

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5592796号
(P5592796)

(45) 発行日 平成26年9月17日(2014.9.17)

(24) 登録日 平成26年8月8日(2014.8.8)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 20 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-533688 (P2010-533688)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成20年11月5日(2008.11.5)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2011-502681 (P2011-502681A)		オランダ国 5656 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成23年1月27日(2011.1.27)	(74) 代理人	100087789
(86) 国際出願番号	PCT/IB2008/054620		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開番号	W02009/063361	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成21年5月22日(2009.5.22)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成23年11月2日(2011.11.2)	(72) 発明者	クルッケル ヨヘン
(31) 優先権主張番号	60/987,796		アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105 10-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー ボックス 3001 345 スカボロー ロード
(32) 優先日	平成19年11月14日(2007.11.14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/045,307		
(32) 優先日	平成20年4月16日(2008.4.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 定量3DC E U S分析のためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

定量3Dコントラスト強調超音波(C E U S)分析のためのシステムが作動する方法であって、

超音波スキャナが、造影剤を投与された所与の生体構造の所望の部分に関する最初の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップと、

ワークステーションが、前記取得された最初の組織画像において関心領域(R O I)又は関心体積(V O I)の一方を確定するステップであって、対応する組織画像がベースライン組織画像となり、前記最初の組織画像から確定されたR O I又はV O Iは前記最初のコントラスト画像に自動的に位置合わせされており、対応するコントラスト画像がベースラインコントラスト画像となる、ステップと、

前記ワークステーションが、前記ベースラインコントラスト画像の前記R O I又はV O Iに対して定量分析を実行するステップと、

前記超音波スキャナが、i番目の現コントラスト画像及び現組織画像の対に対応する、次の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップと、

前記ワークステーションが、(i)前記現組織画像と(ii)前記ベースライン組織画像との間でフレーム対フレーム位置合わせを行うステップと、

前記ワークステーションが、前記現組織画像のフレームと前記ベースライン組織画像のフレームとの間の前記フレーム対フレーム位置合わせを使用して、前記R O I又は前記V O Iを(i)前記ベースラインコントラスト画像から(ii)前記現コントラスト画像へ

10

20

転写し、これにより、前記現コントラスト画像に、変換された R O I 又は V O I を作成するステップと、

前記ワークステーションが、前記現コントラスト画像の前記変換された R O I 又は V O I に対して定量分析を実行するステップと、

前記システムが、前記最初の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップ並びに前記次の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップを位置追跡システムと統合するステップと、

超音波プローブの位置及び向き少なくとも一方を前記位置追跡システムが測定するステップと、

前記ワークステーションが、該測定された位置／向きを用いて、前記ベースライン組織画像フレーム及び前記 i 番目の組織画像フレームにおける前記 R O I 又は V O I を一層密に整列させると共に、これらフレームの間の画像に基づくフレーム対フレーム位置合わせのための改善された開始点を提供するステップと、

を有する方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記最初の超音波コントラスト画像及び組織画像の対が、前記定量 C E U S 分析のために初期画像対として選択された如何なる画像対を有することもでき、これが、該画像対が前記最初に得られた画像対を有さねばならないことを必ずしも意味するものではない方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、前記取得された最初の組織画像において R O I 又は V O I を確定するステップが、前記ベースライン組織画像内で前記 R O I 又は V O I を手作業で識別するステップを有する方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法において、前記最初の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップが、前記コントラスト画像及び前記組織画像を、これらコントラスト画像及び組織画像が互いに自動的に位置合わせされるように、同時に又は実質的に同時に取得するステップを含む方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法において、前記ベースライン組織画像内で画定された前記 R O I 又は V O I が、前記ベースラインコントラスト画像内で同一の R O I 又は V O I の輪郭を描く方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、前記現コントラスト画像及び現組織画像の対を取得するステップが、前記現コントラスト画像及び前記現組織画像を、これら現コントラスト画像及び現組織画像が互いに自動的に位置合わせされるように、同時に又は実質的に同時に取得するステップを含み、前記現組織画像内に画定された前記 R O I 又は V O I が、前記現コントラスト画像内で同一の R O I 又は V O I の輪郭を描く方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法において、

前記次のコントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップ、前記次の現組織画像と前記ベースライン組織画像との間でフレーム対フレーム位置合わせを行うステップ、前記次の現組織画像のフレームと前記ベースライン組織画像のフレームとの間の前記フレーム対フレーム位置合わせを使用して前記 R O I 又は前記 V O I を (i) 前記ベースラインコントラスト画像から (ii) 前記次のコントラスト画像へ転写し、これにより、前記次の現コントラスト画像に、変換された R O I 又は V O I を作成するステップ、及び前記次の現コントラスト画像の前記変換された R O I 又は V O I に対して定量分析を実行するステップを繰り返すステップを更に有する方法。

【請求項 8】

前記定量 C E U S 分析の結果が、その後の追加の診断手順、治療手順、並びに侵襲的手

10

20

30

40

50

順及び/又は局所化された治療のための目標情報、ナビゲーション及びガイダンスの提供からなる群から選択された少なくとも1つと統合される、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

請求項1に記載の方法において、(i)前記次のコントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップ、(ii)前記フレーム対フレーム位置合わせを行うステップ、及び(iii)前記現組織画像のフレームと前記ベースライン組織画像のフレームとの間の前記フレーム対フレーム位置合わせを使用して前記ROI又は前記VOIを前記ベースラインコントラスト画像から前記現コントラスト画像へ転写するステップが一緒になって、前記最初のベースラインコントラスト画像及び前記現コントラスト画像の取得の間に生じ得た該現コントラスト画像内の組織の動きを自動的に補償する画像に基づく位置合わせを有する方法。

10

【請求項10】

請求項9に記載の方法において、前記組織の動きの自動的補償が、前記画像に基づく位置合わせを用いてリアルタイムに生じる方法。

【請求項11】

請求項1に記載の方法において、前記最初のコントラスト画像及び組織画像の対を取得するステップが、前記コントラスト画像の取得の前に前記組織画像を取得するステップを有する方法。

【請求項12】

請求項1に記載の方法において、前記現コントラスト画像及び現組織画像の対がi番目のコントラスト画像及びi番目の組織画像を有し、前記フレーム対フレーム位置合わせを行うステップが、前記ベースライン画像から前記i番目の組織画像へのROI又はVOIの動きの変換 T_i を決定するステップを含み、該動きの変換 T_i が、前記ベースライン画像の前記ROI又はVOI内の画像情報を前記i番目の組織画像へ位置合わせする関数として決定される方法。

20

【請求項13】

請求項12に記載の方法において、前記 T_i が、対応する平行移動及び回転を記述する変換であり、前記フレーム対フレームの位置合わせを使用して前記ROI又はVOIを転写するステップが、前記変換 T_i を適用して前記ベースラインコントラスト画像のROI又はVOIを前記i番目のコントラスト画像フレームのROIⁱ又はVOIⁱに各々変換するステップを有する方法。

30

【請求項14】

定量3Dコントラスト強調超音波(CEUS)分析のためのシステムであって、
所与の生体構造の所望の部分に関する最初の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得する超音波スキャナを有し、

前記取得された最初の組織画像において関心領域(ROI)又は関心体積(VOI)の一方が確定され、対応する組織画像がベースライン組織画像となり、前記最初の組織画像から確定されたROI又はVOIは前記最初のコントラスト画像に自動的に位置合わせされており、対応するコントラスト画像がベースラインコントラスト画像となり、

前記システムは前記ベースラインコントラスト画像の前記ROI又はVOIに対して定量分析を実行するワークステーションをさらに有し、

40

前記超音波スキャナがi番目の現コントラスト画像及び現組織画像の対に対応する、次の超音波コントラスト画像及び組織画像の対を取得し、

(i)前記現組織画像と(ii)前記ベースライン組織画像との間でフレーム対フレーム位置合わせが実行され、

前記現組織画像のフレームと前記ベースライン組織画像のフレームとの間の前記フレーム対フレーム位置合わせを使用して、前記ROI又は前記VOIを(i)前記ベースラインコントラスト画像から(ii)前記現コントラスト画像へ転写し、これにより、前記現コントラスト画像に、変換されたROI又はVOIが作成され、

前記ワークステーションが、前記現コントラスト画像の前記変換されたROI又はVOI

50

I に対して定量分析を実行し、

前記システムが、超音波プローブの位置及び向き少なくとも一方を測定する位置追跡システムと統合され、

該測定された位置／向きを用いて、前記ベースライン組織画像フレーム及び前記 i 番目の組織画像フレームにおける前記 ROI 又は VOI を一層密に整列させると共に、これらフレームの間の画像に基づくフレーム対フレーム位置合わせのための改善された開始点が提供される、

システム。

【請求項 15】

請求項 14 に記載のシステムにおいて、前記超音波プローブの追跡を用いて前記超音波プローブの動きの回転成分が除去され、前記画像に基づく位置合わせが、座標系 (x, y, z, x', y', z') における平行移動及び回転に対応する 6 つの自由度 (6 DoF) の代わりに、座標系 (x, y, z) における平行移動に対応する 3 つの自由度 (3 DoF) に更に限定される、システム。

10

【請求項 16】

請求項 1 に記載の方法において、前記超音波プローブの追跡を用いて前記超音波プローブの動きの回転成分を除去するステップを更に有し、前記画像に基づく位置合わせが、座標系 (x, y, z, x', y', z') における平行移動及び回転に対応する 6 つの自由度 (6 DoF) の代わりに、座標系 (x, y, z) における平行移動に対応する 3 つの自由度 (3 DoF) に更に限定される方法。

20

【請求項 17】

請求項 16 に記載の方法において、

前記追跡システムからの追跡位置情報を超音波スキャナからの画像ストリームと同時に処理するステップであって、前記超音波スキャナが前記最初の及び i 番目の組織及びコントラスト画像フレームを取得するように構成されるステップと、

前記ベースライン画像の取得の間に前記超音波プローブの姿勢 T_{base} を記憶すると共に、後続の各 i 番目の組織画像に対して、当該 i 番目の組織画像フレームと前記ベースライン組織画像との間の前記姿勢の差 T_{base}^i を計算するステップと、

該姿勢の差 T_{base}^i を用いて、組織の動きがないとの仮定の下で前記ベースライン組織画像フレームの ROI と比較した当該 i 番目の組織画像フレームにおける ROI 又は VOI の姿勢の差に対応する T_i^0 を決定するステップであって、如何なる見掛けの動きも該組織に対して前記プローブを動かすことのみにより生じるステップと、

30

前記姿勢の差 T_i^0 を、前記ベースライン組織画像から前記 i 番目の組織画像への ROI 又は VOI の動きの変換 T_i を決定するための画像に基づく位置合わせ処理のための開始位置として使用するステップであって、該動きの変換 T_i が前記ベースライン画像の前記 ROI 又は VOI 内の画像情報を前記 i 番目の組織画像に位置合わせする関数として決定されるステップと、

を更に有する方法。

【請求項 18】

請求項 1 に記載の方法において、前記 i 番目のコントラスト画像フレームにおける前記 ROI ^{i} 又は VOI ^{i} 内の画像内容の定量分析を行うステップが、定量的結果を生成するステップを含み、当該方法が、

40

複数の後続の取得された i 番目のコントラスト画像フレームにおける個々のものから得られた定量的結果の時系列を分析して、診断情報を提供し得るパラメータを決定するステップ、

を更に有する方法。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の方法において、前記定量分析が輝度の平均及び標準偏差を計算するステップを含み、前記パラメータが組織内灌流定数を含む方法。

【請求項 20】

50

請求項 1 に記載の方法に従って定量 3 D コントラスト強調超音波 (C E U S) 分析を実施する超音波スキャナ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、広くは超音波システムに係り、更に詳細には定量 3 D コントラスト強調 (造影) 超音波分析のための方法及び装置に関する。

【 0 0 0 2 】

尚、この出願は、2007年11月14日に出願番号60/987796で出願され、本出願の譲受人に譲渡されたJochen Kruecker他に対する"定量 3 D C E U S 分析のためのシステム及び方法"なる名称の先に出願された仮出願の利益を主張するものである。

【背景技術】

【 0 0 0 3 】

コントラスト強調超音波 (C E U S : 造影超音波) 画像化における局所化された過渡効果 (transient effects) の定量分析は、呼吸 (及び他の) 組織運動により現在のところ困難且つ面倒であり、各個別の超音波フレームにおける所望の関心領域 (R O I) 又は関心体積 (V O I) の手作業による識別を必要としている。

【 0 0 0 4 】

造影超音波 (C E U S) 画像化とは、超音波造影剤 (例えば、プリストル・マイヤーズ・スクイブ社のDefinity (登録商標) 等) の静脈注射後の超音波画像化を指す。近代的超音波スキャナ上では、造影剤 (contrast agents ; コントラスト剤) の非線形な音響的応答を利用して、造影剤摂取を伴う組織のみを強調するために固有の撮像モードが実施されている。結果としての画像は、"コントラスト画像 (造影剤画像)" と呼ばれ、非コントラスト画像と比較して非常に異なる見え方を有している。通常のグレイスケールモードにおいて造影剤注入の後に組織を画像化することも可能である。後者の例では、結果としての画像は"組織画像"と呼ばれ、造影剤注入なしで得られるグレイスケール画像と同様に見え、造影剤摂取の領域において僅かな強調のみを示す。

【 0 0 0 5 】

造影剤の過渡可視化 (例えば、流入 / 流出) は、局部的組織内灌流に関する貴重な情報を提供することができ、良性及び悪性塊を区別するために使用することができる。しかしながら、組織の運動 (例えば、呼吸による) は、各超音波フレームにおいて所望の R O I を手作業で識別することを必要にさせる。このように、斯かる分析は不利にも時間が掛かり、ユーザに依存し、且つ、回顧的にしか実行することができず、このことが、上記過渡 C E U S 情報を生体検査 (biopsy) 又は治療手順のガイダンスのために使用することを妨害している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

従って、従来技術における上記課題を克服する改善された方法及び装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

造影超音波 (C E U S) データを取得する装置及び方法は、組織運動を自動的に且つリアルタイムに補償するために画像に基づく位置合わせ (image-based registration) を使用する。C E U S 画像及び対応する組織画像は、実質的に同時に取得され、自動的に位置合わせされる。即ち、一方の画像において画定された関心領域 (R O I) 又は関心体積 (V O I) は、他方の画像における同一の組織の輪郭を描く。組織画像は、造影剤投与の間においては変化せず (又は僅かな程度にしか変化せず) 、従って現画像を R O I 又は V O I が識別されたベースライン (基準) 画像に位置合わせするために使用することができる。

超音波プローブを外部位置追跡装置と統合することができ、当該定量C E U S情報を、生体試験及び局所化された治療のナビゲーション及びガイダンスのために直接使用する体制を提供する。本発明は、過渡コントラスト画像化パラメータの自動的な定量分析を可能にする。結果として、呼吸（又は他の）組織運動により困難且つ面倒であるが、現在の分析方法によっては必要とされる各個別超音波フレームにおけるR O I又はV O Iの手作業による識別は、一連のフレームにおける各超音波フレームに対しては、最早、必要でなくなる。

【0008】

本開示の一実施例によれば、定量C E U S分析のためのシステム及び方法は、C E U Sデータを、組織運動が自動的且つリアルタイムに補償され得るように取得する。このことは、過渡コントラスト画像化パラメータの自動的な定量分析を可能にする。更に、該システムは、斯様な定量分析の結果を生体検査又は治療手順のガイダンスのために即座に使用することができるような体制（フレームワーク）を提供する。

10

【0009】

本開示の他の実施例によれば、定量C E U S分析のためのシステム及び方法は、（a）組織運動を自動的に補償して、本明細書で更に説明されるようにベースライン組織画像に対応する単一超音波フレーム内で単独で識別されたR O I又はV O Iの自動的分析を可能にし、（b）侵襲的（インターベンショナルな）手順（例えば、生体検査）又は局所化された治療のガイダンスシステムと統合して、当該C E U S分析の結果に基づき目標情報を提供する。

20

【0010】

本開示の実施例は、過渡C E U S取得の各フレームにおけるR O I / V O Iの手作業による時間の掛かる識別を克服し、これにより、現在の過渡C E U Sが回顧的分析に限定されることを克服する。C E U S取得によれば、過渡コントラスト効果は数分にわたって生じ得、10 Hzで取得された時系列において1000より多い（> 1000）R O I / V O Iの識別をたやすく必要とする。本開示の実施例は、有利にも、斯様な問題に、過渡C E U S画像の画像に基づく位置合わせはC E U S画像の少ない情報内容及びフレームからフレームへの変化性故に困難且つ非堅実であるという事実にも拘わらず、画像に基づく位置合わせにより対処する。

【0011】

本開示の実施例は、有利にも、この問題を本明細書で更に説明するようにC E U S画像に対応する組織画像と同時に取得する方法を用いて克服する。造影剤投与の所与の期間内において、組織画像の特定の特徴は、該造影剤投与の間には変化せず（又は、目立たない程度にしか変化せず）、従って現コントラスト画像を当該R O Iが識別されたベースライン組織画像に位置合わせするために使用することができる。更に、組織画像及びコントラスト画像は同時に又は実質的に同時（near-simultaneously）に取得されるので、対応する組織画像及びコントラスト画像は自動的に位置合わせされる。即ち、本明細書で更に説明するように、一方の画像で画定されたR O Iが他の画像における正に同一の組織の輪郭を描くことになる。

30

【0012】

更に、本開示の実施例は、超音波プローブを外部位置追跡装置と統合する事項を更に含む。超音波プローブの外部位置追跡装置との該統合は、有利にも、C E U S取得の間における当該プローブの手書き運動の補償を可能にし、これにより画像に基づく位置合わせの堅実さを更に向上させ、検索空間の次元を減少させる（R O Iの呼吸により誘起される運動は、典型的に、平行移動のみの変換により近似することができるから）。更に、外部位置追跡装置との統合は、当該定量C E U S情報をインターベンショナルな手順（例えば、生体試験）及び/又は局所化された治療のナビゲーション及びガイダンスのために直接使用するための体制を提供する。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

【図 1】図 1 は、本発明の一実施例による定量 C E U S 分析のためのシステムのブロック図である。

【図 2】図 2 は、本開示の他の実施例による、位置追跡を利用した定量 C E U S 分析のためのシステムのブロック図である。

【図 3】図 3 は、本開示の実施例による、図 2 の定量 C E U S 分析のためのシステムの種々の位置の間の変換を示す部分ブロック図である。

【図 4】図 4 は、本開示の他の実施例による定量 C E U S 分析の方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

10

各図において、同様の符号は同様の構成要素を示している。更に、これら図は寸法通りに描かれていないかもしれないことに注意されたい。

【 0 0 1 5 】

ここで図面を参照すると、図 1 は本開示の一実施例による定量 C E U S 分析のためのシステム 10 のブロック図である。システム 10 は、超音波撮像プローブ 14 を備える及び / 又は該プローブと結合された超音波スキャナ (U S) 12 を有している。一実施例において、超音波スキャナ 12 は、例えばフィリップス・メディカル・システムズ社から市販されている i U 22 超音波スキャナを有する。撮像プローブ 14 は、何れかの好適な 3 D 撮像プローブを有する。更に、超音波スキャナ 12 はスキャナ表示器 16 も有している。更に、超音波スキャナ 12 はコントラスト画像及び組織画像を同時に取得するように構成されている。超音波スキャナ 12 は、更に、例えばデータストリーミングにより画像を外部ワークステーション 18 にリアルタイムで転送するように構成されている。例えば、リアルタイムでのデータの転送は、デジタルナビゲーションリンクソフトウェアを備える i U 22 超音波スキャナを用いて達成することができる。

20

【 0 0 1 6 】

依然として図 1 を参照すると、ワークステーション 18 は、ワークステーション表示器 20 を含んでいる。更に、ワークステーション 18 は、該ワークステーションのメモリにロードされるソフトウェアを含み、該ソフトウェアは、(i) 同時に取得された (従って、自動的に位置合わせされた) コントラスト画像及び組織画像を記憶し、(ii) 一つの取得された組織画像における R O I 又は V O I の手による識別を可能にし (この場合、該識別された R O I 又は V O I を伴う対応する組織画像は、以降、"ベースライン画像" と称される)、(iii) 上記ベースライン画像における R O I / V O I 内の画像情報を後続の組織画像に位置合わせして、該ベースライン画像から i 番目の組織画像への R O I / V O I の動き T_i を決定し (ここで、 T は対応する平行移動及び回転又は一層高次の (非剛性) 変換パラメータを記述する変換である)、(iv) 同じ変換 T_i を適用して、ベースライン R O I / V O I を i 番目のコントラスト画像フレームに変換し、これにより i 番目のコントラスト画像に対する R O I 又は V O I (以下、 $R O I^i$ ($V O I^i$) と称する) を決定し、(v) i 番目のコントラストフレームにおける $R O I^i$ ($V O I^i$) 内の画像内容の定量分析を実行するために該ワークステーションのプロセッサにより実行可能な命令を含んでいる。該ソフトウェアは、更に、(vi) 個々のフレームからの定量的結果の全時系列を分析して、診断情報を提供することが可能なパラメータを決定するためにワークステーション 18 のプロセッサにより実行可能な命令も含むことができる。定量分析を実行することは、これらに限定されるものではないが、i 番目のコントラストフレームにおける $R O I^i$ ($V O I^i$) 内の画像内容の輝度の平均及び標準偏差を計算すること等も含むことができる。更に、定量的結果の時系列の分析から決定される診断情報パラメータは、これらに限定されるものではないが、組織内灌流定数 (tissue perfusion constants) 等を含むことができる。

30

40

【 0 0 1 7 】

動作時において、超音波スキャナ 12、プローブ 14 及びワークステーション 18 は、所与の超音波診断及び / 又は対応する治療又は医療処置を受ける生体構造を有する患者 2

50

2 に対して使用され、その場合において、該患者 2 2 は患者テーブル 2 4 上に配置される。超音波スキャナ 1 2 は、コントラストフレーム及び組織フレームの交互 (interleaved) の取得に対応する "並行 (side by side) モード" でコントラスト画像及び組織画像を取得するように構成されており、取得された両画像をワークステーション 1 8 に伝送する。下記の作業の流れを行うためにワークステーション 1 8 によりソフトウェアが実行される。

【 0 0 1 8 】

一実施例において、当該作業の流れは、一つの取得された組織画像における V O I の手による識別の実行を含み、その場合、対応する組織画像が、本明細書で説明される定量分析の方法のための "ベースライン画像" となる。該 V O I は、球、楕円体又は如何なる他のユーザにより定義された 3 D 幾何学形状とすることもできる。一実施例において、概略の V O I は、隣接する点に線により接続され、当該形状の表面パッチを描く三角形にグループ化され、かくして当該 V O I の "内側" 及び "外側" を容易に決定することができるようにした当該形状の表面上の点の集合として描かれる。当該ベースライン画像における V O I の内部及び近傍の画像情報は、後の画像に基づく位置合わせのために組織テンプレート I^{VOI}_{base} として記憶される。コントラスト画像における V O I の内部の対応する画像情報 $I^{VOI}_{contrast,0}$ は、過渡コントラスト効果の評価のために定量的に分析される (例えば、平均輝度、輝度の標準偏差等を計算する)。その結果 (又は複数の結果) は、M 個のフィーチャ p^k_0 の組として記憶され、ここで、 $k = 1 \dots M$ はフィーチャのインデックスであり、下側のインデックスはフレーム番号を示す。この例において、ベースラインは造影剤注入の直前である。次いで、造影剤が患者に投与される。

【 0 0 1 9 】

コントラスト / 組織画像の後続の組 (即ち、後続のコントラスト及び組織画像対) に関しては、ベースライン組織テンプレート I^{VOI}_{base} が、現組織画像に位置合わせされ、結果として、該テンプレートの上記ベースライン組織画像から i 番目の組織画像フレームへの画像座標での動きを記述する変換 T_i が得られる。該変換 T_i は、回転 / 平行移動又は一層高次の (非剛性) 変換を有し、リアルタイムで計算することができる。同じ変換 T_i が V O I を描く形状に適用され、結果として $V O I^i$ が得られる。V O I がベースライン組織画像において輪郭を描いたように、該変換された $V O I^i$ は i 番目の組織フレームにおける同一の組織の輪郭を描く。更に、i 番目のフレームに関するコントラスト画像及び組織画像の同時的 (又は実質的に同時的) 取得がなされた場合、対応するコントラスト及び組織画像は、互いに自動的に位置合わせされ、一方の画像において画定された R O I / V O I は他方の画像において完全に同一の組織の輪郭を描く。次いで、i 番目のコントラスト画像の $V O I^i$ 内に含まれる画像情報 $I^{VOI}_{contrast,i}$ が本明細書で上述したように分析され、その結果、i 番目のフレームに関するフィーチャの組 p^k_i ($k = 1 \dots M$) が得られる。

【 0 0 2 0 】

当該方法は、前記取得が中断されるまで、全ての後続の画像フレームに対して位置合わせ及び分析ステップを繰り返すことにより継続する。上記取得の中断は、例えば、システムユーザによる中断又は他のシステムにより開始される中断を含むことができる。このような中断は、典型的には、V O I からコントラスト効果が消失した後に発生するであろう。更に、全てのフレーム i に関するフィーチャの組 p^k_i は、適切な方法を用いて、組織内灌流を定量化するために直接使用することができる。例えば、選択された V O I の組織内灌流を定量化する一つの方法は、M. Krix により、2 0 0 4 年発行の「医学及び生物学における超音波」第 3 0 巻、第 1 3 5 5 ~ 1 3 6 3 頁の "Quantification of perfusion of liver tissue and metastases using a multivessel model for replenishment kinetics of ultrasound contrast agents" に開示されている。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、本開示の他の実施例による位置追跡を利用した定量 C E U S 分析のためのシステムのブロック図である。図 2 の実施例は、下記の相違点を有するが、図 1 のものに類似

10

20

30

40

50

している。図2の実施例において、システム30は、外部位置追跡システム(TS)32との統合により強化されている。外部位置追跡システム32は、符号36により全体的に示された追跡場を生成するように構成された追跡場発生器34を含んでいる。センサ38が超音波プローブ14に結合され、感知場36の範囲内に位置される上記センサに应答して、該センサの位置及び向きを追跡システム32により追跡することができる。一実施例において、ワークステーション18は、追跡システム32に結合されると共に、所与の定量CEUS分析実施化の要件に従って当該ワークステーション18と追跡システム32との間で追跡情報を通知し、及び/又は追跡命令を供給するように構成される。追跡システム32は、例えばカナダ国、ウォーターローのノーザン・デジタル社による電磁"オーロラ"システム等の、如何なる好適な追跡システムを有することもできる。

10

【0022】

本明細書に開示されているように、システム30は多数の利点を提供する統合化を有している。第1の利点は、当該システム30が本開示の上記実施例による画像に基づく位置合わせの堅実さを向上させることである。例えば、前記スキヤナの手操作での不注意な又は入念なプローブの動きは、連続するフレームの画像内容に大きな差を生じかねず、これにより、対応する見掛けのROI/VOIの動き T_i を推定することを困難にさせる。しかしながら、追跡システム32により測定されたプローブ14の位置/向きを使用すれば、画像に基づく位置合わせ処理のための開始点が改善され、ベースライン画像及びi番目の画像フレームにおけるROI/VOIが、対応する位置合わせ処理の開始時に互いに近づけられるのを可能にする。

20

【0023】

第2の利点は、システム30が検索空間の次元を減少させることである。即ち、呼吸から派生するROIの動きは、典型的には、平行移動により(即ち、回転無しで)良好に近似される。しかしながら、回転的な超音波プローブの動きは、ROIの見掛けのフレームからフレームへの動きに回転を生じさせ得る。プローブの追跡を用いて斯かる回転成分を除去することにより、当該画像に基づく位置合わせは、平行移動(x,y,z)及び回転(x, y, z)に対応する6つの自由度(DOF)の代わりに、(x,y,z)における平行移動に対応する3つの自由度に限定することができる。

【0024】

システム30の他の利点は、追跡システム32が、本開示の定量CEUS分析の方法実施例による定量ROI分析を用いて識別された目標への後のナビゲーション/ガイダンスのための体制を提供することである。ガイダンスは、リアルタイム超音波の事前取得された3D画像(CT又はMRI等の)との融合により、及び/又は小型化された追跡センサを装着された侵襲的又は外科的装置を空間的に追跡することにより(例えば、reference JVIR 2007: Jochen Krucker, Sheng Xu, Neil Glossop, Anand Viswanathan, Jörn Borgert, Heinrich Schulz, and Bradford J. Wood. Electromagnetic tracking for thermal ablation and biopsy guidance: Clinical evaluation of spatial accuracy. JVIR, vol. 18, pp. 1141-1150, 2007を参照)提供することができる。

30

【0025】

図1のシステム10を参照して本明細書で説明した機能に加えて、図2のシステム30においては、ワークステーション18は該ワークステーションのメモリにロードされたソフトウェアを更に含み、該ソフトウェアは、(i)追跡システム(TS)32からの追跡位置情報を、USスキヤナ12からの画像ストリームと同時に処理し、(ii)ベースライン画像取得の間における超音波プローブの姿勢(pose) T_{base} を記憶すると共に、後続の各画像iに関して、現フレームiと上記ベースライン画像との間の姿勢差 T_{base}^i を計算し、(iii) T_{base}^i を使用して、組織の動きがないという(即ち、見掛けの動きはプローブを組織に対して移動させることによってのみ生じるという)仮定の下で、ベースラインと比較したi番目のフレームにおけるROIの姿勢差に対応する T_i^0 を決定し、(iv) T_i^0 を、i番目のフレームにおける対応するROI/VOIの動き T_i を決定するために当該画像に基づく位置合わせ処理の開始点として使用するために、該ワークステーシ

40

50

ョンのプロセッサにより実行可能な命令を含んでいる。

【0026】

図2の実施例のシステム30において、電磁"オーロラ"システム(カナダ国、ウォーターローのノーザン・デジタル社)等の外部位置追跡システム(TS)32は、患者22に隣接して配置される。6自由度(6DOF)の位置センサ(S)38が超音波プローブ14に結合され、追跡場発生器34が、プローブ位置を追跡場36により追跡することができるように配置される。追跡システム32は光学追跡システムを含むこともでき、該システムにおいては、追跡場発生器34はカメラを有し、超音波プローブ14を光学視野に対応する追跡場36内で光学的に追跡する。

【0027】

図3は、本開示の実施例による、図2の定量CEUS分析のためのシステムの種々の部分の間の変換を示す部分ブロック図である。特に、図3は、3D超音波画像、前記プローブに取り付けられた追跡センサ及び前記追跡システムの座標系の間の変換の概念図である。一実施例において、図3は、前記6DOF位置センサ、前記追跡システム及び対応する超音波フレームの間の変換の関係を示す。

【0028】

変換 $T_{tracking}$ は、追跡システム32, 34に対する追跡センサ14の現在の位置及び向き("姿勢")を示す。言い換えると、変換 $T_{tracking}$ は、追跡システムの座標系 $C_{tracking}$ と追跡センサの座標系 C_{sensor} との間の関係を示す。変換 $T_{tracking}$ は、上記追跡システムにより形成され、ワークステーション18に送られる。変換 $T_{calibration}$ は、3D超音波画像の座標系 C_{3DUS} (即ち、ボクセル座標)と、プローブ14に取り付けられた追跡センサ38の座標系 C_{sensor} との間の関係を示す。該変換 $T_{calibration}$ は、一度の校正手順により決定され、超音波プローブ14に剛性的に取り付けられた所与の追跡センサ38に対して一定のままである。

【0029】

追跡センサ(S)38からの追跡情報は、画像に基づく位置合わせに対して以下のように開始点を提供する。図3に符号40により示され、且つ、ベースライン位置にある超音波プローブ14(0)により得られる最初のVOIが、ベースライン画像において超音波画像(3DUS)ボクセル座標で定義され、該ベースライン画像の対応する追跡姿勢 T_{base} が記憶される(例えば、追跡システム32により、又はワークステーション18の適切な記憶部に)。例えば後の位置におけるプローブ14(i)により得られる後の各画像に対して、当該方法は、

【数1】

$$T_i^o = T_{calibration}^{-1} \cdot T_{tracking,i}^{-1} \cdot T_{base} \cdot T_{calibration}$$

により与えられる式を用いて変換 T_i^o (即ち、組織に対してプローブを移動させることによるのみ生じる見掛けの画像の動き)を計算するステップを含み、ここで、 $T_{tracking,i}$ はi番目の画像フレームの追跡姿勢であり、指数 -1 は行列反転を示す。

【0030】

かくして、 T_i^o は、先に定義した T_i を決定する当該画像に基づく位置合わせ処理のための開始位置として使用することができる。更に、該画像に基づく位置合わせは平行移動のみのサーチに縮小することができる。何故なら、可能性のある回転成分(例えば、プローブの回転により生じる)は削除されているからである。

【0031】

図4は、本開示の他の実施例による定量CEUS分析の方法50を示すフローチャートである。該方法はステップ52で開始し、該ステップは、所与の定量CEUS分析の要件に適し得るような、本方法を開始するための如何なる適切な作用も有することができる。開始ステップ52に続き、当該方法はステップ54に進む。ステップ54において、最初のコントラスト画像及び組織画像の対が、所与の生体構造の所望部分に関して取得される

10

20

30

40

50

。該最初のコントラスト及び組織画像対は、当該定量CEUS分析の目的で選択された如何なる画像対も初期画像として有することができ、これは、該画像対が当該システムにより得られた最初の画像対を有しなければならないことを必ずしも意味するものではない。ステップ56において、上記最初に取得された組織画像内でROI/VOIが確定される。この場合、上記ROI/VOIを確定するために使用された組織画像が"ベースライン"組織画像となる。最初に取得された組織画像でROI/VOIを確定するステップは、該ROI/VOIを手作業で確定するステップを含むことができる。該最初に取得された組織画像でROI/VOIを確定する他の方法、例えば、該組織画像内で所与の関心領域又は体積を検出するように構成された適切な画像処理を介する方法等も考えられる。ステップ58において、該最初の組織画像から確定されたROI/VOIは、最初のコントラスト画像に自動的に位置合わせされ、該対応するコントラスト画像が"ベースライン"コントラスト画像となる。先に説明したように、上記組織画像及び対応するコントラスト画像は同時に（又は実質的に同時に）取得されるから、これらは互いに自動的に位置合わせされる。即ち、上記組織画像内に画定された関心領域（ROI）又は関心体積（VOI）は、上記コントラスト画像内で同じROI又はVOIの輪郭を描く。ステップ60において、上記ベースラインコントラスト画像のROI/VOIに対して定量分析が実行される。

【0032】

ステップ62において、本方法は、次のコントラスト及び組織画像対（現在のコントラスト及び組織画像対に対応する）を取得する。該現在のコントラスト及び組織画像対は同時に（又は、実質的に同時に）取得され、その場合において、これらの現在のコントラスト画像及び現在の組織画像は互いに自動的に位置合わせされる。ステップ64において、本方法は、(i)上記現在の組織画像と、(ii)前記ベースライン組織画像との間のフレーム対フレームの位置合わせを行う。本明細書で述べたように、組織画像は、典型的に、対応するコントラスト画像よりも位置合わせのために使用することが可能な一層多くの情報内容を有しているため、有利にも、現組織画像フレームとベースライン組織画像フレームとの間の画像に基づくフレーム対フレームの位置合わせを可能にする（現コントラスト画像とベースラインコントラスト画像との間の直接的なフレーム対フレームの位置合わせと比較して）。ステップ66において、現組織画像フレームとベースライン組織画像フレームとの間の該フレーム対フレーム位置合わせは、(i)ベースラインコントラスト画像から(ii)現コントラスト画像へ前記ROI/VOIを転写するために使用される。上記ベースラインコントラスト画像のROI/VOIを現コントラスト画像に変換するに際して、本方法は、ステップ68において、現コントラスト画像の当該変換されたROI/VOIに対して定量分析を実行する。他の実施例において、ステップ66は、現コントラスト画像からベースラインコントラスト画像へROI/VOIを変換することができる。更に、一実施例において、上記位置合わせ及び処理は、リアルタイムであるものとして行うことができる。他の実施例においては、全ての画像（及び追跡）データが最初に先ず取得され、次いで位置合わせ及び分析のための処理が実行されるようにすることができる。

【0033】

ステップ70において、本方法は、次のコントラスト及び組織画像対の取得に関する処理を繰り返すべきかを尋問する。当該処理を繰り返すべき場合、本方法はステップ62に進み、上述したように手続を続行する。それ以外で、本方法におけるCEUS定量分析の後続のコントラスト及び組織画像対を取得する部分が完了した場合、本方法はステップ72に進む。ステップ72は、所与のCEUS定量分析実施化又はアプリケーションの要件に従って実行することが可能な更なるステップを表している。例えば、ステップ72は、造影超音波画像の調査のための更なるステップを含むことができる。また、ステップ72は、例えば生体検査及び/又は治療手順に対して目標情報及びガイダンスを提供する等による、診断及び治療の統合に関する更なる処理を含むこともできる。

【0034】

ここまでで、方法が、所与の生体構造の所望の部分に関して最初の超音波コントラスト及び組織画像の対を取得するステップを有する定量3D造影超音波（CEUS）分析に関

10

20

30

40

50

して開示されたことが分かるであろう。関心領域（ROI）又は関心体積（VOI）が上記最初を取得された組織画像において確定され、対応する組織画像がベースライン組織画像となる。上記最初の組織画像から確定されたROI/VOIは上記最初のコントラスト画像に自動的に位置合わせされ、対応するコントラスト画像がベースラインコントラスト画像となる。該ベースラインコントラスト画像のROI/VOIに対して定量分析が実行される。次の超音波コントラスト及び組織画像対が取得され、これらはi番目の現コントラスト及び組織画像対に対応する。上記次の超音波コントラスト及び組織画像対の取得の後、(i)現在の組織画像と(ii)ベースライン組織画像との間でフレーム対フレームの位置合わせがなされる。現組織画像フレームとベースライン組織画像フレームとの間の該フレーム対フレーム位置合わせは、(i)ベースラインコントラスト画像から(ii)現コントラスト画像へROI/VOIを転写するために使用され、これにより、現コントラスト画像に、変換されたROI/VOIを形成する。次いで、現コントラスト画像の該変換されたROI/VOIに対して定量分析が実行される。一実施例において、最初のコントラスト及び組織画像対を取得するステップは、コントラスト画像を取得する前に組織画像を取得するステップを有する。

【0035】

他の実施例によれば、上記最初のコントラスト及び組織画像対は、当該定量CEUS分析のために初期画像対として選択された如何なる画像対を有することもできるが、これは、該画像対が、最初に得られた画像対を有さねばならないということを経済的にも意味するものではない。他の実施例において、最初に取得された組織画像においてROI又はVOIを確定するステップは、ベースライン組織画像内でROI又はVOIを手で識別するステップを有する。更なる実施例では、最初のコントラスト及び組織画像対を取得するステップは、コントラスト画像及び組織画像を同時に又は実質的に同時に、これらコントラスト及び組織画像が互いに自動的に位置合わせされるように取得するステップを含む。結果として、ベースライン組織画像内で画定されたROI又はVOIは、ベースラインコントラスト画像内で同一のROI又はVOIの輪郭を描くことになる。更に、現在のコントラスト及び組織画像対を取得するステップは、現コントラスト画像及び現組織画像を同時に又は実質的に同時に、これら現コントラスト及び現組織画像が互いに自動的に位置合わせされるように取得するステップを含み、その場合に、現組織画像内で画定されるROI又はVOIは現コントラスト画像内で同一のROI又はVOIの輪郭を描く。

【0036】

他の実施例によれば、本方法は、次のコントラスト及び組織画像対を取得するステップ、該次の現組織画像とベースライン組織画像との間のフレーム対フレーム位置合わせを確定するステップ、上記次の現組織画像フレームとベースライン組織画像フレームとの間の該フレーム対フレーム位置合わせを(i)ベースラインコントラスト画像から(ii)上記次のコントラスト画像へROI/VOIを転写するために使用し、これにより上記次の現コントラスト画像内に変換されたROI又はVOIを形成するステップ、及び上記次の現コントラスト画像の該変換されたROI又はVOIに対して定量分析を実行するステップを繰り返すステップを更に有する。更に、本方法は、CEUS定量分析を、追加の診断手順、治療手順、並びに侵襲的手順及び/又は局所化された治療に対する目標情報、ナビゲーション及びガイダンスの提供からなる群から選択される少なくとも1つと統合するステップを含む。

【0037】

一実施例において、(i)次のコントラスト及び組織画像対を取得し、(ii)フレーム対フレーム位置合わせを行い、及び(iii)現組織画像フレームとベースライン組織画像フレームとの間の該フレーム対フレーム位置合わせをベースラインコントラスト画像から現コントラスト画像へROI/VOIを転写するために使用するステップは、一緒になって、最初のベースラインコントラスト画像の取得と現コントラスト画像との間で発生しているかも知れない該現コントラスト画像内での組織の動きを自動的に補償するような画像に基づく位置合わせを含む。組織の動きの自動的補償は、上記画像に基づく位置合わせを

10

20

30

40

50

用いてリアルタイムに生じる。

【0038】

他の実施例によれば、本方法は、 i 番目のコントラスト画像及び i 番目の組織画像を有する現在のコントラスト及び組織画像対を取得するステップを更に含む。フレーム対フレームの位置合わせを行うステップは、ベースライン画像から i 番目の組織画像への ROI 又は VOI の動き変換 T_i を決定するステップを含む。更に、該動き変換 T_i は、ベースライン画像の ROI 又は VOI 内の画像情報を i 番目の組織画像に位置合わせする関数として決定される。 T_i は、対応する並行移動及び回転を記述する変換である。本方法は、ROI 又は VOI を転写するためにフレーム対フレーム位置合わせを使用し、上記変換 T_i を適用してベースラインコントラスト画像の ROI 又は VOI を、 i 番目のコントラスト画像フレームの ROI ^{i} 又は VOI ^{i} へ各々変換するステップを有する。

10

【0039】

更に他の実施例において、本方法は、最初の及び次の超音波コントラスト及び組織画像対を取得するステップを、位置追跡システムと統合するステップを有する。更に、本方法は、斯かる追跡システムにより超音波プローブの位置及び向き少なくとも一方を測定するステップと、該測定された位置/向きを使用して、ベースライン組織画像及び i 番目の組織画像フレームにおける ROI 又は VOI を一層密に整列させると共に、これらの間の画像に基づく位置合わせのための改善された開始点を提供するステップとを更に有する。更に、本方法は、プローブの追跡を用いて該超音波プローブの動きにおける回転成分を除去するステップを有し、この場合には、画像に基づく位置合わせは、座標系 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ における平行移動及び回転に対応する 6 つの自由度 (6 DoF) の代わりに、 (x, y, z) なる座標系における平行移動に対応する 3 つの自由度 (3 DoF) に更に限定される。

20

【0040】

更に他の実施例では、本方法は、上記追跡システムからの追跡位置情報を超音波スキャナからの画像ストリームと同時に処理するステップを含み、その場合、上記超音波スキャナは前記最初の及び i 番目の組織及びコントラスト画像フレームを取得するように構成される。上記超音波プローブの姿勢 T_{base} はベースライン画像の取得の間に記憶され、後続の各 i 番目の組織画像に対して、 i 番目の組織画像フレームとベースライン組織画像との間の姿勢差 T_{base}^i が計算される。該姿勢差 T_{base}^i は、組織の動きがないとの仮定の下でベースライン組織画像フレームの ROI と比較した i 番目の組織画像フレームにおける ROI 又は VOI 姿勢差に対応する T_i^0 を決定するために使用され、この場合、如何なる見掛けの動きも当該組織に対して当該プローブを動かすことのみにより生じる。最後に、上記姿勢差 T_i^0 は、ベースライン組織画像から i 番目の組織画像への ROI 又は VOI の動き変換 T_i を決定するための画像に基づく位置合わせ処理に対する開始位置として使用され、その場合、該動き変換 T_i はベースライン画像の ROI 又は VOI 内の画像情報を i 番目の組織画像に位置合わせする関数として決定される。

30

【0041】

更に他の実施例によれば、 i 番目のコントラスト画像フレームにおける ROI ^{i} 又は VOI ^{i} 内の画像内容の定量分析を実行するステップは、定量的結果を発生するステップを有する。本方法は、更に、複数の後続の取得される i 番目のコントラスト画像フレームの個々のものから得られた定量的結果の時系列を分析して、診断情報を提供することが可能なパラメータを決定するステップを有する。更に、該定量分析は輝度の平均及び標準偏差を計算するステップを含み、上記パラメータは組織内灌流定数を含む。

40

【0042】

更に、超音波スキャナ装置は、本開示の方法の種々の実施例による定量 3D 造影超音波 (CEUS) 分析を実行するよう構成される。

【0043】

本明細書で述べたように、本開示の実施例は、体積測定的超音波コントラスト画像の自動的定量化を可能にし、画像処理により"生の"コントラスト画像から抽出された情報を含

50

むような"パラメータ的"画像の生成を可能にすることに関するものである。本開示の実施例による方法は、有利にも、画像の動きのアーチファクトにより面倒であった斯様なパラメータ的画像の形成のための従来の方法に勝るものである。本開示の実施例は、有利にも、組織の動きを自動的に補償する。

【 0 0 4 4 】

本開示の実施例は空間的追跡システムを更に含み、該追跡システムは斯かる空間的追跡システムのない実施例の画像処理方法に確実さを追加する。更に、上記空間的追跡システムは、結果としての"パラメータ的"画像を画像ガイダンスシステムと統合するために使用することができ、その場合、上記"パラメータ的"コントラスト画像("生の"コントラスト画像とは反して)は、診断情報をインターベンション又は治療の間におけるガイダンスのために提供するために使用することができる。

10

【 0 0 4 5 】

以上、幾つかの実施例しか詳細に説明しなかったが、当業者であれば、本開示の実施例の新規な教示及び利点から実質的に逸脱することなしに上記例示の実施例の多くの変形が可能であることが容易に理解されよう。例えば、本開示の実施例は造影超音波画像化研究に適用することができる。特に、本発明は、診断及び治療を、生体検査及び治療手順に対して目標情報及びガイダンスを提供することにより統合することができる。更に、当該超音波スキャナ及びワークステーションは、本明細書で説明したC E U S 定量分析の方法の種々の態様を実施化するように構成された単一のユニットを有することもできる。従って、全ての斯様な変形は、請求項に記載された本発明の実施例の範囲内に含まれることを意図するものである。請求項において、手段プラス機能文は、記載された機能を果たす記載された構成をカバーすることを意図するもので、構成的均等物のみならず、均等な構成もカバーする。

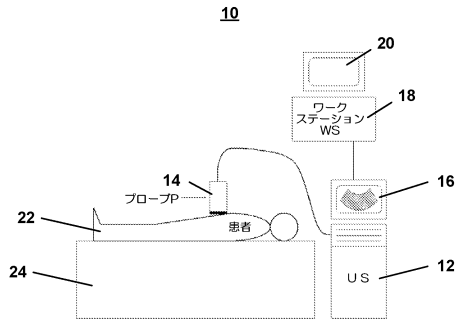
20

【 0 0 4 6 】

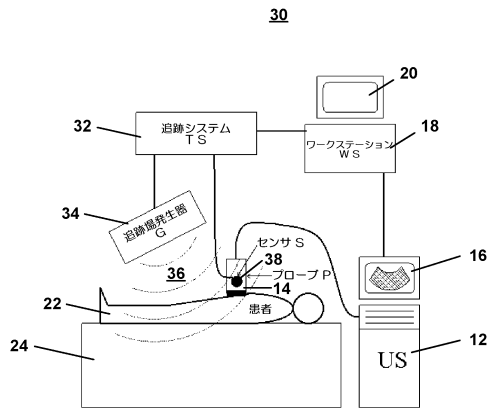
更に、1以上の請求項における括弧内の如何なる符号も、当該請求項を限定するものと見なしてはならない。また、"有する"なる文言等は、何れかの請求項又は明細書全体に記載されたもの以外の構成要素又はステップの存在を排除するものではない。また、単数形の構成要素は、複数の斯様な構成要素を排除するものではなく、その逆でもない。また、上記実施例の1以上は、幾つかの個別の構成要素を持つハードウェアにより、及び/又は適切にプログラムされたコンピュータにより実施化することができる。また、幾つかの手段を列挙する装置の請求項において、これらの手段の幾つかは1つの同一のハードウェアにより具現化することができる。また、特定の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これら手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

30

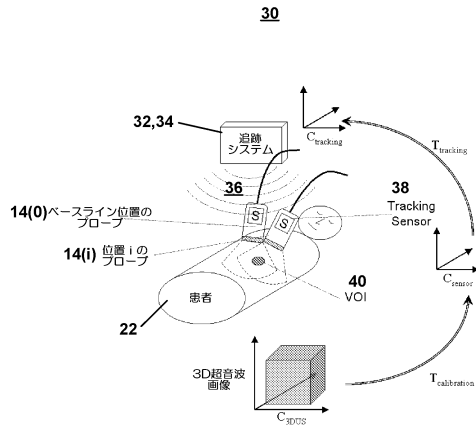
【図1】



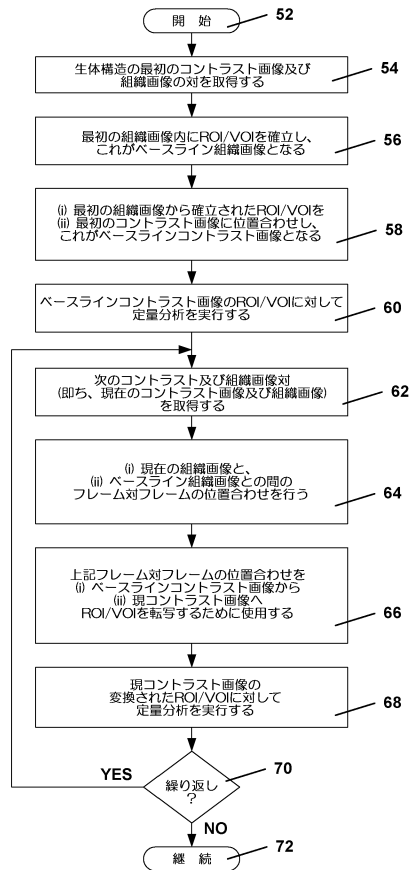
【図2】



【図3】



【図4】



50

フロントページの続き

(72)発明者 シュ シェン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 プリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 345 スカボロー ロード

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2004-159722(JP, A)

特開2009-082181(JP, A)

国際公開第2006/123742(WO, A1)

特開平08-196537(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	用于定量3DCEUS分析和系统和方法		
公开(公告)号	JP5592796B2	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	JP2010533688	申请日	2008-11-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	クルツケルヨヘン シュシエン		
发明人	クルツケル ヨヘン シュ シエン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/4245 A61B8/481 G06T7/38 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/06		
优先权	60/987796 2007-11-14 US 61/045307 2008-04-16 US		
其他公开文献	JP2011502681A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于定量3D对比度增强超声 (CEUS) 分析的方法50涉及获得54第一对解剖超声对比图像和组织图像。确定第一获取的组织图像中的感兴趣区域 (ROI) 或感兴趣体积 (VOI) , 其是基线组织图像。确定的ROI / VOI从初始组织图像到第一对比图像自动对准58, 第一对比图像是基线对比图像。对基线对比图像的ROI / VOI执行定量分析60。该方法还包括获得62对应于第i个当前对比度图像和当前组织图像对的下一个超声对比图像和组织图像对。在 (i) 当前组织图像和 (ii) 基线组织图像之间执行帧到帧对准64。在帧到帧对准, 则使用当前组织图像和基线组织图像 (66) 之间传递的ROI / VOI从 (i) 所述基线对比图像与 (ii) 当前的对比度图像, 从而, 当前的骗局

