

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6675305号
(P6675305)

(45) 発行日 令和2年4月1日 (2020. 4. 1)

(24) 登録日 令和2年3月12日 (2020. 3. 12)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522929 (P2016-522929)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月25日 (2014. 6. 25)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2016-523167 (P2016-523167A)		ヴェ
(43) 公表日	平成28年8月8日 (2016. 8. 8)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062582		N. V.
(87) 国際公開番号	W02014/207668		オランダ国 5656 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成29年6月23日 (2017. 6. 23)	(74) 代理人	100122769
審判番号	不服2018-13374 (P2018-13374/J1)		弁理士 笛田 秀仙
審判請求日	平成30年10月5日 (2018. 10. 5)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	61/839, 653		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成25年6月26日 (2013. 6. 26)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 エラストグラフィ測定システム及びその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

解剖学的部位のエラストグラフィ測定結果を供給するための超音波エラストグラフィシステムであって、前記システムは、

超音波イメージング及び剪断波エラストグラフィをもたらすように構成される、超音波画像収集プローブと、

前記超音波画像収集プローブを制御し、前記解剖学的部位の超音波画像をもたらすように構成される、超音波信号及び画像処理アセンブリと、

ユーザが、前記超音波画像内において関心領域を規定することを可能にし、前記関心領域においてエラストグラフィ測定が実行され得る、ユーザ入力デバイスとを有し、

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、前記超音波画像内において、前記ユーザに対して、前記超音波画像上に少なくとも一つの推奨特徴を重畳することによって前記関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化し、及び／又は前記ユーザに対して、剪断波エラストグラフィを実行するための、エラストグラフィ収集スキャン平面を推奨するように更に構成され、

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において決定される、前記少なくとも一つの推奨特徴を、前記超音波画像上に重畳するように、及び／又は前記参照画像において決定される、前記少なくとも一つの推奨特徴に基づいて、前記ユーザに対して前記エラストグラフィ収集スキャン平面を推奨するように更に構成され、

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、前記参照画像における領域をセグメント化することによって前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成され、

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、前記参照画像において病変領域を検出することによって、前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成され、前記病変領域及び前記病変領域を囲むマージン領域が、前記推奨特徴として生成され、

前記参照画像は、超音波画像収集と異なるモダリティを介して収集される三次元画像であり、前記参照画像は、前記超音波信号及び画像処理アセンブリのメモリユニットに記憶される、

超音波エラストグラフィシステム。

【請求項 2】

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において少なくとも一つの脈管をセグメント化することによって、前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において同質組織領域を検出し、セグメント化することによって、前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記超音波画像は、二次元B-モード超音波画像である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記参照画像は、前記解剖学的部位の三次元画像である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記超音波画像収集プローブ並びに前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、ユーザが、前記解剖学的部位の前記三次元超音波画像を収集することを可能にするように更に構成される、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記超音波信号及び画像処理アセンブリは、画像処理を介して、前記少なくとも一つの推奨特徴及び前記超音波画像をレジストレーション化するように更に構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記システムは、前記超音波画像収集プローブの位置及び方位をトラッキングし、前記超音波画像に前記少なくとも一つの推奨特徴をレジストレーション化することをサポートするトラッキングデバイスを更に有する、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記ユーザ入力デバイスは、前記ユーザに対する、剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集スキャン平面の前記推奨及び/又は前記超音波画像内における関心領域の剪断波エラストグラフィのための前記適合性の前記視覚化を、前記ユーザがオン及びオフにトグルすることを可能にするように更に構成される、請求項 1 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で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、前記方法は、

前記解剖学的部位の参照画像を収集するステップと、

前記参照画像における関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を表す、少なくとも一つの推奨特徴を決定するステップと、

前記超音波エラストグラフィシステムで収集される超音波画像内において、ユーザに対して、前記超音波画像上に少なくとも一つの推奨特徴を重畳することによって関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化するステップと、

前記ユーザに対して、剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集スキャン平面を推奨するステップと、

10

20

30

40

50

前記参照画像において決定される、前記少なくとも一つの推奨特徴を、前記超音波画像上に重畳し、及び/又は前記参照画像において決定される、前記少なくとも一つの推奨特徴に基づいて、前記ユーザに対して前記エラストグラフィ収集スキャン平面を推奨するステップと、

前記参照画像における領域をセグメント化することによって前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するステップと、

前記参照画像において病変領域を検出することによって、前記少なくとも一つの推奨特徴を生成するステップであって、前記病変領域及び前記病変領域を囲むマージン領域が、前記推奨特徴として生成される、ステップと

を有し、

前記参照画像は、超音波画像収集と異なるモダリティを介して収集される三次元画像であり、前記参照画像は、前記超音波信号及び画像処理アセンブリのメモリユニットに記憶される、

方法。

【請求項 11】

コンピュータ上で実行されるとき、請求項 10 に記載の方法のステップを前記コンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、解剖学的部位のエラストグラフィ測定結果をもたらすための超音波エラストグラフィシステム及び超音波エラストグラフィシステムで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。本発明は更に、このような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】

肝生検の制限は、スクリーニング、治療モニタリング、及びフォローアップのためにより適切な、肝臓線維症の様々な非侵襲性評価の発展をもたらしてきた。超音波剪断波エラストグラフィ技術は、その絶対硬化度定量化機能、リアルタイム、経済的、及びポータブルな特徴による、非侵襲性肝臓線維症病期分類のための技術として知られている。市販品、例えばフィリップス超音波新型剪断波エラストグラフィポイントクオンティフィケーション (ElastPQ) がすでに利用可能である。このような方法で、音響放射力は、肝臓又は他の何れかの解剖学的部位に、機械的にストレスを加えて、剪断波を生成するために用いられる。結果としてもたらされる組織置換が測定されて、例えば、肝臓が解剖学的部位である場合、線維症ステージに相関するとわかっている、解剖学的部位の弾性を推定するために用いられる。

【0003】

トランスデューサ加熱のようなシステム制限及び剪断波高速減衰のような物理的な制限のために、現在の商用剪断波エラストグラフィ製品は通常、B-モード視野内に空間的に制限される、より大きな関心領域 (ROI) 又はユーザ選択ポイント位置における測定をもたらすのみである。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-モードイメージング下で疑わしい領域を選択し、剪断波エラストグラフィツールを作動し、測定し、他のユーザ選択位置におけるプロセスを繰り返す。イメージング平面におけるROIにおいてなされる測定はそれから、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おいて、ROIに関連する値として表示されてもよく、ヤング率の単位で報告されてもよい。例えば、これによって、ROIに関連する肝臓硬化値は、ヤング率の単位で報告されてもよい。ROIを動かすことによって、ユーザは、非侵襲性の態様で肝臓を検査してもよい。

【0004】

文献US 2011/0066030 A1は、生体組織における粘弾性をイメージングするために使われる剪断波面のダイナミック制御をもたらす超音波イメージングシステムのための例を示す

10

20

30

40

50

。システムは、関心領域のインジケーションを受信し、剪断波面形状を選択する。システムは、選択された剪断波面形状に基づいて、複数のプッシュパルスのためのフォーカス位置及びフォーカス位置の間で剪断波源を動かすためのシーケンスを選択する。システムは、選択されたシーケンスにより一連のプッシュパルスを送信し、それが関心領域を通過するとき、剪断波面の速度を決定する。剪断波面の速度の変化は、組織内における硬化度の変化に関連する。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、関心領域の不適切なポジショニングは、特に肝臓線維症病期に対して、最適でないエラストグラフィ測定をもたらし得る。エラストグラフィ測定を最適な測定にするいくつかの基準はある。肝臓線維症病期の適用のために、例えば、製品による推奨スキャンプロトコルは通常、アーチファクトのない領域又はそれから離れた領域にROIを位置させることを提案する。エラストグラフィ測定結果は、2つの理由のために、ROIの不適切な配置から影響を受け得る。第一に、反射に関するフィルタリングが非効率的な場合、横方向にアーチファクトウォールによって反射される剪断波は、硬化度再構成を劣化させ得る。第二に、ROIは深さ方向において、アーチファクトの真後ろに、又はその前に配置されてもよい。アーチファクトウォールによってもたらされる強い鏡面反射は、より低い剪断波信号雑音比及び不安定な硬化度再構成をもたらすプッシュパルスエネルギーを減らすであろう。

【 0 0 0 6 】

このようなエラストグラフィシステムを更に改良する必要がある。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、改良された超音波エラストグラフィシステム及び方法を提供することにある。本発明の更なる目的は、このような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にある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の第一の態様において、超音波イメージング及び剪断波エラストグラフィをもたらすように構成される超音波画像収集プローブと、超音波画像収集プローブを制御し、解剖学的部位の超音波画像をもたらすように構成される超音波信号及び画像処理アセンブリと、ユーザが、エラストグラフィ測定は実行されるべき関心領域を超音波画像内において規定することを可能にするユーザ入力デバイスとを有し、超音波信号及び画像処理アセンブリは、超音波画像内において、ユーザに対する、関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化し、及び/又はユーザに対して、剪断波エラストグラフィを実行するための、エラストグラフィ収集平面を推奨するように更に構成される、解剖学的部位のエラストグラフィ測定結果を供給するための超音波エラストグラフィシステムがもたらされる。

【 0 0 0 9 】

本発明の第二の態様において、超音波エラストグラフィシステムで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はもたらされ、前記方法は、解剖学的部位の参照画像を収集するステップと、参照画像における関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を表す、少なくとも一つの推奨特徴を決定するステップとを有し、超音波エラストグラフィシステムで収集される超音波画像内において、ユーザに対する、関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化するステップと、ユーザに対して剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集平面を推奨するステップとのうちの少なくとも一つを実行するステップを有する。

【 0 0 1 0 】

本発明の第三の態様によれば、好ましくは非一時的な、コンピュータプログラムは、前記コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるとき、コンピュータに第二の態

10

20

30

40

50

様による方法のステップ又はその改良の一つを実行させるためのプログラムコード手段を有する。

【0011】

本発明の基本的な考えは、エラストグラフィ測定のための、B-モード画像における最適（正常）及び準最適（異常）領域を識別する臨床サポートシステムをもたらすことにある。したがって、臨床サポートシステムは、特にエラストグラフィ剪断波測定における、自動最接近最適平面推奨エラストグラフィ測定及び／又はリアルタイムガイダンスのためのB-モード画像上への正常／異常領域並びに脈管構造の重畳をもたらしてもよい。更に、この特徴をオン／オフにトグルするユーザインタフェースがもたらされてもよい。

【0012】

特に、検査されるべき解剖学的部位は肝臓である。それ故に、例えば、肝臓線維症病期は、超音波エラストグラフィシステムの使用によって行われてもよい。

【0013】

以下で更に概説されるように、正常／異常領域について決める2つのアプローチ、すなわちローカルアプローチ及びグローバルアプローチが提案される。ローカルアプローチにおいて、剪断波エラストグラフィが作動されると、自動画像セグメンテーション及び脈管描出は、何れの先行するデータ又は画像なしで、もたらされているライブB-モード画像上においてリアルタイムに実行されるであろう。ユーザが、ROIボックスは正常ゾーンにおいて位置されることを見る場合、彼は、硬化度値を受けるために測定ボタンを更に押すことができる。それ故に、適合性は、良質の剪断波測定結果が、そのROIにおいて期待されることができると表す。

【0014】

解剖学的部位、例えば肝臓において推奨特徴を検出する、よりロバストなアプローチは、完全な3D解剖を調査する。それ故に、第二のアプローチは、ROIボックスの最適設置が、剪断波エラストグラフィスキャンに先行して獲得される解剖学的情報に依拠するグローバルアプローチと称される。このような情報は、グローバル肝臓脈管ツリー構造及び／又は解剖学的構造、例えば3D肝臓ボリュームにおける他の解剖学的特徴によって形成されてもよい。このアプローチは、センサが、電磁又は光学トラッキングシステムを使用して、その位置及び方位のリアルタイムモニタリングのためのトランスデューサ上に配置されることを必要とし得る。

【0015】

本発明の好ましい実施例は、従属請求項において規定される。請求項に記載の方法は、請求項に記載の、及び従属請求項において規定される装置と類似及び／又は同一の好ましい実施例を持つことが理解される。

【0016】

システムの改良によれば、超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において決定される、少なくとも一つの推奨特徴を、超音波画像上に重畳するように、及び／又は参照画像において決定される少なくとも一つの推奨特徴に基づいて、ユーザにエラストグラフィ収集平面を推奨するように、更に構成される。それ故に、超音波信号及び画像処理アセンブリは、超音波画像上に少なくとも一つの推奨特徴を重畳することによって剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化するように構成される。例えば、このような推奨特徴は、解剖学的構造における疑わしい病変領域の位置、同質組織領域、又は脈管になり得る。それ故に、推奨特徴は、解剖学的部位のエリア、すなわち超音波剪断波エラストグラフィのための正常／異常領域を示す。適合性は、良質の剪断波測定結果が、特定のROIにおいて期待されることはできるかを表す。それ故に、超音波剪断波エラストグラフィに対する「正常」領域は適切になり得る。「異常」領域は、例えばそれが脈管、病変、又はその他に過度に近い場合、不適切になり得る。超音波画像においてこれらの推奨特徴を視覚化することによって、ガイダンスがユーザにもたらされてもよい。更に、推奨特徴について知ることによって、超音波剪断波エラストグラフィ測定のための推奨はなされることができる。これによって、ユーザは、超音波画像内におけるエラストグラフィ測定のため

10

20

30

40

50

の、正常及び異常領域に関する明確なガイダンスを有する。推奨特徴は、画像においてハイライトされる領域になり得る。更に、特に超音波画像収集プローブの現在の位置に隣接する、エラストグラフィ測定のための平面が、ユーザにもたらされてもよい。それ故に、ユーザは、より良い測定結果を獲得するために、プローブの位置及び/又は方位を変えてもよい。

【0017】

システムの改良によれば、超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において少なくとも一つの脈管をセグメント化することによって少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成される。これによって、反射に関するフィルタリングが非効率な場合、硬化度再構成を乱し得るROIの近くの脈管壁によって反射される剪断波は避けられ得る。

10

【0018】

システムの改良によれば、超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において同質組織領域を検出し、セグメント化することによって、少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成される。これは、正常-エリアとして同質組織の領域を提案することによって、硬化度再構成に関する問題を避けることに更に寄与し得る。

【0019】

システムの改良によれば、超音波信号及び画像処理アセンブリは、参照画像において病変領域を検出することによって少なくとも一つの推奨特徴を生成するように更に構成され、病変領域及び病変領域を囲むマージン領域は、推奨特徴として生成される。これによって、ROIボックスのサイズ及びその境界条件に対するそのサイズに依存して、横方向のROIボックスの近くにある腫瘍及び肝臓嚢胞のような疑わしい病変は、主に境界における剪断波反射のために、剪断波測定に対していくつかのアーチファクトをもたらし得る。この場合、このような病変の検出は、ローカルアプローチにおいてなされることができる。基本的に、システムは、所定の安全性マージンで、測定ROIに集中される、より大きな領域を規定することができる。それ故に、より良い測定結果が獲得されてもよい。

20

【0020】

システムの改良によれば、超音波画像は、二次元B-モード超音波画像である。特に、それはライブ二次元B-モード超音波画像になり得る。これによって、推奨特徴の視覚化は、ライブで獲得された超音波画像において直接もたらされてもよい。それ故に、ユーザは、普通の検査プロシージャの間、推奨を利用してよい。

30

【0021】

システムの改良によれば、参照画像は、二次元B-モード超音波画像である。これによって、更なる超音波機能は必要にならない。コモンB-モード超音波画像が、例えば、B-モード画像の平面内において存在する脈管をセグメント化するために使われてもよい。特に、ライブB-モード超音波画像が使われてもよい。それ故に、前段落で規定されるように、参照画像は超音波画像であってもよい。

【0022】

システムの改良によれば、参照画像は、解剖学的部位の3D画像である。これによって、検査されるべき解剖学的構造内において、完全な脈管構造を、より良くセグメント化することができる。特にこれは、ユーザに超音波エラストグラフィ測定を実行するように推奨するために平面を見つけることを支援し得る。

40

【0023】

システムの改良によれば、参照画像は、超音波画像収集と異なるモダリティを介して収集される3D画像であり、参照画像は、超音波信号及び画像処理アセンブリのメモリユニットに記憶される。これによって、解剖学的構造において、より良質の3D画像が、例えばコンピュータ断層撮影又は磁気共鳴断層撮影を介して、超音波測定に先行して収集されてもよい。検査の間にライブB-モード超音波画像でレジストレーション化されるとき、ライブB-モード画像上に重畳される推奨特徴の基礎を形成してもよい、より良いセグメンテーション結果が収集されてもよい。

【0024】

50

システムの改良によれば、超音波画像収集プローブ並びに超音波信号及び画像処理アセンブリは、ユーザが、解剖学的部位の三次元超音波画像を収集することを可能にするように更に構成される。これによって、コンピュータ断層撮影又は磁気共鳴断層撮影のような更なるモダリティは必要にならない。三次元超音波画像は、二次元ライブB-モードイメージングの間に合わせるための推奨特徴をもたらすために用いられてもよい。

【0025】

システムの改良によれば、超音波信号及び画像処理アセンブリは、画像処理を介して少なくとも一つの推奨特徴及び超音波画像をレジストレーション化するように更に構成される。これによって、推奨特徴が、位置及び方位において、ライブ超音波画像に合うことは確実にされる。純粋な計算によるレジストレーション化方法は、よく知られている態様で適用されてもよい。

10

【0026】

システムの改良によれば、システムは、超音波画像収集プローブの位置及び方位をトラッキングし、超音波画像に少なくとも一つの推奨特徴をレジストレーション化することをサポートするトラッキングデバイスを更に含む。特に、トラッキングデバイスは、電磁トラッキングデバイス又は光学トラッキングデバイスになり得る。これによって、画像収集プローブの位置及び方位は、トラッキングされてもよい。その位置及び方位を知ることによって、早く収集される3D画像の使用によって決定されるライブ超音波画像及び推奨特徴をレジストレーション化することがここでも可能になる。更に、超音波画像収集プローブの現在の位置及び方位は、ユーザに対して、ユーザの、最適エラストグラフィ収集平面へのより良いガイダンスのためにトラッキングされることができる。

20

【0027】

システムの改良によれば、ユーザ入力デバイスは、ユーザに対する、剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集平面の推奨及び/又は超音波画像内における関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性の視覚化を、ユーザがオン/オフにトグルすることを可能にするように更に構成される。これによって、ユーザは、検査の間、超音波画像における推奨をスイッチオン及びオフし得る。

【0028】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載された実施例から明らかであり、これらの実施例を参照して説明される。

30

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】超音波エラストグラフィシステムの実施例の概略図を示す。

【図2】超音波エラストグラフィシステムの更なる実施例の概略図を示す。

【図3】典型的な超音波エラストグラフィシステムの異なる構成要素を例示しているブロック図を示す。

【図4】超音波ボリュームスキャンングにおいて平面及び角度を示す概略図を示す。

【図5】エラストグラフィ測定のためにROIを備えるB-モード画像の例を示す。

【図6】エラストグラフィ測定及び隣接した脈管構造のためのROIを備えるB-モード画像の例を示す。

40

【図7】重畳された推奨特徴を備えるB-モード超音波画像の例及び改良されたエラストグラフィ測定のための平面推奨の例を示す。

【図8】改良されたエラストグラフィ測定の平面推奨の更なる例を示す。

【図9】超音波エラストグラフィ方法の実施例を示す。

【図10】超音波エラストグラフィ方法の更なる実施例を示す。

【図11】推奨特徴の視覚化をトグルするための、可能な入力デバイス表示を示す。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図1は、実施例による超音波エラストグラフィシステム10の概略図を表す。超音波エラストグラフィシステム10は、解剖学的部位、特に患者12の解剖学的部位を検査するために

50

適用される。超音波エラストグラフィシステム10は、解剖学的部位のエラストグラフィ測定結果ももたらす。システムは、超音波イメージング及び剪断波エラストグラフィをもたらしように構成される超音波画像(52)収集プローブ(14)並びに超音波画像収集プローブ14を制御し、解剖学的部位の超音波画像をもたらしように構成される超音波信号及び画像処理アセンブリを有する。更に、システム10は、例えばユーザが、エラストグラフィ測定は実行されるべき、超音波画像内における関心領域を規定することを可能にするためのユーザ入力デバイス20を有する。更に、超音波信号及び画像処理アセンブリ16は、超音波画像52内における、ユーザに対して関心領域の剪断波エラストグラフィのための適合性を視覚化し、及び/又はユーザに対して剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集平面を推奨するように構成される。

10

【0031】

図2は、更なる実施例による超音波エラストグラフィシステム10、特に医用超音波三次元画像処理システムの概略図を表す。超音波エラストグラフィシステム10は、解剖学的部位、特に患者12の解剖学的部位を検査するように適用される。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素子を有する少なくとも一つのトランスデューサアレイを有する超音波画像収集プローブ14を有する。一つの例において、トランスデューサ素子は各々、特定のパルス期間の少なくとも一つ送信インパルス、特に複数の後続する送信パルスの形態で超音波を送信することができる。トランスデューサ素子は、例えば機械的に軸のまわりで動かされるか、又は回転され得る二次元画像をもたらしするために、例えば一次元の列で構成されることができる。更に、トランスデューサ素子は、特にマルチプレーナ又は三次元画像をもたらしするために、二次元アレイで構成されてもよい。

20

【0032】

概して、各々特定の音響ライン又はスキャンライン、特にスキャン受信ラインに沿った、二次元画像の強度は、3つの異なる態様で得られてもよい。第一に、ユーザは、手動スキャンを介して画像の強度を獲得してもよい。この場合、超音波画像収集プローブは、スキャンライン若しくはスキャン平面の位置及び方位を追跡することができる位置検出デバイスを有していてもよい。しかしながら、これは現在考慮されていない。第二に、トランスデューサは、超音波画像収集プローブ内において、自動的かつ機械的にスキャンされてもよい。これは、一次元トランスデューサアレイが使われる場合、可能になる。第三に、好ましくは、トランスデューサの位相二次元アレイが、超音波画像収集プローブ内において位置され、超音波ビームは電子的にスキャンされる。超音波画像収集プローブは、システムのユーザ、例えば医用従事者又は医師によってハンドヘルドになり得る。超音波画像収集プローブ14は、患者12における解剖学的部位32の画像がもたらされるように、患者12の体に適用される。

30

【0033】

更に、超音波エラストグラフィシステム10は、超音波エラストグラフィシステム10を介して超音波画像の供給を制御する超音波信号及び画像処理アセンブリ16を有する。超音波信号及び画像処理アセンブリ16は、超音波画像収集プローブ14のトランスデューサアレイを介したデータの収集だけでなく、超音波画像収集プローブ14のトランスデューサアレイによって受け取られる超音波ビームのエコーから超音波画像を形成する、画像処理及び信号を制御する。

40

【0034】

超音波エラストグラフィシステム10は、3D画像をユーザに表示するためのディスプレイ18を更に有する。更に、キー又はキーボード22及び更なる入力デバイス、例えばトラックボール24を有してもよい入力デバイス20がもたらされる。入力デバイス20は、ディスプレイ18に接続されてもよく、又は超音波信号及び画像処理アセンブリ16に直接接続されてもよい。

【0035】

更に、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、例えば電磁トラ

50

ッキングデバイスを有する。トラッキングデバイスの部分は、プローブ14内において位置され、又はクリップを介してプローブに関連付けられてもよい。更に、部分25及び25'、例えば磁気抵抗センサ又は光学センサのようなセンサは、超音波エラストグラフィシステムの円周に配置されてもよい。好ましくは、更なる部分25及び25'の空間座標は知られている。

【0036】

図3は、超音波エラストグラフィシステム10の概略ブロック図を表す。すでに上に構成されるように、超音波エラストグラフィシステム10は超音波画像収集プローブ（PR）14、超音波信号及び画像処理アセンブリ（CU）16、ディスプレイ（DI）18、及び入力デバイス（ID）20を有する。上に更に構成されるように、プローブ（PR）14は、トランスデューサアレイ26、例えば位相二次元トランスデューサアレイ又は自動スキャン二次元トランスデューサアレイを有する。更に、プローブは、トラッキングデバイスの部分27、例えばセンサ25及び25'を介して検出される電磁場を生成するコイルを有してもよい。概して、超音波信号及び画像処理アセンブリ（CU）16は、全画像収集及び供給を調整するために、アナログ及び/又はデジタル電子回路、プロセッサ、マイクロプロセッサ等を含んでもよい中央処理ユニットを有してもよい。更に、超音波信号及び画像処理アセンブリ16は、このいわゆる中央処理ユニット28を有する。しかしながら、中央処理ユニット28は、超音波エラストグラフィシステム10内における別個の実体又はユニットである必要はないことは理解されなければならない。メモリユニットは、参照番号35によって示される。それは、超音波信号及び画像処理アセンブリ16の部分であることは可能であり、概して、実現されるハードウェア又はソフトウェアであることは可能である。現在の区別は、例示の目的のためだけになされる。超音波信号及び画像処理アセンブリ16の部分としての中央処理ユニット（CON）28は、ビームフォーマを制御し、これによって、解剖学的部位32の何れ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制御する。ビームフォーマ（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、部分繰り返し周波数を決定し、それは、送信ビーム及び一つ又は複数の受信ビームをスキャンし、フォーカスし、アポダイズしてもよく、更にフィルタを増幅し、トランスデューサアレイ26によって戻されるエコー電圧ストリームをデジタル化してもよい。更に、超音波信号及び画像処理アセンブリ16の中央処理ユニット28は、一般的なスキャンング計画を決定してもよい。このような一般的な計画は、すでに上で説明されるように、所望の解剖学的部位収集レート、解剖学的部位の横方向の範囲、解剖学的部位のエレベーション範囲、最大及び最小ライン密度、スキャンングライン回数及びライン密度を含んでいてもよい。ビームフォーマ30は、更にトランスデューサアレイ26から超音波信号を受信し、それらを画像信号として転送する。

【0037】

剪断波エラストグラフィサブシステムは、参照番号37で示される。剪断波サブシステム37により、超音波イメージングシステム10は、剪断波モードで作動することが可能になる。特定の実施例において、剪断波サブシステム37は、フォーカス位置の間で剪断波源を動かすための、フォーカス位置及びシーケンスを決定する。更なる実施例、又は他の実施例において、剪断波サブシステム37は、剪断波面をダイナミックに制御することに関して、ここに記述される他の機能を実行する。当業者は、この開示から、剪断波サブシステム37が、システム10の他の構成要素と結合されてもよいことを認めるであろう。例えば、剪断波サブシステム37のために記述される機能の少なくともいくつかは、CON 28によって実行されてもよい。一つの実施例による組織定量化のために、剪断波サブシステム37は、超音波イメージングシステム10のユーザが、超音波画像上に配置される関心領域マーカを使う測定のための解剖学的位置を特定することを可能にし得る。関心領域を通じて移動する剪断波を含む音響プッシュパルスは、この位置に対してちょうど横方向にもたらされる。音の波長の1/100より大きな量に感度を有するトラッキングビームが、パルス経路にもたらされる。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、連続的に送られる。剪断波の生成及びピークの検出の間の時間は、剪断波速度を計算するために利用され

10

20

30

40

50

る。値が測定の質を確実にするために報告される前に、複数の測定は、所与の空間位置のためになされる。

【0038】

更に、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信号プロセッサ（SP）34を有する。信号プロセッサ34は通常、受信超音波エコー又は画像信号の検出及び圧縮、例えばダイナミックレンジ低減ばかりでなく、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リングにもたらされる。信号プロセッサは、画像データを転送する。

【0039】

更に、超音波エラストグラフィシステム10は、信号プロセッサ34から受信される画像データを、最終的にディスプレイ18上に示される表示データに変換する画像プロセッサ（IP）36を有する。特に、画像プロセッサ36は、画像データを受信し、画像データを前処理し、それを画像メモリに記憶してもよい。それから、これらの画像データは、ディスプレイ18を介してユーザに対して最も都合のいい画像をもたらすために更に後処理される。現在の場合において、特に、画像プロセッサ36は、各々のスライスにおいて多数の二次元画像から三次元画像を形成してもよい。

10

【0040】

ユーザインタフェースは概して、参照番号38で表され、ディスプレイ18及び入力デバイス20を有する。それは、更なる入力デバイス、例えば、超音波画像収集プローブ14自体の上にさえもたらされてもよいマウス又は更なるボタンを有してもよい。

20

【0041】

本発明をもたらし得る超音波エラストグラフィシステムのための特定の例は、フィリップス超音波新型剪断波エラストグラフィポイントクオンティフィケーション（ElastPQ）をもたらすシステムである。

【0042】

従って、エラストグラフィ測定のための、B-モード超音波画像における最適（正常）及び準最適（異常）領域を識別する超音波エラストグラフィシステム10がもたらされてもよい。システム10は特に、エラストグラフィ測定のためのリアルタイムガイダンス及び自動最近接最適平面推奨のための、ライブB-モード画像上への、脈管構造及び正常／異常領域の重畳の特徴を有していてもよい。更に、本発明は、この特徴をオン／オフにトグルするために、ユーザインタフェース38を含む。

30

【0043】

これをもたらす主なアプローチは、特に正常／異常領域、すなわちローカルアプローチ及びグローバルアプローチを決めるために、実施されてもよい。ローカルアプローチにおいて、剪断波エラストグラフィが作動されると、自動画像セグメンテーション及び脈管描出は、何れの先行するデータ又は画像なしで、もたらされているライブB-モード画像上においてリアルタイムに実行される。ユーザが、測定ボックスは正常ゾーンにおいて位置されることを見る場合、彼は、硬化度値を得るために測定ボタンを更に押すことができる。このローカルアプローチを用いるシステム10は、超音波システムの主要な要素、従来のB-モードイメージング及び剪断波エラストグラフィを可能にする1-D又は2-Dトランスデューサ並びにエラストグラフィ測定のための正常／異常領域でユーザを支援する構成要素を有する、超音波信号及び処理アセンブリ上で実行されるサポートアプリケーションを有してもよい。これらは、エラストグラフィのために使われるライブ二次元B-モード画像における脈管のセグメンテーション、エラストグラフィのために使われる同質領域の検出及びセグメンテーション、並びにリアルタイムガイダンスのための正常／異常領域として、例えば1cmのオーダの少ない周囲のマージンを備える脈管構造及び「疑わしい」病変領域の、ライブB-モード画像上への重畳からなるグループの少なくとも一つを含んでいてもよい。

40

【0044】

グローバルアプローチを用いるシステム10は、超音波システムの主要な要素、従来のB-モードイメージング及び剪断波エラストグラフィを可能にする1-D又は2-Dトランスデュー

50

サ、並びに1D超音波トランスデューサ若しくは2D超音波トランスデューサを掃引することによって収集される、検査されるべき解剖学的構造、例えば肝臓の3D画像、並びにコンピュータ断層撮影又は磁気共鳴断層撮影のような他のモダリティによる、前に収集された3D画像を有してもよい。更に、トラッキングシステム、例えば電磁石の又は光学トラッキングシステムがもたらされるべきである。更に、サポートアプリケーションが、エラストグラフィ測定のための正常/異常領域でユーザを支援する構成要素を有する、超音波信号及び処理アセンブリ上で実行されてもよい。これらは、エラストグラフィのために使われるライブ二次元B-モード画像上における、これらの3D脈管構造の重畳、動き補償、レジストレーション、及びプリプロシージャ画像(3D超音波及び/又は先行するCT)における脈管のセグメンテーション; 3D超音波における肝臓内における同質領域の検出及びセグメンテーション並びにライブB-モード画像による動き補償及びそのレジストレーション; (1cmのオーダーで) 少ない周囲のマージンを備える「疑わしい」病変領域及び脈管構造の、リアルタイムガイダンスのためのライブB-モード画像上への重畳からなるグループの少なくとも一つを含んでいてもよい。

【0045】

図4は、超音波画像収集プローブ14に対する、解剖学的部位32の例を示す。この例で示される解剖学的部位32は、超音波画像収集プローブ14のトランスデューサアレイが位相二次元電子スキャンアレイとして構成されるために、セクタタイプである。それ故に、解剖学的部位32のサイズは、仰角42及び横方向角44によって表されてもよい。解剖学的部位32の深さ46は、ライン毎の秒におけるいわゆるライン時間によって表されてもよい。それは、特定のスキニングラインをスキャンするために費やされるスキニング時間である。

【0046】

解剖学的部位32は、多数のスライス48及び50又は二次元画像に分けられてもよい。2つのスライス48及び50だけが例示目的のために表される。実際、異なる仰角40を有する多数の平面又はスライス48及び50は、解剖学的部位32のボリュームに渡って広げられる。当然のことながら、スライス48及び50は、仰角方向において方位付けられてもよく、横方向において解剖学的部位32の間に広げられてもよい。画像収集の間、超音波画像収集プローブ14の二次元のトランスデューサアレイは、解剖学的部位32が、スライス48及び50の各々の範囲内において多数のこれらのスキニングラインに沿ってシーケンシャルにスキャンされる態様で、ビームフォーマによって作動される。マルチライン受信処理において、シングル送信ビームは、信号が並列に収集される多数の、例えば、4つの受信スキニングラインを照射し得る。その場合、受信ラインの当該セットはそれから、解剖学的部位32の間でシーケンシャルに電子スキャンされる。

【0047】

図5は、従来のB-モード超音波画像である超音波画像52を示す。上で説明されるように、超音波画像は二次元であり、例えば、システム10により収集され得る。更に、ユーザが、エラストグラフィ測定のためのB-モード画像52内における特定のポイントを選択するために使用し得る関心領域33は示される。ユーザが画像52内における特定の関心領域33を選んだ後、エラストグラフィ測定は実行され、結果は、値が通常、参照番号54によって示される画像52における値として表示される。これによって、ユーザは、B-モード画像に渡って組織弾性をマッピングするために、B-モード画像52の異なる部分を評価してもよい。図5において、関心領域33の適切な配置が示されるが、常にこうなるわけではない。

【0048】

図6において、弾性値54が示される、同等のB-モード画像52は示される。更に、関心領域33が、ここでも示される。しかしながら、この場合、関心領域33は、脈管56の近くに配置される。しかしながら、脈管56からの反射によって、適切な弾性測定は可能でない。更に、画像52内における可視の脈管56の他に、脈管が、画像52の深さ領域における関心領域33の近くに配置されるので、隣接する脈管56は、画像52において鮮明に見ることができない場合もある。

【0049】

10

20

30

40

50

図7は、実施例によりユーザに対する最終的な表示の2つの実施例を示す。一つの実施例において、正常ノ異常領域又は推奨特徴58を伴う脈管構造は、特にトラッキング又は画像に基づくレジストレーション技術を使用して、ライブB-モード画像52上に重畳されることもできる。重畳された画像52は、動き補償技術を使用して、呼吸運動のために補償されることもできる。更に、平面48は、エラストグラフィスキニングのために不適切であることが検出される場合、最も近い最適平面48'がユーザに提案されてもよいので、画像収集プローブは、14'において適切に位置され得る。

【0050】

図8は、患者12の体の概略図を示す。頭尾軸は、参照番号60で示される。前後軸は、参照番号62で示される。左右軸は、参照番号64で示される。ユーザは、トラッキングデバイス25及び25'によってトラッキングされる第一の位置66にプローブを動かす。これは、例えば電磁トラッキングデバイス又は光学トラッキングデバイスによって行われてもよい。画像収集プローブ14を患者上の第二の位置68に動かす代わりに、システム10は、肝臓に関するより良いビュー及びより良いエラストグラフィ結果をもたらすため、異なる方位を有する第三の位置70に画像収集プローブ14を動かすことをユーザに推奨してもよい。動きを第三の位置70までトラッキングして、第三の位置70が適切に達せられるとき、エラストグラフィ測定はそれから始められることができる。この後に、解剖学的構造32におけるROIのエラストグラフィ測定が、通常通り行われることができる。

【0051】

図9は、超音波エラストグラフィシステム10により解剖学的部位32を検査するための方法80の実施例を示す。本方法は、ステップ82において開始される。ステップ84において、解剖学的部位32の参照画像86が収集される。これは、コンピュータ断層撮影又は磁気共鳴断層撮影のような更なるモダリティを使って行われてもよい。しかしながら、参照画像86が、超音波システム10を介して収集されてもよい。更に、超音波を介して収集される参照画像86は、二次元及び/又は三次元であってもよい。それから、ステップ88において、参照画像86における関心領域33の剪断波エラストグラフィのための適合性を表す少なくとも一つの推奨特徴58が決定される。このような推奨特徴58は、例えば解剖学的構造における脈管の位置、同質組織領域、又は疑わしい病変領域になり得る。

【0052】

それから、以下の2ステップのうちの少なくとも一つが実行される。推奨特徴58は、剪断波エラストグラフィを実行するためのエラストグラフィ収集平面をユーザに推奨するためにも用いられてもよく、これはステップ92において行われてもよい。代わりに又は更に、超音波画像52内における関心領域33における剪断波エラストグラフィのための適合性に関する情報をユーザにもたすため、推奨特徴58は、超音波エラストグラフィシステム10で収集される超音波画像52内において、ステップ90で視覚化され、レジストレーション化されてもよい。

【0053】

本方法はそれから、超音波検査が実行される限り繰り返されてもよく、又はステップ94において終了してもよい。

【0054】

図10において、方法80の更なる実施例が示される。

【0055】

この実施例において、ローカル及びグローバルアプローチは、脈管描出、同質エリア検出、B-モード超音波画像52上において正常ノ異常ゾーンを視覚化するステップ、提案された特徴をオンノオフにトグルするステップに対して同様に、ステップ90乃至94をとる。ステップ84において、プリプロシージャ画像に対するライブ2D/3D超音波画像の収集及び一体化が実行される。これは、様々な異なるトラッキング技術を使用して達成されることができる。一つの実施例において、トラッキングは、プローブ及び患者が電磁場においてライブでトラッキングされる電磁トラッキングになり得る。プリプロシージャ画像は、三次元超音波画像又はボリュームの何れかを再構成するために、三次元でトラッキングされ得

る。代わりに、早く収集されたMR/CT画像が使われ得る。例えば、これらのプリプロシージャ画像は、基準を用いて電磁トラッキングシステムにレジストレーション化されることができる。この一体化を使って、様々な異なる視覚化技術が可能になる。

【0056】

それから、結合されるステップ88及び96は、正常／異常領域に基づいて、最適ROIの視覚化及び決定のコアを形成し得る。これは、4つの構成要素を有し、ステップ88において表される、それらのうちの3つは、最適領域を決定する推奨特徴58の検出及びセグメンテーションであり、ステップ96において表される、四つ目は、3つの検出モジュールから導出される、これらの推奨特徴58の一体化である。

【0057】

脈管構造描出において、脈管構造のトポグラフィの推定を形成するため、独立して、又はともに使用され得る、脈管構造描出の3つの実施例が特定される。肝臓の例における主要血管は、肝動脈、肝静脈、及び門脈を含む。超音波B-モードイメージングにおいて、脈管は、比較的低エコーの構造として見え得る。2、3本の脈管のような構造、すなわち、B-モードの総胆管及び胆嚢も存在する。これらはすべて、剪断波測定のための、特に肝臓線維症評価の適用のための異常ゾーンとして分類される。いくつかの特定の方法は、三次元CT、MR、及び超音波画像における肝臓脈管構造セグメンテーションを行うために提案されている。これらの方法は、一つをもたらし、又は多数の以下のセグメンテーション技術、すなわち強度閾値化、領域成長、レベルセット、変形可能なモデルフィッティング、及び幾何学的モーメントを結合する。それらは、完全に自動的な方法又は手動サポート描出方法の何れかになり得る。

【0058】

脈管に加えて、ROI位置の近くの非同質領域も特定されるべきである。ROIボックスのサイズ及びその境界条件に対するそのサイズに依存して、横方向においてROIの近くにある腫瘍及び肝臓嚢胞のような疑わしい病変は、主に境界線における剪断波反射のために、剪断波測定にいくつかのアーチファクトをもたらす。この場合、このような病変の検出は、焦点アプローチにおいてなされることができる。基本的に、システムは、所定の安全マージンで測定ROIに集中される、より大きな領域を規定することができる。テクスチャ分析法、例えば一次統計量、グレイレベル共起マトリックス (GLCM)、グレイレベルランレングスマトリックス (GLRLM)、及びグレイレベル差マトリックス (GLDM) を使用して、超音波システム10は、剪断波測定ROIの周囲の領域に存在している、かなりの不連続があるかを決定することができ、更に、それが正常又は異常領域であるかをユーザにガイドすることができる。

【0059】

更に、脈管は、カラーフローモードを用いることによって、特定されることができる。B-モード画像において視覚化される推奨特徴及びカラーフローパルスの合成は、主要脈管の位置を特定するために共に使われることができる。

【0060】

ステップ96において、ステップ88からの情報は、エラストグラフィ測定のための最適及び準最適領域の結合マップを生成するために結合されることができる。

【0061】

ステップ90及び92は、ユーザに対するシステム10の出力を示す。前に、ROIポジショニングにおける支援は、ステップ98において、オン又はオフにトグルされてもよい。ステップ90における推奨特徴58の視覚化の他に、更に、又は代わりに、次の最も近い最適平面が、ステップ96の結合最適マップを、画像収集プローブ14の実際のトラッキング情報に結合することによって計算されることができ、ユーザに表示されることができる。プローブはトラッキングされるため、3Dコンテキストにおける2D画像平面の位置は、すでに知られている。3つの入力は、最も近い可能な収集平面の自動的な提案にもたらされる。これらは、画像収集プローブ14の現在のトラッキングされた位置、エラストグラフィ測定値がすでになされている3Dの領域、及び先行するステップ88及び96において計算される推奨特徴58

10

20

30

40

50

としての正常／異常領域である。これらの3つの入力をもたらされると、プローブ14の現在の位置に最も近い最適平面が決定されることができ、ユーザに表示されることができる。

【0062】

図11において、全決定支援が作動されるとき、ユーザは、何れの種類の設定支援が必要とされるかを選択することができる。上記の例において、ユーザは、疑わしい病変検出ではなく、脈管構造描出及び同質領域検出を選択している。3つのモジュールは、使用選択に依存して独立に作動することができる。これらの特徴の各々は、図11（図10のフローチャートにおけるステップ98）において以下示されるように、このようなユーザインタフェースを使用して、オン／オフスイッチされ得る。

10

【0063】

本発明は、図面及び上述の記載において詳細に図示されると共に記載されているが、このような図面及び記載は例示的であり、限定的なものではないことは考慮されるべきであり、本発明は開示の実施例に限定されるものではない。

【0064】

開示の実施例に対する他のバリエーションは、図面、開示、及び従属請求項の検討から特許請求の範囲に記載の発明を実施する当業者によって理解され得ると共にもたらされ得る。クレームにおいて、"有する"という語は他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞"a"若しくは"a n"は複数を除外しない。単一の要素若しくは他のユニットがクレームに列挙される複数の項目の機能を満たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属クレームに列挙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が有利に使用されることができないことを示すものではない。

20

【0065】

コンピュータプログラムは他のハードウェアと一緒に若しくはその部分として供給される光学記憶媒体若しくは固体媒体な何れかの適切な媒体上に記憶及び／又は分配され得るが、インターネット又は有線若しくは無線通信システムなどを介して他の形式で分配されてもよい。請求項の参照番号は、これらの請求項の保護範囲を限定するものではない。

【図 1】

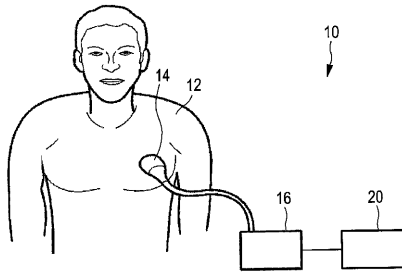


FIG. 1

【図 2】

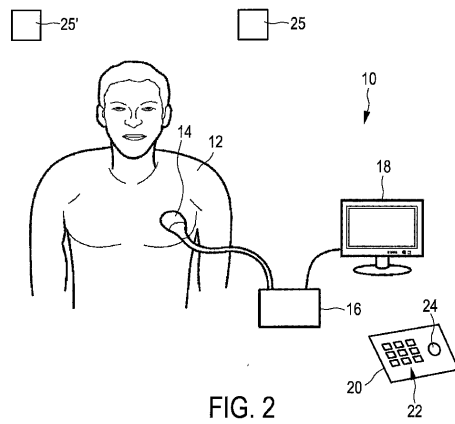


FIG. 2

【図 4】

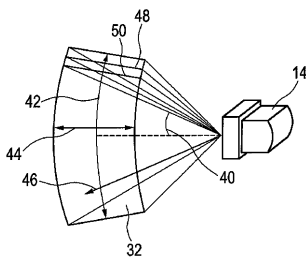


FIG. 4

【図 3】

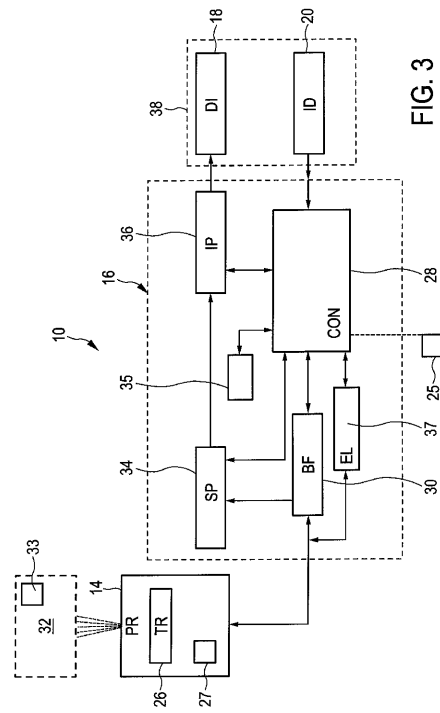


FIG. 3

【図 5】

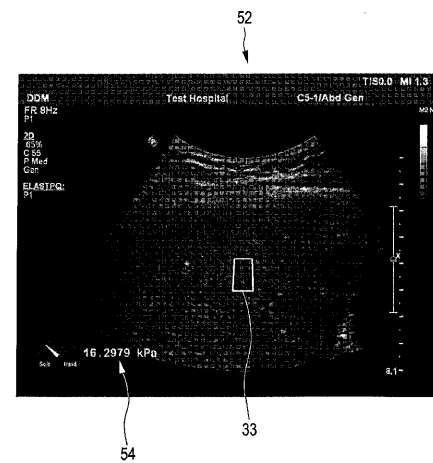


FIG. 5

【図 6】

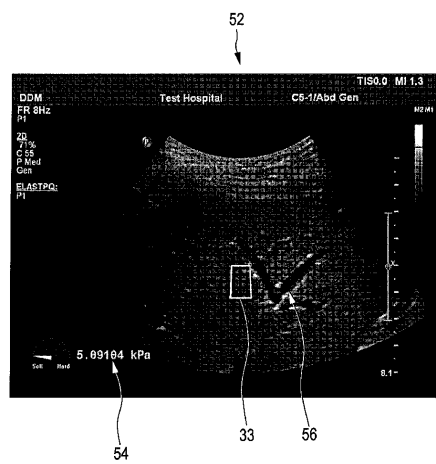


FIG. 6

【図 7】

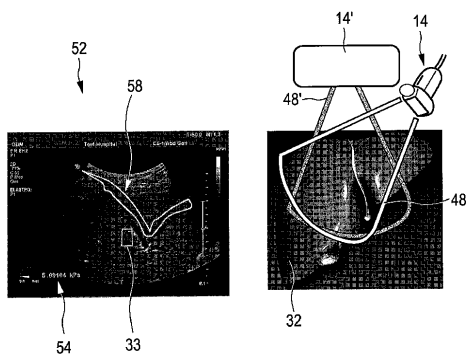


FIG. 7

【図 8】

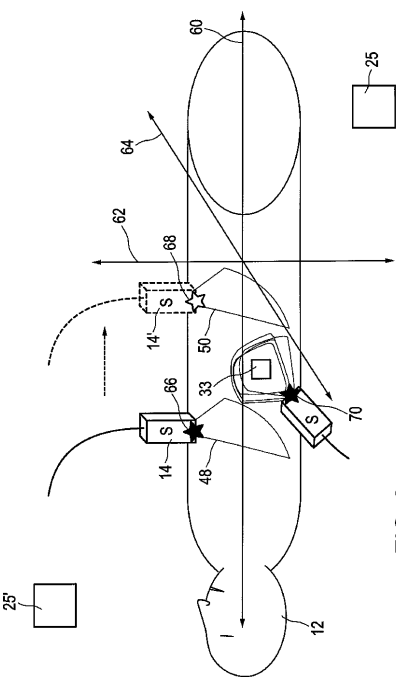
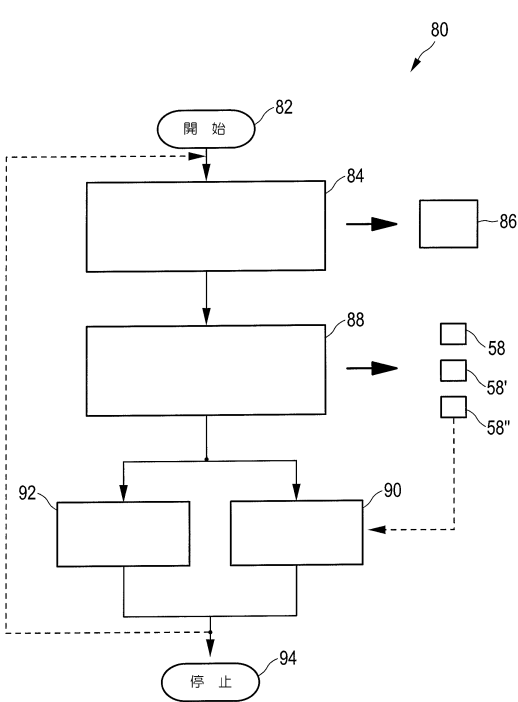
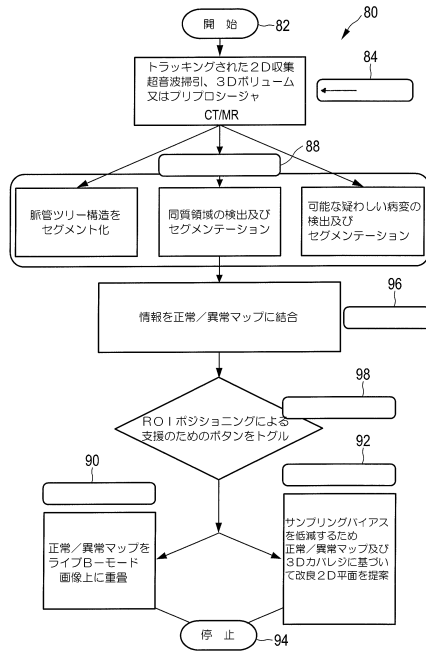


FIG. 8

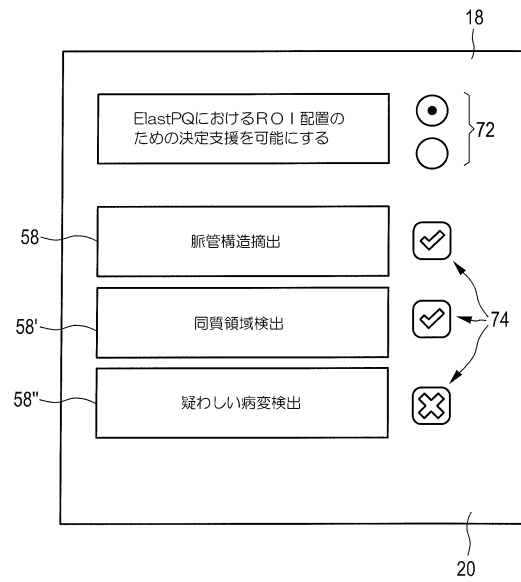
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 パルササラシ ビジャイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 シエ 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 テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ロベルト ジャン ルク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ジョオ シーウエイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 シャムダサニ ビジャイ サクル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

合議体

審判長 伊藤 昌哉

審判官 福島 浩司

審判官 高 見 重雄

(56)参考文献 再公表特許第 2 0 1 2 / 1 0 5 1 5 2 (J P , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

IPC A61B8/00-8/15