(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2020-500685
(P2020-500685A)
(43)公表日　令和2年1月16日(2020.1.16)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	4C601

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 25 頁）

(21)出願番号　特願2019-551729(P2019-551729)
(86)(22)出願日　平成29年12月8日(2017.12.8)
(85)翻訳文提出日　令和1年6月12日(2019.6.12)
(86)国際出願番号　PCT/EP2017/082054
(87)国際公開番号　WO2018/108742
(87)国際公開日　平成30年6月21日(2018.6.21)
(31)優先権主張番号　62/433,330
(32)優先日　平成28年12月13日(2016.12.13)
(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(71)出願人　590000248
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　アインドーフェン　ハイテック　キャンパス　５
High Tech Campus 5, NL－5656 AE Eindhoven
(74)代理人　110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】肺超音波のための目標プローブ配置

(57)【要約】
本開示は、肺胸膜ラインを観察するための超音波プローブの目標配置を識別するように構成された超音波撮像システムについて記載する。一部の例では、システムは、被検者からの超音波エコーを受信して、前記被検者のある領域を撮像する超音波プローブと、前記超音波プローブと通信するデータプロセッサとを含み得る。前記データプロセッサは、１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び前記候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別し、前記Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算し、計算された前記Ａライン強度を適用して、胸膜ライン識別のための前記領域の撮像のための前記超音波プローブの目標配置を示すよう構成され得る。システムはさらに、前記データプロセッサと通信するユーザインターフェースを含み得る。前記ユーザインターフェースは、前記超音波プローブの前記目標配置をユーザに知らせるように構成され得る。

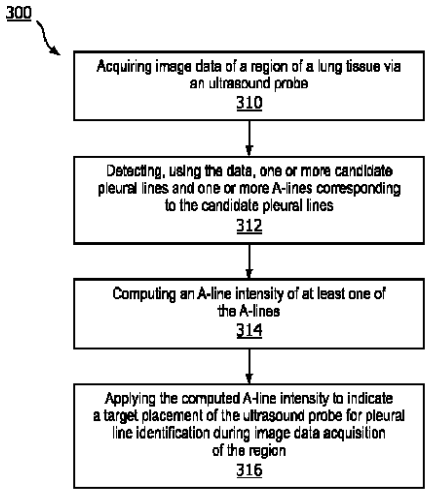

FIG. 3

【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検者からの超音波エコーを受信して、前記被検者のある領域を撮像する超音波プローブと、
前記超音波プローブと通信するデータプロセッサとを備える超音波撮像システムであって、前記データプロセッサは、
１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び前記候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別し、
前記Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算し、
計算された前記Ａライン強度を適用して、胸膜ライン識別のための前記領域の撮像のための前記超音波プローブの目標配置を示す、超音波撮像システム。
【請求項２】
前記データプロセッサと通信するユーザインターフェースをさらに含み、前記ユーザインターフェースは、前記超音波プローブの前記目標配置を前記ユーザに知らせる、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項３】
前記目標配置が満たされるとき、計算された前記Ａライン強度は所定の閾値を超える、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項４】
前記目標配置は、前記超音波プローブの位置又は向きを含む、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項５】
前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数の候補胸膜ラインが所定の胸膜ライン強度閾値を満たすか否かを決定することによって、１つ又は複数の候補胸膜ラインを却下する、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項６】
前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数の候補胸膜ラインの推定深度に対応する超音波データフレームの１つ又は複数の部分領域を識別する、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項７】
前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数のＡラインの推定深度に対応する超音波データフレームの１つ又は複数の部分領域を識別する、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項８】
前記データプロセッサはさらに、第１の時間に測定された第１のＡライン強度と、第２の時間に測定された第２のＡライン強度とを特定し、ここで、前記第１の時間は前記第２の時間とは異なる、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項９】
前記データプロセッサはさらにＡライン強度変動を特定し、前記Ａライン強度変動は、前記第１のＡライン強度と前記第２のＡライン強度との間の強度差に等しい、請求項８に記載の超音波撮像システム。
【請求項１０】
前記ユーザインターフェースは、前記ユーザにインジケータを提供することによって前記ユーザに通知を行い、前記インジケータは、前記プローブが前記目標配置にあるときに「オン」状態であるか、又は前記プローブが前記目標配置にないときに「オフ」状態であるような絶対的信号を提供する、請求項２に記載の超音波撮像システム。
【請求項１１】
前記ユーザインターフェースは、前記ユーザにインジケータを提供することによって前記ユーザに通知を行い、前記インジケータは、前記超音波プローブの位置変更又は向き変更に起因するＡライン強度の変動に応じて変化する相対的信号を提供する、請求項２に記

載の超音波撮像システム。
【請求項１２】
前記１つ又は複数のＡラインは、前記１つ又は複数の候補胸膜ラインの深さの整数倍の深さに現れる、請求項１に記載の超音波撮像システム。
【請求項１３】
超音波プローブを介して肺組織の領域の画像データを取得するステップと、
前記画像データを使用して、１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び前記候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別するステップと、
前記Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算するステップと、
前記領域の画像データ取得中に胸膜ラインを識別するために、計算された前記Ａライン強度を適用して前記超音波プローブの目標配置を示すステップとを含む、方法。
【請求項１４】
ユーザインターフェースを介して、前記超音波プローブの前記目標配置をユーザに通知するステップをさらに含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項１５】
前記目標配置が満たされるとき、計算された前記Ａライン強度は所定の閾値を超える、請求項１３に記載の方法。
【請求項１６】
前記目標配置は、前記超音波プローブの位置又は向きを含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項１７】
前記画像データを使用して１つ又は複数の候補胸膜ラインを検出するステップは、１つ又は複数の未識別ラインが所定の深度範囲内にあるか否かを決定するステップを含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項１８】
前記画像データを使用して１つ又は複数の候補胸膜ラインを検出するステップは、１つ又は複数の未識別ラインが所定の胸膜ライン強度閾値を満たすか否かを決定するステップを含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項１９】
前記画像データを使用して１つ又は複数のＡラインを検出するステップは、前記データにハフ変換を適用するステップを含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項２０】
前記画像データを使用して１つ又は複数のＡラインを検出するステップは、前記肺組織の前記領域内の１つ又は複数の横方向位置において検出されたピーク強度レベルに対応する深度を決定するステップを含む、請求項１３に記載の方法。
【請求項２１】
実行されると、医療用撮像システムの１つ又は複数のプロセッサに請求項１３乃至２０のいずれか一項に記載の方法を実行させる実行可能命令を含む、非一時的コンピュータ可読媒体。
【発明の詳細な説明】
【関連出願の相互参照】
【０００１】
本願は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる、２０１６年１２月１３日に出願された米国仮特許出願第６２／４３３，３３０号の利益及び当該出願に基づく優先権を主張する。
【背景技術】
【０００２】
[001] 肺超音波は、超音波トランスデューサを肋間腔に沿って、肋骨に対して長手方向に垂直に及び斜めに配置することによって行うことができる。現在、肺超音波は様々な

典型的疾患、例えば気胸（「ＰＴＸ」）、肺炎、肺水腫などを診断するために使用されている。胸壁と肺との間の境界を示す胸膜ライン（ｐｌｅｕｒａｌ　ｌｉｎｅ）は、肺超音波スキャン中に特定される最初のかつ最重要な特徴のうちの１つであり得る。胸膜ラインの評価はしばしば、ｌｕｎｇ　ｓｌｉｄｉｎｇ、Ｂライン視覚化、及び／又は肺コンソリデーションなどの追加の肺特徴を特定するための出発点を提供する。そのため、胸膜ラインの不正確なイメージング及び／又はキャラクタライゼーションは、下流の医学的分析を妨害する可能性がある。従来の技術を用いた胸膜ラインの視覚化は、特に経験の浅い超音波使用者にとっては困難であり得る。胸膜ラインを検出及び／又は視覚化するためのより正確でユーザフレンドリな、そして場合によっては自動化されたアプローチのための技術が望まれ得る。

【発明の概要】

【０００３】

[002]　本明細書は、改良された胸膜ラインの識別及びイメージングのための超音波システム及び方法を提供する。様々な例が、超音波エコーを反響させることによって生成される視覚的アーチファクトを識別し処理する。「Ａライン」と呼ばれることもあるこれらのアーチファクトは、特にエコー源性の特徴、例えば胸膜界面などを撮像する際に現れることがある。一部の例では、胸膜界面で反射する超音波エコーが最も強いときにＡラインが特に明るくなり、これは、撮像を行っている超音波プローブが、超音波の強度を増強する特定の配置に位置決め及び／又は方向付けされたときに生じ得る。本明細書に開示されるシステムは、超音波エコーを受信する超音波プローブと、候補胸膜ライン及びＡラインを処理し、少なくとも１つのＡラインの強度を計算し、計算された強度を適用して胸膜ライン識別のためのプローブの目標配置を決定するように構成されたデータプロセッサとを含み得る。

【０００４】

[003]　一部の例によれば、超音波撮像システムは、被検者からの超音波エコーを受信して、前記被検者のある領域を撮像する超音波プローブを含み得る。超音波撮像システムは、前記超音波プローブと通信するデータプロセッサをさらに含み得る。前記データプロセッサは、１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び前記候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別し、前記Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算し、計算された前記Ａライン強度を適用して、胸膜ライン識別のための前記領域の撮像のための前記超音波プローブの目標配置を示すよう構成され得る。一部の例では、超音波システムはさらに、前記データプロセッサと通信するユーザインターフェースを含み得る。前記ユーザインターフェースは、前記超音波プローブの前記目標配置をユーザに知らせるように構成され得る。

【０００５】

[004]　一部の実施形態では、前記目標配置が満たされるとき、計算された前記Ａライン強度は所定の閾値を超え得る。一部の例では、前記目標配置は、前記超音波プローブの位置又は向きを含み得る。

【０００６】

[005]　一部の実施形態では、前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数の候補胸膜ラインが所定の胸膜ライン強度閾値を満たすか否かを決定することによって、１つ又は複数の候補胸膜ラインを却下するように構成され得る。一部の実施形態では、前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数の候補胸膜ラインの推定深度に対応する超音波データフレームの１つ又は複数の部分領域を識別するように構成され得る。一部の例では、前記データプロセッサはさらに、１つ又は複数のＡラインの推定深度に対応する超音波データフレームの１つ又は複数の部分領域を識別するように構成され得る。一部の実施形態では、前記データプロセッサはさらに、第１の時間に測定された第１のＡライン強度と、第２の時間に測定された第２のＡライン強度とを特定するように構成され、ここで、前記第１の時間は前記第２の時間とは異なる。一部の実施形態では、前記データプロセッサはさらにＡライン強度変動を特定するように構成され、前記Ａライン強度変動は、前記第１のＡ

ライン強度と前記第２のＡライン強度との間の強度差に等しい。

【０００７】

[006] 一部の例では、前記ユーザインターフェースは、前記ユーザにインジケータを提供することによって前記ユーザに通知を行うように構成され、前記インジケータは、前記プローブが前記目標配置にあるときに「オン」状態であるか、又は前記プローブが前記目標配置にないときに「オフ」状態であるような絶対的信号を提供するように構成され得る。一部の実施形態では、前記ユーザインターフェースは、前記ユーザにインジケータを提供することによって前記ユーザに通知を行うように構成され、前記インジケータは、前記超音波プローブの位置変更又は向き変更に起因するＡライン強度の変動に応じて変化する相対的信号を提供する。一部の実施形態では、前記１つ又は複数のＡラインは、前記１つ又は複数の候補胸膜ラインの深さの約整数倍の深さに現れ得る。

【０００８】

[007] 本開示に係る方法は、超音波プローブを介して肺組織の領域の画像データを取得するステップと、前記データを使用して、１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び前記候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別するステップと、前記Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算するステップと、前記領域の画像データ取得中に胸膜ラインを識別するために、計算された前記Ａライン強度を適用して前記超音波プローブの目標配置を示すステップとを含み得る。一部の例では、方法は、ユーザインターフェースを介して、前記超音波プローブの前記目標配置をユーザに通知するステップをさらに含み得る。一部の実施形態では、前記目標配置が満たされるとき、計算された前記Ａライン強度は所定の閾値を超え得る。一部の実施形態では、前記目標配置は、前記超音波プローブの位置又は向きを含み得る。

【０００９】

[008] 一部の実施形態では、前記データを使用して１つ又は複数の候補胸膜ラインを検出するステップは、１つ又は複数の未識別ラインが所定の深度範囲内にあるか否かを決定するステップ、又は、１つ又は複数の未識別ラインが所定の胸膜ライン強度閾値を満たすか否かを決定するステップを含み得る。一部の実施形態では、前記データを使用して１つ又は複数のＡラインを検出するステップは、前記データにハフ変換を適用するステップを含み得る。一部の実施形態では、前記データを使用して１つ又は複数のＡラインを検出するステップは、前記肺組織の前記領域内の１つ又は複数の横方向位置において検出されたピーク強度レベルに対応する深度を決定するステップを含み得る。

【００１０】

[009] さらに、胸膜ラインを観察するための超音波プローブの目標配置を特定するための上記技術のうちのいずれも、非一時的コンピュータ可読媒体上に格納された実行可能命令として具現化され、前記実行可能命令は、実行されると、前記非一時的コンピュータ可読媒体内に具現化されたプロセスを実行するように、医療用撮像システムのプロセッサをプログラムし得る。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】[010] 図１は、本開示の原理に係る超音波撮像システムのブロック図である。

【図２】[011] 図２は、本開示の原理に係る超音波撮像装置のブロック図である。

【図３】[012] 図３は、本開示の原理に係る超音波撮像方法のブロック図である。

【図４】[013] 図４は、本開示の原理に係る超音波撮像システムのブロック図である。

【図５】[014] 図５は、本開示の原理に係るプローブの準最適な向きで取得された肺超音波画像である。

【図６】[015] 図６は、本開示の原理に係るプローブの目標配置で取得された肺超音波画像である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

[016] 特定の例示的な実施形態に関する以下の説明は、単なる例示に過ぎず、本発明

又は本発明の適用若しくは用途を限定するものではない。本発明に係るシステム及び方法の実施形態に関する以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成する添付図面が参照され、添付図面には、説明されるシステム及び方法が実施され得る具体的実施形態が例示されている。これらの実施形態は、当業者が本開示のシステム及び方法を実施することを可能にするのに十分に詳細に記載されており、他の実施形態も利用可能であること、及び本発明に係るシステムの趣旨及び範囲を逸脱することなく構造的及び論理的変更がなされ得ることを理解されたい。さらに、明瞭さを目的として、当業者には明らかであると考えられる場合、本発明に係るシステムの説明を不明瞭にしないために、特定の特徴の詳細な説明は省かれる。したがって、以下の詳細な説明は限定的な意味で解釈されるべきではなく、本発明に係るシステムの範囲は添付の特許請求の範囲によってのみ規定される。

【００１３】

[017] 本技術はまた、本実施形態に係る方法、装置（システム）、及び／又はコンピュータプログラム製品のブロック図及び／又はフローチャート図を参照して以下に説明される。ブロック図及び／又はフローチャート図のブロック、並びにブロック図及び／又はフローチャート図内のブロックの組み合わせは、コンピュータ実行可能命令によって実装され得ることを理解されたい。これらのコンピュータ実行可能命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、及び／又は又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサ、コントローラ、又は制御ユニットに提供されて、マシンを生成し得る。コンピュータのプロセッサ及び／又は他のプログラム可能データ処理装置を介して実行される命令は、ブロック図及び／又はフローチャートの１つ又は複数のブロックにおいて特定される機能／動作を実装するための手段を作成する。

【００１４】

[018] 肺超音波技術はしばしば、追加の肺特徴を特定するための基準点となり得る胸膜ラインの少なくとも一部を視覚化することによって胸膜界面を評価することを含む。特に、標準化及び自動化タスクは、正確な胸膜ラインの視覚化に依存し得る。正常な肺では、胸壁の組織と空気で満たされた肺との間の大きなコントラストのために、胸膜界面はエコー源性鏡面反射体である。しかし、表示される胸膜ラインの輝度レベルは、技術者によって保持されている超音波プローブの位置及び／又は向きに特に敏感であり得る。超音波プローブを胸膜界面に対して垂直に配置することで胸膜ラインの鮮明な画像が生成され得るが、プローブが他の位置及び／又は角度向きを有する場合、胸膜界面から反射される超音波エコーの少なくとも一部がプローブとは異なる方向に向かい、よって、画像内の胸膜ラインの強度が低下し得る。また、特に経験のないユーザの場合、解剖学的バリエーションにより、超音波ユーザが鮮明な胸膜ラインの画像を得るのに必要な向きに超音波プローブを向けることが妨げられ、それにより、肺超音波検査全体の質を妨げ得る。例えば、超音波ユーザが超音波プローブを胸膜界面に対して垂直に配置しようとしたとしても、呼吸中の患者の体内での胸膜の移動又は肺の容積の変動は、プロセスを複雑にし、また、超音波フィードバックを不明瞭にし得る。

【００１５】

[019] 場合によっては、超音波画像において、胸膜ラインよりも奥に見える位置に追加の水平ラインが現れ得る。しばしば「Ａライン」と呼ばれるこれらの水平ラインは、肺の構造的、解剖学的特徴を表すものではない。これらのラインは、超音波エコーが胸膜界面と超音波プローブとの間で反響することによって形成されるアーチファクトを表す。超音波エコーの各残響は、信号の発射、胸膜からの反射、及びプローブでの検出の間の初期時間間隔と同じ又は実質的に非常に近い時間量でプローブによって検出されるので、各Ａラインは、胸膜ラインの実際の深さの倍数又はこれとほぼ等しい深さに現れ得る。例えば、第１のＡラインは胸膜ラインの深さの２倍又は約２倍に現れ、第２のＡラインは胸膜ラインの深さの３倍又は約３倍に現れ得る。本明細書に記載のシステム及び方法は、超音波撮像中に現れ得るＡラインを検出することによって胸膜ラインの視覚化を向上させることができる。一部の例では、本明細書に記載のシステム及び方法は、高強度のＡラインを検出することによって胸膜ライン画像を最適化又は向上させる超音波プローブの位置及び／

又は向きを決定することができる。一部の例では、検出された胸膜及び／又はＡラインに基づく可能性がある目標プローブ配置のフィードバックがユーザに提供されてもよい。

【００１６】

[020] 図１は、本開示に係る、胸膜ラインの画像の品質を向上させるために、胸膜界面に対する超音波プローブの目標配置を特定するように構成された例示的な超音波システム１００を示す。図示されるように、システム１００は超音波データ取得ユニット１１０を含んでもよく、超音波データ取得ユニット１１０は一部の実施形態では、媒体から超音波エコー１１４を受信するように構成された超音波プローブ１１２、ビームフォーマ１１６、及び信号プロセッサ１１８を含む。上記システムはまた、プローブ１１２によって受信された超音波エコー１１４に基づいて胸膜ラインを検出するように構成されたデータプロセッサ１２０（例えば、計算モジュール又は回路）を含む。データプロセッサ１２０は、胸膜エコーを反響させることによって生成された１つ又は複数のＡラインを特定するようにさらに構成されてもよい。一部の例では、データプロセッサ１２０は、Ａラインのうちの少なくとも１つの強度値を計算し、この情報を使用して、胸膜界面に対するプローブ１１２の目標配置がいつ得られるかを特定するように構成されてもよい。システム１００はまた、例えば、システム１００と動作的に関連付けられたディスプレイ上の画像１２４（例えば、Ｂモード画像）、及び／又はプローブ向きインジケータ１２６などを提供するように構成されたユーザインターフェース１２２を含んでもよい。プローブ向きインジケータ１２６は、胸膜ラインを見るための目標位置及び／又は向きにプローブ１１２が方向付けられるときを示してもよく、データプロセッサ１２０からの信号に応じて生成されてもよい。一部の実施形態では、プローブ向きインジケータ１２６は、例えばディスプレイ上で画像１２４の上に又は画像１２４に隣接して視覚的に提供されてもよい。他の実施形態では、プローブ向きインジケータ１２６は、例えば光源の点灯を介してなど、他の箇所で視覚的に提供されてもよく、又は音を鳴らすなどして聴覚的に、又はプローブのわずかな振動を介してなど、触覚的に提供されてもよい。一部の実施形態では、システム１００は、移動を可能にするために車輪が固定搭載されている又は車輪が取り付けられているスタンドアローン超音波診断撮像システムであってもよい。システム１００は一部の例では、ラップトップ、タブレット、スマートフォンなどのような互換性のある携帯機器であってもよい。超音波プローブは、例えばＵＳＢインターフェースを介して、任意の適切な携帯機器に接続可能であってもよい。

【００１７】

[021] 超音波データ取得ユニット１１０は、ユーザによって選択可能な１つ又は複数の関心領域に関する超音波データを取得するように構成されてもよい。本開示の実施形態によれば、選択される領域は、胸膜界面を含む肺の少なくとも一部を包含する。関心領域における超音波データを生成するために、データ取得ユニット１１０は超音波プローブ１１２を含む。超音波プローブ１１２は、超音波検査中にユーザ（例えば超音波検査技師、臨床医、又は超音波技術者）によって保持及び操作されるコンポーネントである。超音波プローブ１１２は、肺の少なくとも一部を撮像することができるよう、超音波エネルギーを関心領域（例えば患者の胸部領域）に送り、対応する超音波エコーを受信するように構成されてもよい。超音波エコーを送受信するために、プローブ１１２は少なくとも１つのトランスデューサアレイを含む。様々なトランスデューサアレイ、例えばリニアアレイ、コンベックスアレイ、又はフェーズドアレイが当該技術分野において周知である。プローブ１１２に含まれるトランスデューサアレイは、例えば、２Ｄ及び／又は３Ｄイメージングのために仰角次元及び方位角度次元の両方で走査可能な複数のトランスデューサ素子からなる２次元アレイを含むことができる。

【００１８】

[022] 図１にさらに示されるように、プローブ１１２は、ビームフォーマ１１４（例えば、マイクロビームフォーマ）に結合されてもよい。ビームフォーマ１１４は、プローブ１１２内に結合されてもよく、プローブ１１２内に配置されたトランスデューサ素子による超音波信号の送受信を制御する。特に、ビームフォーマ１１４は、コヒーレントエコ

ー、例えば超音波生ＲＦデータを生成するために超音波信号をビーム形成するように構成されてもよい。

【００１９】

[023] 一部の実施形態では、ビーム形成された信号は信号プロセッサ１１６に伝達又は結合されてもよい。信号プロセッサ１１６は、受信されたエコー信号を、バンドパスフィルタリング、デシメーション、Ｉ及びＱ成分分離、及び高調波信号分離などの様々な方法で処理するように構成されてもよい。信号プロセッサ１１６は、受信した超音波エコー信号から、超音波Ｂモードデータ、無線周波数（ＲＦ）データ、及び／又はドップラーデータなど、様々な超音波データを導出することができる。一部の例では、信号プロセッサ１１６は、体内の構造（例えば、肺、胸膜界面などの肺の構成要素、及び／又は肺の周囲の解剖学的構造）を撮像するために受信された超音波信号の振幅を検出することができる。信号プロセッサ１１６はさらに、エコー信号を、エコー信号が受信された空間的関係に配置して、少なくとも１つの超音波データフレームを形成することができる。信号プロセッサによって受信された複数の超音波データフレームは、それらの受信順序に従って配列されて、フレームの時系列を形成することができる。

【００２０】

[024] 超音波取得ユニット１１０は、超音波プローブ１１２、ビームフォーマ１１４、及び／又は信号プロセッサ１１６を介して、胸膜界面又はその一部を含む少なくとも１つの関心領域に対応する超音波データを取得するように構成されてもよい。取得ユニット１１０を介してそのようなデータを取得するためにユーザによって採用される技術は様々であってもよい。一部の例では、プローブ１１２は、肋骨間の肋間腔に沿って、肋骨に対して垂直な向きに長手方向に、又は斜めに配置されてもよい。一部の実施形態では、プローブは扇がれたり、振られたり、又は他の態様で患者に対して再配置されてもよい。プローブ１１２の位置を変更することで、胸膜界面に対するプローブ１１２の角度向きが変えられる可能性がある。結果として、プローブ１１２によって受信される超音波エコーの品質及び／又は数は、胸膜ラインなどの特徴ごとに異なる可能性があり、これは、ユーザインターフェース上に表示される特徴の輝度強度レベル及び／又は解像度のばらつきによって示される。

【００２１】

[025] 超音波取得ユニット１１０によって取得されるデータの例は、２Ｄ又は３Ｄデータセットを含んでもよい。データセットは、リアルタイム又は実質的にリアルタイムで取得された複数のデータフレームを含むことができ、各フレームが、胸膜界面の少なくとも一部を含む関心領域に対応する。データ取得ユニット１１０によって取得された超音波データは、撮像対象ボリューム内の任意の所与の点（又は座標位置）に関するエコー強度情報を含んでもよい。例えば、３Ｄデータセットは、当該データの各ボクセルにおけるエコー強度値と共に、各ボクセルのｘ、ｙ、ｚ座標を特定するボクセルデータを含んでもよい。

【００２２】

[026] データ取得ユニット１１０の構成要素、及び互いに対する具体的配置は、実施形態ごとに異なってもよい。例えば、ビームフォーマ１１４及び信号プロセッサ１１６は２つの別々のユニットとして示されているが、当業者は、これらが論理ユニット又は機能ユニットであること、及び、これらが単一のユニットで実装されてもよいし、あるいはそれぞれが２つ以上の別々のユニットによって実装されてもよいことを理解するであろう。さらに、超音波プローブ１１２は、ビームフォーマ１１４及び／又は信号プロセッサ１１６の１つ又は複数の機能を含む、超音波データ取得に従う追加機能を実行するように構成されてもよい。より多くの又はより少ない構成要素がデータ取得ユニット１１０の一部と考えられてもよい（例えば、図４を参照されたい）。

【００２３】

[027] 図１にさらに示されるように、システム１００は、データ取得ユニット１１０の１つ又はすべての構成要素に動作的に、物理的に、及び／又は通信的に結合されたデー

タプロセッサ１２０を含んでもよい。動作中、データプロセッサ１２０は、超音波取得ユニット１１０によって取得された超音波データ（例えば、複数の超音波データフレーム）を受信して処理するように構成されてもよい。本開示の実施形態によれば、データプロセッサ１２０は特に、受信した超音波データを処理して、１つ又は複数の候補胸膜ライン及び候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを識別するように構成され得る。この情報を使用して、データプロセッサ１２０はさらに、最良の、又は少なくとも鮮明な胸膜ライン画像を生成するプローブ１１２の位置及び／又は向き（以下、プローブの「目標配置」と称される）を特定するように構成されてもよい。目標配置は、胸膜ラインの輝度強度及び／又は解像度を最大にする、又は、他の態様で目視検査のためにラインの明瞭さを向上させるプローブ位置及び／又は向きを含むことができる。本明細書に開示されるように、プローブの目標配置は、１つ又は複数のＡラインの強度レベルを評価することによって識別されてもよい。一部の実施形態では、任意の適切な既存の及び将来開発される検出アルゴリズムによって、１つ又は複数の候補胸膜ライン及び１つ又は複数のＡラインの自動検出を実施することができる。一部の実施形態では、データプロセッサ１２０によるデータの受信及び／又は処理は、データの取得に伴いリアルタイムで又は実質的にリアルタイムで実行されてもよく、したがって、胸膜ラインに対するプローブ位置及び／又は向きの品質に関して継続的にユーザに知らせることができる。

【００２４】

[028]　一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、取得ユニット１１０から受信された各超音波データフレーム内で、胸膜ラインの少なくとも一部及び１つ又は複数のＡラインを含む１つ又は複数の部分領域を識別するように構成されてもよい。これらの部分領域から抽出されたデータは、多数の候補から胸膜ライン及び対応するＡラインを特定するための追加処理を受けてもよい。これらの特徴はさらに、いずれのプローブ位置及び／又は向きが最良の胸膜ライン画像を生成するかを決定するためにデータプロセッサ１２０によって分析されてもよい。

【００２５】

[029]　一部の例では、１つ又は複数の所定のパラメータに基づいて、１つ又は複数の部分領域がデータプロセッサ１２０によって識別されてもよい。パラメータは、所定の深度範囲を含んでもよい。一部の実施形態では、所定の深度範囲は、胸膜ラインの推定深度を包含してもよい。推定深度は、スキャン領域の上面、例えば皮膚表面から約１．５ｃｍから約５ｃｍの範囲内である可能性がある。胸膜ラインが部分領域に含まれることを確実にするために、超音波データに適用される所定の深度範囲はより広くてもよく、例えば、約０．５から約７ｃｍの範囲であってもよい。一部の実施形態では、所定の深度範囲は、スキャンされる患者の特徴に応じて変わってもよい。例えば、胸膜界面深度は、ＢＭＩ（ｂｏｄｙ　ｍａｓｓ　ｉｎｄｅｘ）がより高い患者ではより大きくなり得る。このばらつきのために、一貫した深さを有する１つ又は複数のランドマーク、例えば肋骨が、データプロセッサ１２０によって基準点として使用されてもよい。

【００２６】

[030]　追加の又は代替の部分領域は、胸膜ライン残響信号によって生成された１つ又は複数のＡラインの所定の推定深度に対応してもよい。Ａライン部分領域の深度は、胸膜界面から反射してプローブ１１２に戻り、再び反射してスキャン領域に戻され、胸膜界面で少なくともう一度反射する超音波エコーによって、Ａラインが生成されるという理解に基づいて推定することができる。二次反射は、一次反射と比較して、プローブ１１２によって受信されるのに約２倍の時間がかかり得るので、二次反射は、胸膜界面の２倍の深さから得られたかのように見える可能性がある。したがって、Ａライン部分領域の深さは、推定胸膜ラインの深さの２倍の深さを包含するように定められてもよい。一部の例では、これは、約１～約１４ｃｍ、約１～約１２ｃｍ、又は約２～約１１ｃｍの深度範囲に対応し得る。

【００２７】

[031]　一部の例では、超音波エコーは、胸膜界面とプローブ１１２との間で３回以上

、反響し得る。例えば、超音波エコーは、プローブ１１２と胸膜ラインとの間で２回、３回、又は４回以上反響し、それに伴い、２本、３本、又は４本以上のＡラインを生成することがある。結果として、超音波フレーム内の追加のＡラインデータを捕捉するために、追加の部分領域がデータプロセッサ１２０によって指定されてもよい。複数のＡラインは等間隔に配置される可能性があるので、各Ａライン部分領域は、胸膜ライン深度の整数倍を包含してもよい。したがって、第２のＡラインについて、深さは、推定胸膜線深さの３倍に対応し得る。一部の例では、これは、約１～約２１ｃｍ、約１．５～約１８ｃｍ、又は約２～約１６．５ｃｍの範囲に対応し得る。

【００２８】

[032] 一部の実施形態では、各部分領域は、１つの胸膜ライン又は１つのＡラインの予想深度に対応してもよい。他の例では、部分領域は、２つ以上のＡライン及び／又は胸膜ラインを含むようにデータプロセッサ１２０によって定められてもよい。実施形態はまた、１つ又はすべてのＡラインを含むように定められたＡライン部分領域と、胸膜ライン部分領域とを含み、したがって、各部分領域に示される特徴が本物であるか単なるアーチファクトであるかに基づいて部分領域が区別されてもよい。実施形態はまた、胸膜ライン及び全てのＡラインの両方を含む範囲をカバーするように定められた全包囲部分領域を含み得る。

【００２９】

[033] 他の実施形態では、データプロセッサ１２０は、各超音波データフレーム内で部分領域を識別するように構成されていなくてもよい。そのような実施形態は、各超音波データフレームを全体として処理し、部分領域を指定することなく胸膜ライン及び１つ又は複数のＡラインを探すことができる。一部の実施形態では、システム１００は、自動的に又はユーザ入力１２８に応じて、部分領域パラメータを選択的に組み込むように構成され得る。

【００３０】

[034] 胸膜ライン及び／又は１つ又は複数のＡラインの深さを推定するために、追加又は代替の技術がデータプロセッサ１２０によって使用されてもよい。一部の例では、順に収集された１つ又は複数の超音波データフレームを使用して、データプロセッサ１２０によって深さが推定され得る。特に、実施形態は、超音波スキャンによって包含される複数の横方向位置における深さの関数として強度値を表す強度プロファイルを作成することを含んでもよい。複数の横方向位置は予め定められていてもよく、走査線に沿った中央横方向位置を含んでもよい。追加で又は代替的に、複数の横方向位置は、中央横方向位置から等距離にある複数の位置を含んでもよい。ある深さにおける強度値は、複数の超音波データフレームにおいて測定されたその深さにおける全ての超音波データ値の総和、平均、及び／又は加重平均であり得る。例えば、平均して最高測定強度ピーク値を生じる深さが、胸膜ライン及び／又はＡラインを見つけるための初期サーチ深度とされてもよい。中央横方向位置は、一部の例では、胸膜／Ａラインサーチを実行するための初期横方向位置として使用されてもよい。

【００３１】

[035] 様々な実施形態において、胸膜ライン及び／又はＡラインの深さは、１つ又は複数の追加の特徴を使用して推定することができる。例えば、胸膜ラインの深さは、まず、少なくとも１つの肋骨の深さを推定し、推定された肋骨の深さに所定の距離を加えることによって推定されてもよい。ここで、前記所定の距離は、肋骨と胸膜界面との間の平均分離を含む。予測深度を計算するために使用される超音波データフレームの数、空間的位置、及び／又は向きは異なり得る。胸膜ライン及び／又は１つ又は複数のＡラインの推定深度の特定時、データプロセッサ１２０は、任意の適切な検出アルゴリズムに従って胸膜ライン及び／又はＡラインを検出するように構成されてもよい。アルゴリズムは、初期推定値を出発点として用いて、胸膜及び／又はＡラインのサーチエリアを徐々に拡大することができる。具体的には、最高ピーク振幅を特定することによって候補ピークが中心線上に配置された後、アルゴリズムは、中心線から両方向に外側に移動し、胸膜ライン又はＡ

ラインを表す水平線特徴をまとめるために相関を探すことができる。

【００３２】

[036] 胸膜及び／又はＡライン部分領域が確立されるか否か、又はいずれかの特徴の深さが推定されるか否かにかかわらず、データプロセッサ１２０は、超音波データ取得ユニット１１０から受信した１つ又は複数のデータフレーム内の胸膜ラインを特定するように構成されてもよい。胸膜ラインを特定するためにデータプロセッサ１２０によって実施される技術は、実施形態ごとに異なり得る。例えば、データプロセッサ１２０は、１つ又は複数のＡラインの特定に少なくとも部分的に基づいて胸膜ラインを特定するように構成されてもよい。そのようなアプローチは、胸膜界面から直接超音波エネルギーを反射するときに、Ａラインが現れる可能性が高いという理解を反映している。他の実施形態では、胸膜ライン候補は、取得ユニット１１０によって検出された様々な特徴の強度レベルに基づいて特定され得る。一部の実施形態では、胸膜線の特定は、１つ又は複数のアルゴリズムを使用して自動的に又は半自動的にデータプロセッサ１２０によって実行され得る。

【００３３】

[037] 上記したように、一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、残響アーチファクトを生成するライン特徴、又はＡラインを識別することによって胸膜ラインを識別するように構成されてもよい。このアプローチによれば、胸膜ライン候補は、Ａラインを生成するライン特徴を含む。したがって、取得ユニット１１０によって検出された、正しい近傍、及び／又は特徴的胸膜ライン強度レベルに現れ得る未識別のラインは、対応するＡラインを伴わない場合、胸膜ライン候補のリストから除外されてもよい。データプロセッサ１２０は、潜在的なＡラインを識別するために１つ又は複数のＡライン部分領域をサーチするように構成されてもよい。さらに、例えば、Ａライン候補が互いに等距離に現れていない場合、及び／又は候補胸膜ラインの整数倍の深さに現れていない場合、当該Ａライン候補は却下されてもよい。一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、複数の等間隔のラインを識別すると、最も浅いラインを胸部ラインの可能性が高いものとして選択し、より深いラインをＡラインとして指定するように構成されてもよい。

【００３４】

[038] 一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、データ取得ユニット１１０によって検出された様々な特徴によって生成された戻り信号の強度レベル（例えば輝度）を決定及び／又は処理することによって候補胸膜ラインを識別するように構成されてもよい。胸膜ラインは強いエコー信号を生成し、したがって、関心領域内の他の特徴と比較して高い強度レベルを生じ得るので、データプロセッサ１２０は、指定された（例えば所定の）胸膜ライン強度閾値を下回る強度レベルを生成するライン特徴を除去するように構成されてもよい。閾値技術は様々であり得る。一部の例では、所定の強度閾値は、経験的に導出された超音波データに基づいて計算されてもよい。そのような統計データは、ある期間にわたって取得された胸膜ライン強度レベル測定結果の平均を含み得る。一部の例では、平均強度レベルは、特定の患者の特徴に従って階層化されてもよい。例えば、平均強度レベルは、ＢＭＩ及び／又は肋骨深さ／位置に基づいてグループ化されてもよい。一部の実施形態では、受信された超音波データに適用される所定の強度閾値は、計算された平均強度レベルより下に設定されてもよい。これは、通常よりも低い強度レベルを生じる胸膜ラインがさらなる分析から除外されないことを確実にし得る。一部の実施形態では、所定の強度閾値は患者固有のものであってもよい。そのような例によれば、特定の患者について以前に測定された強度レベルがメモリ内に格納され、後に超音波スキャンを実行するときに胸膜ラインを迅速に識別するためにデータプロセッサ１２０によって使用され得る。

【００３５】

[039] 一部の例では、データプロセッサ１２０は、スキャンされた超音波画像内の１つ又は複数の境界線における強度レベルを識別することによって候補胸膜及び／又はＡラインを識別するように構成されてもよい。特に、プロセッサ１２０は、複数の走査線の強度値が特定の強度閾値を超えて増加する点を決定するように構成されてもよい。プロセッサ１２０は、この点を胸膜ライン又はＡラインの始点として指定することができる。プロ

セッサはまた、ラインの輝度値が所定の閾値を下回る位置を、ラインの終点として指定してもよい。一部の実施形態では、（例えば、始点における）強度レベルの増加、及び（例えば、終点における）強度レベルの減少に基づいて強度閾値が確立されるように、強度レベルの変化に基づいて始点及び終点が決定されてもよい。一部の例では前記変化は絶対的であり、他の例では計算された勾配に基づいてもよい。

【００３６】

[040] 一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、強度閾値処理に基づいて１つ又は複数の候補胸膜ラインを最初に識別し、そしてその後、例えば、そのような候補に対応する１つ又は複数のＡラインを探すように構成されてもよい。一部の例では、データプロセッサ１２０はＡラインに関して同様の強度閾値を適用し、所定の強度閾値を満たす又は超えるリターンエコーを生成しないラインをＡライン候補のリストから除くように構成されてもよい。対応するＡラインがデータプロセッサ１２０によって識別されない場合、強度レベルに基づいて先に識別された胸膜ライン候補は却下されてもよい。リアルタイム処理又は実質的リアルタイム処理を確実にするために、データプロセッサ１２０は、候補胸膜ライン及び対応する候補Ａラインを迅速に、ほぼ同時に連続して識別するように構成されてもよい。本明細書に開示されるように、データプロセッサ１２０はまた、胸膜ライン候補及びＡラインを同時に識別するように構成されてもよく、又は、最初に１つ又は複数のＡラインを識別することによって胸膜ライン又は胸膜ライン候補を識別するように構成されてもよい。

【００３７】

[041] 一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、胸膜ライン及び／又は１つ又は複数のＡラインを識別するためにハフ変換を実施することができる。ハフ変換プロセスは、胸膜ライン及び／又はＡラインを識別するための上記技術のいずれにも組み込まれ得る。

【００３８】

[042] 一部の例では、データプロセッサ１２０又はデータプロセッサ１２０に通信結合されたコンポーネントによって導出された超音波データマップが、胸膜／Ａライン識別プロセスに組み込まれてもよい。データマップは、フィルタリングされてもされなくてもよく、データ取得ユニット１１０によって取得された超音波データの任意の２つ以上のフレームから導出されてもよい。一部の例では、さらに１つ又は複数の相関マップが、３つ以上の超音波データフレームを利用することによってプロセッサ１２０によって導出されてもよい。一部の例では、相関マップは、超音波ＲＦデータから抽出された振幅データを使用して導出されてもよい。

【００３９】

[043] 胸膜ライン及び１つ又は複数の対応するＡラインを識別した後、データプロセッサ１２０は、胸膜ラインを撮像するためのプローブの目標配置を決定するように構成されてもよい。一部の実施形態では、プローブの目標配置は、１つ又は複数の識別されたＡラインの強度値を最大化又は増強するプローブ１１２の位置及び／又は向きに対応してもよい。そのような実施形態によれば、データプロセッサ１２０は、先に識別されたＡラインの強度値を続けて受信し処理することができる。ユーザが胸膜界面に対するプローブ１１２の位置及び／又は向きを変えると、対応するＡラインの数及び／又は強度が変化し得る。データプロセッサ１２０は、プローブ１１２が動かされるのに伴うＡライン強度の変動を監視し、Ａライン強度が最大化又は増加する正確な瞬間又は超音波データフレームを決定するように構成されてもよい。動作中、データプロセッサ１２０は、１つ又は複数のＡラインの存在及びその強度レベルを検出する１つ又は複数のアルゴリズムを実装することによって、プローブの目標配置を特定するように構成され得る。加えて又はその代わりに、データプロセッサ１２０は、Ａラインが検出されるか否かを問わず、胸膜ラインを囲む領域の平均強度を決定し、プローブ位置及び／又は向きが調整されるのに伴う前記領域の強度の増加又は減少を特定するように構成され得る。

【００４０】

[044] 一部の実施形態では、Ａラインの数は、胸膜ラインのエコー源性が増すにつれて増加する可能性がある。例えば、Ａラインの数及び／又は強度は、プローブ１１２が胸膜界面に直接、例えば垂直に向けられているときに増加し得る。したがって、データプロセッサ１２０はまた、識別された胸膜ラインから反射するエコー信号から生成されたＡラインの数を監視するように構成されてもよい。Ａラインの数が最大化又は増加すると、データプロセッサは、プローブの目標配置が達成されたことをユーザに通知するようにユーザインターフェース１２２を促してもよい。

【００４１】

[045] 一部の例では、データプロセッサ１２０は、強度閾値プロセスを実行することによってプローブの目標配置を特定するように構成されてもよい。具体的には、データプロセッサは、識別されたＡラインのうちの１つ又は複数の強度値を、所定の強度閾値と連続的に比較するように構成されてもよい。所定の閾値を超える強度レベルは、プローブの目標配置が達成されたことを示し得る。閾値は、Ａライン強度と、胸膜ラインの強度及び／又は解像度との間の相関関係に関する実験的に得られたデータに基づいて決定されてもよい。具体的には、Ａライン強度閾値は、そのような強度値の平均が、検査のために十分に明瞭な胸膜ライン画像と関連付けられているか否かに基づいて決定され得る。

【００４２】

[046] Ａライン強度が最大化されている、及び／又は指定された強度閾値を超えているとデータプロセッサ１２０が判断したとき、データプロセッサ１２０は、この情報をユーザインターフェース１２２に伝達し、ユーザインターフェース１２２は、プローブの目標配置が達成されたことをユーザに知らせるプローブ向きインジケータ１２６を伝達する。

【００４３】

[047] データプロセッサ１２０に動作的、物理的、及び／又は通信的に結合されてもよいユーザインターフェース１２２は、リアルタイム又は実質的にリアルタイムでプローブ向きインジケータ１２６をユーザに伝達するように構成されてもよい。インジケータ１２６は、様々な方法で伝達され得る。例えば、インジケータ１２６は、ユーザインターフェース１２２上に表示される様々なグラフィック、アイコン、又は視覚的補助を含むことができる。そのような信号は、ユーザインターフェース１２２上に表示された超音波Ｂモード画像上に重ねられてもよいし、又は画像から離れていてもよい。一部の例では、インジケータ１２６は、フォーマットの変更（例えば点滅）、又はユーザインターフェース１２２に表示される特徴の色の変更によって表され得る。他の実施形態では、インジケータ１２６は、プローブの目標配置が達成されたときに鳴る音響合図（例えばビープ音）を含むことができる。

【００４４】

[048] 様々な実施形態において、プローブ向きインジケータ１２６の特性は、少なくとも部分的には、データプロセッサ１２０からユーザインターフェース１２２に伝達されるデータの量及び／又は性質に依存し得る。例えば、インジケータ１２６は、プローブの目標配置が得られたときにのみ現れる絶対的なオールオアナッシング信号を含むことができる。そのような絶対的インジケータ１２６は、プローブ１１２が最適プローブ位置から離れたときに消えてもよく、よって、プローブが目標配置にあるときには信号は「オン」状態になり、プローブが目標配置にないときには信号は「オフ」状態になる。そのような実施形態によれば、データプロセッサ１２０は、Ａライン強度値が最大化されたとき、及び／又はＡライン強度値が所定の閾値を超えたとき、プローブの目標配置が得られたという指標を送り得る。

【００４５】

[049] 他の例では、プローブ向きインジケータ１２６は、プローブ１１２の向きがプローブの目標配置に対して改善しているのか又は悪化しているかを示す漸進的かつ相対的な信号であり得る。そのような実施形態によれば、データプロセッサ１２０は、現在の超音波データフレームを先行するフレームから得られたデータと比較し、比較結果をユーザ

インターフェース１２２に自動的に伝達し、インジケータ１２６の形式で表示するように構成され得る。具体的には、データプロセッサ１２０は、取得ユニット１１０から受信した全てのデータフレームが少なくとも１つの以前に取得したデータフレームと自動的に比較されるように、データ取得ユニット１１０から受信した超音波データフレームをコンスタントかつ連続的な態様で比較し得る。データプロセッサ１２０は、受信した各データフレームのＡライン強度値を比較し、プローブ１１２の現在位置から得られた強度レベルが、先行するプローブ位置から得られた強度レベルより多かれ少なかれ強いか否かを評価し得る。一部の実施形態では、Ａライン強度レベルの増加は、ユーザインターフェース１２２上に表示されたインジケータ１２６の変化によって示されてもよい。同様に、強度レベルの減少もインジケータ１２６によって示されてもよい。一部の例では、Ａライン強度レベルの変化は、インジケータ１２６の色を変えることによって伝達され、例えば、現在のプローブ位置及び／又は向きにおいて強度レベルが前のプローブ位置及び／又は向きより高い場合、信号は緑色に見え、現在のプローブ位置及び／又は向きによって生成される強度レベルが前のフレームから測定されたものより低い場合、信号は赤色に見え得る。例えば、プローブを目標配置に配置され又は方向付けられると、色が青色に変わり得る。さらなる実施形態では、インジケータ１２６は、胸膜ライン及び／又は対応するＡラインの色及び／又は表示の変化を含み得る。例えば、ユーザインターフェース１２２は、識別された胸膜ラインをグラフィックでラベル付けし、例えば、胸膜ラインをトレースするラインが付され得る。データプロセッサ１２０から目標配置が得られたという指標をユーザインターフェース１２２が受信したとき、ユーザインターフェース１２２は、グラフィックの色及び／又はフォーマットの変化という形でインジケータ１２６を伝達し得る。

【００４６】

[050]　一部の実施形態では、ユーザインターフェース１２２は、ユーザ入力１２８の指示を受けるように、及び／又は様々な出力を表示するように構成され得る。例えば、ユーザインターフェース１２２は、胸膜ライン及び１つ又は複数のＡラインの超音波画像（例えばＢモード画像）を表示するように構成されてもよい。一部の実施形態では、検出された胸膜ラインは、走査領域又はその部分領域の画像上にオーバーレイされ得る。一部の例では、ユーザインターフェース１２２は、本明細書で説明されている１つ又は複数のプロセスを開始するようシステム１００に指示する入力１２８を受け取るように構成され得る。ユーザインターフェース１２２はまた、１つ又は複数のシステム設定及び／又はパラメータを変更する入力１２８を受け取るように構成されてもよい。そのような変更は、ユーザインターフェース１２２で入力１２８を受信したときに、例えばリアルタイムで実施されてもよく、又は本明細書で説明されている方法の開始前に実施されてもよい。具体的実施形態では、ユーザインターフェース１２２は、例えば、１つ又は複数の設定及び／又はパラメータを調整するための１つ又は複数の調整可能なスライドバーを表示することができる。スライドバーのうちの少なくとも１つは、胸膜ライン、１つ又は複数の候補胸膜ライン、及び／又は１つ又は複数のＡラインを識別するために使用される強度閾値を変更するために使用され得る。一部の例では、ユーザインターフェース１２２は、データ取得ユニット１１０によって取得され、データプロセッサ１２０によって処理されたデータの識別情報又は特性を示す情報を表示するように構成され得る。例えば、ユーザインターフェース１２２は、データプロセッサ１２０によって識別された様々な特徴、例えば胸膜ライン、Ａライン、肋骨などにラベル付けすることができる。

【００４７】

[051]　プローブの目標配置が達成されたというプローブ向きインジケータ１２６をユーザが受信すると、ユーザはさらなる検査のために、プローブ１１２をこの位置及び／又は向きに保持し得る。本明細書に記載の実施形態に係る目標配置の識別は、ユーザが、追加の肺の特徴を適切に分析し、及び／又は胸膜ライン自体の特徴を詳しく検査して、例えばｌｕｎｇ　ｓｌｉｄｉｎｇを特定することを可能にする。一部の例では、ユーザは、プローブを目標配置に保持しながら、システム１００が自動又は半自動的にさらなる分析、例えば特徴検出補助プロトコルを実行することを可能にし得る。典型的な臨床用途の例は

、気胸及び肺炎を含み得るが、本明細書の開示は広範囲の検査技術及び／又は健康状態に適用され得る。

【００４８】

[052] 一部の例では、データプロセッサ１２０はさらに、記憶装置に結合されてもよい。記憶装置は別個の装置（例えば病院情報システム）に含まれてもよく、データ取得ユニット１１０及び／又はデータプロセッサ１２０から超音波データを取り出すように構成されてもよい。一部の実施形態では、データプロセッサ１２０は、例えばメモリの形態で記憶装置を含み得る。記憶装置を含む実施形態では、プローブの目標配置をメモリに記憶し、後の超音波スキャン中に適用するために抽出することができ、この場合、ある期間にかけて反復される超音波モニタリングが容易になる。具体的実施形態では、プローブの目標配置は、撮像されている患者に特有の基準点又はゼロ点として記憶されてもよい。基準点に対する追加の肺特徴を撮像するための目標配置も同様に記憶され得る。超音波撮像システム１００は、以前に得られた記憶された向きを使用して、患者の胸部上の異なる箇所にプローブ１１２をどのように適切に位置決め及び／又は方向付けるかについて、後のユーザに指示することができる。そのような実施形態によれば、プローブ１１２は、１つ又は複数のセンサ、例えばジャイロスコープを含み得る。

【００４９】

[053] 図２は、本開示の原理に係る超音波撮像装置のブロック図である。図示されるように、装置は、第１の部分領域識別器２１０ａ及び第２の部分領域識別器２１０ｂと共に部分領域識別器２１０、ユーザインターフェース２２０、胸膜ライン検出器２３０、及びＡライン検出器２４０を含む。当業者であれば、図２の構成要素は本発明を限定することを意図するものではなく、単に本発明の具体的実施形態を示すものであり、様々な実施形態において、構成要素の一部が任意選択的に省略又は変更され得ることを理解するであろう。

【００５０】

[054] 装置２００は、胸膜ライン及び１つ又は複数の対応するＡラインを識別及び処理することによってプローブの目標配置を特定するように構成される。一部の例では、装置２００は、超音波システムの構成要素、例えばシステム１００のデータプロセッサ１２０であり得る。装置２００はまた、超音波データ（例えば、プローブの目標配置の座標）を一時的又は恒久的に記憶するための１つ又は複数の記憶装置に接続可能であり得る。記憶装置は、超音波システム、超音波プローブ、ＰＡＣＳシステム、又は他の病院情報システムの記憶装置を含み得る。

【００５１】

[055] 装置２００は、第１の関心領域に対応する超音波データフレームを受信するように構成されてもよく、ここで第１の関心領域は、胸膜界面の少なくとも一部を含む。一部の例では、装置２００は、超音波データフレームが受信されるに伴い、胸膜ライン及び１つ又は複数のＡラインを検出し得る。したがって、超音波データフレームは、装置２００によってリアルタイムデータストリームにおいてフレームごとに順次受信され得る。

【００５２】

[056] 装置２００は、１つ又は複数の部分領域識別器２１０を含み得る。一部の例では、部分領域識別器２１０は、超音波データフレームごとに、胸膜ライン及び／又はＡラインの少なくとも一部を含むフレームの部分領域を識別するように構成されてもよい。一部の例では、装置２００は、２つの異なる部分領域識別器、すなわち、胸膜ラインの少なくとも一部を含む各データフレームの部分領域を識別するように構成された第１の部分領域識別器２１０ａと、胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインの少なくとも一部を含む各データフレームの部分領域を識別するように構成された第２の部分領域識別器２１０ｂとを含み得る。一部の例は、追加の部分領域識別器、例えば２１０ｃ、２１０ｄ、２１０ｅなどを含み、それぞれが、Ａラインの少なくとも一部を含む各データフレームの追加の部分領域を識別するように構成される。各部分領域は、胸膜ラインの少なくとも一部を含む部分領域の真下のおおよそ１以上の整数倍の深さの領域に配置されてもよい。他の

実施形態では、部分領域識別器２１０等の単一の部分領域識別器が、各超音波データフレームの複数の部分領域を識別するように構成されてもよく、各部分領域は、胸膜ライン又はＡラインの少なくとも一部を含む。

【００５３】

[057] 図２にさらに示されるように、装置２００は、部分領域識別器２１０と通信結合された胸膜ライン検出器２３０を含み得る。胸膜ライン検出器２３０は、部分領域識別器２１０によって識別された部分領域内の胸膜ラインの少なくとも一部を識別するように構成されてもよい。一部の例では、胸膜ライン検出器２３０は、最終的に、１つ又は複数の所定の基準（例えば、強度閾値）を満たさない候補を最終的に却下する前に、まず、候補胸膜ライン又は関連付けられたＡラインのリストを識別し得る。胸膜ライン検出器２３０は、超音波データフレームの部分領域内の胸膜ラインを識別するための任意の適切な既存の及び将来開発される検出アルゴリズムを実施し得る。

【００５４】

[058] 一部の例では、胸膜ライン検出器２３０はＡライン検出器２４０と通信結合され、Ａライン検出器２４０はさらに部分領域識別器２１０と結合され得る。Ａライン検出器２４０は、胸膜ライン検出器２３０と同時に動作してもよい。一部の実施形態では、胸膜ライン検出器２３０は、Ａライン検出器２４０によって生成されたデータに完全に又は部分的に基づいて動作し得る。そのような実施形態によれば、胸膜ライン検出器２３０は、Ａライン検出器２４０から、胸膜ライン検出器２３０によって前に識別された１つ又は複数の候補胸膜ラインが超音波データフレーム内の対応するＡラインに関連付けられているか否かに関するデータを受信し得る。他の例では、胸膜ライン検出器２３０は、Ａライン検出器２４０から１つ又は複数のＡラインの識別に関するデータを受信した後に、１つ又は複数の候補胸膜ラインを識別するように構成され得る。一部の例では、胸膜ライン検出器２３０は、識別された胸膜ラインに関するデータをＡライン検出器２４０に送信するように構成され得る。様々な実施形態において、胸膜ライン検出器２３０及び／又はＡライン検出器２４０はそれぞれ、１つ又は複数の候補胸膜ライン及びＡラインの強度レベルを決定及び／又は処理するように構成され得る。胸膜ライン検出器２３０及びＡライン検出器２４０は、超音波データフレームの部分領域内の１つ又は複数の胸膜ライン及びＡラインをそれぞれ識別するための任意の適切な既存の及び将来開発される検出アルゴリズムを実施し得る。

【００５５】

[059] 一部の実施形態では、Ａライン検出器２４０は、１つ又は複数のＡラインの強度レベルを評価することによってプローブの目標配置が達成されたか否かを識別するように構成され得る。Ａライン検出器２４０は、目標配置を識別するための任意の適切な既存の及び将来開発される検出アルゴリズムを実施し得る。一部の実施形態は、１つ又は複数のＡラインに強度閾値を適用すること、及び／又は、連続する超音波データフレームにおいて受信されたＡライン強度値を互いに比較してＡライン強度の変動を測定することを含み得る。

【００５６】

[060] 胸膜ライン検出器２３０及び／又はＡライン検出器２４０は、胸膜ライン及びＡラインに関するデータをそれぞれユーザインターフェース２２０に送信するように構成され得る。このデータは、目標配置が達成されたという指標を含み得る。上述のように、ユーザインターフェース２２０は、この指標をユーザに伝える信号を表示するように構成され得る。一部の実施形態では、ユーザインターフェース２２０は、部分領域識別器２１０、胸膜ライン検出器２３０、及び／又はＡライン検出器２４０の動作を変更し得る１つ又は複数のユーザ入力を受け取るように構成され得る。

【００５７】

[061] 図３は、本開示の原理に係る超音波撮像方法のブロック図である。図３の例示的な方法３００は、胸膜界面に対する超音波プローブの位置及び／又は角度向きを最適化又は改善するために本明細書に記載のシステム及び／又は装置によって任意の順序で利用

可能なステップを示す。例えば、方法３００は、システム１００等の超音波撮像システム、又は、例えばＫｏｎｉｎｋｌｉｊｋｅ Ｐｈｉｌｉｐｓ Ｎ．Ｖ．（「Ｐｈｉｌｉｐｓ」）によるＶＩＳＩＱのようなモバイルシステムを含む他のシステムによって実行され得る。他の例示的なシステムは、やはりＰｈｉｌｉｐｓによって製造されたＳＰＡＲＱ及び／又はＥＰＩＱを含み得る。

【００５８】

[062] 図示の実施形態では、方法３００は、「超音波プローブを介して肺組織の領域の画像データを取得する」ことによってブロック３１０で開始する。一部の例では、画像データは、ユーザの制御下で取得され得る。様々な種類及びサイズの超音波プローブを使用することができる。一部の実施形態では、プローブは線形、曲線－線形、セクター、又はマトリックスプローブであり得る。一部の例では、画像データは、２Ｄデータセット又は３Ｄデータセットを含み得る。データは複数のデータフレームに編成されてもよく、その持続時間は様々であり得る。

【００５９】

[063] ブロック３１２において、方法３００は、「データを使用して、１つ又は複数の候補胸膜ライン及び候補胸膜ラインに対応する１つ又は複数のＡラインを検出する」ことを含む。候補胸膜ラインを識別するために使用される技術は、強度閾値化、ハフ変換、ピーク強度値対深度の評価、及び／又は胸膜ラインサーチを狭めるために使用される１つ又は複数の所定のパラメータ（例えば、推定深度範囲）の適用を含み得る。候補胸膜ラインを識別するために使用されるのと同じ又は類似の技術が、Ａラインを識別するために実施され得る。ブロック３１２は、データプロセッサ、例えばデータプロセッサ１２０によって実施され得るプロセスを包含し得る。

【００６０】

[064] ブロック３１４において、方法３００は、「Ａラインのうちの少なくとも１つのＡラインのＡライン強度を計算する」ことを含む。ブロック３１４において実施される技術は、１つ又は複数の候補胸膜ライン及びＡラインを検出するためにステップ３１２において適用される技術と同じ又は類似のものを含み得る。ブロック３１４は、信号プロセッサ（例えば、信号プロセッサ１１６）単独で、又はデータプロセッサ（例えば、データプロセッサ１２０）との組み合わせによって実施され得る。一部の例では、データプロセッサは、前に識別されたＡライン座標と整列しない、信号プロセッサから受信された強度値を除外し得る。

【００６１】

[065] 方法３００は、ブロック３１６において、「前記領域の画像データ取得中に胸膜ラインを識別するために、計算されたＡライン強度を適用して、超音波プローブの目標配置を示すこと」を含む。ブロック３１６は、例えば各超音波データフレームがデータプロセッサによって受信されるに伴いリアルタイムで、又は実質的にリアルタイムで実行され得る。一部の実施形態では、ブロック３１６は、Ａライン強度閾値処理によって、及び／又は、連続的に受信されたデータフレーム中のＡライン強度値を比較することによって実施され得る。

【００６２】

[066] フローチャートの各ブロック、及びフローチャート内の複数のブロックの組み合わせは様々な手段によって、例えばハードウェア、ファームウェア、１つ又は複数のプロセッサ、回路、及び／又は１つ又は複数のコンピュータプログラム命令を含むソフトウェアの実行に関連付けられた他のデバイスなどによって実施され得ることを理解されたい。例えば、上記手順のうちの１つ又は複数は、コンピュータプログラム命令によって具現化され得る。これに関して、上記手順を具現化するコンピュータプログラム命令は、メモリによって格納され、プロセッサによって実行されてもよい。理解されるように、任意のそのようなコンピュータプログラム命令は、コンピュータ又は他のプログラム可能装置（例えば、ハードウェア）上にロードされてマシンを提供し、コンピュータ又は他のプログラム可能装置上で実行される命令は、フローチャートのブロック内に指定される機能を実

施するための手段を作成する。これらのコンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ又は他のプログラム可能装置を特定の態様で機能させることが可能なコンピュータ可読媒体に保存されてもよい。コンピュータ可読媒体に保存された命令は、フローチャートのブロックにおいて指定される機能を実施する製品を提供する。

【００６３】

[067] 図４を参照すると、本発明の原理に従って構成された超音波イメージングシステム４００がブロック図形式で示されている。超音波撮像システム４００は、図１には示されていないが、超音波プローブの目標配置を識別するように構成されたシステム内に含まれ得る追加の構成要素を含む。例えば、データプロセッサ１２０の上記機能のうちのいずれかが、システム４００の既存のプロセッサ内に（例えば、コンピュータ実行可能命令を介して）プログラムされてもよい。一部の実施形態では、データプロセッサ１２０の機能は、図４に示される処理コンポーネントのうちの１つ又は複数の中に実装され、かつ／又は処理コンポーネントのうちの１つ又は複数によって制御され、かかる処理コンポーネントは、例えば、Ｂモードプロセッサ４２８、スキャンコンバータ４３０、多断面（ｍｕｌｔｉｐｌａｎａｒ）リフォーマッタ４３２、ボリュームレンダラー４３４、及び／又は画像プロセッサ４３６を含む。

【００６４】

[068] 図４の超音波撮像システムにおいて、超音波プローブ４１２は、超音波を送信し、胸膜ライン及び１つ又は複数の対応するＡラインに関するエコー情報を受信するためのトランスデューサアレイ４１４を含む。トランスデューサアレイ４１４は、アレイ内のトランスデューサ素子による信号の送受信を制御するプローブ４１２内のマイクロビームフォーマ４１６に結合される。この例では、マイクロビームフォーマ４１６は、送受信の切り替えを行い、メインビームフォーマ４２２を高エネルギー送信信号から保護する送信／受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ４１８にプローブケーブルによって結合される。一部の実施形態では、システム内のＴ／Ｒスイッチ４１８及び他の要素は、別個の超音波システムベース内ではなく、トランスデューサプローブ内に含まれ得る。マイクロビームフォーマ４１６によって制御されるトランスデューサアレイ４１４からの超音波ビームの送信は、Ｔ／Ｒスイッチ４１８及びビームフォーマ４２２に結合される送信コントローラ４２０によって管理され、送信コントローラ４２０は、ユーザのユーザインターフェース又はコントロールパネル４２４の操作から入力を受け取る。送信コントローラ４２０によって制御される機能の１つは、ビームがステアリングされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイから直進する（アレイに対して直交する）よう方向づけられてもよいし、又は、より大きな視野のために異なる角度に方向づけられてもよい。マイクロビームフォーマ４１６によって生成された部分的にビーム成形された信号は、メインビームフォーマ４２２に送られ、各トランスデューサ素子パッチからの部分的にビーム成形された信号が結合され、完全にビーム成形された信号が生成される。

【００６５】

[069] ビーム成形された信号は、信号プロセッサ４２６に結合される。信号プロセッサ１１８と同様に、信号プロセッサ４２６は、受信されたエコー信号を、バンドパスフィルタリング、デシメーション、Ｉ及びＱ成分分離、及び高調波信号分離などの様々なやり方で処理することができる。信号プロセッサ４２６はまた、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号エンハンスメントを実行してもよい。処理された信号は、Ｂモードプロセッサ４２８に結合され、胸膜界面等の体内の構造のイメージングのために振幅検出が使用され得る。Ｂモードプロセッサによって生成された信号は、スキャンコンバータ４３０及び多断面（ｍｕｌｔｉｐｌａｎａｒ）リフォーマッタ４３２に結合される。スキャンコンバータ４３０は、所望の画像フォーマットで、エコー信号が受信された空間的関係にエコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータ４３０は、エコー信号を２次元（２Ｄ）扇形フォーマット又はピラミッド３次元（３Ｄ）画像に配置し得る。多断面リフォーマッタ４３２は、米国特許第６，４４３，８９６号（Ｄｅｔｍｅｒ）に記載されているように、人体の立体領域内の共通平面内の複数の点から受信されたエコーを、

その平面の超音波画像に変換し得る。ボリュームレンダラー４３４は、例えば、米国特許第６，５３０，８８５号（Ｅｎｔｒｅｋｉｎら）に記載されているようにして、３Ｄデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影３Ｄ画像に変換する。２Ｄ又は３Ｄ画像は、スキャンコンバータ４３０、多断面リフォーマッタ４３２、及びボリュームレンダラー４３４から画像プロセッサ４３６に結合され、画像ディスプレイ４３８上に表示するために、さらなるエンハンスメント、バッファリング、及び一時的保存が行われる。グラフィックスプロセッサ４３６は、超音波画像と共に表示されるグラフィックオーバーレイを生成し得る。グラフィックオーバーレイは、例えば、患者の名前、画像の日時、イメージングパラメータなどの標準的な識別情報を含み得る。グラフィックオーバーレイはまた、Ａライン強度の測定された変動に基づき、プローブの目標配置が得られたこと、及び／又は、現在のプローブ位置及び／又は向きが目標配置に近づいて又は遠ざかったことを示す１つ又は複数の信号を含み得る。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、タイピングされた患者の名前などの入力をユーザインターフェース４２４から受け取る。ユーザインターフェース４２４はまた、システム４００によって使用される設定及び／又はパラメータの調整を促す入力を受け取ることができる。ユーザインターフェースはまた、複数のＭＰＲ（ｍｕｌｔｉｐｌａｎａｒ　ｒｅｆｏｒｍａｔｔｅｄ）画像の表示の選択及び制御のために多断面リフォーマッタ４３２に結合され得る。

【００６６】

[070]　図５は、超音波プローブの準最適な位置及び／又は向きから得られた肺超音波画像５００を示す。図５は、Ｂモード画像において表示された肺５１０及び胸膜ライン５１２を示す。図示されるように、胸膜ライン５１２は不明瞭であり、肺組織と空気との間の境界面は不明確でぼやけて見える。この画像の明瞭さの欠如のために、胸膜ラインの自動検出は困難であり、これは、自動胸膜ライン検出に依拠し得る１つ又は複数の補助機能を妨害し、又は場合によっては動作不能にし得る。図５に示されるような不明瞭な胸膜ラインはまた、胸膜ラインの検査を困難にし得る。例えば、図５を調べる臨床医は、胸膜界面の厚さ及び／又はｌｕｎｇ　ｓｌｉｄｉｎｇの発生などの肺の特徴を識別することができない可能性がある。

【００６７】

[071]　図６は、本明細書に記載の実施形態に係る、目標配置に位置決め及び／又は方向付けられた超音波プローブを介して取得された肺超音波画像６００を示す。図６は、胸膜ライン６１２及びＡライン６１４を含む肺６１０を示す。図６はまた、プローブ位置／向きインジケータ６１６の例を示す。図５に対して、胸膜ライン６１２は著しく明るく、明瞭で、他の態様でも目視可能である。Ａライン６１４は、胸膜ライン６１２の約２倍の深さに現れる。図６に表示されているプローブ位置／向きインジケータ６１６は、画像６００に示されている胸膜ライン６１２が、プローブの目標配置によって生成された胸膜ライン画像を表していることをユーザに示し得る。図示の実施形態では、プローブ位置／向きインジケータ６１６は緑色の三角形の図形である。他の実施形態では、インジケータ６１６は、他の任意の形状、色、及び／又はサイズであり得る。ユーザインターフェース上のインジケータ６１６の位置もまた異なり得る。図示されるように、インジケータ６１６は左上隅に配置されるが、他の例では、インジケータ６１６は他の場所に配置されてもよい。一部の実施形態では、インジケータ６１６は表示されるグラフィックを全く含まずともよく、代わりに、例えば音響による合図及び／又は触覚による刺激が含まれてもよい。図６に示される画像６００を使用して、臨床医は、胸膜ラインの様々な特徴及び／又はその他の特徴を識別することができる。また、画像６００を使用することで、胸膜ライン検出に依拠する自動識別プロセスをより容易かつ正確に実行することができる。

【００６８】

[072]　当然のことながら、本明細書に記載される例、実施形態、又はプロセスのいずれか１つが、１つ又は複数の他の例、実施形態、及び／又はプロセスと組み合わせられてもよく、又は、本発明に係るシステム、装置、及び方法にしたがって別の装置又は装置の部分の間で分離及び／又は実行されてもよい。上記の議論は、本発明に係るシステムの単

なる例示であり、添付の特許請求の範囲をいずれかの特定の実施形態又は実施形態のグループに限定するものとして解釈されるべきではない。したがって、例示的な実施形態を参照して特に詳細に本発明に係るシステムを説明したが、以下の特許請求の範囲に示される本発明に係るシステムの意図される広範な趣旨及び範囲から逸脱することなく、多様な変更及び代替的実施形態が当業者によって考案され得ることも理解されたい。したがって、明細書及び図面は例示的であると解釈されるべきであり、添付の特許請求の範囲を限定するものではない。

【図１】

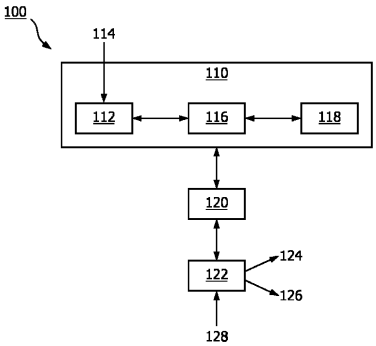

FIG. 1

【図２】

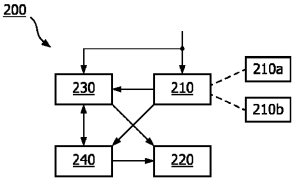

FIG. 2

【図３】

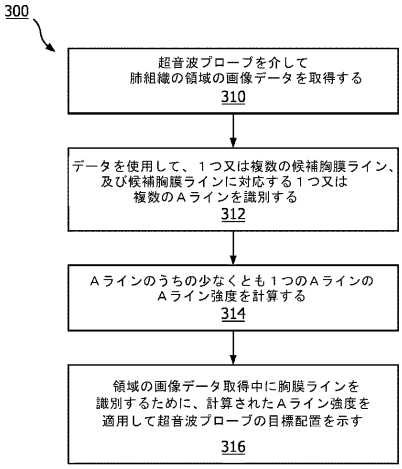

図３

【図４】

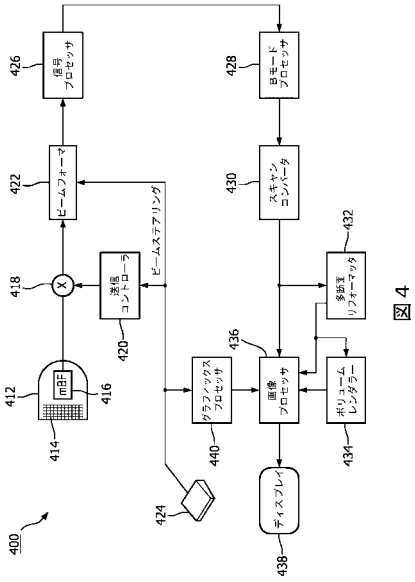

図４

【図５】

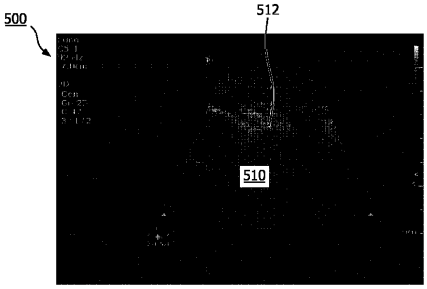

FIG. 5

【図６】

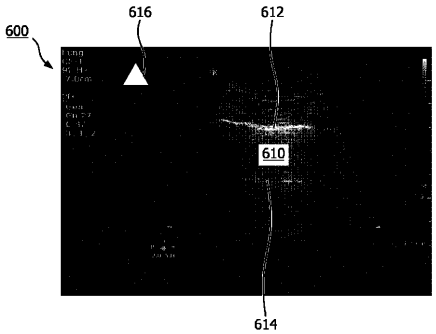

FIG. 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/082054

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B8/08 A61B8/13 A61B8/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2015/048767 A1 (GRISELL RONALD [US]; SALINAS JOSE [US]; BLACKBOURNE LORNE [US]; CHIN E) 2 April 2015 (2015-04-02) the whole document -----	1-21
A	DANIEL A. LICHTENSTEIN ET AL: "Ultrasound diagnosis of occult pneumothorax* :", CRITICAL CARE MEDICINE., vol. 33, no. 6, 1 June 2005 (2005-06-01), pages 1231-1238, XP055449975, US ISSN: 0090-3493, DOI: 10.1097/01.CCM.0000164542.86954.B4 the whole document -----	1-21

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
14 February 2018	27/02/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Mundakapadam, S

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/082054

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DANIEL A LICHTENSTEINMD ET AL: "A-Lines and B-Lines: Lung Ultrasound as a Bedside Tool for Predicting Pulmonary Artery Occlusion Pressure in the Critically Ill", CHEST, AMERICAN COLLEGE OF CHEST PHYSICIANS, US, no. 4, 1 October 2009 (2009-10-01), XP009503411, ISSN: 0012-3692, DOI: 10.1378/CHEST.09-0001 the whole document -----	1-21
A	EP 2 939 590 A1 (COVIDIEN LP [US]) 4 November 2015 (2015-11-04) the whole document -----	1-21

1

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2017/082054

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2015048767 A1	02-04-2015	US 2016239959 A1	18-08-2016
		WO 2015048767 A1	02-04-2015
EP 2939590 A1	04-11-2015	CN 105030272 A	11-11-2015
		EP 2939590 A1	04-11-2015
		US 2015305715 A1	29-10-2015

フロントページの続き

(81)指定国・地域　AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT

(72)発明者　ラジュ　バラサンダー　イヤヴ
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５
(72)発明者　ワン　ショウガン
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５
(72)発明者　シュリーニバサ　ナイドゥ　ラーガヴェーンドラ
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５
(72)発明者　キム　スンス
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５
(72)発明者　ポーランド　マッキー　ドゥーン
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５
(72)発明者　シュ　チンピン
オランダ国　５６５６　アーエー　アインドーフェン　ハイ　テック　キャンパス　５

Ｆターム(参考) 4C601 BB03 DD01 EE04 EE11 GA18 GA21 GB06 JC04 JC06 JC11
JC15 JC37 KK02 KK16 KK31

专利名称(译)	肺超声的目标探头放置		
公开(公告)号	JP2020500685A	公开(公告)日	2020-01-16
申请号	JP2019551729	申请日	2017-12-08
[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		
[标]发明人	ラジュバラサンダーイヤヴ ワンショウガン キムスンス ポーランドマッキードゥーン		
发明人	ラジュ バラサンダー イヤヴ ワン ショウガン シュリーニバサ ナイドゥ ラーガヴェーンドラ キム スンス ポーランド マッキー ドゥーン シュ チンピン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/13 A61B8/42 A61B8/4427 A61B8/4488 A61B8/5269 A61B8/085		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB06 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK16 4C601/KK31		
优先权	62/433330 2016-12-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开描述了一种超声成像系统，其被配置为识别用于观察肺胸膜线的超声探头的目标位置。 在一些示例中，该系统可以包括：超声探头，其接收来自对象的超声回波并且对对象的区域成像；以及与超声探头通信的数据处理器。 。 数据处理器识别一条或多条候选胸膜线和与该候选胸膜线相对应的一条或多条A线，并计算至少一条A线的A线强度。 然后，可以将计算出的A线强度应用于指示用于对用于胸膜线识别的区域进行成像的超声探头的目标位置。 该系统可以进一步包括与数据处理器通信的用户界面。 用户界面可以被配置为向用户通知超声探头的目标位置。

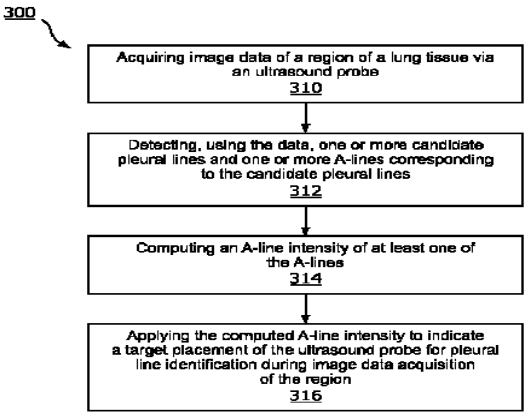

FIG. 3