

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-86767

(P2008-86767A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-253095 (P2007-253095)
 (22) 出願日 平成19年9月28日 (2007. 9. 28)
 (31) 優先権主張番号 11/538, 244
 (32) 優先日 平成18年10月3日 (2006. 10. 3)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC COMPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聰志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元及び4次元コントラスト撮像のためのシステム及び方法

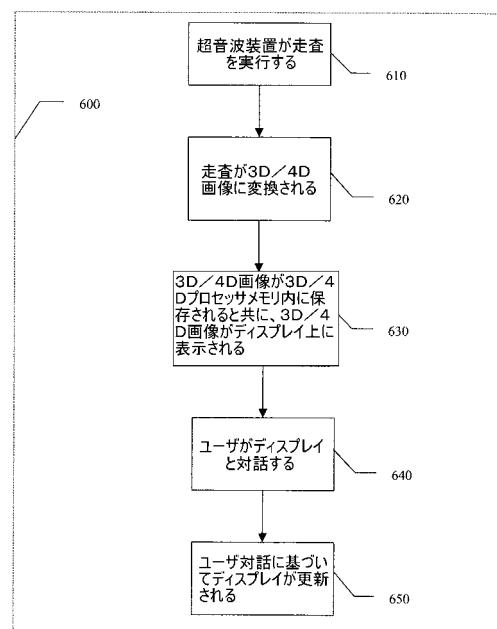
(57) 【要約】

【課題】超音波テクノロジーを用いた3D/4D画像に
対してコントラスト撮像を適用し診断の確度及び効率を
向上させるためのシステム及び方法を提供する。

【解決手段】コントラスト強調薬剤により3D及び/または4D超音波画像を強調させており、この際超音波装置(110)により超音波画像データを収集すると共に、プロセッサ(130)によって該超音波画像データを
コントラスト強調薬剤を用いたコントラスト強調3D及び/または4D画像に変換する。様々な別の実施形態は
さらに、CTI画像データを作成するように適応させ得る
CTIプロセッサ(160)、及び/またはTIC画像データを作成するように適応させ得るTICプロセッサ(170)を含む。

【選択図】図6

FIGURE 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像データを収集するための超音波装置（110）と、
超音波画像データをコントラスト強調3次元（3D）または4次元（4D）画像に変換
するためのプロセッサ（130）と、
を備える超音波撮像システム（100）。

【請求項 2】

CTI画像データを作成するように適応させたコントラスト断層撮像（CTI）プロセッサ（160）と、
TIC画像データを作成するように適応させた時間強度曲線（TIC）プロセッサ（170）と、
のうちの少なくとも一方をさらに備える請求項1に記載の超音波撮像システム（100）
。

【請求項 3】

超音波画像を収集するための方法であって、
超音波画像データを収集する工程と、
超音波画像データを3次元（3D）または4次元（4D）コントラスト強調画像に変換
する工程と、
を含む方法。

【請求項 4】

CTI画像データを作成するように適応させたコントラスト断層撮像（CTI）プロセッサ（160）と、
TIC画像データを作成するように適応させた時間強度曲線（TIC）プロセッサ（170）と、
のうちの少なくとも一方を提供する工程をさらに含む請求項3に記載の方法。

【請求項 5】

超音波画像データを3Dまたは4Dコントラスト強調画像に変換するためにコントラスト強調薬剤を提供する工程をさらに含む請求項3に記載の方法。

【請求項 6】

CTI画像データを作成するように適応させたコントラスト断層撮像（CTI）プロセッサ（160）と、
TIC画像データを作成するように適応させた時間強度曲線（TIC）プロセッサ（170）と、
のうちの少なくとも一方を提供する工程をさらに含む請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

超音波画像データを3Dまたは4Dコントラスト強調画像に変換するためにコントラスト強調薬剤を提供する工程と、
コントラスト強調画像を用いて超音波画像データを3Dまたは4Dコントラスト強調画像に変換する工程と、
をさらに含む請求項3に記載の方法。

【請求項 8】

CTI画像データを作成するように適応させたコントラスト断層撮像（CTI）プロセッサ（160）と、
TIC画像データを作成するように適応させた時間強度曲線（TIC）プロセッサ（170）と、
のうちの少なくとも一方を提供する工程をさらに含む請求項7に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は全般的には、ヘルスケア環境における3次元（3D）及び4次元（4D）コン

10

20

30

40

50

トラスト撮像に関する。具体的には本発明は、超音波テクノロジーを用いた3D / 4D画像に対してコントラスト撮像を適用し診断の確度及び効率を向上させるためのシステム及び方法に関する。ユーザは以前の検査からの患者画像に基づいて患者の画像を観察することが可能である。

【背景技術】

【0002】

臨床またはヘルスケア環境は要求が厳しい込み入った環境である。したがって、超音波テクノロジーを用いた3D / 4D画像に対してコントラスト撮像を適用し、目下のまたは以前の検査からの患者画像に基づいてユーザが患者の画像を観察できるように効率を改善させると極めて望ましいことになる。さらに、3D及び/または4Dコントラスト撮像を用いて患者をより正確に診断する能力は、施術者及び/または技師並びに患者にとって大きな価値がある。

10

【0003】

超音波は、産科撮像、並びに例えればとりわけ腎臓結石、末梢血管疾患、頸動脈狭窄（脳卒中の原因となり得る）、深部静脈血栓（脳卒中、冠動脈閉鎖、肺動脈塞栓症の原因となり得る）の処置及び/または発見において重要な役割を果たす。超音波はまた、例えればバイオプシーやドレナージなどの画像ガイド下介入で用いられる。

20

【0004】

超音波テクノロジーは高周波数音波を用いて身体内の軟部組織構造をリアルタイムで視覚化する。超音波画像は静的な2次元（2D）画像として観察されてきた。しかし現行のテクノロジーでは、3D画像とリアルタイム観察の3D画像（すなわち、4D画像）の両方が利用可能である。

20

【0005】

3D / 4D撮像によれば、2Dテクノロジーに比べて幾つかの利点を提供することができる。例えば、超音波画像を3D / 4Dで観察すると、診断過程に特有の情報及び視点を提供することによって診断過程を大きく強化することが可能である。3D / 4D像がより明瞭になることにより複雑な構造に対してより容易な判断を提供できるため、3D / 4D画像を利用すると不正確な診断を大幅に低下させることができる。3D / 4Dテクノロジーをボリュームデータと結合させれば関心対象組織を複数の角度から解析することが可能となる。3D / 4Dテクノロジーを用いると、2D走査では可能でなかったコロナリ像及び解剖学的ビューを得ることが可能となる。さらに、3D / 4Dテクノロジーによればボリュームデータからの視点の増大を通じて完全な検査が可能となるため、診断を効果的に行えるようより良好な定性情報及び定量情報を得ることが可能となる。3D / 4D撮像を用いると、すべての観察面が再現可能（すなわち、バーチャルな患者）となる。3D / 4Dテクノロジーによれば、検査時間の短縮、患者待機時間の短縮、並びに全体の検査手順の高速化を可能にすることができる。

30

【0006】

さらに4D撮像は、別の3D撮像診断過程と比べてさらに別の利点を提供することができる。4Dテクノロジーによれば、動いている対象物や臓器に対するリアルタイムの診断を実施することができる。4D撮像は胎児診断の確度を向上させ得ることがある。これは例えば、胎児の成長に関する結論を定めることを可能にするような胎児の運動パターンの観察を施術者及び/または技師に対して可能とさせることによっている。超音波ガイド下バイオプシーでは、4Dテクノロジーにより3つすべての画像面において針の動きをリアルタイムで完全制御するために、診断確度を大幅に向上させることができる。

40

【0007】

3D / 4D超音波撮像テクノロジーは今日、多くの超音波システム上で利用可能となっている。しかし、超音波コントラスト撮像を用いた3D / 4Dテクノロジーの利用に対しては大きな臨床的恩恵が存在する。コントラスト撮像によれば極めて細い血管内の血流が視認可能となる。コントラスト撮像では、静脈を通過する血管内にコントラスト薬剤が注入される。一般に、身体内でコントラスト薬剤が継続するのはわずか数分間である。コン

50

コントラスト撮像は注入後直ちに実施される。病変を検出し分類するためにはコントラスト強調剤の動的変化が用いられる。超音波トランスジューサは、コントラスト薬剤が身体内にある全体時間にわたり病変上に維持しておく必要がある。3D / 4Dコントラスト撮像によればボリューム全体においてコントラスト情報を取り込めるため、ユーザは腫瘍の周囲の血管像を視覚化することが可能となる。さらにこれによれば、標的の病変上に超音波トランスジューサを維持することが容易になる。3D及び/または4D画像を用いたコントラスト撮像によれば、施術者及び/または技師はコントラスト強調を監視することによって腫瘍をより容易に特定することが可能となる。

【特許文献1】米国特許第6688177号

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

3D / 4Dテクノロジーは、患者内の異常の検出及び視覚化を支援するために医学専門スタッフによって利用される。3D / 4D画像を用いたコントラスト撮像は、医学専門スタッフが患者の診断を適正、有効かつ効率的に行うために必要となることがある。超音波テクノロジーを用いた3D / 4D画像に対してコントラスト撮像を適用するためのシステム及び方法によれば超音波検査の効率及び確度が向上する。したがって、診断確度の改善、並びに目下のまたは以前の検査からの患者画像に基づいて施術者及び/または技師が患者の画像を観察できるような効率の改善が得られるように超音波テクノロジーを用いた3D / 4D画像に対してコントラスト撮像を適用するためのシステム及び方法に対する要求が存在する。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の機構に関するある種の実施形態では、超音波撮像システムは、超音波画像データを収集するための超音波装置と、超音波画像データをコントラスト強調3D及び/または4D画像に変換するためのプロセッサと、を備える。本システムはさらに、CTI画像データを作成するように適応させることができるCTIプロセッサ、及び/またはTIC画像データを作成するように適応させることができるTICプロセッサを備えることがある。

30

【0010】

別の実施形態では、超音波画像を収集するための方法は、超音波画像データを収集するための超音波装置を提供する工程と、超音波画像データを3D及び/または4Dコントラスト強調画像に変換するためのプロセッサを提供する工程と、を含む。本方法はさらに、CTI画像データを作成するように適応させることができるCTIプロセッサ、及び/またはTIC画像データを作成するように適応させることができるTICプロセッサを提供する工程を含むことがある。

【0011】

また別の実施形態では、3D及び/または4Dコントラスト強調超音波画像を収集するための方法は、コントラスト強調薬剤を提供する工程と、超音波画像データを収集するための超音波装置を提供する工程と、コントラスト強調薬剤を用いて超音波画像データを3D及び/または4Dコントラスト強調画像に変換するためのプロセッサを提供する工程と、を含む。

40

【0012】

別の実施形態では、3D及び/または4Dコントラスト強調超音波画像を収集するための方法は、超音波画像データを収集する工程と、超音波画像データを3次元(3D)または4次元(4D)コントラスト強調画像に変換する工程と、を含む。

【0013】

さらにまた別の実施形態では、3D / 4Dコントラスト撮像システムは画像データを収集するための超音波装置を含むことがある。本システムはさらに、画像データを、3D画像と4D画像の1つまたは幾つかであるような1つまたは複数のコントラスト強調画像に

50

変換するための 3D / 4D プロセッサを含むことがある。さらに本システムは、i) 1つまたは複数のコントラスト強調画像、ii) CTI プロセッサを用いた1つまたは複数の再構成 CTI 画像、及び / または iii) TIC プロセッサを用いた1つまたは複数の TIC 曲線を表示するように適応させた1つまたは複数のディスプレイを含むことがある。本システムはさらに、画像データを保存することが可能な1つまたは複数の記憶サーバを含むことがあり、この画像データは、コントラスト強調画像（複数のこともある）、CTI 画像データ、TIC 画像データ、再構成 CTI 画像（複数のこともある）、及び / または TIC 曲線（複数のこともある）を含む。

【0014】

追加的な実施形態では、3D / 4D 画像に対してコントラスト撮像を適用するための方法は、超音波装置が収集した画像データを3D 画像及び / または 4D 画像であるような1つまたは複数のコントラスト強調画像に変換する工程を含む。本方法はさらに、CTI プロセッサを用いた1つまたは複数のコントラスト強調画像に基づいた1つまたは複数の再構成 CTI 画像、及び / または TIC プロセッサを用いた1つまたは複数のコントラスト強調画像に基づいた1つまたは複数の TIC 曲線を作成する工程を含むことがある。さらに本方法はまた、コントラスト強調画像（複数のこともある）、再構成 CTI 画像（複数のこともある）、及び / または TIC 曲線（複数のこともある）を1つまたは複数の記憶サーバ内に保存する工程を含むことがある。本方法はさらに、コントラスト強調画像（複数のこともある）、再構成 CTI 画像（複数のこともある）、及び / または TIC 曲線（複数のこともある）を表示する工程を含むことがある。

10

20

30

【0015】

またさらに別の実施形態は、コンピュータに対する命令の組を含んだコンピュータ読み取り可能記憶媒体を含む。ある種の実施形態ではその命令組は、超音波装置が収集した画像データを3D 画像及び / または 4D 画像であるような1つまたは複数のコントラスト強調画像に変換するための画像変換ルーチンを含む。この命令組はさらに、CTI プロセッサを用いて1つまたは複数のコントラスト強調画像に基づいて1つまたは複数の CTI 画像を再構成するための再構成ルーチンを含むことがある。さらにこの命令組はまた、TIC プロセッサを用いた1つまたは複数のコントラスト強調画像に基づいて1つまたは複数の TIC 曲線を作成するための作成ルーチンを含むことがある。この命令組はさらに、コントラスト強調画像（複数のこともある）、CTI 画像（複数のこともある）、及び / または TIC 曲線（複数のこともある）を保存するための記憶ルーチンを含むことがある。この命令組はさらに、コントラスト強調画像（複数のこともある）、CTI 画像（複数のこともある）、及び / または TIC 曲線（複数のこともある）を表示するための表示ルーチンを含むことがある。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

上述した要約、並びに本発明のある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。本発明の例証を目的として、図面ではある特定の実施形態を示している。しかし本発明は、添付の図面に示した配置や手段に限定するものではないことを理解すべきである。

40

【0017】

図1は、本発明の一実施形態により用いられる3D / 4D コントラスト撮像システム100を表している。システム100は、超音波装置110と、画像プロセッサ120及び / または3D / 4D プロセッサ130と、3D / 4D プロセッサメモリ140と、ボリューム信号プロセッサ150と、コントラスト断層撮像（CTI）プロセッサ160と、時間強度曲線（TIC）プロセッサ170と、ボリューム計測プロセッサ180と、ディスプレイ190と、を含む。CTI プロセッサ160は例えばとりわけ、画像カット信号処理レベルコンポーネント162、時間ボリューム表示 CTI 画像再構成コンポーネント164、時間平面表示 CTI 画像再構成コンポーネント166、及び / または空間 CTI 画像再構成コンポーネント168を含むことがある。システム100のこれらのコンポーネ

50

ントは、コンピュータ、医用システム、記憶デバイス、カスタムプロセッサ及び／または別の処理ユニットなどの1つまたは複数の処理ユニット上で有線式及び／またはワイヤレス式接続を介して連絡することができる。システム100はソフトウェア及び／またはハードウェアの形で実現されることがある。ある種の実施形態では、3D／4Dコントラスト撮像システム100を単一のユニットに一体化させており、また様々な形態で一体化されることがある。一実施形態では、システムのユーザは、医師、音波検査者、施術者、技師、別の病院スタッフ、その他であることがある。したがってその技術的効果は、3D及び／または4D超音波撮像におけるコントラスト薬剤を用いた強調診断機構である。

【0018】

システム100は、超音波テクノロジーを用いた3D／4D画像に対してコントラスト撮像を適用し、診断確度の改善、並びに以前の検査からの患者画像に基づいて施術者及び／または技師が患者の画像を観察できるような効率の改善を得るために解決法を提供するために使用することができる。音波検査者、施術者、技師、あるいは超音波検査を実施する別の病院スタッフは3D及び／または4D画像を用いることが多い。これらの画像は、異常の検出及び視覚化に関して医師を支援するような解剖構造に関する像を提供することが可能である。3D及び／または4D画像を収集する間に身体内にコントラスト薬剤を注入して使用すると、医師や施術者が患者異常にに関する診断の支援を受けることによって大きな臨床的恩恵が提供される。例えばコントラスト撮像では、極めて細い血管内の血流が視認可能となる。コントラスト強調剤の変化を時間の関数として監視すると、例えば腫瘍の特定及び分類に関して重要な診断情報を提供することが可能である。一実施形態では、3D及び／または4D画像の例には、例えばとりわけ多重平面画像、曲線面画像、ボリュームレンダリング画像、fly-through画像ビュー、fly-around画像ビュー、最大強度投影、及び最小強度投影が含まれる。例えばとりわけサジタル像とコロナル像が、本発明の一実施形態による多重平面画像ビューの例である。当業者であれば、多くの種類の3D及び／または4D画像、並びにそこからのビューの部分組が存在することを理解されよう。言及した3D／4D画像及びビューの種類は一例であり、本発明を限定しようとするものではない。

【0019】

一実施形態では超音波装置110は、超音波トランスデューサを電子式、機械式及び／または手動式で制御し関心領域のボリューム画像をスイープすることによって3Dまたは4D画像を収集する。単一ボリュームの収集によって1つの3D画像が形成される。ある時間量以内に多重ボリューム画像を収集すると1つの4D画像が形成される。その画像が電子式または機械式に収集されている場合、ユーザは例えば、ディスプレイ190を用いて超音波トランスデューサが使用する情報を入力して超音波検査を実施することができる。例えば、ディスプレイ190を用いて電子式または機械式超音波検査を実施して超音波トランスデューサを制御する場合、ユーザはこのディスプレイを用いて、例えばとりわけ関心領域、収集ボリュームの角度、収集品質（収集時間により指令される）、主要収集面（例えば、長手方向か横断方向か）、収集するのが3D画像か4D画像かのうちの1つまたは幾つかを決定することができる。一実施形態では、コントラスト薬剤を動脈に入れたときにコントラストを用いた超音波検査を実施する間では、血管全体のコントラスト画像が得られるように探触子スイープ方向を血流の方向と一致させることができる。4Dコントラスト撮像では、少なくともその早期フェーズにおいて、その探触子を単一指向性にスイープさせ、ユーザが血流を基準としてスイープ方向を制御できるようにすることができる。

【0020】

一実施形態では、ディスプレイ190は例えばとりわけ、超音波検査の結果作成された画像に関する観察及び対話のためにユーザにより使用されており、また超音波装置110を電子式で制御する場合、ディスプレイ190は超音波検査の実施のために使用されることがある。ある検査からの画像は、ディスプレイ190上にある（あるいは、ディスプレイにアクセス可能な）プログラムまたはアプリケーションであるような画像ビューア上に表示されることがある。一実施形態では、3D及び／または4D画像は例えばとりわけ、

10

20

30

40

50

断面像として表示させること（すなわち、独立の直交する3つの3D / 4D面のそれぞれを2Dで観察すること）、及び／または3D / 4Dボリュームレンダリング画像として表示させることが可能である。検査からの画像を観察しながらユーザは、例えばとりわけボリューム信号プロセッサ150、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170、及び／またはボリューム計測プロセッサ180に関連付けされた1つまたは複数のアプリケーションを用いて、例えば画像ビューの変更、画像内に生じ得る異常の位置特定のための画像情報の絞り込み、及び／または時間強度曲線400のグラフ作成（4D画像の場合）を行うことがある。ボリューム信号プロセッサ150、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170、及び／またはボリューム計測プロセッサ180に関連付けされたディスプレイ190上にある（あるいは、ディスプレイにアクセス可能な）プログラムまたはアプリケーションであるような1つまたは複数のアプリケーションは、画像ビューアと一体化されることや、別のアプリケーションとすることがある。一実施形態では、ディスプレイ190は例えばとりわけ、画像プロセッサ120及び／または3D / 4Dプロセッサ130、3D / 4Dプロセッサメモリ140、ボリューム信号プロセッサ150、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170、並びに／あるいはボリューム計測プロセッサ180も包含することがある。画像プロセッサ120及び／または3D / 4Dプロセッサ130、ボリューム信号プロセッサ150、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170、並びにボリューム計測プロセッサ180は、3D / 4Dプロセッサメモリ140、あるいはPACSワークステーションその他のワークステーションなどのディスプレイ190上のソフトウェア及び／またはハードウェアの形で実現せざることがある1組のコマンドとすることがある。一実施形態では、システム100の音波検査者やその他のユーザは3D / 4Dプロセッサメモリ140内に保存された以前の検査を観察し変更することがある。一実施形態では、ディスプレイ190は例えばとりわけ、タッチパネルディスプレイ、音声制御式ディスプレイ、ボタン、ノブその他により使用するディスプレイ、及び／またはキーボード／マウスにより使用するディスプレイ（例えば、コンピュータ）とすることがある。

【0021】

一実施形態では画像プロセッサ120は、超音波装置110からの画像データを2D画像に変換するために用いられる。3D / 4Dプロセッサ130は、超音波装置110または画像プロセッサ120からの画像データを3Dまたは4D画像に変換するために用いられる。一実施形態では画像プロセッサ120は、超音波装置110からの画像データを2D画像に変換し、その後でこの2D画像データがプロセッサメモリ（3D / 4Dプロセッサメモリ140や単独のメモリ）及び／または3D / 4Dプロセッサ130に送られて3Dまたは4D画像に変換される。別の実施形態では超音波装置110は、画像データを直接3D / 4Dプロセッサ130に送っている。さらに別の実施形態では画像プロセッサ120と3D / 4Dプロセッサ130は、超音波装置110からの画像データを2D、3D及び／または4D画像に変換することが可能な1つのコンポーネントとなるように一体化せざることがある。

【0022】

一実施形態では、音波検査者その他のヘルスケア専門スタッフが患者に対する超音波検査を実施しその画像データが画像プロセッサ120及び／または3D / 4Dプロセッサ130により変換された後に、検査からの画像を保存するために3D / 4Dプロセッサメモリ140が使用される。さらにこの3D / 4Dプロセッサメモリ140には、3Dまたは4D画像の再構成、TIC曲線500の生成、あるいは3Dまたは4D画像のレンダリング時に音波検査者その他のヘルスケア専門スタッフにより作成されることがある超音波検査画像の作成または変更用のパラメータも保存せざることがある。別法としてまたは追加として、この3D / 4D画像は例えばとりわけディスプレイ190上、及び／またはPACSサーバ、データベース、ライブラリ、その他の一般メモリとし得る3D / 4Dプロセッサメモリ140上に保存せざことがある。この3D / 4Dプロセッサメモリ140はさらに、例えばとりわけ画像プロセッサ120及び／または3D / 4Dプロセッサ130

10

20

30

40

50

、 C T I プロセッサ 160 、 T I C プロセッサ 170 、並びに / あるいはボリューム計測プロセッサ 180 のうちの 1 つまたは幾つかを保存することがある。 3 D / 4 D プロセッサメモリ 140 は、ディスプレイ 190 と一体化させることや、単独のシステムとさせることがある。一実施形態では、 3 D / 4 D プロセッサ 130 が目下の検査において保存した画像はディスプレイ 190 上に表示される。別の実施形態では、目下の及び / または以前の検査からの保存画像は、システム 100 のユーザの命令時のディスプレイ 190 による指令に応じて C T I プロセッサ 160 、 T I C プロセッサ 170 、及び / またはボリューム計測プロセッサ 180 のうちの 1 つまたは幾つかに送られる。

【 0023 】

一実施形態では、ボリューム信号プロセッサ 150 は、ボリューム画像に対する（例えば、ユーザ指令時のディスプレイ 190 からのコマンドに従った）信号処理を実行するために用いられる。ボリューム信号プロセッサ 150 は信号処理を用いて画像ボリュームを強調すると共に、ユーザに対して当該データから最大の情報量を得ることを可能にする。一実施形態では、ユーザはボリューム信号プロセッサ 150 を用いて例えばとりわけ、表面テクスチャのスムージングや強調、透明度の最小化または最大化、並びにレンダリング済みのボリューム画像に対するクラジエント光の増減を行うことがある。例えばユーザはボリューム信号プロセッサ 150 を用いて、ボリュームの透明度を最大化し画像ボリューム内の高密度物体の観察をより容易にし、これにより音波検査者あるいは医師が患者を診断する能力を向上させることができる。

【 0024 】

一実施形態では、 3 D / 4 D コントラスト撮像システム 100 は C T I プロセッサ 160 を用いて、画像 162 に対する信号処理及び / または時間ボリューム表示 164 、時間平面表示 166 による 4 D 画像の再構成、並びに / あるいは空間表示 168 による 3 D または 4 D 画像の再構成を行う。例えば患者に対して超音波検査を実施した音波検査者は、時間平面表示で再構成した C T I 画像 200 、時間ボリューム表示で再構成した C T I 画像 300 、及び / または空間表示で再構成した C T I 画像 400 の観察を希望することがある。

【 0025 】

図 2 は、時間平面表示による C T I 画像 200 を表している。時間平面表示による C T I 画像 200 は、ユーザ選択の各ボリューム内あるいは時系列内のすべてのボリュームで同じ画像面を表示する。この画像面は、ボリューム内において任意の向き及び位置で選択することが可能である。同時に表示させる画像が多すぎる場合、ユーザはノブまたはキーを用いて全画像内をスクロールすることが可能である。時間平面表示による C T I 画像 200 は、画像 200 がある時間期間にわたるものであるため 4 D 画像（すなわち、ある時間期間にわたる複数の 3 D 画像）を用いて再構成することが可能である。図 3 は、時間ボリューム表示による C T I 画像 300 を表している。時間ボリューム表示による C T I 画像 300 は、時系列内のすべてのボリュームにおける同じ画像面を組み合わせることによって形成したボリューム画像を表示する。時間ボリューム表示による C T I 画像 300 は、画像 300 がある時間期間にわたるものであるため 4 D 画像（すなわち、ある時間期間にわたる複数の 3 D 画像）を用いて再構成することが可能である。時間平面表示 200 及び時間ボリューム表示による C T I 画像 300 は、医師や音波検査者にとって有用となり得る。というのは医師や音波検査者はコントラスト強調剤の変化を、例えば腫瘍の特定及び分類を支援するような時間の関数として監視できるためである。

【 0026 】

図 5 は、空間表示による C T I 画像 500 を表している。空間表示による C T I 画像 500 は、1 つのボリューム内部の複数の画像面を表示させる。空間表示による C T I 画像 500 は、1 つの 3 D 画像か 4 D 画像からの 1 つのボリューム画像かのいずれかを用いて再構成することが可能である。空間による C T I 画像は、ボリューム内の任意の向きに沿って形成させることができると共に、 C T I 内の画像面は均等間隔となっている。画像面間の間隔はユーザにより選択可能である。表示される画像面が多すぎる場合は、ノブまた

10

20

30

40

50

はキーを用いて画像面内をスクロールすることが可能である。元の検査画像と後続の再構成画像200、300、500は、3D/4Dプロセッサメモリ140上に保存することや、単独の記憶サーバ（例えば、ディスプレイ190と一体化させた記憶サーバ）上に保存することがある。

【0027】

一実施形態では、CTIプロセッサ160は画像カット信号プロセッサ162を用いて画像カットに対して（好ましくは、ユーザ指令時のディスプレイ190からのコマンドに従った）信号処理を実行する。画像カット信号プロセッサ162は信号処理を用いて画像カット（または、面）を強調すると共に、ユーザに対して当該データから最大の情報を得ることを可能にする。一実施形態ではユーザは例えばとりわけ、画像カット内のある関心エリアをスムージングするため、あるいは画像カット内部のある関心エリアの境界（または、構造）を強調するために画像カット信号プロセッサ162を用いることがある。例えばユーザは、各画像面の周りの極めて薄いスライス内部をスムージングして画質を改善するために画像カット信号プロセッサ162を用いることがある。画像カット信号プロセッサ162は、3D/4Dプロセッサメモリ140から元の3Dまたは4D画像を受け取ってこれに画像カット信号処理を実行することがあり、あるいはその3Dまたは4D画像は、ボリューム信号プロセッサ150により既に強調された画像であって、CTIプロセッサ164～168の別のコンポーネントによる画像再構成の前に画像カットレベルにおいてさらに強調を要するような画像とすることがある。ユーザが画像カット信号処理が不要であると判定した場合は、その画像データはシステム100のユーザが選択したCTI画像再構成コンポーネント164～168に対して直接送られる。

10

20

30

【0028】

一実施形態では、ユーザ指令時のディスプレイ190からのコマンドに応じて、3D/4Dコントラスト撮像システム100は4D画像データに対するアルゴリズムの実行（あるいは空間表示168によるCTIのケースでは、3D画像データ若しくは4D画像データのある瞬時のデータに対するアルゴリズムの実行）によって、時間ボリューム表示164、時間平面表示166による4D画像の再構成、及び／または空間表示168による3Dまたは4D画像の再構成を行う。画像データは、3D/4Dプロセッサメモリ140を介してCTIプロセッサ160に送られることがあり、またシステム100のユーザの裁量に応じて（ユーザがシステム100に画質改善のための信号処理を実行するように指令したか否かによって）画像カット信号プロセッサ162による変更を受けることがある。一実施形態では、画像データが時間ボリューム表示によるCTI画像300、時間平面表示によるCTI画像200あるいは空間表示によるCTI画像500に再構成された後で、これらの再構成画像200、300、500がディスプレイ190に送られてその上に表示される。別の実施形態では、再構成したCTI画像はさらに1つまたは複数のデータファイルとして出力することができる。一実施形態では、データファイル及び／または再構成画像200、300、500は、3D/4Dプロセッサメモリ140上に保存されることや、単独の記憶サーバ（例えば、ディスプレイ190と一体化させた記憶サーバ）上に保存がある。

40

【0029】

一実施形態では、TICプロセッサ170を用いて、あるエリアまたはボリューム内の平均コントラスト強度を時間の関数としてグラフ表示400している。図4は、TIC曲線400の一例を表している。一実施形態では、ユーザ指令時のディスプレイ190からのコマンドに応じて、3D/4Dコントラスト撮像システム100は、ユーザ選択のエリアまたはボリューム内部の平均コントラスト強度を計測し、各ボリューム画像における強度を計算し、かつ4D画像データに対してアルゴリズムを実行することによって将来分析のために時間の関数として強度曲線（TIC曲線）400をプロットする。別の実施形態では、TIC曲線400はさらに、とりわけデータファイルとして（例えば、強度／時間テーブルとして）出力することができる。画像データは、3D/4Dプロセッサメモリ140を介してTICプロセッサ170に送られることがある。一実施形態では、画像データ

50

夕をTIC曲線のグラフ400に変換した後、このグラフ400はディスプレイ190に送られてその上に表示される。一実施形態では、TICプロセッサ170が作成したTIC曲線のグラフ400及び/またはデータファイルは、3D/4Dプロセッサメモリ140上に保存されることや、単独の記憶サーバ(例えば、ディスプレイ190と一体化させた記憶サーバ)上に保存されることがある。

【0030】

一実施形態では、画像ボリューム内部にある関心対象エリアを観察するためにボリューム計測プロセッサ180が用いられる。例えば、超音波検査からの3Dまたは4D画像を観察した後、ユーザがボリューム画像内部の腫瘍のボリューム計測を希望する場合、ユーザはディスプレイ190を用いて腫瘍の境界を縁取りすること、またボリューム計測プロセッサ180を用いて該腫瘍を計測することがある。ユーザは次いで、ディスプレイ190を用いて腫瘍構造を回転させて該腫瘍構造を任意の角度で観察することが可能である。別の実施形態では、ディスプレイ190及び/またはボリューム計測プロセッサ180はボリューム画像内部にある腫瘍の境界を自動的に検出し、該腫瘍を表示しそのボリュームを計測することがある。さらに別の実施形態では、ユーザがその断面(3D/4D画像は直交するA、B及びCの3断面形式表示させることが可能である)のうちの1つまたは2つの断面から腫瘍境界を縁取りし、ディスプレイ190及び/またはボリューム計測プロセッサ180がこれ以外の断面で境界を自動的に検出することがある。

10

【0031】

操作の際に、コントラスト薬剤を注入された患者は、超音波装置110を用いて機械式、手動式または電子式の走査を受ける。超音波装置110は画像データを画像プロセッサ120に送り、ここで画像データは2D画像に変換される。次いで画像プロセッサ120からの画像データは3D/4Dプロセッサ130に送られ、ここでこの2D画像データは3Dまたは4D画像データに変換される。別法として、超音波装置110からの画像データは直接3D/4Dプロセッサ130に送られ、ここで超音波検査からの画像データが3Dまたは4D画像に変換されることがある。3Dまたは4D画像は次いで、3D/4Dプロセッサメモリ140内に保存され、またディスプレイ190上に表示される。ユーザはこの画像をディスプレイ190上で画像ビューアを用いて観察する。患者の観察及び診断のためにユーザは、ボリューム信号プロセッサ150、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170及び/またはボリューム計測プロセッサ180を用いる。CTIプロセッサ160またはボリューム計測プロセッサ180を用いる場合、音波検査者その他の施術者は、ボリューム信号プロセッサ150を用いてボリューム画像に対するボリューム信号処理を選択してこれを実行し、当該ボリューム画像の画質を向上させことがある。CTIプロセッサ160を用いる場合、音波検査者その他のヘルスケア専門スタッフは、画像カット信号プロセッサ162を用いて1つまたは複数の画像面に対して画像面信号処理を実行し1つまたは複数の画像カットの品質を向上させことがある。さらにCTIプロセッサ160を用いる場合、音波検査者その他のヘルスケア専門スタッフは、時間ボリューム表示(4D画像の場合)166、時間平面表示(4D画像の場合)164、及び/または空間表示(3D画像または4D画像の瞬時画像に対する場合)168でCTI画像再構成を観察するように選択することができる。再構成画像200、300、500(CTIプロセッサ160から作成)、TIC曲線400(TICプロセッサ170から作成)、あるいは再構成ボリューム計測画像(ボリューム計測プロセッサ180から作成)は、再構成画像200、300、500、TIC曲線400、または再構成ボリューム計測画像の作成に使用した任意のパラメータと一緒に3D/4Dプロセッサメモリ140に保存される。その後の任意の時点で、システム100にアクセスする音波検査者や施術者は、保存しておいた画像やグラフを3D/4Dプロセッサメモリ140から取り出し、CTIプロセッサ160、TICプロセッサ170、及び/またはボリューム計測プロセッサ180を用いてさらに解析及び/または追加画像の作成を行うことができる。

20

30

40

【0032】

図6は、本発明の一実施形態による超音波テクノロジーを用いた3D/4D画像に対し

50

てコントラスト撮像を適用するための方法の流れ図 600 を表している。

【0033】

先ず工程 610 では、音波検査者その他のヘルスケア専門スタッフによって超音波検査が実行され、1つの画像または画像群が作成される。例えば音波検査者は、関心領域のボリューム画像をスイープするために超音波トランスジューサを電子式、機械式及び／または手動式のいずれかで制御することによって超音波検査を実施することがある。単一ボリュームの収集によって1つの3D画像が形成される。ある時間量以内に複数のボリューム画像を収集すると1つの4D画像が形成される。その画像が電子式または機械式に収集されている場合、ユーザは例えば、ディスプレイ190を用いて超音波トランスジューサが使用する情報を入力して超音波検査を実施することができる。例えば、超音波装置110の制御にディスプレイ190を用いて電子式または機械式超音波検査を実施する場合、ユーザはこのディスプレイを用いて、例えばとりわけ関心領域、収集ボリュームの角度、収集品質（収集時間により指令される）、主要収集面（例えば、長手方向か横断方向か）、収集するのが3D画像か4D画像かのうちの1つまたは幾つかを決定することができる。一実施形態では、コントラスト薬剤を動脈に入れたときにコントラストを用いた超音波検査を実施する間では、血管全体のコントラスト画像が得られるように探触子スイープ方向を血流の方向と一致させことがある。4Dコントラスト撮像では、少なくともその早期フェーズにおいて、その探触子を単一指向性にスイープさせ、ユーザが血流を基準としてスイープ方向を制御できるようにすることができる。

10

【0034】

工程 620 では、超音波装置 110 から収集した画像データが3Dまたは4D画像に変換される。一実施形態では、画像プロセッサ 120 を用いて超音波装置 110 からの画像データが2D画像に変換される。超音波装置 110 または画像プロセッサ 120 からの画像データを3Dまたは4D画像に変換するには3D／4Dプロセッサ 130 が使用される。一実施形態では画像プロセッサ 120 は、超音波装置 110 からの画像データを2D画像に変換してから、その2D画像データをプロセッサメモリ（3D／4Dプロセッサメモリ 140 のことや単独のメモリのことがあり得る）及び／または3D／4Dプロセッサ 130 に送って3Dまたは4D画像に変換させる。別の実施形態では超音波装置 110 は、画像データを直接3D／4Dプロセッサ 130 に送っている。さらに別の実施形態では、画像プロセッサ 120 と3D／4Dプロセッサ 130 を、超音波装置 110 からの画像データを2D、3D及び／または4D画像に変換することが可能な1つのコンポーネントに一体化させている。

20

30

【0035】

次いで工程 630 では、3Dまたは4D画像が3D／4Dプロセッサメモリ 140 上に保存されると共に該画像がディスプレイ 190 上に表示される。一実施形態では、ユーザが患者に対する超音波検査を実施しその画像データが画像プロセッサ 120 及び／または3D／4Dプロセッサ 130 により変換された後に検査からの作成画像を保存するために3D／4Dプロセッサメモリ 140 が使用される。さらにこの3D／4Dプロセッサメモリ 140 には、3Dまたは4D画像の再構成、TIC 曲線 500 の生成、及び／または3Dまたは4D画像のレンダリング時にユーザにより作成されることがある超音波検査画像の作成または変更用のパラメータも保存されることがある。別法としてまたは追加として、この3D／4D画像は例えばとりわけ、ディスプレイ 190 上、及び／またはPACS サーバ、データベース、ライブラリ、その他の一般メモリとし得る3D／4Dプロセッサメモリ 140 上に保存されることがある。この3D／4Dプロセッサメモリ 140 はさらに、例えばとりわけ画像プロセッサ 120 及び／または3D／4Dプロセッサ 130 、CTI プロセッサ 160 、TIC プロセッサ 170 、並びに／あるいはボリューム計測プロセッサ 180 のうちの1つまたは幾つかを保存することがある。3D／4Dプロセッサメモリ 140 は、ディスプレイ 190 と一体化されることや、単独のシステムとさせることがある。一実施形態では、3D／4Dプロセッサ 140 が目下の検査において保存した画像がディスプレイ 190 上に表示される。別の実施形態では、目下の及び／または以前の

40

50

検査からの保存画像は、システム 100 のユーザの命令時のディスプレイ 190 による指令に応じて C T I プロセッサ、T I C プロセッサ、及び / またはボリューム計測プロセッサのうちの 1 つまたは幾つかに送られる。

【 0 0 3 6 】

次に工程 640 では、ユーザがディスプレイ 190 と対話する。システム 100 を用いるユーザは、ディスプレイ 190 との対話によって超音波検査からの原画像を観察し、例えばとりわけ該画像を回転させたり、画像内部にある様々な構造のズームインやズームアウトを行うことがある。4 D 画像を観察する場合にユーザはさらに、例えばディスプレイ 190 に関連付けしたキーまたはノブを用いてボリューム単位で（ある時間期間にわたり）4 D 画像ボリュームに目を通すことができる。さらにユーザは、元の 3 D または 4 D 画像に対して様々な機能を実行し、患者を容易、迅速かつ効果的に診断することができる。

10

【 0 0 3 7 】

例えばユーザは、画像ボリュームを強調するためにボリューム信号プロセッサ 150 を使用することがあり、またこれによりユーザは当該データから最大の情報量を得ることが可能となる。一実施形態では、ユーザはボリューム信号プロセッサ 150 を用いて例えばとりわけ、表面テクスチャのスムージングや強調、透明度の最小化や最大化、並びにグラジエント光の増減を行うことができる。例えばユーザは、ボリューム信号プロセッサ 150 を用いてあるボリュームの透明度を最大化して、レンダリングしたボリューム画像内の高密度物質の観察をより容易にし、これによって音波検査者や医師が患者を診断する能力を高めることができる。

20

【 0 0 3 8 】

別の例ではユーザは、T I C プロセッサ 170 を用いてあるエリアまたはボリューム内の平均コントラスト強度を時間の関数としてグラフ化する（400）ことがある。ユーザ指令時のディスプレイ 190 からのコマンドに応じて、3 D / 4 D コントラスト撮像システム 100 は、4 D 画像データに対するアルゴリズムの実行による将来的な解析のために、ユーザ選択のエリアまたはボリューム内部の平均コントラスト強度を計測し、各ボリューム画像内の強度を計算し、かつ時間の関数として強度曲線（T I C 曲線）400 をプロットする。画像データは、3 D / 4 D プロセッサメモリ 140 を介して T I C プロセッサ 170 に送られることがある。一実施形態では、画像データを T I C 曲線のグラフ 400 に変換した後、このグラフ 400 はディスプレイ 190 に送られてその上に表示される。一実施形態では、T I C プロセッサ 170 が作成した T I C 曲線のグラフ 400 は、3 D / 4 D プロセッサ 140 上に保存されることや、単独の記憶サーバ（例えば、ディスプレイ 190 と一体化させた記憶サーバ）上に保存されることがある。

30

【 0 0 3 9 】

ユーザはまた、ボリューム計測プロセッサ 180 を使用して画像ボリューム内部にある関心対象エリアを観察することがある。例えば、超音波検査からの 3 D または 4 D 画像を観察した後、ユーザがボリューム画像自体の内部のある構造の観察を希望する場合、ユーザはディスプレイ 190 を用いて構造の境界を選択することがあり、またボリューム計測プロセッサ 180 を用いるとディスプレイ 190 は 3 D または 4 D 画像構造自体を表示されることになる。ユーザは次いで、ディスプレイ 190 を用いて画像構造を回転させて該画像構造を任意の角度で観察することが可能である。別の実施形態では、ディスプレイ 190 及び / またはボリューム計測プロセッサ 180 は、ボリューム画像の内部にある構造の輪郭を自動的に検出して表示させることができる。さらに別の実施形態では、ユーザが 3 つの断面のうちの 1 つまたは 2 つの断面から腫瘍境界を縁取りし、ディスプレイ 190 及び / またはボリューム計測プロセッサ 180 がこれ以外の断面で境界を自動的に検出し腫瘍ボリュームを計算することがある。

40

【 0 0 4 0 】

別の例では、音波検査者その他の施術者は、C T I プロセッサ 160 を用いて、画像 162 に対する信号処理、並びに / あるいは時間ボリューム表示 164、時間平面表示 166 による 4 D 画像の再構成、及び / または空間表示 168 による 3 D または 4 D 画像の再

50

構成を行うことがある。例えば患者に対して超音波検査を実施した音波検査者は、時間平面表示で再構成したCTI画像200、時間ボリューム表示で再構成したCTI画像300、及び／または空間表示で再構成したCTI画像400の観察を希望することがある。ユーザ指令時のディスプレイ190からのコマンドに応じて3D／4Dコントラスト撮像システム100は、4D画像データに対するアルゴリズムの実行（あるいは空間表示168によるCTIのケースでは、3D画像データ若しくは4D画像データのある瞬時のデータに対するアルゴリズムの実行）によって、時間ボリューム表示164、時間平面表示166による4D画像の再構成、及び／または空間表示168による3Dまたは4D画像の再構成を行う。画像データは、3D／4Dプロセッサメモリ140を介してCTIプロセッサ160に送られることがあり、またシステム100の音波検査者やその他のユーザの裁量に応じて（ユーザがシステム100に画質改善のための信号処理を実行するように指令したか否かによって）画像カット信号プロセッサ162による変更を受けることがある。

10

【0041】

次いで工程650では、ユーザ（例えば、音波検査者その他の施術者）によりシステム100に与えられたコマンドに基づいてディスプレイが更新される。TIC曲線または再構成画像が音波検査者その他の施術者により作成されたものである場合、これらのTIC曲線、再構成画像、並びに該TIC曲線及び／または再構成画像の作成に用いた任意のパラメータは、3D／4Dプロセッサメモリ、ディスプレイ190、及び／または別の記憶サーバに保存されることがある。例えば、画像データが時間ボリューム表示によるCTI画像300、時間平面表示によるCTI画像200あるいは空間表示によるCTI画像500に再構成された後で、これらの再構成画像200、300、500がディスプレイ190に送られてその上に表示される。これらの再構成画像200、300、500はさらに、3D／4Dプロセッサ140上に保存されることや、単独の記憶サーバ（例えば、ディスプレイ190と一体化させた記憶サーバ）上に保存されることがある。

20

【0042】

したがってある種の実施形態は、医師、音波検査者、その他の施術者の生産性を高め、また患者の超音波検査において異常を観察し診断する能力を向上させる。高い生産性には、診断を実施する速度が速いこと、並びに診断に基づき作成される報告書が正確であることが含まれる。

30

【0043】

本発明に関してある種の実施形態を参照しながら記載してきたが、本発明の趣旨を逸脱することなく様々な変更が可能であると共に、等価物による置換が可能であることは当業者であれば理解するであろう。さらに、多くの修正形態により、本発明の趣旨を逸脱することなく具体的な状況や材料を本発明の教示に適応させることができる。したがって、開示した特定の実施形態に本発明を限定しようという意図ではなく、本発明は添付の特許請求の範囲の域内に入るすべての実施形態を包含するように意図している。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明の一実施形態により使用される3D／4Dコントラスト撮像システムの図である。

【図2】各ボリューム内の同じ画像面を時系列で表している、時間平面表示によるコントラスト断層撮像の一例の図である。

【図3】すべてのボリューム内の同じ画像面を時系列で合成させて形成したボリューム画像を表している、時間ボリューム表示によるコントラスト断層撮像の一例の図である。

【図4】あるエリアまたはボリューム内の平均コントラスト強度を時間の関数として表し

50

たグラフの一例である。

【図5】あるボリューム内の複数の画像面を表している、コントラスト断層撮像の空間表示の図である。

【図6】本発明の一実施形態による超音波テクノロジーを用いた3D/4D画像に対してコントラスト撮像を適用するための方法を表した流れ図である。

【符号の説明】

【0045】

100 3D/4Dコントラスト撮像システム

110 超音波装置

120 画像プロセッサ

10

130 3D/4Dプロセッサ

140 3D/4Dプロセッサメモリ

150 ボリューム信号プロセッサ

160 CTIプロセッサ

162 画像カット信号プロセッサ

164 時間ボリューム表示CTI再構成コンポーネント

166 時間平面表示CTI再構成コンポーネント

168 空間表示CTI再構成コンポーネント

170 TICプロセッサ

180 ボリューム計測プロセッサ

20

190 ディスプレイ

200 時間平面表示によるCTI画像

300 時間ボリューム表示によるCTI画像

400 TIC曲線

500 空間表示によるCTI画像

600 流れ図

610 工程

620 工程

630 工程

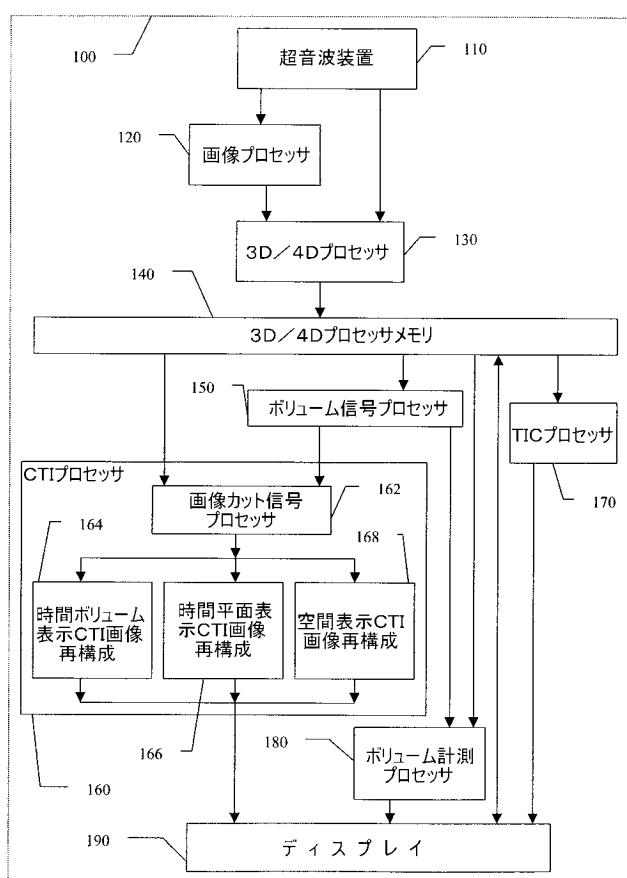
640 工程

30

650 工程

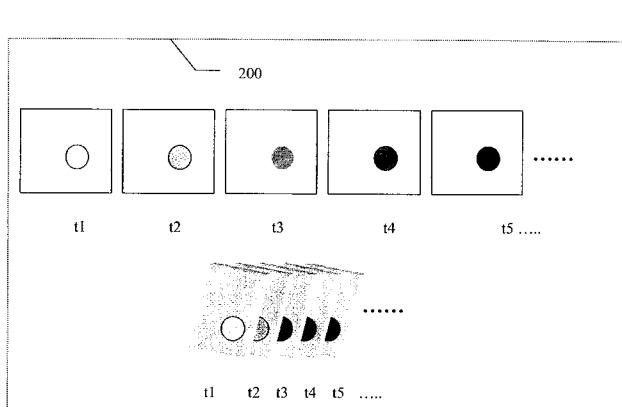
【図1】

FIGURE 1



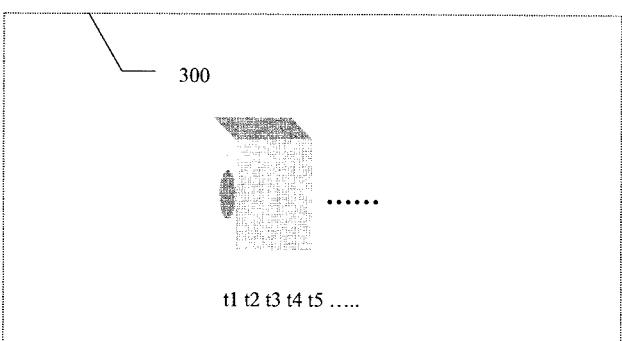
【図2】

FIGURE 2



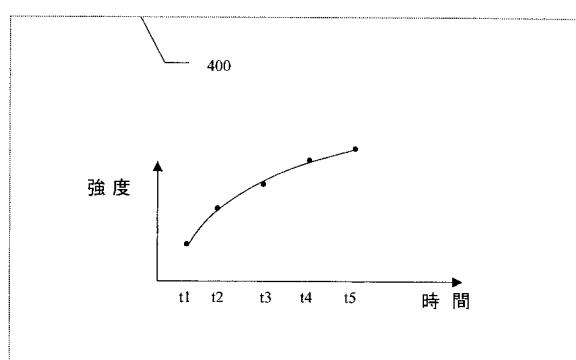
【図3】

FIGURE 3



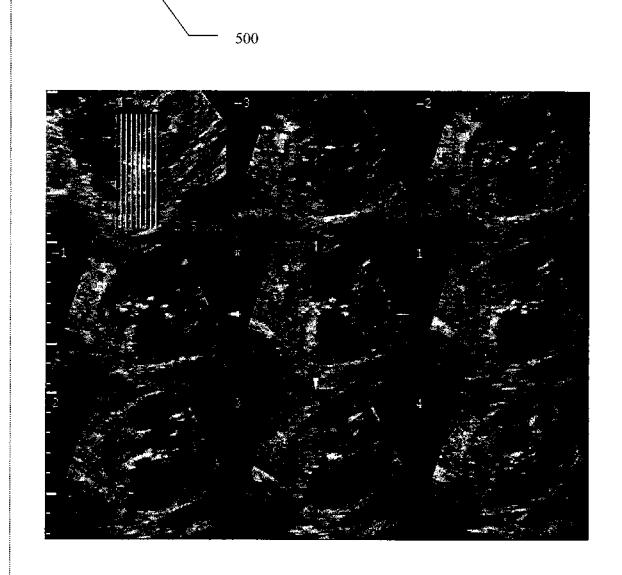
【図4】

FIGURE 4



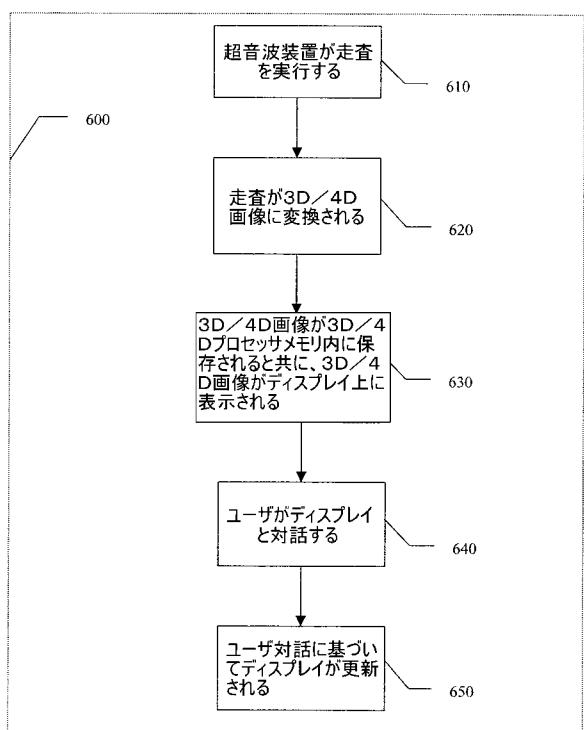
【図5】

FIGURE 5



【図6】

FIGURE 6



フロントページの続き

(72)発明者 リーホン・パン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、オールド・チャーチ・ロード、479
0番

(72)発明者 キルスティン・ノラ・ラコンテ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウケシャ、エス・コマンチェ・レーン、850番

(72)発明者 シャラスチャンダー・シリヴォリュ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ペンハースト・ウェイ、1935番

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE06 EE11

专利名称(译)	用于三维和四维对比度成像的系统和方法		
公开(公告)号	JP2008086767A	公开(公告)日	2008-04-17
申请号	JP2007253095	申请日	2007-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	リーホンパン キルスティンノララコンテ シャラスチャンダーシリヴォリュ		
发明人	リーホン・パン キルスティン・ノラ・ラコンテ シャラスチャンダ・シリヴォリュ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE11		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/538244 2006-10-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用超声技术将对比成像应用于3G / 4D图像，提供一种提高诊断准确性和效率的系统和方法。 ŽSOLUTION：对比度增强剂增强3D和/或4D超声图像，超声机器 (110) 通过其获取超声图像数据，并且处理器 (130) 使用对比度将超声图像数据转换为对比度增强的3D和/或4D图像 - 增强剂。各种其他实施例还可以包括CTI处理器 (160)，其可以适于生成CTI图像数据，和/或TIC处理器 (170)，其可以适于生成TIC图像数据。 Ž

