

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5982602号
(P5982602)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

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

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522905 (P2016-522905)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月18日(2014.6.18)		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2016-522072 (P2016-522072A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年7月28日(2016.7.28)		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/IB2014/062321		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/207611	(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28年5月26日(2016.5.26)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/840,681		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成25年6月28日(2013.6.28)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 解剖学的に知的な心エコー法における肺組織同定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波パルスをおある体積に対して発し、エコー・データを受領するよう構成された超音波インターフェース・モジュールと；

受領されたデータに基づいて、心臓組織が肺組織から区別されることを許容するようサブ体積ごとに中心周波数を推定するよう構成された中心周波数決定モジュールとを有する装置であって、

前記区別を自動的に実行するよう構成された組織弁別モジュールをさらに有し、前記区別は前記心臓組織と肺組織の間の空間的境界を同定することを含む、装置。

【請求項 2】

マトリクス・プローブをさらに有しており、前記境界は三次元経路をもち、当該装置はさらにディスプレイを有し、当該装置は、前記ディスプレイを介して、前記プローブの所与の位置について、前記経路を多次的に表示するよう構成されている、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記表示することが、前記経路の横方向および上下方向の成分が前記経路に沿ってどのように合同して変化するかを示す表現を使う、請求項 2 記載の装置。

【請求項 4】

ディスプレイおよび

前記発することおよび前記受領することのための超音波撮像プローブをさらに有しており、

当該装置は、目標ビューを達成するために前記プローブを動かすことにおけるユーザー案内のために、同定された境界を前記ディスプレイを介して呈示するよう構成されている、

請求項 1 記載の装置。

【請求項 5】

前記ユーザー案内が動的かつ対話的である、請求項 4 記載の装置。

【請求項 6】

前記区別することが、Aラインのうちから選択することを含む、請求項 1 記載の装置。

10

【請求項 7】

前記選択することは、中心周波数閾値を前記Aラインに沿って位置ごとに適用することを含む、請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記区別することは、前記選択することのために候補Aラインを適格とすることを含み、選択されたAラインは前記心臓組織と肺組織の間の空間的境界を定義する、請求項 6 記載の装置。

【請求項 9】

ある候補Aラインを前記適格とすることは、その候補Aラインの中心周波数データに依拠して、他の候補Aラインの中心周波数データを排除する、請求項 8 記載の装置。

20

【請求項 10】

前記区別することは、Aラインに沿った諸位置について中心周波数を平均し、その平均に中心周波数閾値を適用することを含む、請求項 1 記載の装置。

【請求項 11】

前記平均することおよびまたは前記適用することを、前記Aラインに沿った種々の位置に対応して逐次反復的に実行するよう構成されている、請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

ディスプレイをさらに有しており、前記ディスプレイ上に、中心周波数マップを表示するよう構成されており、前記中心周波数マップは、前記区別することにおけるユーザー視覚化のために、ある撮像平面について、前記推定された中心周波数をサブボリュームごとに空間的に表現する、請求項 1 記載の装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を使って心臓および肺組織の間の区別をすることおよび中心周波数推定に基づいて区別することに関する。

【背景技術】

【0002】

心不全は米国だけで五百万、全世界では何千万もの患者がいる主要な疾病である。心不全のリスクがある個人は米国だけで六千万と見積もられており、一千万が入院し、残りは心不全クリニックのケアにある。心不全クリニックまたは一般開業医の医院において、患者管理のために心臓についての基本的情報が必要とされる。この情報は、画像および駆出率のような、ひとたび画像が得られたときに画像から計算される定量化データを含む。超音波は、心臓のような軟組織のための信頼でき、かつコスト効率のよい撮像モダリティである。

40

【0003】

超音波画像の取得は熟練した超音波検査者を必要とする。超音波検査者または超音波検査のトレーニングを受けた他の臨床担当者が最適化する一つのパラメータは視野である。心尖部四腔像が日常的な心臓検査のための標準的なものである。臨床担当者は超音波プローブまたは「トランスデューサ・プローブ」のヘッドを患者の上に置く。さまざまな像〔

50

ビュー}のためにプローブを置く患者の皮膚上の有効部位は、臨床担当者のトレーニングの一部であり、その部位は患者によって変わりうる。心尖部四腔像については、プローブは心尖上に置かれる。器官が撮像のために捉えられるまで、プローブが手動で、典型的には種々の方向に傾けられる必要もある。これはみな、臨床担当者が通例超音波検査図である画像を画面上で見ながら、対話的になされる。超音波検査図を解釈することは、たとえばトレーニングと実践を通じて身につけなければならない技量である。臨床担当者は経験から、進行中の対話的プロセスにおいて、効果的な音響窓を達成するために、どのようにプローブをシフトさせ、傾けるかがわかる。

【0004】

心エコー法は、心臓が肋骨や肺組織によって囲まれているため、困難である。超音波は、石灰性の肋骨(心尖像で典型的に遭遇される)および肺組織を通過することはほとんどできない。それらと他の軟組織との間の大幅な音響インピーダンスの不整合のためである。さらに、肋骨における超音波吸収は組織に比べてきわめて高い。通常、超音波画像品質の最適化は、単に画面上のリアルタイム表示されるグレースケール超音波画像に基づいてユーザーによってなされるだけである。経験のあるユーザーは通例、画像劣化を認識して、プローブをよりよい位置に動かすことによって画像品質をしかるべく改善することができるが、それほど経験のないユーザーは損なわれた画像を得ることがある。非熟練の手と目の協調およびアーチファクトの認識不足のためである。超音波スキャンの成功は、ユーザーのトレーニングおよび経験に強く依拠している。

【0005】

標準的なビューである心臓の心尖像から撮像するとき、超音波プローブは、石灰性の肋骨による遮蔽を避けるために、ユーザーの経験に基づいて正しい肋骨間スペースに置かれる必要がある。経験のあるユーザーは、肺組織が邪魔にならないようにもする。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

下記で提案されるのは、上記の懸念の一つまたは複数に対処することに向けられる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本願と同じ被譲渡者に譲渡されたRadulescuらへの「医療現場のための解剖学的に知的な心エコー法」という名称の特許出願は、参照によってその全開示がここに組み込まれるものであるが、撮像プローブをナビゲートする臨床担当者に、心臓の標準的なビューを達成するための、動的かつ対話的な案内を提供する超音波システムに関する。案内の一部は、肺組織同定を伴う。手順の動的かつ対話的な性質は、Radulescu出願における図2Aおよび2Bに見られる。

【0008】

最初、Radulescu出願に記載されるように、システムはユーザーに、どのようにしてプローブを肋骨間に配置するかを指示する。プローブの視野内の連続的に取得される撮像に基づいて、システムは指示、図、可聴手がかりなどの形のフィードバックを提供する。

【0009】

このシステムによって用いられる肺同定アルゴリズムは、現在画像において、心臓組織と(部分的に)遮蔽する肺組織との間の境界を同定するよう設計される。この同定は、目標ビューに近づくためにプローブがどこに動かされることができるかについての手がかりはたらきをする。Radulescu出願は、患者の肋骨によって引き起こされる画像遮蔽をよけてナビゲートすることにおける自動ユーザー案内も論じているが、本特許出願における現在の焦点は、肺組織に起因する画像遮蔽である。肺同定アルゴリズムのより十全な議論は本稿で後述する。

【0010】

経験のないユーザーのために良好な画像品質を達成するために、解剖学的に知的な心エコー法システムは、肺組織の存在を認識するべきである。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

本発明のある側面によれば、超音波パルスが体積に対して発され、エコー・データが受領される。受領されたデータに基づいて、中心周波数がサブ体積ごとに推定され、それにより肺組織から心臓組織を区別できる。

【 0 0 1 2 】

あるサブ側面によれば、区別は、心臓および肺組織の間の空間的境界の自動同定を伴う。

【 0 0 1 3 】

さらなる個別的なサブ側面では、本発明に基づく装置は、マトリクス・プローブを含み、上記の境界は三次元経路をもつことができる。本装置はさらにディスプレイを有する。本装置は、該ディスプレイを介して、プローブの所与の位置について、前記経路を多次元的に表示するよう構成される。

10

【 0 0 1 4 】

さらなる個別的なサブ側面では、前記表示することは、前記経路の横方向および上下方向の成分が前記経路に沿ってどのように合同して変化するかを示す表現を使う。

【 0 0 1 5 】

異なるが関係しているサブ側面では、空間的境界を同定するための装置がディスプレイおよび前記発することおよび前記受領することのための超音波撮像プローブを含み、目標ビューを達成するためにプローブを動かすことにおけるユーザー案内のために、同定された境界を前記ディスプレイを介して呈示する。

20

【 0 0 1 6 】

さらなるサブ側面として、ユーザー案内は動的かつ対話的であってもよい。

【 0 0 1 7 】

自動同定に関係するサブ側面として、前記区別することは、前記推定することの結果に基づいて、Aラインのうちから選択することを含む。

【 0 0 1 8 】

さらなるサブ側面では、前記選択することは、中心周波数閾値を諸Aラインに沿って位置ごとに適用することに関わる。

【 0 0 1 9 】

相補的なサブ側面では、前記区別することは、前記選択することのための候補Aラインを適格とする (qualifying) ことを含み、選択されたAラインは心臓および肺組織の間の空間的境界を定義する。

30

【 0 0 2 0 】

ある個別的なサブ側面では、ある候補Aラインを適格とすることは、その候補Aラインの中心周波数データに依拠して、他の候補Aラインの中心周波数データを排除する。

【 0 0 2 1 】

自動同定に関係した異なるサブ側面では、前記区別することは、Aラインに沿った諸位置について中心周波数を平均し、その平均に中心周波数閾値を適用することに関わる。

【 0 0 2 2 】

このさらなるサブ側面では、前記平均することおよび前記適用することは、前記Aラインに沿った種々の位置に対応して逐次反復的に実行される。

40

【 0 0 2 3 】

やはりサブ側面であるものでは、前記発することは、レイ・ライン (ray line) ごとに、対ごとに同一および/または対ごとに互いに反転している超音波パルスを発することを伴う。

【 0 0 2 4 】

対ごとに同一のパルスを発する場合におけるあるサブ側面として、その対の一方のエコーとその対の他方のエコーとの間の差が計算される。

【 0 0 2 5 】

反転しているパルスの場合における合同して実装されるサブ側面の代替では、直前のパ

50

ルスの反転されたコピーが発される超音波パルス反転が実現され、該コピーのエコーが直前のパルスのエコーと合計される。

【0026】

ある関連したサブ側面では、前記推定することは、Aラインに沿って位置ごとに実行される。

【0027】

さらにもう一つのサブ側面では、前記受領することから導出されるデータは、低域通過フィルタ処理にかけられる。

【0028】

関係して、前記受領することから導出されるデータは、高域通過フィルタ処理にかけられる。

10

【0029】

あるサブ側面では、前記推定することのために、低域通過フィルタ処理されたデータが高域通過フィルタ処理されたデータと組み合わせられる。

【0030】

あるさらなるサブ側面では、前記組み合わせることは、前記低域通過フィルタ処理されたデータに第一の重みを割り当て、前記高域通過フィルタ処理されたデータに第二の重みを割り当て、それらの重みを使う重み付けされた平均を計算することを伴う。

【0031】

補足的な側面として、前記受領することは、パルス反転サンプルを受領することに関わり、前記推定することは前記サンプルの対の間の差および前記サンプルの対の和の計算を含む。低域通過フィルタ処理は前記差に対して実行され、前記高域通過フィルタ処理は前記和に対して実行される。

20

【0032】

個別的なサブ側面では、前記導出することは、a) パルス反転の場合には、パルスからのエコーと該パルスの反転からのエコーとの間の差を計算して、前記低域通過フィルタ処理にかけられる前記データを与えること、b) パルス減算の場合には、前記パルスおよび前記パルスと同一のパルスのそれぞれのエコーの和を計算して、前記低域通過フィルタ処理にかけられる前記データを与えることに関わる。

【0033】

新規な、リアルタイムの、心臓/肺を区別する超音波臨床担当者案内技術の詳細は、付属の図面を援用して下記でさらに記述される。図面は縮尺通りに描かれていない。

30

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明に基づく超音波技師対話的案内装置の、概念注釈を付けた概略図である。

【図2】本装置がどのようにしてリアルタイムで音響窓の配置を案内できるかの概念図である。

【図3】本発明に基づく、超音波プローブの視野に関して配置される諸セグメントの画面上案内画像を使う撮像遮蔽回避のための方式の例を示す図である。

【図4A】本発明に基づく、心臓組織から肺組織を区別するために使われる無線周波 (radiofrequency) データの例示的なグラフである。

40

【図4B】本発明に基づく、心臓組織から肺組織を区別するために使われる無線周波 (radiofrequency) データの例示的なグラフである。

【図4C】本発明に基づく、前記区別において使われるアルゴリズムである。

【図4D】本発明に基づく、前記区別において使用可能な例示的な中心周波数マップ表示である。

【図5】心臓および肺組織の間の空間的境界を設定するために、現在の視野内のさまざまな深さにある中心周波数がどのように利用されるかについてのフローチャートである。

【図6】一次元プローブに基づく例示的な肺同定アルゴリズムを表わすフローチャートである。

50

【図7】マトリクス・プローブに基づく例示的な肺同定アルゴリズムを表わすフローチャートである。

【図8】撮像プローブの現在の視野内にある心臓組織と肺組織の間の境界の三次元経路を多次元的に描く画面上案内画像である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図1は、限定しない例解用の例として、超音波技師対話的案内装置100を、パルス生成プロトコルに対する概念注釈とともに描いている。装置100は、Radulescu出願の図1に示されるデバイスのように、撮像プローブについての言及される回路および図示され記述される特徴のすべてを含めて実装可能である。このように、装置100は、Radulescu出願の図1におけるデバイスのようにポータブルであってもよく、あるいはRadulescu出願において言及されるように静的なデバイスであってもよい。装置100には制御モジュール104、メモリ108、超音波インターフェース・モジュール112、上述した撮像プローブ116、中心周波数決定モジュール120、組織弁別モジュール124、ディスプレイ128およびユーザー・コントロール132が含まれる。

10

【0036】

ある例示の実施形態では、中心周波数決定モジュール120は、超音波画像を形成する際に使われるビームまたは「Aライン」を受領するための中心周波数を決定する。中心周波数は、Aラインに沿った各増分的な撮像深さにおいて計算される。

【0037】

20

組織弁別モジュール124は、扇形の撮像平面において、心臓および肺組織の間の区別をするための、セクター分割する境界直線を見出す。

【0038】

ある実施形態では、現在の撮像平面の超音波画像に前記境界線のグラフィックおよび肺組織の方向を向く矢印が重畳される。グラフィックは、たとえば境界線が赤、矢印が緑に色付けされてもよい。同様に、プローブ116の所与の位置付けについて、電子的ステアリングをもつマトリクス・プローブの場合、前記境界の前記経路の三次元的な性質が画面上に多次元的に表示可能である。たとえば、横および上下方向における前記経路に沿った変動を示す。したがって、直線オーバーレイの代わりに、二次元的な線がディスプレイ128上に表示可能である。特に、ディスプレイ128は、可視的に明瞭に、曲がった線の見え方を与える、交互する方向性、すなわち水平方向または垂直方向の線分の区分ごとの端から端までの接続された集合体であるものを描くことができる。あるいは、呈示は、よりリアルに曲がった線に似るよう平滑化されることができる。

30

【0039】

図1における超音波インターフェース・モジュール112には、パルス反転(PI: pulse inversion)136およびパルス減算(PS: pulse subtraction)140の概念的な表現が注釈付けされている。そのいずれかまたは両方が、本稿で提案される技術において使用されることができる。PSプロトコルでは、第一のPSパルス144に、同一の第二のPSパルス148が続く。ここで、例解の簡単のため、単一のパルス・サイクルの正の半分が示されているだけである。対応するエコー156、160の間の差152は、純粋に線形な伝搬および静的な散乱体による純粋に線形な応答という仮想上の場合における打ち消しのため、ヌル信号164である。同じ状況において与えられる和168は、加えられる二つのエコーの大きさの二倍の大きさをもつ出力を生じる。PIプロトコルでは、第二のPIパルスは、第一のパルス180と同一だが判定しているコピー176である。上述した線形条件のもとでのエコー184、188は同一だが互いの反転したコピーである。和192はヌル信号164を生じる。一方、差196は二倍の大きさの信号を生じる。肺および心臓組織は、通常の撮像よりも、PIまたはPS撮像において、より異なって見える。肺組織弁別のコンテキストにおけるこれら二つのパルス生成プロトコルの使用は、下記でより詳細に論じる。

40

【0040】

50

図2は、装置100がどのようにしてマトリクス・プローブ202の配置をリアルタイムで案内できるかを概念的に描いている。マトリクス・プローブ202は、患者の皮膚206に対して臨床担当者の手204によって保持される。より具体的には、プローブ202は、特化したゲルのような音響結合媒体によってのみ皮膚から隔てられて皮膚206に対して配置するためのフェース210をもつヘッド208をもつ。ヘッド208内で、フェース210に沿って、マトリクス・アレイ212がある。マトリクス・アレイ212から視野214が延びている。患者の心臓216は部分的に、ここでは大半が視野214内にはいっており、プローブ202を介して撮像される。心臓216の一部が十分な信頼レベルをもって検出されるので、臨床担当者は一時停止するよう指示され、すぐにそうしたところである。諸セグメント218への画像セグメンテーションの結果として、装置100は、プローブ202またはマトリクス・アレイ212のようなプローブの何らかの部分

10

が適切な位置218からその配向を取ったとした場合に心臓216の最適なまたは目標とされるビューを与えることになる配向220を、モデルを介して決定する。モデルは、位置218をも与える。説明の簡単のため、図2における曲がった矢印221はプローブ202の位置222および配向224において始まり、画像セグメンテーションから導出される、モデルによって与えられた位置218およびモデルによって与えられた配向220で終わる。曲がった矢印221は、視野214の、モデルによって与えられた位置および配向218、220との比較を表わす。比較は、モデルによって与えられた位置および配向218、220をプローブ202の現在の位置222および現在の配向224と一致させる座標系変換に関わる。該変換は、並進成分226および回転成分228をもつ。本手順における視覚的な臨床担当者案内フィードバックは、成分226、228の大きさに基づいて選択される。図2におけるもう一つの曲がった矢印230は、臨床担当者の手204が、所望される配向220の撮像平面における心尖ビューを与える視野232を達成するよう臨床担当者案内フィードバックに基づいてプローブ202を操作することを示す。

【0041】

有利には、ユーザーは、心臓の心尖ビューを達成するために手順を通じて対話的かつ動的に案内される。

【0042】

図3は、超音波プローブの視野に関して配置される諸身体器官の画面上案内画像を視覚的フィードバックの一部として使う撮像遮蔽回避のための方式の例を示す。示されている超音波検査図は、頭からつま先やつま先から頭ではなく、患者の幅に沿って走る画像スライスである。

30

【0043】

プローブ116のマトリクス・アレイ320は、心臓324および肺328の一部を含む現在の視野314をもつ。肺328による遮蔽は、肺の端330まで存在する。アルゴリズムは、良好な超音波ビームと肺328による遮蔽のために劣悪なビームとの間の境界に対応する遮蔽境界線332を計算する。矢印336は、線332の、肺組織が遮蔽を引き起こしている側を向く。

【0044】

パルス反転(PI)モードにおいて取得される無線周波数(RF)データの中心周波数は、肺組織を心臓組織から区別するためのパラメータとして使われる。代替は、PIにおけるようなパルスおよびその反転のそれぞれのエコーを合計するのではなく、同一のパルスのエコーのパルス減算である。以下の議論は、PIを想定する。ただし、パルス減算(PS)の利点は、生成される正および負のパルス間の mismatches が避けられるということである。

40

【0045】

2.1MHzの送信中心周波数をもつサンプル無線周波数データは図4Aおよび4Bに示されている。図4Aのグラフは、肺組織の調査を表わし、一方、図4Bのグラフは心臓組織の調査を表わす。パルス反転においては、通常の撮像よりも、肺および心臓組織がより異なって見える。たとえば、肺組織はより低い周波数に対してよりよく応答した。

【0046】

図4 Aのグラフは、自己復調された信号に対する肺組織の線形応答から帰結した。広帯域送信では、非線形伝搬後に、正および負のパルスの和は、送信の中心周波数のほぼ半分の1MHzのまわりで有限の信号を呈する。自己復調 (self-demodulation) と呼ばれる現象である。肺組織は、この低周波数信号に対して、心臓組織よりよく応答する。他方、肺組織に比べ、心臓組織は、PIモードにおいてより高い周波数成分を優遇する傾向がある。そのより強い動きの結果、より高い周波数ではそれほど完璧でない打ち消しにつながるからである。

【0047】

アルゴリズムの一部は、RFデータの中心周波数を推定することに関わる。r(n)がサンプリングされたAライン信号およびR(n)はその複素エンベロープであるとする。r(n)のローカル中心周波数 $f_c(n)$ は次式によってR(n)に関係付けられる。

10

【0048】

【数1】

$$\arg\{R(n+1)R^*(n)\} \cong \frac{\arg\{R(n+1)R^*(n-1)\}}{2} \cong \frac{2\pi f_c(n)}{f_s} \quad (1)$$

ここで、 $\arg\{\cdot\}$ は位相/偏角を表わし、 f_s はサンプリング・レートである。 $f_c(n)$ の推定子は(1)に基づいて導出できる。推定子の例は、

【0049】

【数2】

$$\hat{f}_c(n) \equiv \frac{\arg\{\sum_{i=-m}^{i=m} w(i)R(n+i+1)R^*(n+i-1)\}}{4\pi} f_s \quad (2)$$

20

を推定子とするものである。窓関数 $w(i)$ に基づく平均は分散を減らす。

【0050】

一例では、送信は高分解能モードでは2.1MHzにおいてであり、サンプリング・レートは32MHzであり、ビーム密度は0.72ビーム/度である。一つの画像またはフレームは、ビーム当たり2送信で64本のビームからなる。フレーム中のRFエコーは $\{r_p(n, \theta), r_n(n, \theta)\}$ と記される。ここで、添え字pおよびnはそれぞれ送信の正および負のパルスを表わし、nおよび $\theta = (k)$ (kはビーム・インデックス)はそれぞれ時間インデックスおよび角度を表わす。

30

【0051】

図4 Cは、アルゴリズムの第一のバージョンの流れ図を示している。ここで、

【0052】

【数3】

$$r_s(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta), R_f(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h(n)$$

であり、丸囲みの \times は畳み込みを表わし、 $h(n)$ は0.95MHzから2.05MHzまでの間の121タップの片側複素帯域通過フィルタである。図4 Dに示され、下記で論じる中心周波数マップ

【0053】

【数4】

$$\hat{f}_c(n, \theta)$$

40

は、301タップのハミング窓を用いる式(2)に基づくビームによる得られるビームであり、次いで、301(軸方向またはn方向)かける5(横方向または θ 方向)のボックスカー・フィルタによって平滑化されて

【0054】

【数5】

$$\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$$

50

が得られる。最後のステップは、平滑化された中心周波数マップ

【 0 0 5 5 】

【 数 6 】

$$\hat{f}_{c,f}(n, \theta)$$

を使って心臓と肺の間の境界角を推定することである。図 4 C のステップは、加算（ステップS410）、複素時間フィルタ処理（ステップS420）、中心周波数推定（ステップS430）、2Dフィルタ処理（ステップS440）および境界推定（ステップS450）である。

【 0 0 5 6 】

【 数 7 】

$$\hat{f}_c(n, \theta) \text{ または } \hat{f}_{c,f}(n, \theta)$$

のいずれかに対応する中心周波数マップ 4 1 0 が撮像深さ軸 4 2 0 および横方向軸 4 3 0 とともに図 4 D に示されている。マップ 4 1 0 は、図 3 の視野 3 1 4 に空間的に対応する。内点ごとに、これは、ボクセルごとに、それぞれの中心周波数を示すスペクトルに従って色付けされることができる。色付けは、肺および心臓組織の間の空間的な区別を視覚的に示す。マップ 4 1 0 は、図 3 の呈示の代わりにユーザーに示されたり、あるいはBモード画像上に重畳されたりすることができ、空間的な境界を抽出する必要さえなくなる。あるいは、図 3 の呈示のそばに、また任意的には同時並行して示されることができる。ボクセルまたはサブ体積 4 4 0 は、マップ 4 1 0 の撮像平面内で定義可能であり、深さおよび横方向軸 4 2 0、4 3 0 に沿っておよび図 4 D の紙面に垂直な軸方向の軸 4 5 0 に沿って延びる。中心周波数マップ 4 1 0 は、心臓および肺組織の間の区別をすることにおけるユーザー視覚化のために、その撮像平面について、推定された中心周波数をサブ体積ごとに空間的に表現する。任意的に、図 3 は、中心周波数マップ 4 1 0 を表示することなく、ユーザーに対して示されることができる。

【 0 0 5 7 】

境界角度の推定は、多重閾値処理に関わる。第一の閾値処理関係で始まり：あるビームについて（すなわち が与えられて）、心臓領域として適格であるためには、中心周波数は次の条件を満たす必要がある。

【 0 0 5 8 】

【 数 8 】

$$\frac{1}{1501} \sum_{m=0}^{1500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) \geq f_{u1} \quad \text{すべての } n \in [1500, 2500] \text{ について} \quad (3)$$

すなわち、1500番目から3000番目の点までの間（36mmから72mmまでの間）、1501番目から3001番目の点までの間、... および2500番目から4000番目の点までの間（60mmから96mmまでの間）の平均中心周波数がすべて f_{u1} より低くない場合のみ、ビームは心臓組織を通っていると考えられることができる。適格とされたビームのインデックスの集合は集合 A_1 と表わされる。たとえば、 $f_{u1} = 1.37\text{MHz}$ について、 $A_1 = \{3, 4, \dots, 28\}$ である（64本のビームが図 3 において右から左に数えられることおよび最初の二つと最後の二つのビームが空間的平滑化フィルタのため欠格であることに注意）。よって、境界角は、ビーム28および29にわたる平均角として推定できる。（k）はkの増加関数である。遮蔽境界線 3 3 2 は境界角に対応する。

【 0 0 5 9 】

肺組織は、プローブが正しく位置付けされている限り、図 3 に示される画像が事実上反転しているのでさえなければ、（患者の視点から見て）心臓の右側に現われることは決してできない。換言すれば、図 3 は、患者の頭からつま先を見る任意に選ばれた視点からの断面ビューを示している。代わりに逆の、すなわちつま先から頭への視点が選ばれることができる。したがって、図 3 に示される視点に基づき、常に、(3)で定義される条件を満たす最も左のビームに基づいて境界を推定する。たとえば、 $A_1 = \{14, 15, \dots, 28\}$ であれば、境界角はいまだ、ビーム28と29にわたる平均角として推定されることができる。心臓の

10

20

30

40

50

心尖ビューに向けてナビゲートするために、図3は、左と右の胸郭の間の胸の部分に向けたプローブの動きを示唆する。

【0060】

図5は、受信中心周波数に基づく空間的境界決定手順500の上記の例をまとめている。最初に、すべての受信ビームまたは「Aライン」について中心周波数の推定がなされることができる。これは、Aラインに沿ったすべての増分的な撮像深さについてなされる。特に、パルスおよび後続する同一のまたは反転したパルスがレイ・ラインごとに発せられて、各レイ・ラインについて、一つまたは複数のAラインを生成し、該Aラインはそれぞれの増分的な撮像深さについて別個にサンプリングされる(ステップS504)。現在の候補ビームはビーム3に初期化される。最初の二つのビームは、上述したように、空間的平滑化のためにスキップされる(ステップS508)。現在の窓は、それぞれの撮像深さの1500番目および3000番目の点(または「サンプリング位置」)に初期化される(ステップS512)。1501個の点が窓長さである。現在の窓内の前記諸位置についての中心周波数の平均が計算される(ステップS516)。公式(3)において上記に示されるように平均が f_{u1} 閾値に等しいまたはそれを超える場合には(ステップS520)、適格となるためのビーム・スクリーニングが完了かどうかについての問い合わせがなされる(ステップS524)。完了でなければ(ステップS524)、窓は一サンプリング位置だけ前方にスライドされる(ステップS528)。他方、スクリーニングが完了であれば(ステップS524)、現在の候補ビームは今や適格であると見なされる(ステップS532)。また、中心周波数平均が f_{u1} 閾値未満であれば(ステップS520)、適格とするステップS532はスキップされ、現在のビームは適格でない。適格か否かのいずれの場合でも、次の受信ビームが存在すれば(ステップS536)、平均計算ステップS516に戻る分枝において、該次のビームが現在のビームのはたらきをする(ステップS540)。代わりに、次のビームがもはや存在しない場合には(ステップS536)、適格とされたビームのうちからのいちばん左のビームが選択される(ステップS544)。現在の撮像平面についての空間的境界は、選択されたビームと左側のその隣接ビームとの間に選択される(ステップS548)。

【0061】

追加的な基準を含めることによって、肺同定の堅牢さが改善できる。非常に低い中心周波数をもつ領域を検出するために第二の閾値が使われる。ビーム角度 θ を与えられて、中心周波数が

【0062】

【数9】

$$\frac{1}{501} \sum_{m=0}^{500} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta) < f_1 \quad \text{任意の } n \in [1750, 3750] \text{ について} \quad (4)$$

を満たす場合、このビームは肺組織を通過すると考えられることができる。(4)を満たすビームのインデックスの集合は A_2 と表わされる。 $f_1 = 1.27\text{MHz}$ について(3)に示される場合には $A_2 = \{36, 37, \dots, 62\}$ であり、よって対応する A_1 と衝突はない。

【0063】

第三の(そして最後の)閾値は、非常に高い中心周波数をもつ領域を検出するために使われる。ビーム角度 $\theta(k)$ を与えられて、中心周波数が

【0064】

【数10】

$$\frac{1}{2001} \sum_{n=2000}^{4000} \hat{f}_{c,f}[n, \theta(k+m)] > f_{u2} \quad \text{すべての } m \in \{-2, -1, 0, 1, 2\} \text{ について} \quad (5)$$

を満たす場合、このビームは心臓組織を通過すると考えられる。五つの連続するビームが非常に高い中心周波数を呈する場合には、中央のビームは、心臓組織を通過している可能性が高い。(5)を満たすビームのインデックスの集合は A_3 と表わされる。

【0065】

實際上、 A_1 、 A_2 および A_3 は互いに整合しなくてもよい。たとえば、 A_1 と A_2 の交わりは空でなくてもよい。つまり、何らかのビームが心臓および肺組織の両方を通過していると考え

10

20

30

40

50

られることができる。具体的には、 A_3 ((5) で定義される非常に高い周波数の条件) は最高の優先度を与えられ、 A_1 ((3) で定義される高い周波数の条件) は最低の優先度を与えられる。「調整された心臓組織セット」は

$$A_h = \{k \mid k \in A_1 \text{ かつ } \max(A_3) \text{ より大きな任意の } l \in A_2 \text{ について } k < l\} \quad (6)$$

として定義される。ここで、 $\max(A_3)$ は A_3 の最大の要素であり、 A_3 が空であれば - として定義される。下記は等価な定義である：

$$A_h = \{k \mid k \in A_1 \text{ かつ 任意の } l \in A_2' \text{ について } k < l\} \quad (7)$$

ここで、

$$A_2' = \{l \mid l \in A_2 \text{ かつ 任意の } j \in A_3 \text{ について } l > j\} \quad (8)$$

心臓と肺の間の境界は、 A_h の最大の要素に基づいて推定される。たとえば、 $A_1 = \{5, 6, \dots, 50\}$ 、 $A_2 = \{3, 4, 49, 50, 51\}$ および $A_3 = \{11, 12, 13\}$ であれば、 $A_2' = \{49, 50, 51\}$ であり、 $A_h = \{5, 6, \dots, 48\}$ であり、推定される境界角

【 0 0 6 6 】

【 数 1 1 】

$$\hat{\theta}_b$$

はビーム48および49にわたる平均角である。空の A_h は肺組織が画像全体を占めることを示す。 A_h が空でなければ、

【 0 0 6 7 】

【 数 1 2 】

$$\hat{\theta}_b \equiv \frac{1}{2} \{ \theta[\max(A_h)] + \theta[\max(A_h) + 1] \} = \theta[\max(A_h)] + \frac{1}{2} \Delta\theta \quad (9)$$

であり、ここで、 $\Delta\theta = \theta(k+1) - \theta(k)$ である。2D平滑化フィルタは両側部でビームを劣化させるので、 $\Delta\theta = \theta[\max(A_h)] - \theta[\max(A_h) - 1]$ (ビーム数) - (2D平滑化フィルタの横方向の寸法の半分) = $64 - (5 - 1)/2 = 62$ であれば、画像中に肺組織は見えていないと結論される。

【 0 0 6 8 】

f_{u1} の役割は f_1 の役割よりずっと重要であるが、時折、 A_2 の存在が境界決定においてプラスの寄与をする。まとめておくと、アルゴリズムのこの第一のバージョンにおいて、 $f_{u1} = 1.37\text{MHz}$ 、 $f_1 = 1.27\text{MHz}$ および $f_{u2} =$ である。

【 0 0 6 9 】

アルゴリズムの第二のバージョンも、1Dプローブおよび高分解能モードで取得されたPIデータに関する。上述したように、肺組織は低周波数信号成分に線形の仕方でよく応答し、PIモードでは、動きは心臓組織において、より高い周波数でそれほど完璧でない打ち消しを引き起こす。これは、図4Cに示される信号処理チェーンにおいて $r_s(n, \theta)$ を合成信号 $r_c(n, \theta)$ で置き換えることによるパフォーマンス改善の可能性を含意する。この理由により、アルゴリズムの第二のバージョンがある。図6は、 $r_c(n, \theta)$ がどのように形成されるかを示している。ここで、

【 0 0 7 0 】

【 数 1 3 】

$$r_d(n, \theta) \equiv r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta) \quad \text{ステップ S610} \quad 40$$

$$r_{d,l}(n, \theta) \equiv r_d(n, \theta) \otimes h_l(n) \quad \text{ステップ S620}$$

であり、ステップS630はステップS410と同一であり、

【 0 0 7 1 】

【 数 1 4 】

$$r_{s,h}(n, \theta) \equiv r_s(n, \theta) \otimes h_h(n) \quad \text{ステップ S640}$$

であり、

$$r_c(n, \theta) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta) + w_s r_{s,h}(n, \theta) \quad \text{ステップ S650}$$

であり、 $h_l(n)$ は0.8MHzでカットオフする101タップの実低域通過フィルタであり、 $h_h(n)$

10

20

30

40

50

は1.15MHzでカットオフする101タップの実高域通過フィルタである。肺組織からのエコーは $r_{d,l}(n, \theta, \phi)$ を優遇し（低周波数成分によく応答するので）、心臓組織からのエコーは $r_{s,h}(n, \theta, \phi)$ を優遇する（より多くの動きのため）。 w_d および w_s は、二つの力をバランスさせるために使われる重みである。 $r_c(n, \theta, \phi)$ 後の信号処理は図4Cにおける $r_s(n, \theta, \phi)$ 後の処理と同じままである。例示的なパラメータは $w_d = 1.2$ 、 $w_s = 1$ 、 $f_{u1} = 1.4\text{MHz}$ 、 $f_l = 1.2\text{MHz}$ および $f_{u2} = 1.5\text{MHz}$ である。閾値 f_{u1} 、 f_l および f_{u2} のうちの一つまたは複数および対応して A_1 、 A_2 および A_3 のうちの一つまたは複数を使うことが本発明の意図される範囲内である。

【0072】

アルゴリズムのマトリクス・プローブ・バージョンは上記第二のバージョンに基づく合成信号が中心周波数推定のために使われる。RFデータが収集されることができる。これはたとえば、PI有効にされた2.2MHzの中心周波数をもつ侵入撮像モードを使う。横方向および上下方向の幅は最大であることができる。

10

【0073】

各体積は40本（横方向）かける33本（上下方向）のAラインをもつ（PI取得のためAライン毎に2つの送信イベントをもつ）。すなわち、40個の $r_p(n, \theta, \phi)$ の値および33個の $r_n(n, \theta, \phi)$ の値をもつRFエコー $\{r_p(n, \theta, \phi), r_n(n, \theta, \phi)\}$ が得られる。横方向のビーム密度は0.41ビーム毎度である。

【0074】

図7は、16MHzの時間的サンプリング・レートを用いた、アルゴリズムのマトリクス・プローブ・バージョンの流れ図を示している。ステップは、減算（ステップS705）、低域通過フィルタ処理（ステップS710）、加算（ステップS715）、高域通過フィルタ処理（S720）、重み付けされた加算（ステップS725）、複素時間的フィルタ処理（ステップS730）、中心周波数推定（ステップS735）、2Dフィルタ処理（ステップS740）、境界推定（ステップS745）、メジアン・フィルタ処理（ステップS750）および諸平面を横断した視覚化（ステップS755）である。手短かには、

20

【0075】

【数15】

$$\begin{aligned} \phi &= \phi(v), r_d(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) - r_n(n, \theta, \phi), r_s(n, \theta, \phi) \equiv r_p(n, \theta, \phi) + \\ &r_n(n, \theta, \phi), r_{d,l}(n, \theta, \phi) \equiv r_d(n, \theta, \phi) \otimes h_l(n), r_{s,h}(n, \theta, \phi) \equiv r_s(n, \theta, \phi) \otimes \\ &h_h(n), r_c(n, \theta, \phi) \equiv w_d r_{d,l}(n, \theta, \phi) + w_s r_{s,h}(n, \theta, \phi), h_l(n) \end{aligned}$$

30

であり、 $h_l(n)$ は0.8MHzでカットオフする51タップの実低域通過フィルタであり、 $h_h(n)$ は1.3MHzでカットオフする51タップの実高域通過フィルタであり、 $w_d = 2$ 、 $w_s = 1$ である。複素エンベロープは

【0076】

【数16】

$$R_f(n, \theta, \phi) \equiv r_c(n, \theta, \phi) \otimes h(n)$$

であり、ここで、 $h(n)$ は0.95および2.05MHzの間の61タップの片側複素帯域通過フィルタである。各上下方向平面において、中心周波数マップ

40

【0077】

【数17】

$$\hat{f}_c(n, \theta, \phi)$$

が、151タップのハミング窓を用いて式(2)に基づいてビームごとに得られ、次いで、151（ n 方向）かける3（ θ 方向）のボックスカー・フィルタによって平滑化されて

【0078】

【数18】

$$\hat{f}_{c,f}(n, \theta, \phi)$$

が得られる。

【0079】

境界推定のために、次の定義がされる。

【0080】

【数19】

$$A_{1,v} \equiv \left\{ k \mid \frac{1}{751} \sum_{m=0}^{750} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta(k), \phi(v)) \geq f_{u1} \quad \text{すべての } n \in [750, 1250] \right\} \quad \text{について} \quad (10)$$

10

$$A_{2,v} \equiv \left\{ k \mid \frac{1}{251} \sum_{m=0}^{250} \hat{f}_{c,f}(n+m, \theta(k), \phi(v)) < f_l \quad \text{任意の } n \in [875, 1875] \right\} \quad \text{について} \quad (11)$$

$$A_{3,v} \equiv \left\{ k \mid \frac{1}{1001} \sum_{n=1000}^{2000} \hat{f}_{c,f}(n, \theta(k+m), \phi(v)) > f_{u2} \quad \text{すべての } m \in \{-1, 0, 1\} \right\} \quad \text{について} \quad (12)$$

ここで、例示的に $f_{u1} = 1.38\text{MHz}$ であり、使用される唯一の閾値となっている。等価には、 $f_l = 0$ 、 f_{u2} 、 $A_{2,v}$ および $A_{3,v}$ は空、調整された心臓組織セット $A_{h,v} = A_{1,v}$ である。

【0081】

心臓と肺の間の境界角は v 番目の平面において、

【0082】

【数20】

20

$$\hat{\theta}_b(v) \equiv \begin{cases} \theta(1) - \frac{1}{2}\Delta\theta & A_{h,v} \text{ が空の場合} \\ \theta(40) + \frac{1}{2}\Delta\theta & \max(A_{h,v}) \geq 40 - \frac{3-1}{2} = 39 \text{ の場合} \\ \theta[\max(A_{h,v})] + \frac{1}{2}\Delta\theta & \text{それ以外の場合} \end{cases} \quad (13)$$

となる。

【0083】

次いで、上下方向の5タップのメジアン・フィルタ (v の関数) が

【0084】

【数21】

30

$$\hat{\theta}_b(v)$$

に適用され、出力が

【0085】

【数22】

$$\hat{\theta}_{b,f}(v)$$

と表わされる。フィルタリングされた境界角

【0086】

【数23】

40

$$\hat{\theta}_{b,f}(v)$$

から、心臓領域を示すマップが導出されて、平面横断視覚化を提供することができる。時折現われる心臓と肺との間の境界のまわりの突出値を除去するために、最も大きな連結した領域のみが表示される。臨床担当者は、この平面横断視覚化マップまたは図3の表示を使って、たとえば心臓の標準的なビューを得るためにプローブをナビゲートする際に、肺を避けるよう対話的にプローブ116を操作することができる。

【0087】

図8は、平面横断視覚化マップ800であり、横軸にビーム・インデックスを、縦軸に平面インデックスをもつ。これは、撮像プローブ116の現在の視野214内にある心臓

50

組織 808 と肺組織 812 との間の境界の三次元的な経路 804 を多次元的に描く画面上案内画像のはたらきをする。ここで、プローブは、電子的ステアリングをもつマトリクス・プローブであり、所与の位置付けの該プローブを用いて、増分的な諸撮像平面 v について諸境界 332 が計算される。増分は上下方向 816 においてである。この画面上描画では、経路 804 の横方向および上下方向成分 820、816 が経路に沿って合同して変わる。横方向軸は候補 A ライン 824 を表わし、一方、縦軸は諸撮像平面を表わす。経路 804 の多次元の、すなわち横方向および上下方向の描画 832 の右上の心臓領域 828 は赤などで区別できるように色付けされてもよい。左下の肺領域 836 はたとえば青で色付けされることができる。あるいはまた、図 3 は上記で示唆したように、つま先から頭部への視点を取るよう、配向を直されることができ、それにより緑の矢印 336 は左向きでなく右向きになる。同様に、図 8 の心臓領域 828 が左に、肺領域 836 が右に位置されることになる。

10

【0088】

心臓の心尖ビューに向けてナビゲートするために、図 8 は、左および右の胸郭の間の胸の部分に向け、かつ頭部に向けたプローブの動きを示唆する。

【0089】

平面横断視覚化マップ 800 のそばに、図 3 に示されるような超音波画像が、アキシヤル方向の撮像平面を呈示することができる。上記のマップ、超音波画像およびグラフィックは任意的には、臨床担当者によって、全体的な動的に更新される対話的なグラフィカル・ユーザー・インターフェース (GUI) を配列するために、キーボードのようなユーザー・コントロール 132 を介して選択的に呼び出され、配置され、調整されることができる。

20

【0090】

肺同定は、上述したように、代替的には、パルス反転なしで実行されることができる。以下の議論は簡単のため 2D 画像 (1D プローブ) に基づく。概念は 1D およびマトリクス・プローブ両方に当てはまる。

【0091】

合成信号

【0092】

【数 24】

$$r_c(n, \theta) = w_d \cdot [r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta)] \otimes h_l(n) + w_s \cdot [r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)] \otimes h_h(n) \quad (14)$$

30

を想起する。ここで、 $r_p(n, \theta)$ および $r_n(n, \theta)$ はインターリーブされる。つまり、時間的な取得シーケンスは $r_p(n, (1)), r_n(n, (1)), r_p(n, (2)), r_n(n, (2)), \dots$ となる。

【0093】

【数 25】

$$h_h(n) \otimes h(n)$$

の通過帯域内の $[r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)]$ におけるパワーは心臓組織の動きによって支配されるので、

40

【0094】

【数 26】

$$[r_p(n, \theta) + r_n(n, \theta)] \otimes h_h(n) \otimes h(n)$$

は

【0095】

【数 27】

$$[r_p(n, \theta) - r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_h(n) \otimes h(n)$$

によって近似できる。ここで、 $\{r_{p2}(n, \theta)\}$ は、 $\{r_p(n, \theta)\}$ を得るための送信時の負のパ

50

ルスを、正のパルスで置き換えることによって得られる（すなわち、新たな取得シーケンスは $r_p(n, (1)), r_{p2}(n, (1)), r_p(n, (2)), r_{p2}(n, (2)), \dots$ となる）。加えて、

【 0 0 9 6 】

【 数 2 8 】

$$r_p(n, \theta) - r_n(n, \theta) \cong r_p(n, \theta) + r_{p2}(n, \theta)$$

である。よって、

【 0 0 9 7 】

【 数 2 9 】

$$r'_c(n, \theta) \otimes h(n) \cong r_c(n, \theta) \otimes h(n) \quad (15) \quad 10$$

ここで、

$$r'_c(n, \theta) \equiv w_d \cdot [r_p(n, \theta) + r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_l(n) + w_s \cdot [r_p(n, \theta) - r_{p2}(n, \theta)] \otimes h_h(n) \quad (16)$$

となる。(15)は、送信時の正のパルスのみ（または負のパルスのみ）を使って心臓に対して肺組織が検出できることを含意する。この一つの恩恵は、正のパルスと負のパルスの間のミスマッチを心配しなくていいことである。あるいはまた、そのような方式は、パルス反転と合同してまたはインターリーブして用いられることができる。

【 0 0 9 8 】

ある体積に対して超音波パルスを送ってエコー・データを受信することに続いて、受信されたデータに基づいて、中心周波数をサブ体積ごとに推定する。心臓および肺組織の間の区別をすることは、該推定の結果に基づいて行なわれ、心臓および肺組織の間の空間的な境界を自動的に識別すること、あるいは視覚による区別を許容する中心周波数のユーザー表示を含んでいてもよい。前記発することは、レイ・ラインごとに、対ごとに同一のおよび/または対ごとに相互に反転した超音波パルスを送ることを含む。中心周波数計算は、レイのエコー・データから生成される各Aラインに沿ったそれぞれの撮像深さの増分的なサンプリング位置についてなされてもよい。区別は、Aラインに沿った諸位置について中心周波数を平均し、該平均に中心周波数閾値を適用することを伴ってもよい。適格な、すなわち閾値を満たすAラインの最も左のものが、現在の撮像平面における空間的境界を決定してもよい。

【 0 0 9 9 】

診断心臓検査を、超音波検査において特にトレーニングされていなくてもよい看護師または他の臨床担当者によって実行可能にするために、装置 100 は新米の超音波技師を案内することができる。装置 100 は、この目的またはこのモードのために、上記で本稿において記述された視覚的なフィードバックとともに通常の（グレースケールの）超音波検査図をフィーチャーすることができる。あるいはまた、装置 100 の新規の視覚的フィードバックは、トレーニングされたまたは経験のある超音波技師の作業フローを高速化することができる。

【 0 1 0 0 】

本発明は図面および以上の記述において詳細に図示され、記述されてきたが、そのような図示および記述は、例解または例示するものであって、制約するものではない。本発明は開示される実施形態に限定されるものではない。

【 0 1 0 1 】

たとえば、ディスプレイ上の緑の矢印が境界の肺組織側を指す代わりに、短いハッシュ・マークが境界に取り付けられて、ただし肺組織の側に現われることができる。

【 0 1 0 2 】

図面、本開示および付属の請求項を吟味することから、特許請求される発明を実施する際に、開示される実施形態の他の変形が当業者によって理解され、実施されることができる。請求項において、「有する/含む」の語は他の要素やステップを排除しない。単数表現は複数を排除しない。請求項に参照符号があったとしても、範囲を限定するものと解釈

20

30

40

50

されるべきではない。

【 0 1 0 3 】

コンピュータ・プログラムが、光記憶媒体または半導体媒体のような好適なコンピュータ可読媒体上に瞬間的に、一時的にまたはより長い時間期間にわたって記憶されることができる。そのような媒体は、一時的な伝搬する信号ではないという意味でのみ、非一時的であり、レジスタ・メモリ、プロセッサ・キャッシュ、RAMおよび他の揮発性メモリといったコンピュータ可読媒体の他の形を含む。

【 0 1 0 4 】

単一のプロセッサまたは他のユニットが、請求項に記載されるいくつかの項目の機能を充足してもよい。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実が、これらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すことはない。

10

【 図 1 】

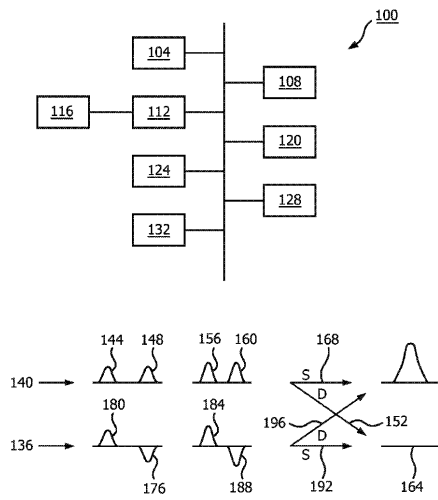


FIG. 1

【 図 2 】

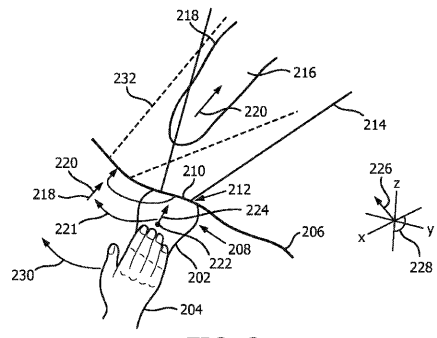


FIG. 2

【 図 3 】

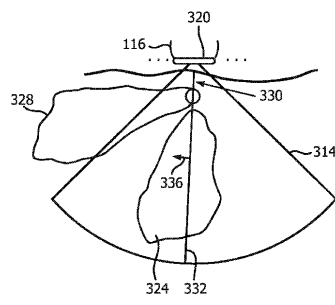


FIG. 3

【 4 A 】

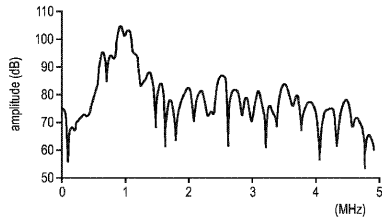


FIG. 4A

【 4 B 】

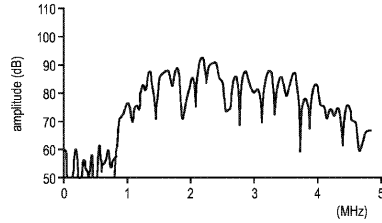


FIG. 4B

【 4 D 】

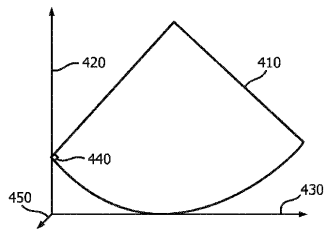


FIG. 4D

【 4 C 】

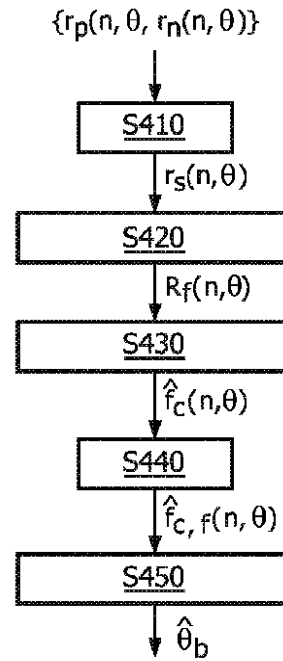


FIG. 4C

【 5 】

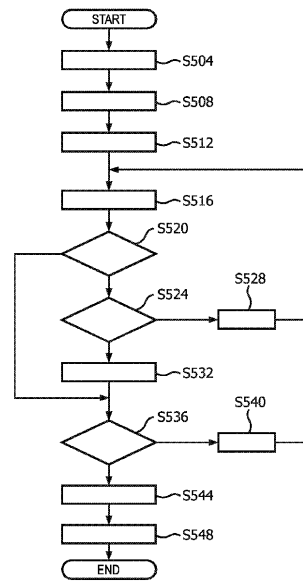


FIG. 5

【 図 6 】

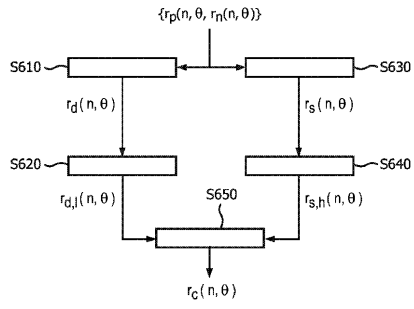


FIG. 6

【 図 7 】

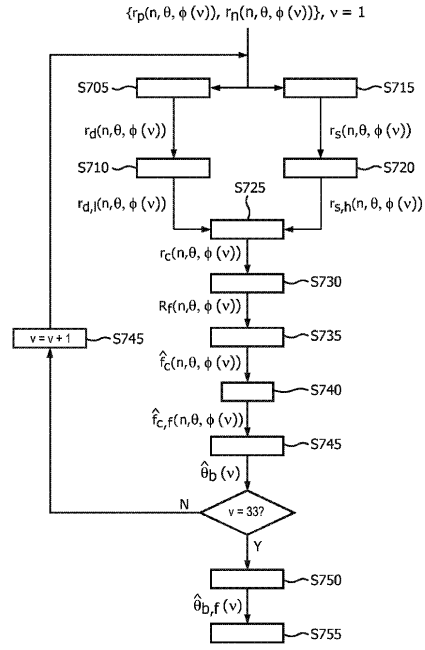


FIG. 7

【 図 8 】

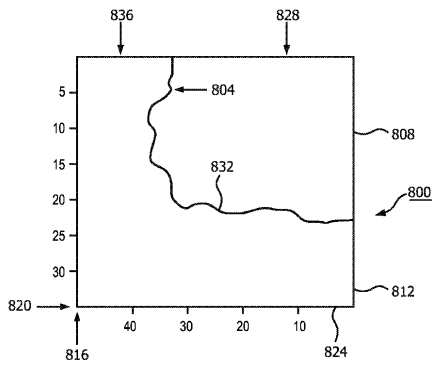


FIG. 8

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 ホアン, シェン - ウェン
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・ビルディング
5
- (72)発明者 ラドゥレスク, エミル ジョルジェ
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・ビルディング
5
- (72)発明者 アーキャンプ, ラモン クイド
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・ビルディング
5

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2010-166973(JP, A)
特許第5127371(JP, B2)
特許第4088104(JP, B2)
特表2016-501605(JP, A)
欧州特許出願公開第150997(EP, A2)
米国特許出願公開第2011/0009746(US, A1)
国際公開第2007/025218(WO, A2)

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

专利名称(译)	解剖学智力超声心动图中的肺组织识别		
公开(公告)号	JP5982602B2	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	JP2016522905	申请日	2014-06-18
[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	ホアンシエンウエン ラドウスクエミルジョルジエ アーカン普拉モンクイド		
发明人	ホアン,シエン-ウエン ラドウスク,エミル ジョルジエ アーカンプ,ラモン クイド		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/48 A61B8/5215 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52071 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/840681 2013-06-28 US		
其他公开文献	JP2016522072A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声脉冲到卷和接收回波数据的发行之后是估计，基于所接收的数据，中心频率子卷逐子卷。心脏和肺组织之间进行区分基于发生在估计的结果，并且可以自动地包括识别心脏和肺组织（324，328），或中心频率的用户显示，允许视觉区分之间的空间边界（332）。本次发行可包括射线线，两两相同，和/或成对相互倒置，超声脉冲发放，线线。中心频率计算可以沿着分别来自光线的回波数据产生A线的各自成像深度的增量采样地点进行。区分可能引起平均中心频率用于沿A线的位置，并且施加一个中心频率阈值的平均值。合格的A-线，即，符合阈值的最左边，可确定在当前成像平面上的空间边界。

【图 2】

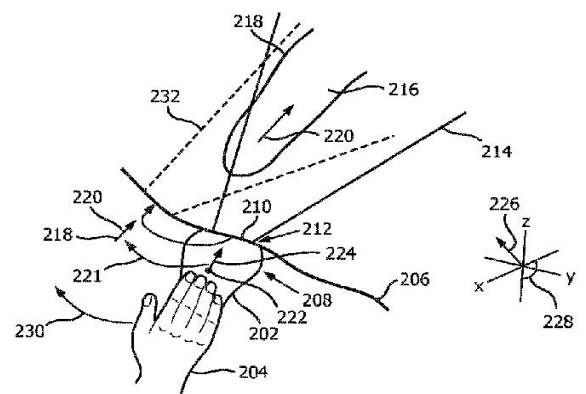


FIG. 2