

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6430498号
(P6430498)

(45) 発行日 平成30年11月28日(2018.11.28)

(24) 登録日 平成30年11月9日(2018.11.9)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522904 (P2016-522904)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月16日 (2014. 6. 16)		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2016-523163 (P2016-523163A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月8日 (2016. 8. 8)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062257		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開番号	W02014/207605	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成29年6月14日 (2017. 6. 14)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/839, 668		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成25年6月26日 (2013. 6. 26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波剪断波エラストグラフィ測定のマッピングのためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

解剖学的部位の剪断波エラストグラフィ測定結果を提供するための超音波エラストグラフィシステムであって、

超音波画像化および剪断波エラストグラフィに備える、ように構成されているポータブル超音波画像取得プローブと、

超音波画像取得プローブをコントロールし、前記ポータブル超音波画像取得プローブを介する剪断波エラストグラフィ測定結果を決定し、かつ、前記解剖学的部位の2次元画像平面を含む超音波画像を提供する、ように構成されている超音波信号と画像の処理アセンブリと、

前記超音波信号と画像の処理アセンブリによって提供される前記超音波画像を表示する、ように構成されているディスプレイと、

前記解剖学的部位の第2画像を保管するように、構成されているメモリユニットと、
前記超音波画像の中でユーザが興味領域を選択できるようにするユーザ入力デバイスであり、前記興味領域においてエラストグラフィ測定が行われる、ユーザ入力デバイスと、
 を含み、

前記第2画像は、前記解剖学的部位の3次元画像であり、

前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、前記解剖学的部位の前記3次元画像の中で前記2次元画像平面の位置および前記剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定し、かつ、前記解剖学的部位の前記3次元画像の中で前記2次元画像平面の位置およ

び前記切断波エラストグラフィ測定結果の位置を表示する、ように構成されている、
ことを特徴とする、
システム。

【請求項 2】

前記システムは、さらに、
前記ポータブル超音波画像取得プローブの位置と向きをトラックするためのトラッキング
デバイス、
を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、
前記トラッキングデバイスを介してポータブル超音波画像取得プローブの位置と向きを
トラックすることにより、前記解剖学的部位の前記 3 次元画像の中で前記切断波エラスト
グラフィ測定結果の前記位置を決定する、ように構成されている、
請求項 2 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記システムは、さらに、生検デバイス、を含み、かつ、
前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、前記トラッキングデバイスを介し
て前記解剖学的部位の前記 3 次元画像の中で生検デバイスの位置をトラックするように構
成されている、
請求項 2 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、
切断波エラストグラフィ測定結果に係る位置と生検デバイスの前記位置との間の距離を
決定する、ように構成されている、
請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、
前記興味領域が選択された前記超音波画像を、前記解剖学的部位の前記 3 次元画像と共
にレジストレーションすることにより、前記解剖学的部位の前記 3 次元画像の中で前記剪
断波エラストグラフィ測定結果の前記位置を決定する、ように構成されている、
請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記超音波画像は、2 次元超音波画像である、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記解剖学的部位の前記 3 次元画像は、超音波画像取得とは異なるモダリティを介して
取得された 3 次元画像であり、
前記解剖学的部位の前記 3 次元画像は、前記超音波信号と画像の処理アセンブリの前記
メモリユニットに保管される、
請求項 2 に記載のシステム。

40

【請求項 9】

前記ポータブル超音波画像取得プローブと前記超音波信号と画像の処理アセンブリは、
さらに、
ユーザが、前記解剖学的部位の前記 3 次元超音波画像を取得し、かつ、前記解剖学的部
位の前記 3 次元超音波画像として保管することができる、ように構成されている、
請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】

超音波エラストグラフィシステムを用いて解剖学的部位を検査するための超音波エラス
トグラフィ方法であって、
ポータブル超音波画像取得プローブを介して、前記解剖学的部位の 2 次元画像平面を含

50

む超音波画像を取得するステップと、

前記解剖学的部位の第2画像を取得するステップと、

前記超音波画像の中で興味領域を選択するステップであり、前記興味領域においてエラストグラフィ測定が行われる、ステップと、

前記ポータブル超音波画像取得プローブを介して、剪断波エラストグラフィ測定結果を取得するステップと、

を含み、

前記第2画像の中で前記2次元画像平面の位置および剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するステップであり、前記第2画像は前記解剖学的部位の3次元画像である、ステップと

10

前記解剖学的部位の前記3次元画像の中で前記2次元画像平面の位置および前記剪断波エラストグラフィ測定結果の前記位置を表示するステップと、

を含む、ことを特徴とする、

方法。

【請求項11】

前記方法は、さらに、

トラッキングデバイスを通じてポータブル超音波画像取得プローブの位置をトラックするステップを含む、

請求項10に記載の方法。

【請求項12】

20

前記方法は、さらに、

前記トラッキングデバイスを通じて、前記解剖学的部位の前記3次元画像の中で生検デバイスの位置をトラックするステップと、

剪断波エラストグラフィ測定結果に係る位置と生検デバイスの前記位置との間の距離を決定するステップと、

を含む、請求項11に記載の方法。

【請求項13】

コンピュータ上でコンピュータプログラムが実行されると、請求項10乃至12いずれか一項に記載の方法を前記コンピュータに実施させるプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、解剖学的部位についてエラストグラフィ測定結果を提供するための超音波エラストグラフィシステム、および、超音波エラストグラフィシステムを用いて解剖学的部位を検査するための超音波エラストグラフィ方法に関する。本発明は、さらに、そうした方法を実施するためのコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

肝繊維症 (liver fibrosis) および肝硬変 (cirrhosis) は、ウイルス性、自己免疫性、薬物誘発性、胆汁うっ滞性、および代謝の疾患を含む種々の原因からの慢性的な肝臓障害に回答するものである。肝硬変は、究極的に肝不全を導き得るものであり、主要な肝臓癌である肝細胞癌と関連し、相対的な死亡率を増加させる。

40

【0003】

肝繊維症の程度の段階化 (staging) と認定は、慢性的な肝臓疾患をもつ患者の管理において重要である。肝臓生検は、肝繊維症の診断と段階化について「最も信頼できる基準 ("gold standard")」であると考えられている。しかしながら、肝臓生検は、患者に対して不快感と不安を生じ得るものである。1 - 5%の患者において顕著な混乱が生じるが、報告された死亡率は1 : 1000と1 : 10000との間である。肝臓生検サンプルは、肝臓のたった約1 / 50000を含むだけであり、サンプリング

50

の多様性と、さらに組織学的アセスメントの最中の観察者の変動性によって制限される。

【 0 0 0 4 】

肝臓生検の制限は、肝繊維症について種々の非侵襲的評価の開発を導いてきた。スクリーニング、治療モニタリング、およびフォローアップのために、より適切なものである。超音波剪断波エラストグラフィ技術は、非侵襲的な肝臓生検の段階化のための技術として出現する。絶対剛性の定量化機能、リアルタイム性、コスト効率性、およびポータブルであるという特徴によるものである。商業的製品が既に利用可能であり、例えば、フィリップスウルトラサウンド製 (Philips Ultrasound) の新リリースの剪断波 Elastography Point Quantification (ElastPQ) がある。そうした方法においては、肝臓または他の解剖学的部位を機械的にストレスをかけ、かつ、剪断波を生成するために音響放射 (acoustic radiation) が使用される。結果として生じる組織の変位が測定され、解剖学的部位の弾性を見積るために使用される。肝臓が解剖学的部位である場合に、繊維症の段階と相関していることが見い出されてきたものである。

10

【 0 0 0 5 】

トランスデューサの加熱といったシステムの制約および剪断波の速い減衰といった物理的な制約のため、現在の商業的な剪断波エラストグラフィ製品は、たいてい、ユーザが選択したポイント位置、もしくは、Bモード (B - mode) 視野の中に空間的に制限された興味部位 (ROI) のより大きな領域における測定を提供するだけである。典型的なワークフローにおいて、ユーザは、従来の超音波Bモード画像化の下で疑わしい領域を選択し、剪断波エラストグラフィ装置を起動し、測定を行い、そして、別のユーザが選択した位置においてプロセスを繰り返す。画像化平面におけるROIの中で行われた測定は、次に、ROIと関連付けされた値として、例えば超音波エラストグラフィシステムのディスプレイ上に、表示され得る。例として、これによって、ROIと関連付けされた肝臓の剛性値が、ヤング率 (kPa) または剪断波速度 (m / s) の単位においてレポートされ得る。ROIを移動することによって、ユーザは非侵襲的な方法で肝臓を検査することができる。

20

【 0 0 0 6 】

複数の剛性測定を行うことが推奨される。繊維症レベルの包括的な評価を得るために、例えば10のオーダーで、肝臓全体に配置されたものである。さらに、これは、検査官に対して測定結果の正確な分布またはパターンについて疑いを残すものである。

30

【 0 0 0 7 】

国際公開第2012/078280A1号は、組織のエラストグラフィ画像を生成するために、組織上にわたり移動されるように構成されたスキニング装置を含むシステムを示している。スキニング装置は、超音波トランスデューサと剪断波トランスデューサを含む。剪断波トランスデューサは、超音波トランスデューサのオペレーションの最中に剪断波を組織の中へ向けるように構成されている。位置と向きのセンサシステムがスキニングシステムと統合されており、受信器が超音波トランスデューサからの画像を受信するように構成されており、受信器はそれぞれの画像についてセンサシステムからの位置と向きのデータを受信するように構成されており、かつ、ビューアは受信した画像の迅速な、連続した表示を提供するように構成されている。

40

【 0 0 0 8 】

そうしたエラストグラフィシステムをさらに改善する必要性が存在している。

【 0 0 0 9 】

米国特許出願公開第2012133663号は、生物学上の組織に関する第1の物理量を計算する物理量計算機を含む、生物学上の組織の医療用画像を表示するための医療用画像表示装置を開示している。そして、物理量計算機によって計算された第1の物理量に応じた表示形式を有する第1の弾性画像、および、医療用画像として他の別の医療用画像表示装置によって計算された生物学上の組織の弾性に関する第2の物理量に応じた表示形式

50

を有する第2の弾性画像を表示する表示画像コントロール装置を開示している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

改善された超音波エラストグラフィシステムおよび方法を提供することが、本発明の目的である。そうした方法を実施するためのコンピュータプログラムを提供することは、本発明のさらなる目的である。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の第1の態様においては、解剖学的部位の剪断波エラストグラフィ測定結果を提供するための超音波エラストグラフィシステムが提供される。本システムは、超音波画像化および剪断波エラストグラフィに備えるように構成されているポータブル超音波画像取得プローブと、超音波画像取得プローブをコントロールし、ポータブル超音波画像取得プローブを介する剪断波エラストグラフィ測定結果を決定し、特にポータブル超音波画像取得プローブによって受け取られたエコーから剪断波エラストグラフィ測定結果を決定または計算し、かつ、特にポータブル超音波画像取得プローブによって受け取られたエコーから解剖学的部位の超音波画像を提供するように構成されている超音波信号と画像の処理アセンブリと、超音波信号と画像の処理アセンブリによって提供される超音波画像を表示するように構成されているディスプレイと、解剖学的部位の3次元画像を保管するように構成されているメモリユニットと、を含む。超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、解剖学的部位の3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定し、かつ、剪断波エラストグラフィ測定結果の位置をユーザに対して表示するように構成されている。

【0012】

本発明の第2の態様においては、超音波エラストグラフィシステムを用いて解剖学的部位を検査するための超音波エラストグラフィ方法が提供される。本方法は、解剖学的部位の3次元画像を取得するステップと、超音波画像化および剪断波エラストグラフィに備えるように構成されているポータブル超音波画像取得プローブを介して剪断波エラストグラフィ測定結果を取得するステップと、解剖学的部位の3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するステップと、剪断波エラストグラフィ測定結果の位置をユーザに対して表示するステップと、を含む。

【0013】

本発明の第3の態様は、コンピュータ上でコンピュータプログラムが実行されると、第2の態様または改善の一つに従った方法に係るステップをコンピュータに実施させるプログラムコード手段を含む、望ましくは固定の、コンピュータプログラムである。

【0014】

提供する本発明の基本アイデアは、エラストグラフィ測定位置と生検位置をローカル化 (localize) するための統合されたシステムおよび方法である。特に、肝臓の3次元解剖学的構造におけるものである。剪断波エラストグラフィ画像化とローカル化は、2つのアプローチを使用して具現化され得る。すなわち、トランスデューサの位置検出または純粋な画像ベースのレジストレーション (registration) である。第1のアプローチにおいては、トランスデューサ上にセンサが配置される。電磁気または光トラッキングシステムを使用して、センサの位置と向きをリアルタイムにモニタリングするためである。第2のアプローチにおいては、剛性測定が行われる超音波ボリュームまたはクロス平面画像のサブセットが、広範な3次元の肝臓の解剖学的構造に対してレジストレーションされる。超音波システムの主要エレメントは、以下のものである。従来のBモード画像化と剪断波エラストグラフィが可能な1次元または2次元トランスデューサ、1次元の超音波トランスデューサまたは2次元の超音波トランスデューサをスイープ (sweep) することによって取得された3次元の肝臓の解剖学的構造、もしくは、CT/MRIといった他のモダリティ (modality) によって以前に取得された3次元

10

20

30

40

50

画像、および、アプリケーションである。アプリケーションは、剛性測定の相対位置と超音波画像を得るために超音波システムと通信するデータ取得システムと、トラッキングシステムを使用して剛性測定と生検位置をマッピングもしくは画像レジストレーションアプローチを使用して剛性測定位置をマッピングするトラッキングシステムと通信するデータ取得システムと、剛性測定位置の3次元レンダリングと可視化のためのディスプレイソリューションと、あらゆる剛性測定位置と生検位置との間の距離を計算することができる定量化ツールと、を含む。

【0015】

剪断波エラストグラフィとトラッキングの組み合わせは、画像診断法とインターベンショナルな (i n t e r v e n t i o n a l) 腫瘍学において幅広いアプリケーションを有し得るものであり、かつ、将来の超音波画像化システムに含まれ得るものである。肝繊維症の段階化、解剖学的部位が肝臓であるもの、の他に、システムと技術は、乳がん、甲状腺がん、および前立腺がんの段階化において、剛性測定と生検位置の可視化およびマッピングにおけるアプリケーションを有し得るだろう。従って、解剖学的部位は、また、乳房、甲状腺、および前立腺であり得る。

10

【0016】

本発明の望ましい実施例は、従属請求項において定められる。請求される方法は、請求される装置および従属請求項において定められるものと同様及び/又は同一な望ましい実施例を有することが理解されるべきである。

【0017】

本システムの改善に従って、システムは、さらに、ポータブル画像取得プローブの位置と向きをトラックするためのトラッキングデバイスを含む。これによって、プローブの位置と向きをトラックし、かつ、剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するためにこの情報を使用することができる。

20

【0018】

本システムのさらなる改善において、超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、トラッキングデバイスを介してポータブル超音波画像取得プローブの位置と向きをトラッキングすることによって、解剖学的部位の3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するように構成されている。これによって、トラッキングデバイスは、エラストグラフィ測定の位置をマップし、かつ、3次元画像においてユーザに対して可視化するために使用され得る。

30

【0019】

本システムのさらなる改善において、システムは、さらに、生検デバイスを含んでいる。そして、超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、トラッキングデバイスを介して解剖学的部位の3次元画像の中で生検デバイスの位置をトラッキングするように構成されている。これによって、生検デバイスの位置をトラックすることが、さらに可能になる。これにより、システムを介した生検ワークフローのガイダンスが提供され得る。さらに、生検サンプルの位置がエラストグラフィ測定位置と比較され得る。または、生検サンプルの部位が以前に決定されたエラストグラフィ測定結果と一致することが保証され得る。

【0020】

本システムのさらなる改善において、超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、剪断波エラストグラフィ測定結果の位置と生検デバイスの位置との間の距離を決定するように構成されている。これによって、生検サンプルの側面がエラストグラフィ測定が行われてきた興味領域の近傍に在るか否かが決定され得る。

40

【0021】

本システムは、超音波画像の中でユーザが興味領域を選択できるようにするユーザ入力デバイスを含み、興味領域においてエラストグラフィ測定が行われる。これによって、ユーザは、超音波画像、特に、一般に知られたBモード超音波画像において興味領域を選択することができる。ユーザによって特定された領域においてエラストグラフィ測定が行われるようにである。

50

【0022】

本システムのさらなる改善において、超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、興味領域が選択された超音波画像を、解剖学的部位の3次元画像と共にレジストレーションすることにより、解剖学的部位の3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するように構成されている。これによって、レジストレーションは、コンピュータで実施される方法において超音波信号と画像の処理アセンブリだけにおいて行われ得る。従って、生検測定結果を3次元画像とエラストグラフィ測定位置とに適切に整列させるために、さらなる装置、例えばトラッキングデバイス、を回避することができる。

【0023】

本システムのさらなる改善において、超音波画像は2次元超音波画像である。特に、超音波画像は、一般に知られたBモード超音波画像であってよい。これによって、従来の超音波画像化技術が、ユーザに2次元ビューを提供するために使用され得る。例えば、エラストグラフィ測定に対する位置を特定し、かつ、生検プロセスをガイドするためである。

10

【0024】

本システムのさらなる改善において、解剖学的部位の3次元画像は、超音波画像取得とは異なるモダリティを介して取得された3次元画像であり、解剖学的部位の3次元画像は、超音波信号と画像の処理アセンブリのメモリユニットに保管される。これによって、解剖学的部位全体、例えば肝臓の、3次元画像が使用され得る。特に、異なるモダリティは、コンピュータトモグラフィ画像化または磁気共鳴画像化であり得る。

【0025】

20

本システムのさらなる改善において、ポータブル超音波画像取得プローブと超音波信号と画像の処理アセンブリは、さらに、ユーザが、解剖学的部位の3次元超音波画像を取得し、かつ、解剖学的部位の3次元超音波画像として保管することができるように構成されている。これによって、ユーザは、同一のシステムを介した生検検査に係るエラストグラフィ測定検査の以前に3次元超音波画像を取得することができるようになる。

【0026】

本方法は、さらに、ポータブル超音波画像取得プローブを用いて取得された超音波画像の中で興味領域を選択するステップであり、興味領域においてエラストグラフィ測定が行われるステップを含む。そして、解剖学的部位の3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するステップは、超音波画像を解剖学的部位の3次元画像と共にレジストレーションすることによって行われる。これによって、本方法のひかくできる利点が発生し得る。エラストグラフィ測定結果の位置を3次元画像と共にレジストレーションすることは、あらゆる追加の装置を必要とすることなく、純粹にコンピュータで実施される方法において行われ得るものである。

30

【0027】

本方法の改善において、方法は、さらに、トラッキングデバイスを介してポータブル超音波画像取得プローブの位置をトラックするステップを含む。これによって、トラッキングデバイスは、ポータブル超音波画像取得デバイスの位置と向きをトラックするために使用され得る。例えば、電磁気スキャニング装置、または、光スキャニング装置が使用されてよい。これにより、エラストグラフィ測定の位置を、例えば、生検位置及び/又は、解剖学的部位、例えば肝臓の、3次元画像とマッピングすることがサポートされ得る。

40

【0028】

本方法のさらなる改善において、方法は、さらに、トラッキングデバイスを介して解剖学的部位の3次元画像の中で生検デバイスの位置をトラックするステップと、剪断波エラストグラフィ測定結果に係る位置と生検デバイスの位置との間の距離を決定するステップとを含む。

【0029】

これによって、生検サンプルの位置が3次元画像の中で確認され、かつ、エラストグラフィ測定結果に対する関係が決定され得る。

【図面の簡単な説明】

50

【0030】

これ以降に説明される実施例を参照すれば本発明に係るこれら及び他の態様が明らかになり、解明される。

【図1】図1は、本発明の背景を説明するために、肝臓の3つの画像化平面における体内の肝臓の剛性測定を示している。

【図2】図2は、超音波エラストグラフィシステムのさらなる実施例の模式図である。

【図3】図3は、典型的な超音波エラストグラフィシステムの異なるコンポーネントを説明しているブロックダイヤグラムである。

【図4】図4は、超音波ボリュームスキニングにおける平面と角度を示している模式図である。

10

【図5】図5は、エラストグラフィ測定のためのROIを伴うBモード画像の実施例を示している。

【図6】図6は、患者に関するトラッキングデバイスを含んでいる一つの実施例を図示している。

【図7】図7は、方法の一つの実施例を示している。

【図8】図8は、マップされたエラストグラフィ測定の第1の使用例を示している。

【図9】図9は、マップされたエラストグラフィ測定の第2の使用例を示している。

【図10】図10は、マップされたエラストグラフィ測定の第3の使用例を示している。

【発明を実施するための形態】

【0031】

20

図1は、一人の慢性的な肝臓患者について、肝臓の3つの画像化平面における体内の肝臓の剛性測定を示している。それぞれの平面において、9回の測定が行われている。

【0032】

肝繊維症は、拡散する実質の疾患であると考えられるが、繊維症は、実際には、肝臓全体にわたり重症度と位置が様々である。臨床的な所見は、繊維症の量（段階）と繊維症の位置においては自然な変動が存在することを示唆している。例えば、図1に示されるように、肝臓の患者について、フィリップス製ElastPQによって、右肝葉の3つの画像化平面において肝臓の剛性が測定されている。それぞれの画像化平面において、異なる9カ所において、9つの測定が行われている。平均で、平面2および3におけるよりも、平面1において肝臓がより剛性があることが明らかである。ウイルス性肝炎における不均一な繊維症の分布を示しているものである。臨床的検査から得られる剛性カットオフ値（stiffness cut-off value）を使用することによって、この患者について、メタヴィア（Metavir）スコアシステムを使用して、繊維症段階F0 - F1（マイルド繊維症なし（no-mild fibrosis））という平均な評価を導き得る。しかしながら、より局所的な方法における診断が行われてよい。画像化平面2および3に対してはF0 - F1（繊維症なし）であるが、画像化平面1においてはF2（段階2繊維症又はそれ以上、顕著な繊維症）である。結果として、異なる診断結果と臨床的意思決定が適用されてよい。

30

【0033】

上記の臨床的な実施例は、肝臓生検が何故にサンプリングエラーにされるかを再び説明している。肝臓生検は、傷組織（scar tissue）および損傷した肝細胞について、たいてい肝臓の一つの領域を検査するだけである。肝臓全体にわたる繊維症の重症度と位置のより良い診断のために医者を助けるように、肝臓全体において剪断波測定位置をマップし、生検位置と互いに関連付けし、かつ、これらの位置を3次元の肝臓ボリュームにおいて可視化する必要性が存在する。そうしたマッピング能力は、以下に詳細に述べるように、剛性測定位置を肝臓の解剖学的構造に関してローカル化し、正確な繊維症段階化のために剛性測定と肝繊維症との間の空間的な関係を確立し、かつ、抗繊維形成（anti-fibrotic）治療処置の長期的なモニタリングができる。

40

【0034】

図2は、さらなる実施例に従って、超音波エラストグラフィシステム10の模式図を示

50

している。特に、医療用超音波3次元画像化システムである。超音波エラストグラフィシステム10は、解剖学的部位に係る一つの解剖学的部位を検査するために適用される。特に、患者12の解剖学的部位である。超音波エラストグラフィシステム10は、超音波を送信及び/又は受信するための多数のトランスデューサエレメントを持つ少なくとも一つのトランスデューサアレイ(array)を有する超音波画像取得プローブ14を含んでいる。一つの実施例において、トランスデューサエレメントは、所定のパルスデュレーション(duration)の少なくとも一つの送信インパルスの形式において、それぞれに超音波を送信することができる。特に、複数の後に続く送信パルスである。トランスデューサエレメントは、例えば、1次元の列において配置され得る。例えば、2次元画像を提供するために、軸周りに機械的に移動または回転され得るものである。さらに、トランスデューサエレメントは、2次元のアレイにおいて配置され得る。特に、複数平面または3次元画像を提供するためである。

10

【0035】

一般的に、多数の2次元画像、それぞれが所定の音響ラインまたはスキヤニングラインに沿っており、特にスキヤニング受信ラインに沿ったものが、3つの異なる方法で取得され得る。第1に、ユーザは、手動スキヤニングを介して多数の画像を達成し得る。この場合、超音波画像取得プローブは、スキヤンライン又はスキヤン平面の位置および向きをトラッキングすることができる位置検出デバイスを含んでよい。しかしながら、これは現在は考えられていない。第2に、トランスデューサは、超音波画像取得プローブの中で自動的にメカニカルにスキヤンされ得る。これは、1次元のトランスデューサアレイが使用される場合であり得る。第3に、そして好ましくは、超音波画像取得プローブの中にトランスデューサの段階的な2次元アレイが配置され、超音波ビームが電子的にスキヤンされる。超音波画像取得プローブは、システムのユーザ、例えば医療スタッフまたは医者、によって手に持つことができる。超音波画像取得プローブ14は、患者12における解剖学的部位32の画像が提供されるように、患者12の胴体に対して適用される。

20

【0036】

さらに、超音波エラストグラフィシステム10は、超音波信号と画像の処理アセンブリ16を有しており、超音波エラストグラフィシステム10を介した超音波画像の提供をコントロールする。超音波信号と画像の処理アセンブリ16は、超音波画像取得プローブ14のトランスデューサアレイを介したデータの取得だけではなく、超音波画像取得プローブ14のトランスデューサアレイによって受信された超音波ビームのエコーから超音波画像を形成する信号と画像もコントロールする。さらに、超音波信号と画像の処理アセンブリ16は、エラストグラフィモードの下で、特に、超音波画像取得プローブ14のトランスデューサアレイによって受信された超音波ビームのエコーから、剛性値を決定する。

30

【0037】

超音波エラストグラフィシステム10は、さらに、ユーザに対して3次元画像を表示するためのディスプレイ18を含んでいる。さらに、入力デバイス20は、キーまたはキーボード22、および、さらなる入力デバイス、例えばトラックボール、を含んでよい。入力デバイス20は、ディスプレイ18に、または、直接的に超音波信号と画像の処理アセンブリ16に対して接続されてよい。

40

【0038】

さらに、超音波エラストグラフィシステム10は、トラッキングデバイスを含む。例えば、電磁気トラッキングデバイスである。トラッキングデバイスのパーツは、プローブ14の中に置かれるか、または、クリップを介してプローブと関連付けられてよい。さらに、パーツ25、25'、例えばセンサのような磁気抵抗センサまたは光センサが、超音波エラストグラフィシステムの周囲に置かれてよい。望ましくは、さらなるパーツ25、25'の空間座標は既知である。

【0039】

図3は、超音波エラストグラフィシステム10のブロックダイヤグラムを示している。既に上述されたように、超音波エラストグラフィシステム10は、超音波取得プローブ(

50

PR) 14、超音波信号と画像の処理アセンブリ(CU) 16、ディスプレイ(DI) 18、および入力デバイス(ID) 20を含んでいる。さらに上述されたように、プローブ(PR) 14は、トランスデューサアレイ26を含んでいる。例えば、段階的な2次元トランスデューサアレイ、または、自動的にスキャンされる1次元トランスデューサアレイである。さらに、プローブは、トラッキングデバイスの一部27を含む。例えば、センサ25、25'、または基準を介して検出される電磁気フィールドを生成するコイルであり、特に、光トラッキングをサポートするものである。一般的に、超音波信号と画像の処理アセンブリ(CU) 16は、アナログ及び/又はデジタル電子回路を含み得る中央処理装置、プロセッサ、画像取得と提供の全体をコーディネートするためのマイクロプロセッサまたは類似のもの、を含んでよい。さらに、超音波信号と画像の処理アセンブリ16は、ここにおいて中央処理装置28と呼ばれるものを含んでいる。しかしながら、中央処理装置28は、超音波エラストグラフィシステム10の中で個別のエンティティまたはユニットであることを要しないことが理解されねばならない。メモリユニットは、参照番号35によって示されている。超音波信号と画像の処理アセンブリ16の一部であり、かつ、一般的には、ハードウェアまたはソフトウェアで実施されてよい。現在の区分は説明目的だけのためになされたものである。超音波信号と画像の処理アセンブリ16の一部としての中央処理装置(CON)は、ビーム形成器(beam former)をコントロールし、これにより、解剖学的部位32のどの画像が撮られるか及びこれらの画像がどのように撮られるかをコントロールし得る。ビーム形成器(BF) 30は、トランスデューサアレイ(TR) 26を駆動する電圧を生成し、パーツの反復頻度を決定する。ビーム形成器は、スキャンし、送信されたビームと反応にフォーカスしてアポダイズ(apodize)してよく、もしくは、さらに、フィルタを増幅し、かつ、トランスデューサアレイ26によって戻されたエコー電圧ストリームをデジタル化してよい。さらに、超音波信号と画像の処理アセンブリ16の中央処理装置28は、一般的なスキャンング計画を決定し得る。そうした一般的な計画は、既に上述したように、所望の解剖学的部位取得レート、解剖学的部位の横方向範囲、解剖学的部位の高さ範囲、最大および最小ライン密度、スキャンングライン回数とライン密度、を含んでよい。ビーム形成器30は、さらに、トランスデューサアレイ26から超音波信号を受信し、かつ、画像信号としてそれらを転送する。

【0040】

剪断波エラストグラフィサブシステムが、参照番号37を用いて指定されている。剪断波サブシステム37によって、超音波画像化システム10は、剪断波モードにおいて動作することができる。所定の実施例において、剪断波サブシステム37は、焦点位置と、焦点位置において剪断波源を移動するためのシーケンスを決定する。加えて、または、他の実施例において、剪断波サブシステム37は、動的に剪断波面(share wave front)をコントロールすることに関して、ここにおいて説明される他の機能を実行する。当業者であれば、ここにおける開示から、剪断波サブシステム37がシステム10の他のコンポーネントと統合され得ることを理解するだろう。例えば、剪断波サブシステム37について説明された少なくとも数個の機能が、CON28によって実行され得る。一つの実施例に従った組織の定量化のために、剪断波サブシステム37によって、超音波画像化システム10のユーザは、超音波画像の上に置かれた興味領域マーカ(marker)を使用して、測定に対する解剖学的位置を特定することができる。音響プッシュパルス(aoustic push pulse)が、この位置に対してちょうど横の方に適用される。興味部位を通じて伝わる剪断波を含むものである。トラッキングビームは、音響の波長の1/100より大きいものに対して敏感であるが、剪断波伝播(propagation)パスに対して適用される。トラッキングビームは、通過する剪断波面が検出されるまで、連続的に送信される。剪断波の生成とピーク検出との間の時間が、剪断波速度を計算するために使用される。測定品質を保証するために、値がレポートされる前に、所与の空間的位置に対して複数の測定が行われる。

【0041】

さらに、超音波エラストグラフィシステム10は、画像信号を受信するシグナルプロセ

10

20

30

40

50

ッサ (S P) 3 4 を含んでいる。シグナルプロセッサ 3 4 は、一般的に、アナログ - デジタル変換、デジタルフィルタリング、例えばバンドパスフィルタ、のために提供される。受信した超音波エコーまたは画像信号に係る検出の圧縮、例えばダイナミックレンジ削減、も同様である。シグナルプロセッサは、画像データを転送する。

【 0 0 4 2 】

さらに、超音波エラストグラフィシステム 1 0 は、画像プロセッサ (I P) 3 6 を含む。シグナルプロセッサ 3 4 から受信した画像データを最終的にディスプレイ 1 8 上に示されるディスプレイデータへと変換するものである。特に、画像プロセッサ 3 6 は、画像データを受信し、画像データを前処理 (p r e p r o c e s s) し、そして、画像メモリの中に保管してよい。これらの画像データは、次に、さらに、後処理 (p o s t - p r o c e s s) され、ディスプレイ 1 8 を介してユーザに対して最も便利な画像を提供する。現在の事例において、特に、画像プロセッサ 3 6 は、それぞれのスライスにおける多数の 2 次元画像から 3 次元画像を形成し得る。

10

【 0 0 4 3 】

ユーザインターフェイスは、一般的に参照番号 3 8 を用いて指定されており、ディスプレイ 1 8 と入力デバイス 2 0 を含んでいる。さらに、また、入力デバイスを含んでよい。例えば、超音波画像取得プローブ 1 4 自身においてさえ提供され得るマウス又はさらなるボタンである。

【 0 0 4 4 】

さらに、参照番号 5 6 は、超音波システム 1 0 の一部であり得る生検デバイスを指定している。プローブ 1 4 と同様に、生検デバイス 5 6 は、トラッキングデバイス 2 5 の一部 5 8 を含み得る。例えば、センサ 2 5、2 5 ' または基準を介して検出される電磁気フィールドを生成するコイルであり、特に、光トラッキングをサポートするためのものである。

20

【 0 0 4 5 】

現在の発明を適用し得る超電導エラストグラフィシステムに係る一つの実施例は、フィリップスウルトラサウンド製である新リリースの剪断波 E l a s t g r a p h y P o i n t Q u a n t i f i c a t i o n (E l a s t P Q) を適用しているシステムである。

【 0 0 4 6 】

図 4 は、超音波画像取得プローブ 1 4 に関する解剖学的部位 3 2 の一つの実施例を示している。この実施例において描写される典型的な解剖学的部位 3 2 は、セクタータイプ (s e c t o r t y p e) である。超音波画像取得プローブ 1 4 のトランスデューサアレイが、電子的にスキャンされる段階的な 2 次元アレイとして配置されているためである。このように、解剖学的部位 3 2 のサイズが、高さ角度 4 2 と横方向角度 4 4 によって表現され得る。解剖学的部位 3 2 の深さ 4 6 は、いわゆるライン毎の秒でのライン時間 (l i n e t i m e i n s e c o n d s p e r l i n e) によって表現され得る。つまり、所定のスキャンラインをスキャンするために費やされるスキャン時間である。

30

【 0 0 4 7 】

解剖学的部位 3 2 は、多数のスライス 4 8、5 0 または 2 次元画像へと分割され得る。2 つのスライス 4 8、5 0 だけが説明目的のために描かれている。実際に、異なる高さ角度 4 0 を有する多数の平面またはスライス 4 8、5 0 が、解剖学的部位 3 2 のボリュームにわたり拡がっている。もちろん、スライス 4 8、5 0 は、また、高さ方向に向けられてもよく、そして、横方向において解剖学的部位 3 2 にわたり拡がってよい。画像取得の最中に、超音波画像取得プローブ 1 4 の 2 次元トランスデューサアレイは、ビーム形成器によって操作される。解剖学的部位 3 2 が、スライス 4 8、5 0 それぞれの中で、連続的に、これら多数のスキャンラインに沿ってスキャンされるような方法におけるものである。複数ライン受信処理においては、一つの送信ビームが、多数、例えば 4 つの、それに沿って信号が並行して取得される受信スキャンラインを照らし得る。そうである場合、そ

40

50

うした受信ラインのセットは、次に、連続して解剖学的部位 3 2 を横切って電子的にスキャンされる。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、従来の B モード超音波画像である、超音波画像 5 2 を示している。超音波画像は、2次元であり、かつ、例えば、上述のように、システム 1 0 を用いて取得され得るものである。さらに、興味領域 3 3 が示されており、ユーザは、エラストグラフィ測定のために B モード画像 5 2 の中で所定のポイントを選択するために使用し得るものである。画像 5 2 の中でユーザが所定の興味領域 3 3 を選択した後で、エラストグラフィ測定が実施され、そして、結果が、画像 5 2 の中で値として表示される。値は、参照番号 5 4 によって一般的に指定されている。これによって、ユーザは、組織の弾性を B モード画像の上にマップするために、B モード画像 5 2 の異なる部分を評価することができる。図 5 においては、興味領域 3 3 の適切な配置が示されているが、これが、必ずしもそうであるとは限らない。

10

【 0 0 4 9 】

図 6 は、患者 1 2 の胴体の模式的な例示である。頭尾軸 (cranio-caudal axis) が参照番号 6 0 を用いて指示されている。前後軸 (anterior-posterior axis) が参照番号 6 2 を用いて指示されている。左右軸が参照番号 6 4 を用いて指示されている。ユーザは、プローブを第 1 の位置へ移動し、トラッキングデバイス 2 5、2 5' によってトラックされる。これは、例えば、電磁気トラッキングデバイスまたは光トラッキングデバイスによって行われ得る。

20

【 0 0 5 0 】

これによって、プローブ 1 4 の異なる位置をトラックすることができる。例えば、プローブ 1 4 が第 1 の位置 6 6 から第 2 の位置 6 8 または第 3 の位置 7 0 へ移動するとき、プローブ 1 4 の対応する位置と向きがトラックされ得る。そして、このように、2次元超音波画像化がなされる場所、従って、エラストグラフィ測定、が行われる位置と向き 4 8、5 0 が決定され得る。これによって、患者 1 2 の胴体に関する平面 4 8、5 0 の位置が決定され得るだけでなく、絶対座標における平面 4 8、5 0 の位置も決定され得る。これにより、同様に既知の位置と向きを有する以前に取得された解剖学的部位の 3次元画像と共に平面 4 8、5 0 のあらゆるレジストレーションができる。

【 0 0 5 1 】

図 7 は、方法 8 0 の一つの実施例を示している。本方法は、ステップ 8 2 において開始する。次に、ステップ 8 4 において、解剖学的部位 3 2 の 3次元画像が取得される。この 3次元画像は、上述のように、超音波システムを介して取得され得る。しかしながら、3次元画像は、また、異なるモダリティ (modality) を介して取得されてもよい。例えば、コンピュータトモグラフィ装置、または磁気共鳴トモグラフィ装置である。

30

【 0 0 5 2 】

次に、ステップ 8 6 において、超音波画像化および剪断波エラストグラフィを提供するために構成されたポータブル超音波画像取得プローブを介して、剪断波エラストグラフィ測定結果が取得される。それ以前に、入手可能な超音波画像取得プローブを用いて取得される超音波画像の中で興味領域を選択するステップが行われてよい。その興味領域においてエラストグラフィ測定が行われる。

40

【 0 0 5 3 】

その後、解剖学的部位に 3次元画像の中で剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を決定するステップ 8 8 が行われる。

【 0 0 5 4 】

ステップ 8 8 は、解剖学的部位の 3次元画像と共に超音波画像をレジストレーションすることによって、決定するステップが行われるように、実行されてもよい。このことは、純粹にコンピュータ実行ベースで行われてよい。代替的に、または余剰的な手段として、超音波画像取得プローブの位置がトラッキングデバイスを介してトラックされてよい。これにより、エラストグラフィ測定結果を、3次元画像および解剖学的部位の 3次元画像に

50

おける位置に関連付けすることができるようにである。

【 0 0 5 5 】

ユーザが行っている剪断波エラストグラフィ測定結果の位置を表示するステップ 9 0 の以前に、トラッキングデバイスを介した解剖学的部位の 3 次元画像の中での生検デバイスの位置のトラッキング、および、剪断波エラストグラフィ測定結果と生検デバイスとの間の距離を決定するステップが、さらに行われてよい。この距離は、ステップ 9 0 において同様に表示され得る。もちろん、一つ以上の剪断波エラストグラフィ測定が起きている場合、そして、つまり、一つ以上の位置 9 4、9 5、9 6 が存在する場合には、それぞれの位置に対して一つ以上の生検デバイスの距離が決定され得る。

【 0 0 5 6 】

本方法は、次に、ステップ 9 2 において終了する。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、ユーザに対するそうした表示の一つの実施例を示している。左側は、超音波画像 5 2 であり、今の実施例において一般的に知られているバイモード (b i - m o d e) 2 次元画像が示されている。エラストグラフィ測定結果 9 4 から 9 6 がそれぞれ決定され、かつ、位置がトラックされている。これによって、解剖学的部位 3 2 に対するプローブ 1 4 の相対的な位置、および、3 次元画像 9 8 が知られる。従って、エラストグラフィ測定が行われてきた平面 4 8 の位置が可視化され得るだけでなく、位置 9 4 から 9 6 も、また、可視化され得る。

【 0 0 5 8 】

肝臓の解剖学的構造へのエラストグラフィ測定位置のマッピングは、種々の異なるトラッキング技術を使用して、肝臓エラストグラフィ関連の 2 次元 / 3 次元超音波画像化を、以前のプロシージャの肝臓ボリュームに対して統合することによって達成され得る。一つの実施例において、トラッキングは、プローブと患者が電磁気フィールドにおいてライブ (l i v e) でトラックされる電磁気トラッキングであり得る。事前のプロシージャ画像は、一つのボリュームについて超音波画像の再構成に対して 3 次元でトラックされたものであってよく、または、以前の M R / C T 画像であってよい。これらの事前のプロシージャ画像は、基準を使用して、電磁気トラッキングシステムに対してレジストレーションされ得る。こうした統合を使用して、種々の異なる可視化技術が可能とされ得る。

【 0 0 5 9 】

図 8 に示される実施例において、プローブ 1 4 は 3 次元でトラックされている。エラストグラフィが実行されている 2 次元画像化平面の正確な位置が、3 次元において決定され、かつ、(右側に示されるように) 可視化され得る。この可視化は、エラストグラフィ測定の 3 次元コンテキストを理解するために、一つまたはそれ以上の画像化スライスに対して行われてよい。

【 0 0 6 0 】

別の実施例においては、ライブのエラストグラフィ関連の 2 次元 / 3 次元超音波画像化の事前のプロシージャへのマッピングが、純粋に画像レジストレーションベースのトラッキングアプローチによって達成される。事前のプロシージャ画像は、以前の M R / C T ボリューム、または、1 次元または 2 次元マトリクストランスデューサのスウィープ (s w e e p i n g) を使用する 3 次元ボリュームのサブセットの縫合および合成によって取得された 3 次元で超音波の肝臓の解剖学的構造であり得る。画像レジストレーションは、基準ポイント、血管構造、輪郭または輝度の一致に基づいてよい。このアプローチは、追加のハードウェア設備を必要としないので、電磁気トラッキングベースのアプローチより簡単であり、従って、ワークフローを最適化することができる。

【 0 0 6 1 】

図 9 は、ユーザに対する表示のさらなる実施例を示している。左側には、再び、超音波画像 5 2 が表示されている。それらは超音波測定結果の位置 9 4 を可視化するだけではない。検査の最中に生検デバイス 5 6 について行くためにも使用され得るものである。これによって、3 次元画像 9 8 において、エラストグラフィ測定がなされる平面 5 0 だけでは

10

20

30

40

50

なく、生検デバイス56をガイドするために現在使用されている平面48も、3次元画像98において可視化され得る。このことは、生検サンプルが、興味領域の中にあり、例えば、エラストグラフィ測定的位置94と一致することを保証することができる。従って、さらに、この位置94に対する生検デバイスの距離をユーザへ表示することを提供し得る。

【0062】

特に、この実施例は、フォローアップ生検のリアルタイムガイダンスのために使用され得る。この臨床的ワークフローにおいて、エラストグラフィ測定94が生検のために選択されたと仮定する(図9の左上の画像を見よ)。このトラックされた統合システムにより、ユーザは、この特定のエラストグラフィ測定が実行された画像化平面48をねらい、かつ、現在の「生検("biopsy")」画像化平面のエラストグラフィ画像化平面への3次元的关系を示すことができる。

10

【0063】

加えて、トラックされたデバイスを使用して生検が実行される場合、ターゲット位置(つまり、エラストグラフィ測定が行われた場所)への現在のデバイス位置のリアルタイムな距離が表示され得る。

【0064】

図10は、ユーザに対する表示のさらなる実施例を示している。生検検査のフォローアップとして、3次元画像98の中、または、エラストグラフィ測定位置94から96が解剖学的部位32において示されてよい。さらに、生検サンプル100の部位が示されている。従って、位置94から96それぞれに対する距離を決定することが可能である。例えば、位置95への距離102、および、生検サンプル100の位置とエラストグラフィ測定位置94との間の距離である。

20

【0065】

エラストグラフィ剛性測定位置の3次元的可視化(白いROIボックスであり、その色が剛性値を表わしている)、および、生検位置(黒いX印、一旦利用可能になれば生検スコアが追記され得る)は、3次元ボリュームにおいて異なる平面48、50に存在してよい。背景の3次元ボリュームは、3次元の超音波、MRまたはCT画像であってよい。

【0066】

本発明が、図面および前出の記載において、詳細に説明され記述されてきたが、そうした説明および記載は、説明的または例示的なものであり、制限的なものではないと考えられるべきである。つまり、本発明は、開示された実施例に限定されるものではない。図面、明細書、および添付の特許請求の範囲を研究すれば、請求される本発明の実施において、当業者によって、開示された実施例に対する他の変形が理解され、もたらされ得る。

30

【0067】

請求項において、用語「含む("comprising")」は、他のエレメントまたはステップの存在を排除するものではなく、不定冠詞「一つの("a"または"an")」は、複数を排除するものではない。単一のエレメントまたは他のユニットは、請求項で述べられる数個のアイテムに係る機能を満たし得る。特定的手段が、お互いに異なる従属請求項の中で引用されているという事実だけでは、これらの手段の組み合わせが有利に使用され得ないことを示すものではない。

40

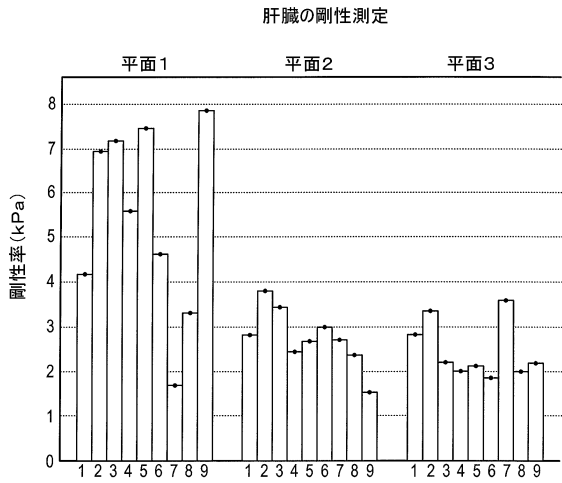
【0068】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はハードウェアの一部として提供される光記録媒体もしくは半導体媒体といった、適切な媒体上に記録され/配布され得る。しかし、インターネット、または他の有線もしくは無線の電子通信システムを介するといった、他の形式においても配布され得る。

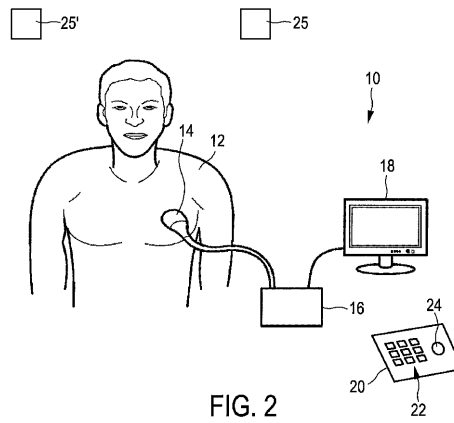
【0069】

請求項におけるいかなる参照番号も、発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

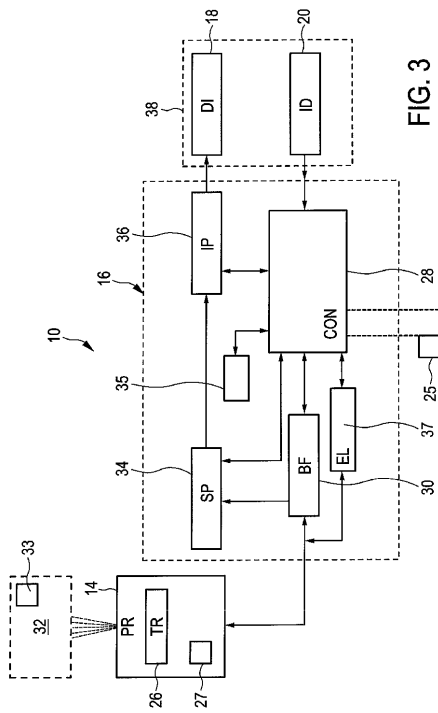
【図1】



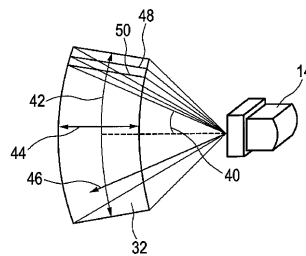
【図2】



【図3】



【図4】



【 図 5 】

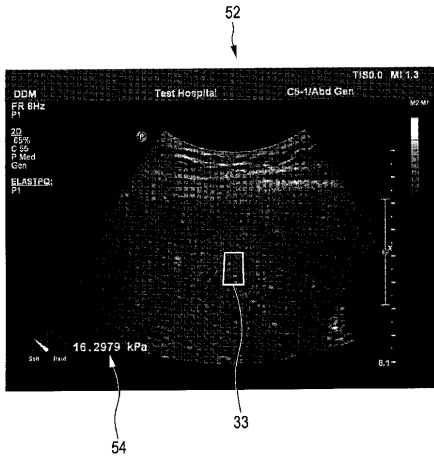


FIG. 5

【 図 6 】

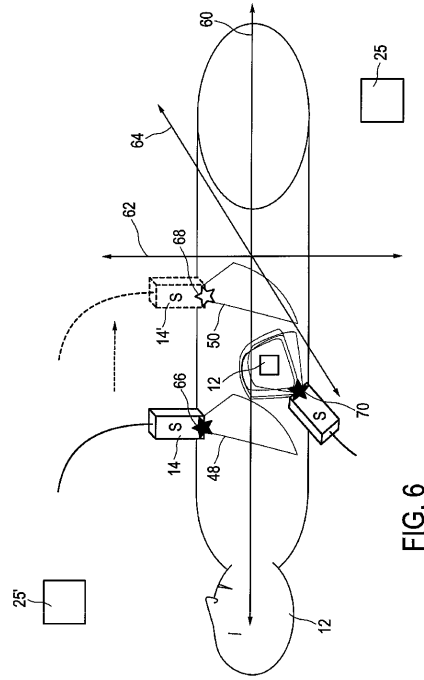
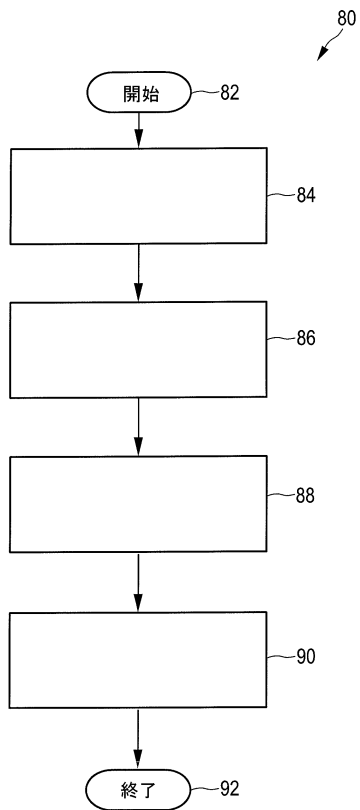


FIG. 6

【 図 7 】



【 図 8 】

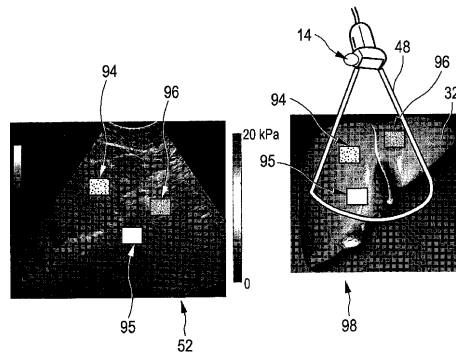


FIG. 8

【 図 9 】

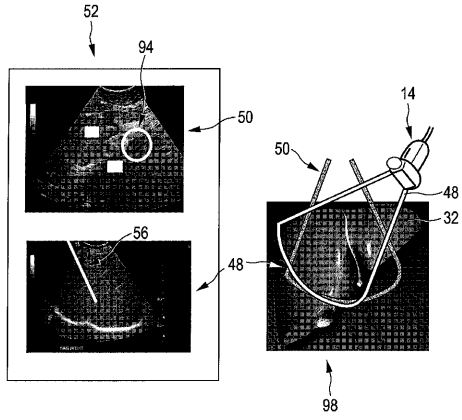


FIG. 9

【 図 10 】

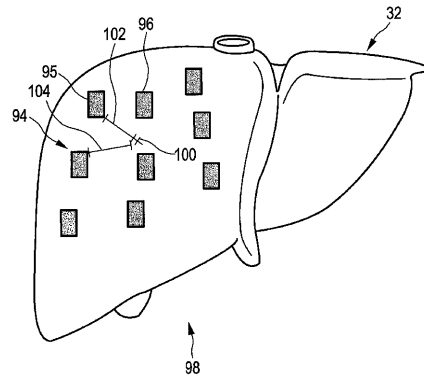


FIG. 10

フロントページの続き

- (74)代理人 100091214
弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 シー, ホア
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5
- (72)発明者 パルタサラティ, ヴィジャイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5
- (72)発明者 ジョウ, シンウェイ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5
- (72)発明者 ロペール, ジャン・リュク
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5
- (72)発明者 シャムダサニ, ヴィジャイ タクール
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2012-115383(JP, A)
特開2011-050625(JP, A)
米国特許出願公開第2012/0133663(US, A1)
特開2010-119654(JP, A)
米国特許出願公開第2011/0216958(US, A1)
特開2013-022029(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	用于超声剪切波弹性成像测量的映射的系统和方法		
公开(公告)号	JP6430498B2	公开(公告)日	2018-11-28
申请号	JP2016522904	申请日	2014-06-16
[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NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	シーホア パルタサラティヴィジャイ ジョウシンウェイ ロペールジャンリュク シャムダサニヴィジャイタクール		
发明人	シー,ホア パルタサラティ,ヴィジャイ ジョウ,シンウェイ ロペール,ジャン-リュク シャムダサニ,ヴィジャイ タクール		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/5261 A61B10/04 G01S7/52042 G01S15/8936		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14.ZDM		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/839668 2013-06-26 US		
其他公开文献	JP2016523163A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
 本发明涉及一种用于提供解剖部位的剪切波弹性成像测量的超声弹性成像系统。处理所述超声信号和图像的组件可以进一步确定所述解剖区域的三维图像的剪切波弹性成像的测量的位置，并且剪切波弹性成像的测量的给用户的位置如图1所示。另外，提供了相应的方法。

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号
 特許第6430498号
 (P6430498)

(45) 発行日 平成30年11月28日(2018.11.28) (24) 登録日 平成30年11月9日(2018.11.9)

(51) Int. Cl. F 1
 A 6 1 B 8 / 0 8 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 0 8
 A 6 1 B 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 1 4 Z D M

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522904 (P2016-522904)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成26年6月16日(2014.6.16)		
(65) 公表番号	特表2016-523163 (P2016-523163A)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイ ン トーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(43) 公表日	平成28年9月8日(2016.8.8)		
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/062257		
(87) 国際公開番号	WO2014/207605		
(87) 国際公開日	平成26年12月31日(2014.12.31)		
(87) 優先権主張番号	61/839,668		
(31) 優先権主張日	平成25年6月26日(2013.6.26)		
(32) 優先権主張国	米国 (US)		
(74) 代理人	100107766 弁理士 伊東 忠彦		
(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦		

(54) 【発明の名称】 超音波剪断波エラストグラフィ測定のマッピングのためのシステムおよび方法

最終頁に続く