されず、多様な異なる形状及び大きさを有することが可能であることを理解することができる。例えば、そのボリュームは、ピラミッド形状又はピラミッド台形状であることが可能である。ボリュームの大きさ及び形状の選択は、アプリケーション及び用いられるトランスジューサの種類に依存することが可能である。

30

【0026】

本発明の特徴は、患者の心周期と同期する1つ又はそれ以上のセクタについての画像データの取得に基づくものである。ECG波形の実施例を図3に示す。図3の実施例において、ECG波形は、860ミリ秒毎の心拍を示している。その心周期は、イメージングについての心位相に分割されることが可能である。一実施例においては、約43ミリ秒毎の心位相 $CP_j$ が用いられることが可能である。心位相持続期間の選択は、典型的には、心臓が著しく動かない最大の時間に基づいている。より多い又はより少ない心位相が用いられることが可能である。

40

【0027】

患者のECG波形は画像データ取得をトリガするように用いられ、それ故、データ取得は各々の患者の心周期に対して同期される。より具体的には、画像データ取得は心周期の特定の位相に対して同期される。更に、画像データは、各々の心周期の各々の位相の間に取得されることが可能である。各々の心位相の間に取得される画像データ量は、心位相の持続時間及び画像データ取得速度の関数である。

【0028】

ボリュームを構成するセクタ数についての画像データの取得について、図4を参照して

50

説明する。ボリューム (V) は、セクタ (VS1 乃至 VS4) を有するように規定されている。各々の心周期 Ck は、心位相 (CP0 乃至 CP19) を有するとして規定されている。画像データは、例えば、4つの心周期 C0 乃至 C3 の間に取得される。この表記法を用いて、ボリューム (V) についての画像データ  $f^r V_{C_{P0}-C_0}$  は、第1分解能 (fr) で心周期 C0 の心位相 CP0 の間に取得される。画像データ  $f^r V_{C_{P1}-C_0}, \dots, f^r V_{C_{P19}-C_0}$  は、心周期 C0 の心位相 CP1 乃至 CP19 の間に取得される。

【0029】

その記述において、 $f^r (V_{C_{Pj}-C_0}) S_i = FR_{S_i}$  は、セクタ (Si) に対応するデータの部分を指定し、第1心周期 C0 の位相 CPj の間に第1分解能でボリューム (V) について取得される。ボリュームセクタ VS1 についての画像データ  $f^r VS1_{C_{P0}-C_1}, f^r VS1_{C_{P1}-C_1}, \dots, f^r VS1_{C_{P19}-C_1}$  は、心周期 C1 の心位相 (CP0 乃至 CP19) の各々の間の第2分解能で同様に取得される。続いて、 $f^r VS_{C_{Pj}-C_k} = SR_i$  は、心周期 Ck の心位相の間にセンサ Si において行われる第2分解能取得の画像データを指定する。

10

【0030】

図4に示す本発明の方法に従って、比較が所定の条件を満足するとき、同じセクタ Si の第1の  $f^r (V_{C_{Pj}-C_0}) S_i$  及び第2の  $s^r VS_{C_{Pj}-C_0}$  画像データは、セクタを表す三次元超音波第2画像データを有効にするように、この条件と比較される。

20

【0031】

各々の SR セクタ (SRi) は FR 取得 (FRSi) と比較される (1)。一実施形態においては、異なるセクタの確認 (2) は、次式のように差の二乗の総和で、FR セクタ及び SR セクタの画像データ間の類似性 Ti を演算することにより実行される。

【0032】

【数1】

$$T_i = \min_{T_i} \sum_{\forall x \in (FR \cap SR)} (FR_{Si}(x) - SR_i(x))^2$$

その総和が所定値を上回らない場合、第2分解能の画像データは装置のメモリに保存され (3)、ディスプレイに直接、表示される。同様のセクタの新しい取得が後続の心周期の開始時にトリガされない場合、画像データがその条件を満足するまで、又は所定の取得数が成功裏に取得されなくなるまで、同様のセクタにおいて及びこの最後の場合に、警告信号がオペレータに送信される。警告信号はまた、上記の総和が所定値を上回るとすぐ、出力される。本方法の一有利点は、アーティファクトなしに高分解能の大きい画像ボリュームを得ることである。

30

【0033】

図4に示す実施例のように、 $(f^r V_{C_{Pj}-C_0}) S_2$  と  $s^r VS_{C_{P0}-C_2}$  との間の比較の間に、上記の総和が所定値を上回る場合、心周期 C2 の間に得られた第2分解能の画像データは装置のメモリには保存されない (3)。新しい取得が、画像データがその条件を満足するまで、心周期 C3 の間に、トリガされ (4)、実現され、又は、複数の非成功裏の取得が試みられる。

40

【0034】

更に、心周期 Ck の第1位相の間に取得される所定数の画像データ  $s^r VS_{C_{Pj}-C_k}$  が条件に適合し、残りの位相の間の残りの画像データの取得が条件に適合しない場合、そのシステムは、それらの非適合性の又は有効でない取得を補間することが可能であり、それ故、後続の心周期の間に同じセンサの残りの位相について新しい取得を開始することを回避する。実際には、画像データは、条件に適合しない画像データを保管するように用いられることが可能である。換言すれば、条件に適合しない画像データは、条件に適合しない画像データと同じ位置に位置付けられるように再演算されることが可能である。

【0035】

50

代替として、条件に適合しない画像データは、その条件に到達するまで、それらの画像データを異なるように位置付けるように、再演算されることが可能である。そのような方法において、他の取得はまた回避され、そのボリュームにおけるセクタの適切な位置決めは、各々の無効のセクタの画像データの再演算により実現される。

【0036】

前記方法は、十分な心周期数、例えば、6つC0乃至C5の間に用いられる。第1周期C0は、ボリューム(V)における第1分解能取得について用いられ、例えば、1つのボリュームセクタ(例えば、S2)は新しい取得を必要とすると仮定して、5つの他の周期C1乃至C5が4つのセクタ(S1乃至S4)を取得するために必要であり、それ故、4つのボリュームセクタについての画像データは、条件に適合する画像データを供給する心周期の心位相CP0乃至CP19の各々の間に取得される。

10

【0037】

それ故、本発明においては、全ボリューム取得処理においてもたらされる潜在的な接続アーティファクトを克服するようにロバストは取得プロトコルを記述することができる。

【0038】

SR画像データとFR画像データとの間の最終的な差分が特定の閾値を上回る場合、オペレータは、取得においてアーティファクトが存在する可能性があることが警告されることが可能である。更に、セクタからセクタへのシームレスな移行における後続の確認が、勾配画像アルゴリズム又は他の類似する低レベルの画像処理アルゴリズムの検査により実行されることが可能である。

20

【0039】

本発明の実施形態に従って、少なくとも2つのセクタが部分的に重なり合うように、セクタが選択される。この状態については、図1Bに示されている。アーティファクトが存在しない場合、重なり合った領域における画像データは、2つの部分的に重なり合ったセクタについて同じである必要がある。その結果、重なり合った領域における画像データが一のセクタから他の連続的な且つ重なり合うセクタへと異なる場合、このことは、アーティファクトが存在しないことと、前記連続的なセクタが無効であり、更に処理される必要があることとを意味する。

【0040】

この改善に従って、重なり合う部分の比較が、次式のように、二乗の差の総和において、セクタ間の類似性を演算することにより実行されることが可能であり、

30

【0041】

【数2】

$$T_i = \min_{T_i} \sum_{\forall x \in (SR_i \cap SR_{i+1})} (SR_i(x) - SR_{i+1}(x))^2$$

ここで、 $T_0$ は同一性であると仮定されている(第1セクタは参照としての役割を果たす)。

【0042】

この改善は、アーティファクトの有無の更なる変化として用いられることが可能であるため、最終画像におけるアーティファクトの更なる改善された低減を可能にする。

40

【0043】

他の実施形態においては、取得順序がまた、重要である。FR取得が最初に行われる場合、複数のSRセクタ画像データは、それらが取得されている限り、全ての取得が終了されるまで待機する必要なく、比較されることが可能である。しかしながら、他の取得順序も可能である。FRボリュームが中間において取得される、即ち、2つのSR取得が、即ち、FR取得及び残りの2つのSR取得が実行される場合、LR取得は全てのSR取得に近接していて、それ故、それらの取得における連続的なドリフトが存在する場合に、アーティファクトの確率を減少させることができる。

【0044】

50

心位相の各々において心臓を表す三次元画像を得ることにより、多様な情報を得ることができる。連続的な心位相における心臓の三次元画像が、心臓の動きを表すように時間の関数として表示されることが可能である。拡張末期及び収縮末期を識別するように、及び他の診断を実行するように、動画を用いることが可能である。選択された心位相についての画像は、改善された解析のための好ましい方向に対して回転されることが可能である。画像解析技術が、左心室の最大ボリューム及び最小ボリュームを定量化するように用いられることが可能である。この情報から、排出ボリューム及び排出割合が演算される。

【0045】

本発明は、二乗の差の総和に基づく類似性の演算に限定されるものではない。他の類似性のメトリクス、例えば、絶対値の差、規格化された補正又は規格化されたマニュアル情報の総和等を用いることが可能である。

10

【0046】

用語“を有する”及びその用語の派生表現は、何れかの請求項に記載された要素以外の何れかの要素の存在を排除するものではないことは明らかである。要素の単数表現は、その要素の複数の存在を排除するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1a】三次元ボリュームの断面図である。

【図1b】セクタに分割された三次元ボリュームの断面図である。

【図2】アーティファクトが表示された三次元ボリュームの模式図である。

【図3】20個の心位相に分割されたECG波形を示す図である。

【図4】本発明に従った画像の取得についてのフロー図である。

20

【図1A】

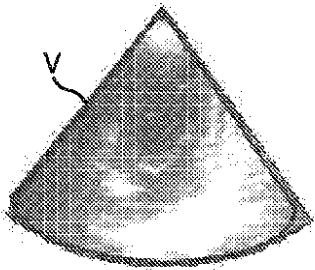


FIG. 1A

【図1B】

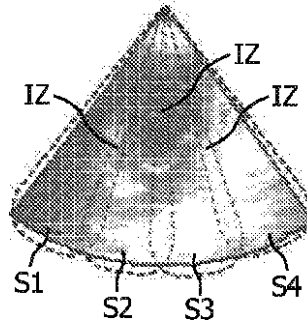


FIG. 1B

【 図 2 】

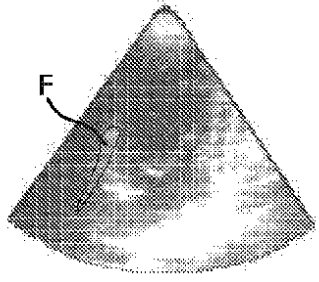


FIG. 2

【 図 3 】

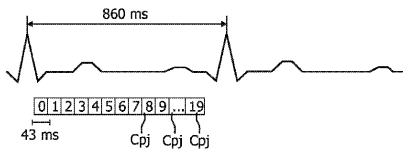


FIG. 3

【 図 4 】

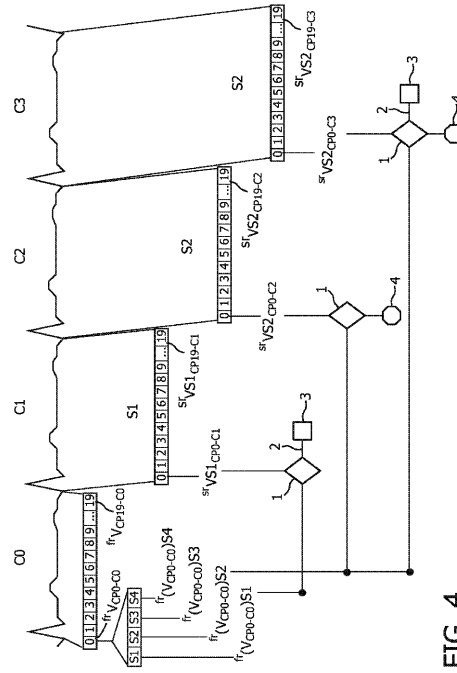


FIG. 4

【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成20年12月25日 (2008.12.25)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

医療用超音波イメージングのための方法であって：

a) 患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第1超音波画像データを第1分解能で取得するステップ；

b) 前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第2超音波画像データを、前記第1分解能より高い第2分解能で取得するステップ；

c) 前記第1超音波画像データと前記第2超音波画像データとの間の類似性を検出するように前記セクタの前記第1超音波画像データ及び前記第2超音波画像データを比較するステップであって、該比較の関数として、前記第1超音波画像データ及び前記第2超音波画像データが実質的に類似している場合又は類似していない場合に、三次元超音波第2画像データを有効にし、前記セクタを更に処理する、ステップ；

を有する医療用超音波イメージングのための方法。

【 請求項 2 】

請求項1に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記第1超音波画像データと前記第2超音波画像データを比較する前記ステップは、二乗の差の総和、絶対値の差の総和、規格化された補正又は規格化された相互情報の1つに従って類似性を演算するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記データを有効にするステップは、メモリに登録するステップ、又は前記セクタの前記第 2 超音波画像データをディスプレイに表示するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記セクタを更に処理する前記ステップは、前記セクタの新しい第 2 分解能の超音波画像データを取得するステップ及び前記比較するステップを繰り返すステップ、又は前記三次元超音波画像データを補間するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記ボリュームは患者の全体的な心臓欠陥組織であり、前記方法は、前記患者の複数の心周期の間に複数のセクタを表す複数の第 2 超音波画像データを前記第 2 分解能で取得するステップを有し、前記複数のセクタは前記の患者の全体的な心臓欠陥組織をカバーする、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 6】

請求項 5 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、前記少なくとも 2 つのセクタは部分的に重なり合っている、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 7】

請求項 5 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、ボリューム又はセクタを取得する前記ステップは、心周期の複数の位相の間の画像データの取得を有し、前記比較するステップは、心周期の間に第 1 分解能で取得されたセクタの前記画像データを同じ心周期の間に第 2 分解能で取得された同じセクタの前記画像データと比較する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 8】

請求項 1 に記載の医療用超音波イメージングのための方法であって、更に処理する前記ステップは、警告信号を出力するステップを有する、医療用超音波イメージングのための方法。

## 【請求項 9】

医療用超音波イメージングのための装置であって：

患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第 1 超音波画像データを第 1 分解能で取得し、

前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第 2 超音波画像データを、前記第 1 分解能より高い第 2 分解能で取得する、

ように備えられている取得システム；並びに

前記セクタの前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データを比較する比較器であって、前記装置は、前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データが類似している場合には、前記第 2 超音波画像データに適合され、そうでない場合には、更に処理される、比較器；

を有する装置。

## 【請求項 10】

医療用超音波イメージング装置を制御するコンピュータプログラムであって：

患者の心周期の間に対象組織のボリュームを表す第 1 超音波画像データの第 1 分解能での取得を制御するステップ；

前記患者の他の心周期の間に前記ボリュームの三次元セクタを表す第 2 超音波画像データの、前記第 1 分解能より高い第 2 分解能での取得を制御するステップ；並びに

前記セクタの前記第 1 超音波画像データ及び前記第 2 超音波画像データを比較するステップ；

を実行するコンピュータプログラム。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/052336

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T7/00 G01S15/89 A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T G01S A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2005/228280 A1 (USTUNER KUTAY F [US] ET AL) 13 October 2005 (2005-10-13) cited in the application  paragraphs [0037] - [0042] figures 4,5	9,10  1-8
X A	US 2004/193042 A1 (SCAMPINI STEVEN [US] ET AL) 30 September 2004 (2004-09-30)  paragraphs [0041], [0043] figure 13	9,10  1-8
A	US 2006/020204 A1 (SERRA LUIS [SG] ET AL) 26 January 2006 (2006-01-26) figure 4	1-10
<input 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 document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, 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  12 October 2007		Date of mailing of the international search report  24/10/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Willig, Hendrik

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No  
PCT/IB2007/052336

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005228280	A1	13-10-2005	NONE
US 2004193042	A1	30-09-2004	NONE
US 2006020204	A1	26-01-2006	NONE

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ジェラルド, オリヴィエ  
フランス国, 75008 パリ, ソシエテ・シヴィル・エスペーイーデー内

(72)発明者 デルソ, ガスパル  
フランス国, 75008 パリ, ソシエテ・シヴィル・エスペーイーデー内

(72)発明者 アラン, パスカル  
フランス国, 75008 パリ, ソシエテ・シヴィル・エスペーイーデー内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE04 FF08 JB36 JB45 JB51 JC21 LL38

专利名称(译)	用于三维超声成像的方法，设备和计算机程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009540911A</a>	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2009516040	申请日	2007-06-19
[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	ソレルパウ ジェラルールオリヴィエ デルソガスパル アランパスカル		
发明人	ソレル,パウ ジェラルール,オリヴィエ デルソ,ガスパル アラン,パスカル		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/543 G01S7/52085 G01S7/52088 G01S15/8993 G06T7/0012 G06T7/33 G06T2207/10136 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC21 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2006300720 2006-06-23 EP		
其他公开文献	JP5271262B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种用于医学超声成像的方法和设备。在心动周期期间以第一分辨率获取整个器官的三维图像数据。在另一个心动周期期间以第二较高分辨率获取器官的扇区的三维图像数据。对数据进行比较，以便允许该部门相对于整个器官进行登记。

