

(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2019-535346

(P2019-535346A)

(43) 公表日 令和1年12月12日 (2019. 12. 12)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2019-516693 (P2019-516693)
 (86) (22) 出願日 平成29年9月14日 (2017. 9. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年4月25日 (2019. 4. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2017/051500
 (87) 国際公開番号 W02018/063811
 (87) 国際公開日 平成30年4月5日 (2018. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 15/279, 616
 (32) 優先日 平成28年9月29日 (2016. 9. 29)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100115462
 弁理士 小島 猛
 (74) 代理人 100151286
 弁理士 澤木 亮一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 Bラインを自動的に検出し、超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択のための方法およびシステム

(57) 【要約】

超音波デバイスは、一組の肺の選択されたゾーンに複数の画像を有するビデオクリップを取得する。超音波デバイスは、複数の画像の各々のBライン (9 4 2、9 4 4) を検出し、Bラインの各々の幅を検出する。超音波デバイスは、幅に基づいてBラインを第1のグループと第2のグループに分類し、Bラインの数および各Bラインの幅に基づいてスコアを割り当て、画像の各々において第2のグループのBラインとは異なるように第1のグループのBラインを強調表示する。超音波デバイスは、複数の画像から代表画像を識別し、識別された代表画像 (9 4 0) を表示する。強調表示することは、Bラインの各々における一対のエッジに一対のインジケータ (9 5 0、9 5 1) を重ねることを含むことができる。

【選択図】 図9

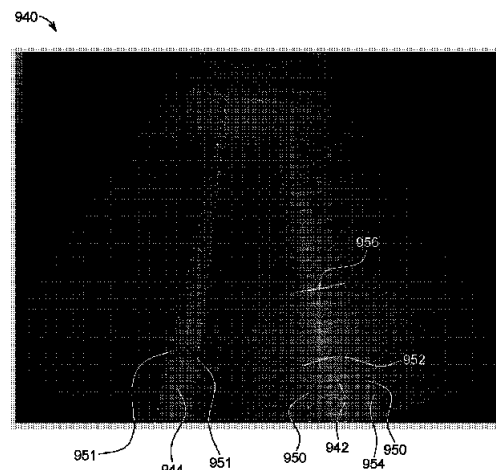


FIG. 10

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システム（１００）の超音波プローブ（１０４）によって、一組の肺の選択されたゾーン（４０４）に複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）を有するビデオクリップを取得するために超音波スキャンを実行すること（８０６、９０６）と、

前記超音波システム（１００）のプロセッサ（１３２、１５０）によって、前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々のＢライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を検出すること（８１０、９１０）と、

前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々の前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々の幅を検出すること（９１２）と、

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々の前記幅に基づいて前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を第１のグループと第２のグループに分類すること（９１４）であって、前記第１グループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）は、前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）よりも狭い幅を有することと、

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記検出されたＢライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の数と前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々の前記幅の両方に少なくとも部分的に基づいて前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々にスコア（４０６、６０６、６１６）を割り当てること（９１６）と、

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記ビデオクリップの前記画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々において前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）とは異なるように前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を強調表示すること（９１８）と、

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記選択されたゾーン（４０４）の前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）から代表画像（３００、６１４）を識別すること（８１４、９２０）であって、前記代表画像（３００、６１４）の前記識別は、前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々の前記割り当てられたスコア（４０６、６０６、６１６）に少なくとも部分的に基づくことと、

前記超音波システム（１００）のディスプレイシステム（１３４）によって、前記識別された代表画像（３００、６１４）を表示すること（９２２）と

を含む、方法（８００、９００）。

【請求項 2】

前記強調表示すること（９１８）が、前記ビデオクリップの前記画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々の前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々における一対のエッジに一対のインジケータ（９５０、９５１、９５２、９５４）を重ねることを含む、請求項 1 に記載の方法（８００、９００）。

【請求項 3】

前記強調表示すること（９１８）が、前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々に第１のグラフィカルインジケータ（９６４）を、かつ前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、

10

20

30

40

50

９７２、９７４）の各々に第２のグラフィカルインジケータ（９６６）を重ねることを含み、前記第１のグラフィカルインジケータ（９６４）が、前記第２のグラフィカルインジケータ（９６６）とは異なる、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項４】

前記第１のグラフィカルインジケータ（９６４）が、第１の色の重ねられたマーカ（３０２）を含み、前記第２のグラフィカルインジケータ（９６６）が、第２の色の重ねられたマーカ（３０２）を含み、前記第１の色が、前記第２の色とは異なる、請求項３に記載の方法（８００、９００）。

【請求項５】

前記第１のグラフィカルインジケータ（９６４）が、前記第２のグラフィカルインジケータ（９６６）とは異なる形状を含む、請求項３に記載の方法（８００、９００）。

【請求項６】

前記強調表示すること（９１８）が、前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を表す第１の複数の画素を第１の色で色付けすることと、前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を表す第２の複数の画素を第２の色で色付けすることとを含み、前記第１の色が、前記第２の色とは異なる、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項７】

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記ビデオクリップの前記画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々において前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）とは異なるように前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を前記強調表示すること（９１８）が、リアルタイムで行われる、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項８】

アーカイブ（１３８）に前記ビデオクリップを保存すること（８１６）と、前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々のＢライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を前記検出すること（８１０、９１０）の前に前記アーカイブ（１３８）から前記ビデオクリップにアクセスすることとをさらに含む、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項９】

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、前記一組の肺のレイアウト（４０２）の選択を受信することを含み、前記レイアウト（４０２）が、複数のゾーン（４０４）を含み、前記選択されたゾーン（４０４）が、前記レイアウト（４０２）の前記複数のゾーン（４０４）のうちの１つである、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項１０】

前記レイアウト（４０２）の前記複数のゾーン（４０４）の各々に請求項１に記載の方法（８００、９００）を実行することを含み、前記レイアウト（４０２）の前記複数のゾーン（４０４）の各々が、今回の検査の代表画像データセット（６１２）を形成するために、前記受け入れられた代表画像（３００、６１４）と関連付けられる、請求項９に記載の方法（８００、９００）。

【請求項１１】

前記ディスプレイシステム（１３４）によって、前記レイアウト（４０２）の前記複数のゾーン（４０４）の各々の前記受け入れられた代表画像（３００、６１４）の前記割り当てられたスコア（４０６、６０６、６１６）の表現を含む前記レイアウト（４０２）を表示することを含む、請求項１０に記載の方法（８００、９００）。

【請求項１２】

前記プロセッサ（１３２、１５０）によって、アーカイブ（１３８）から以前の関連する検査の代表画像データセット（６０２）を検索することと、

10

20

30

40

50

前記ディスプレイシステム（１３４）によって、前記今回の検査の代表画像データセット（６１２）および前記検索された以前の関連する検査の代表画像データセット（６０２）を表示することと

を含む、請求項１に記載の方法（８００、９００）。

【請求項１３】

超音波デバイスであって、

一組の肺の選択されたゾーン（４０４）に複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）を有するビデオクリップを取得するために超音波スキャンを実行するように動作可能な超音波プローブ（１０４）と、

プロセッサ（１３２、１５０）であって、

前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々のＢライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を検出し、

前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々の幅を検出し、

前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の各々の前記幅に基づいて前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を第１のグループと第２のグループに分類し、前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）は、前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）よりも狭い幅を有し、

前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の数と前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）の前記幅の両方に基づいて前記ビデオクリップの前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々にスコア（４０６、６０６、６１６）を割り当て、

前記ビデオクリップの前記画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々において前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）とは異なるように前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を強調表示し、

かつ
前記選択されたゾーン（４０４）の前記ビデオクリップの前記複数の強調表示された画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）から代表画像（３００、６１４）を識別し、前記代表画像（３００、６１４）の前記識別は、前記複数の画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々の前記割り当てられたスコア（４０６、６０６、６１６）に少なくとも部分的に基づき、

ディスプレイシステム（１３４）は、前記識別された代表画像（３００、６１４）を表示する

ように動作可能なプロセッサ（１３２、１５０）と

を備える超音波デバイス

を備える、システム（１００）。

【請求項１４】

前記プロセッサ（１３２、１５０）が、前記ビデオクリップの前記画像（２００、３００、５００、５０２、５０４、６０４、６１４、９４０、９６０、９７０）の各々において、前記第１のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を第１のグラフィカルインジケータ（９６４）で強調表示し、かつ前記第２のグループの前記Ｂライン（２０６、９４２、９４４、９６２、９７２、９７４）を第２のグラフィカルインジケータ（９６６）で強調表示するように動作可能である、請求項１３に記載のシステム（１００）。

【請求項１５】

10

20

30

40

50

前記プロセッサ(132、150)が、リアルタイムで前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々において、前記第1のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を第1のグラフィカルインジケータ(964)で強調表示し、かつ前記第2のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を第2のグラフィカルインジケータ(966)で強調表示するように動作可能である、請求項14に記載のシステム(100)。

【請求項16】

前記強調表示することが、前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々における前記第1のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を表す第1の複数の画素を第1の色で色付けすることと、前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々における前記第2のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を表す第2の複数の画素を第2の色で色付けすることとを含み、前記第1の色が、前記第2の色とは異なる、請求項13に記載のシステム(100)。

10

【請求項17】

前記プロセッサ(132、150)が、リアルタイムで前記第1の複数の画素を前記第1の色で、かつ前記第2の複数の画素を前記第2の色で色付けするように動作可能である、請求項16に記載のシステム(100)。

20

【請求項18】

少なくとも1つのコードセクションを有するコンピュータプログラムを保存した非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記少なくとも1つのコードセクションは、

一組の肺の選択されたゾーン(404)の超音波スキャンによって取得されたビデオクリップの複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々のBライン(206、942、944、962、972、974)を検出すること(810、910)と、

前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々の前記Bライン(206、942、944、962、972、974)の各々の幅を検出すること(912)と、

30

前記Bライン(206、942、944、962、972、974)の各々の前記幅に基づいて前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を第1のグループと第2のグループに分類すること(914)であって、前記第1グループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)は、前記第2のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)よりも狭い幅を有することと、

強調表示される画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々の前記検出されたBライン(206、942、944、962、972、974)の数と前記Bライン(206、942、944、962、972、974)の各々の前記幅の両方に少なくとも部分的に基づいて前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々にスコア(406、606、616)を割り当てること(916)と、

40

前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、970)の各々において前記第2のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)とは異なるように前記第1のグループの前記Bライン(206、942、944、962、972、974)を強調表示すること(918)と、

前記一組の肺の前記選択されたゾーン(404)の前記ビデオクリップの前記複数の画像(200、300、500、502、504、604、614、940、960、97

50

0) から代表画像 (300、614) を識別すること (814、920) であって、前記代表画像 (300、614) の前記識別は、前記複数の画像 (200、300、500、502、504、604、614、940、960、970) の各々の前記割り当てられたスコア (406、606、616) に少なくとも部分的に基づくことと

を含むステップを機械に実行させるように前記機械によって実施可能である、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 19】

前記強調表示すること (918) が、前記第 1 のグループの前記 B ライン (206、942、944、962、972、974) の各々に第 1 のグラフィカルインジケータ (964) を重ねることと、前記第 2 のグループの前記 B ライン (206、942、944、962、972、974) の各々に第 2 のグラフィカルインジケータ (966) を重ねることとを含み、前記第 1 のグラフィカルインジケータ (964) が、前記第 2 のグラフィカルインジケータ (966) とは異なる、請求項 18 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

10

【請求項 20】

前記強調表示すること (918) が、前記第 1 のグループの前記 B ライン (206、942、944、962、972、974) を表す第 1 の複数の画素を第 1 の色で色付けすることと、前記第 2 のグループの前記 B ライン (206、942、944、962、972、974) を表す第 2 の複数の画素を第 2 の色で色付けすることとを含み、前記第 1 の色が、前記第 2 の色とは異なる、請求項 18 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明のある特定の実施形態は、超音波撮像に関する。より具体的には、本発明のある特定の実施形態は、B ラインと B ラインの幅の両方を自動的に検出し、検出された B ラインと検出された B ラインの幅の両方に基づいて超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択のための方法およびシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像は、人体内の臓器および軟部組織を撮像するための医療用撮像技術である。超音波撮像は、一連の二次元 (2D) および / または三次元 (3D) 画像を生成するためにリアルタイムの非侵襲的な高周波音波を使用する。

30

【0003】

何年もの間、超音波は、正常な状態では唯一の検出可能な構造は胸膜であったために肺を評価するために使用されておらず、これは呼吸と同期して動く高反響性の水平ラインとして現れる。その後、肺水腫、急性呼吸窮迫症候群 (ARDS)、肺炎、および肺線維症の患者においてなど、肺の空気量が減少すると、超音波ビームを反射するのに必要な音響的不整合が生じ得ることが分かった。具体的には、超音波スキャン中の血管外肺水分の存在が、B ライン、超音波肺コメット、または肺ロケットと呼ばれるコメット尾部の残響アーチファクトを超音波画像で見えるようにする。胸膜から超音波画像の底部まで延びる明るい縦ラインとして現れるこれらの B ライン、および B ラインの幅は、肺水腫の重症度を評価するために使用することができ、ARDS、肺炎、および肺線維症の患者の評価にも役立つ可能性がある。

40

【0004】

肺機能は、本質的に局所的である。例えば、ある肺のある部分に存在する状態は、同じ肺の他の部分または他の肺には存在し得ない。さらに、肺超音波画像の分析は、典型的には、少なくとも 1 呼吸サイクルをカバーする超音波スキャンで行われる。現在、医師は、肺の複数のゾーンからの複数の画像を検討および分析し、画像で識別された B ラインの数に基づいて肺の各ゾーンの状態をスコア付けすることができる。多数の画像の検討、分析

50

、および手動によるスコア付けは、異なる医師によるＢラインの主観的な識別のために、不正確である労働集約的なプロセスである。

【０００５】

既存の超音波システムおよび後処理システムは、各ゾーンにおける記録のために代表超音波画像を自動的に識別しない。さらに、既存のシステムは、超音波システムのオペレータによる検討のためのＢラインの視覚化を向上させない。既存のシステムはまた、Ｂラインの各々の幅を検出せず、画像の各々にスコアを割り当てるためにＢラインの数とＢラインの幅の両方を使用する。さらに、既存のシステムは、患者の状態の改善または悪化を評価するのを助けるために、前回の検査と今回の検査との間の画像およびスコアの比較を容易にしない。

10

【０００６】

そのようなシステムを、図面を参照して本出願の残りの部分で述べる本発明のいくつかの態様と比較することによって、従来のおよび伝統的な手法のさらなる制限および不利点が当業者には明らかになるであろう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】米国特許出願公開第２０１５／００２５３８号明細書

【発明の概要】

【０００８】

方法は、一組の肺の選択されたゾーンに複数の画像を有するビデオクリップを取得するために超音波スキャンを実行することと、複数の画像の各々のＢラインを検出することと、複数の画像の各々のＢラインの各々の幅を検出することと、プロセッサによって、Ｂラインの各々の幅に基づいてＢラインを第１のグループと第２のグループに分類することとあって、第１グループのＢラインは、第２のグループのＢラインよりも狭い幅を有することと、検出されたＢラインの数とＢラインの各々の幅の両方に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの複数の画像の各々にスコアを割り当てることと、プロセッサによって、ビデオクリップの画像の各々において第２のグループのＢラインとは異なるように第１のグループのＢラインを強調表示することと、プロセッサによって、選択されたゾーンのビデオクリップの複数の画像から代表画像を識別することとあって、代表画像の識別は、複数の画像の各々の割り当てられたスコアに少なくとも部分的に基づくことと、超音波システムのディスプレイシステムによって、識別された代表画像を表示することを含む。

20

30

【０００９】

システムは、一組の肺の選択されたゾーンに複数の画像を有するビデオクリップを取得するために超音波スキャンを実行するように動作可能な超音波プローブを含む超音波デバイスを含む。システムは、ビデオクリップの複数の画像の各々のＢラインを検出し、Ｂラインの各々の幅を検出し、Ｂラインの各々の幅に基づいてＢラインを第１のグループと第２のグループに分類し、第１のグループのＢラインは、第２のグループのＢラインよりも狭い幅を有し、かつＢラインの数とＢラインの幅の両方に基づいてビデオクリップの複数の画像の各々にスコアを割り当てるように動作可能なプロセッサを含む。プロセッサは、第２のグループのＢラインとは異なるように第１のグループのＢラインを強調表示し、かつ選択されたゾーンのビデオクリップの複数の強調表示された画像から代表画像を識別し、代表画像の識別は、複数の画像の各々の割り当てられたスコアに少なくとも部分的に基づくように動作可能であり、ディスプレイシステムは、識別された代表画像を表示するように動作可能である。

40

【００１０】

少なくとも１つのコードセクションを有するコンピュータプログラムを保存した非一時的コンピュータ可読媒体であって、少なくとも１つのコードセクションは、一組の肺の選択されたゾーンの超音波スキャンによって取得されたビデオクリップの複数の画像の各々のＢラインを検出することと、複数の画像の各々のＢラインの各々の幅を検出することと

50

、Ｂラインの各々の幅に基づいてＢラインを第１のグループと第２のグループに分類することであって、第１グループのＢラインは、第２のグループのＢラインよりも狭い幅を有することと、強調表示される画像の各々の検出されたＢラインの数とＢラインの各々の幅の両方に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの複数の画像の各々にスコアを割り当てることと、ビデオクリップの複数の画像の各々において第２のグループのＢラインとは異なるように第１のグループのＢラインを強調表示することと、一組の肺の選択されたゾーンのビデオクリップの複数の画像から代表画像を識別することであって、代表画像の識別は、複数の画像の各々の割り当てられたスコアに少なくとも部分的に基づくこととを含むステップを機械に実行させるように機械によって実施可能である。

【００１１】

本発明のこれらおよび他の利点、態様および新規な特徴、ならびにその例示された実施形態の詳細は、以下の説明および図面からより完全に理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】本発明の一実施形態による、Ｂラインを自動的に検出し、超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択を提供するように動作可能な例示的な超音波システムのブロック図である。

【図２】当技術分野で知られているような、肺の一部の例示的な超音波画像のスクリーンショットである。

【図３】本発明の一実施形態による、Ｂラインを識別するマーカを有する肺の一部の例示的な向上された超音波画像のスクリーンショットである。

【図４】本発明の一実施形態による、Ｂラインを識別するマーカを有する肺の一部の例示的な向上された超音波画像のスクリーンショットである。

【図５】本発明の一実施形態による、スコア付けされた肺ゾーンのマップを表示する例示的なユーザインターフェースのスクリーンショットである。

【図６】当技術分野で知られているような、軽度、中程度、および重度の状態を有する肺の一部の例示的な超音波画像のスクリーンショットである。

【図７】本発明の一実施形態による、今回の検査および前回の検査からの肺超音波画像を表示する例示的なユーザインターフェースのスクリーンショットである。

【図８】本発明の一実施形態による、Ｂラインを自動的に検出し、超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択を提供するために利用することができる例示的なステップを示すフローチャートである。

【図９】本発明の一実施形態による、ＢラインとＢラインの幅の両方を自動的に検出し、超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択を提供するために利用することができる例示的なステップを示すフローチャートである。

【図１０】一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像のスクリーンショットである。

【図１１】一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像のスクリーンショットである。

【図１２】一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像のスクリーンショットである。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

本発明のある特定の実施形態は、Ｂラインを自動的に検出し、検出されたＢラインおよびＢラインの幅に基づいて超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択のための方法およびシステムで見出すことができる。例えば、本発明の態様は、超音波画像のＢラインの検出のための最適化された画像取得パラメータを提供するという技術的效果を有する。さらに、本発明の態様は、超音波オペレータに提示するためにＢラインを識別するように向上されたリアルタイム超音波画像を自

10

20

30

40

50

動的に提供するという技術的效果を有する。本発明の態様は、各画像の検出されたＢラインの数とＢラインの各々の幅の両方に基づいて超音波システムで取得した画像をスコア付けするという技術的效果を有する。加えて、本発明の態様は、各超音波スキャンゾーンの記録を提供するために超音波オペレータによる受け入れのために代表超音波画像を自動的に識別するという技術的效果を有する。さらに、本発明の態様は、前回の検査と今回の検査との間の画像およびスコアの比較を容易にし、前回の関連する超音波検査画像を自動的に識別および検索することによって患者の状態の改善または悪化を評価するのを助けるという技術的效果を有する。

【００１４】

上記の概要およびある特定の実施形態についての以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むと、より良く理解されよう。図が様々な実施形態の機能ブロックの図を示す程度まで、機能ブロックは、必ずしもハードウェア回路間の分割を示しているわけではない。したがって、例えば、機能ブロック（例えば、プロセッサまたはメモリ）の１つまたは複数は、単一のハードウェア（例えば、汎用信号プロセッサまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスクなどのブロック）、または複数のハードウェアで実現することができる。同様に、プログラムは、スタンドアロンのプログラムであってもよいし、オペレーティングシステム内のサブルーチンとして組み込まれてもよいし、あるいはインストールされたソフトウェアパッケージの機能などであってもよい。様々な実施形態は、図面に示す配置および手段に限定されないことを理解されたい。本発明の様々な実施形態の範囲から逸脱することなく、実施形態を組み合わせること、または他の実施形態を利用すること、なら

10

20

【００１５】

本明細書で使用する場合、単数形で書かれた要素またはステップおよび単語「１つの（*a*）」もしくは「１つの（*an*）」が前に付く要素またはステップは、例外であることが明示されない限り、前記要素またはステップが複数である可能性を除外しないことを理解すべきである。さらに、「一実施形態」という言及は、記載した特徴も組み込む追加の実施形態の存在を除外するものと解釈されることを意図しない。さらに、明示的に反対のことが言及されない限り、特定の特性を有する一要素または複数の要素を「備える（*comprising*）」または「有する（*having*）」実施形態は、その特性を有さない、追加の要素を含む可能性がある。

30

【００１６】

また、本明細書で使用する場合、「画像」という用語は、可視画像と可視画像を表すデータの両方を広く指す。しかしながら、多くの実施形態は、少なくとも１つの可視画像を生成する（または生成するように構成される）。加えて、本明細書で使用する場合、「画像」という語句は、Ｂモード、ＣＦモードおよび／またはＴＶＩ、Ａｎｇｉｏ、Ｂフロー、ＢＭＩ、ＢＭＩ＿Ａｎｇｉｏ、また場合によってはＭＭ、ＣＭ、ＰＷ、ＴＶＤ、ＣＷのようなＣＦのサブモードなどの超音波モードを指すために使用することができ、「画像」および／または「平面」は、単一のビームまたは複数のビームを含む。

40

【００１７】

さらに、プロセッサまたは処理ユニットという用語は、本明細書で使用する場合、シングルコアまたはマルチコア：ＣＰＵ、グラフィックスボード、ＤＳＰ、ＦＰＧＡ、ＡＳＩＣまたはそれらの組合せなど、本発明に必要な要求される計算を実行することができる任意の種類の処理ユニットを指す。

【００１８】

画像を生成または形成する本明細書に記載の様々な実施形態は、いくつかの実施形態ではビーム形成を含み、他の実施形態ではビーム形成を含まない画像を形成するための処理を含み得ることに留意されたい。例えば、積が画像となるように復調データの行列を係数の行列で乗算することによってなどでビーム形成なしに画像を形成することができ、その

50

場合、プロセスは、「ビーム」を形成しない。また、画像の形成は、2つ以上の送信イベントから生じる可能性があるチャンネルの組合せ（例えば、合成開口技術）を使用して実行することができる。

【0019】

様々な実施形態において、画像を形成するための超音波処理は、例えば、ソフトウェア、ファームウェア、ハードウェア、またはそれらの組合せにおいて、受信ビーム形成などの超音波ビーム形成を含むように実行される。様々な実施形態に従って形成されたソフトウェアビームフォーマーキテクチャを有する超音波システムの一実施態様が、図1に示されている。

【0020】

図1は、本発明の一実施形態による、Bライン206を自動的に検出し、超音波スキャンの画像300をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択を提供するように動作可能な例示的な超音波システム100のブロック図である。図1を参照すると、送信機102、超音波プローブ104、送信ビームフォーマ110、受信機118、受信ビームフォーマ120、RFプロセッサ124、RF/IQバッファ126、ユーザ入力モジュール130、信号プロセッサ132、アーカイブ138、画像バッファ136、およびディスプレイシステム134を備える超音波システム100が示されている。

10

【0021】

送信機102は、超音波プローブ104を駆動するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。超音波プローブ104は、一次元（1D、1.25D、1.5Dまたは1.75D）アレイ、二次元（2D）アレイ、または三次元（3D）アレイの圧電素子を備えることができる。超音波プローブ104は、通常同じ素子を構成する一群の送信トランスデューサ素子106および一群の受信トランスデューサ素子108を備えることができる。

20

【0022】

送信ビームフォーマ110は、送信副開口ビームフォーマ114を介して、一群の送信トランスデューサ素子106を駆動して超音波送信信号を関心領域（例えば、人間、動物、地下空洞、物理的構造など）に放射する送信機102を制御するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。送信された超音波信号107は、血球または組織のような、関心対象の構造から後方散乱されてエコーを生成し得る。エコーは、受信トランスデューサ素子108によって受信される。超音波プローブ104の一群の受信トランスデューサ素子108は、受信したエコーをアナログ信号に変換し、受信副開口ビームフォーマ116によって副開口ビーム形成を受け、次いで受信機118に通信されるように動作可能であり得る。

30

【0023】

受信機118は、受信副開口ビームフォーマ116からの信号を受信および復調するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。復調されたアナログ信号は、複数のA/D変換器122の1つまたは複数に通信され得る。複数のA/D変換器122は、受信機118からの復調されたアナログ信号を対応するデジタル信号に変換するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。複数のA/D変換器122は、受信機118と受信ビームフォーマ120との間に配置される。それにもかかわらず、本発明は、これに関して限定されない。したがって、本発明のいくつかの実施形態では、複数のA/D変換器122は、受信機118内に統合することができる。

40

【0024】

受信ビームフォーマ120は、複数のA/D変換器122から受信した信号に対してデジタルビーム形成処理を実行するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。結果として処理された情報は、対応するRF信号に変換して戻されてもよい。受信ビームフォーマ120から出力される対

50

応する出力 RF 信号は、RF プロセッサ 124 に通信することができる。本発明のいくつかの実施形態によれば、受信機 118、複数の A/D 変換器 122、およびビームフォーマ 120 は、デジタルであり得る単一のビームフォーマに統合することができる。

【0025】

RF プロセッサ 124 は、RF 信号を復調するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。本発明の一実施形態によれば、RF プロセッサ 124 は、RF 信号を復調して対応するエコー信号を表す I/Q データ対を形成するように動作可能な複素復調器 (図示せず) を備えることができる。RF または I/Q 信号データは次に、RF/IQ バッファ 126 に通信され得る。RF/IQ バッファ 126 は、RF プロセッサ 124 によって生成される RF または I/Q 信号データの一時保存を行うように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。

10

【0026】

ユーザ入力モジュール 130 は、患者データ、画像取得およびスキャンパラメータ、設定、構成パラメータ、スキャンモードの変更などを入力するために利用され得る。本発明の例示的な実施形態では、ユーザ入力モジュール 130 は、超音波システム 100 の 1 つまたは複数の構成要素および/またはモジュールの動作を構成、管理および/または制御するように動作可能であり得る。これに関して、ユーザ入力モジュール 130 は、送信機 102、超音波プローブ 104、送信ビームフォーマ 110、受信機 118、受信ビームフォーマ 120、RF プロセッサ 124、RF/IQ バッファ 126、ユーザ入力モジュール 130、信号プロセッサ 132、画像バッファ 136、および/またはディスプレイシステム 134 の動作を構成、管理および/または制御するように動作可能であり得る。

20

【0027】

様々な実施形態において、ユーザ入力モジュール 130 は、画像取得パラメータを提供するように動作可能であり得る。例えば、ユーザは、とりわけ、ユーザ入力モジュール 130 を使用して深さ、ゲイン、および焦点などのパラメータを入力することができる。例示的な実施形態では、ユーザ入力モジュール 130 は、代表超音波画像を受け入れる選択を受信するように動作可能であり得る。例えば、ユーザは、超音波プローブ 104 のボタン 130 を作動させ、最も重度のレベルの肺水腫を表す最大量の B ラインを示す表示された超音波画像 300 を受け入れて保存することができる。あるいは、ユーザは、超音波プローブのボタン 130 を作動させ、B ラインの数と幅の両方に基づいて最高スコアの表示された超音波画像を受け入れて保存することができる。ユーザ入力モジュール 130 は、収容デバイス、キーボード、タッチスクリーンディスプレイ、リモコン、ボタン、スイッチ、スライドバー、音声作動入力、またはユーザ入力を受信するように動作可能な任意の適切なデバイスもしくは機構であり得る。ユーザ入力モジュール 130 は、超音波プローブ 104 またはディスプレイシステム 134 などの他の構成要素と統合されてもよく、または別々の構成要素とすることができる。

30

【0028】

信号プロセッサ 132 は、ディスプレイシステム 134 に提示するための超音波画像を生成するために超音波スキャンデータを処理するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。信号プロセッサ 132 は、取得された超音波スキャンデータに対して複数の選択可能な超音波モダリティに従って 1 つまたは複数の処理動作を実行するように動作可能である。取得された超音波スキャンデータは、エコー信号が受信されると、スキャンセッション中にリアルタイムで処理することができる。追加的または代替的に、超音波スキャンデータは、スキャンセッション中に RF/IQ バッファ 126 に一時的に保存され、ライブまたはオフライン動作でリアルタイム未満で処理することができる。例示的な実施形態では、信号プロセッサ 132 は、パラメータ選択モジュール 140、B ライン処理モジュール 150、代表フレーム選択モジュール 160、および検査分析モジュール 170 を備えることができる。

40

。

50

【 0 0 2 9 】

超音波システム 1 0 0 は、問題の撮像状況に適したフレームレートで超音波情報を連続的に取得するように動作可能であり得る。典型的なフレームレートは、2 0 ~ 7 0 であるが、それより低くても高くてもよい。取得された超音波情報は、フレームレートと同じであり得るか、またはより遅くてもより速くてもよい表示レートでディスプレイシステム 1 3 4 に表示され得る。画像バッファ 1 3 6 は、直ちに表示されるようにスケジュールされていない取得された超音波情報の処理済みフレームを保存するために含まれる。好ましくは、画像バッファ 1 3 6 は、少なくとも数秒分の超音波情報のフレームを保存するのに十分な容量のものである。超音波情報のフレームは、取得の順序または時間による情報の検索を容易にするような方法で保存される。画像バッファ 1 3 6 は、任意の既知のデータ保存媒体として具現化することができる。

10

【 0 0 3 0 】

パラメータ選択モジュール 1 4 0 は、関心領域への超音波送信信号の放射を制御することによって、ターゲットの向上された超音波画像データを取得するために画像取得パラメータをインポートして送信機 1 0 2 および / または送信ビームフォーマ 1 1 0 に適用するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび / またはコードを備えることができる。パラメータ選択モジュール 1 4 0 は、ユーザ入力モジュール 1 3 0 から受信した命令および / または前回の関連する検査画像および情報を保存するアーカイブ 1 3 8 からインポートされたパラメータに基づいて適切な画像取得パラメータを選択することができる。画像取得パラメータは、深さ、ゲイン、焦点などを含むことができる。例えば、肺の超音波画像 3 0 0 における B ライン 2 0 6 の視覚化は、開口を拡大せず、胸膜 2 0 4 の深さを超えて焦点を拡大しないことによって最適化することができる。具体的には、画像処理パラメータは、胸膜 2 0 4 の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによって、超音波スキャンの取得およびビーム形成を最適化して B ライン 2 0 6 を強調表示するように選択することができる。同じ患者の前回および今回の超音波スキャンについての信号プロセッサ 1 3 2 のパラメータ選択モジュール 1 4 0 による整合する画像取得パラメータの選択は、前回および今回の超音波スキャンの B ライン 2 0 6 の識別およびスコア付けの信頼性および一貫性を改善する。アーカイブ 1 3 8 は、ローカルアーカイブ、画像保管通信システム (P A C S)、または保存された超音波画像を取得するために選択された画像取得パラメータなどの超音波画像および関連する情報を保存するための任意の適切なデバイスであり得る。

20

30

【 0 0 3 1 】

B ライン処理モジュール 1 5 0 は、(超音波スキャンとも呼ばれる) 超音波ビデオクリップのフレーム (画像とも呼ばれる) の B ライン 2 0 4 を識別し、超音波ビデオクリップのフレーム 3 0 0 の各々の B ラインを強調表示 3 0 2 することによってオペレータに提示するための B ライン 2 0 4 の視覚化を向上させ、検出された B ライン 2 0 4 に基づいてビデオクリップの超音波画像の各々のスコア付けをするように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび / またはコードを備えることができる。B ライン処理モジュール 1 5 0 は、B ラインを識別し、リアルタイムで取得されるビデオクリップ、または前回に取得されアーカイブから検索されたビデオクリップからの画像の B ラインの視覚化を向上させるように構成され得る。他の実施形態では、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、ほぼリアルタイムで取得される B ラインの視覚化を識別し向上させることができる。図 2 は、当技術分野で知られているような、肺の一部の例示的な超音波画像 2 0 0 のスクリーンショットである。図 2 を参照すると、それらの音響影によって認識される、肋骨 2 0 2 の間にほぼ水平に延びる胸膜ライン 2 0 4 を有する肺の超音波画像 2 0 0 が示されている。B ライン 2 0 6 は、胸膜 2 0 4 から超音波画像 2 0 0 の底部まで延びる明るい縦ラインとして現れる。

40

【 0 0 3 2 】

再び図 1 を参照すると、信号プロセッサ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用し、画像 3 0 0 の底部まで延びる暗影を有

50

する表面的な高反響性の構造として肋骨 202 を自動的に検出することができる。様々な実施形態において、肋骨 202 の識別は、必要ではないかまたは可能ではないこともある。例えば、超音波プローブ 104 が画像取得中に 2 つの肋骨の間に配置される場合、肋骨 202 は、撮像することができない。B ライン処理モジュール 150 は、画像 300 の胸膜 204 を自動的に検出するために画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用することができる。例えば、B ライン処理モジュール 150 は、胸膜 204 を識別する明るい水平な部分について画像データを検索してもよい。例示的な実施形態では、胸膜 204 は、検出された肋骨 202 の位置に少なくとも部分的に基づいて識別され得る。B ライン処理モジュール 150 は、画像 300 の B ラインを自動的に識別するために画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用することができる。例えば、B ライン処理モジュール 150 は、検出された胸膜 204 から識別された肋骨 202 の間を超音波画像 300 の底部まで延びる明るい縦ラインについて画像データを検索することができる。

10

【0033】

代表的な実施形態では、信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、超音波ビデオクリップの各フレーム 300 の B ライン 206 を強調表示する。強調表示は、画像 300 にマーカ 302 を重ねること、画像 300 の B ラインを表す超音波画素を色付けすること、および / またはディスプレイシステム 134 で画像 300 を検討するオペレータおよび / または医師に提示するために検出された B ライン 206 に注意を引くための任意の適切な方法によって実行され得る。図 3 は、本発明の一実施形態による、B ライン 206 を識別するマーカ 302 を有する肺の一部の例示的な向上された超音波画像 300 のスクリーンショットである。図 4 は、本発明の一実施形態による、B ライン 206 を識別するマーカ 302 を有する肺の一部の例示的な向上された超音波画像 300 のスクリーンショットである。図 3 および図 4 を参照すると、胸膜ライン 204、1 つまたは複数の B ライン 206、および各 B ライン 206 を識別するマーカ 302 を有する肺の超音波画像 300 が示されている。胸膜 204 は、画像 300 を横切って延びる概して水平なラインとして現れる。1 つまたは複数の B ラインは、胸膜 206 から超音波画像 300 の底部まで延びる明るい縦ラインとして現れる。図示の実施形態では、各 B ライン 204 は、画像 300 に重ねられた縦ラインマーカ 302 によって強調表示されている。様々な実施形態において、B ライン（単数または複数）206 を識別するマーカ（単数または複数）302 を有する超音波画像 300 は、ディスプレイシステム 134 に動的に提示されてもよく、それにより超音波プローブ 104 のオペレータは、実質的にリアルタイムでマーキングされた画像 300 を見ることができる。

20

30

【0034】

信号プロセッサの B ライン処理モジュール 150 は、画像の B ラインの各々の幅を検出することができる。B ライン処理モジュール 150 は、超音波画像の B ラインの各々の幅を自動的に検出するために画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用することができる。B ライン処理モジュールは、例えば、画像の胸膜から一定の深さまたは一定の距離で各 B ラインの幅を測定または検出することができる。例示的な実施形態によれば、B ライン処理モジュール 150 は、B ラインに垂直の 10 度以内など、垂直または実質的に垂直な方向における B ラインの各々の幅を検出することができる。

40

【0035】

信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、検出された B ライン 204 に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの超音波画像 300 の各々をスコア付ける。B ライン処理モジュール 150 は、検出された B ライン 204 の数を数えるためのアルゴリズムを適用することができる。数えられた B ライン 204 の数は、スコアを割り当てるために使用することができる。スコアは、複数のカテゴリのうちの 1 つに対応する数または等級であり得る。例えば、2 つ以下の数えられた B ライン 204 が正常または軽度の状態に対応し得、3 ~ 5 つの B ライン 204 が中程度の状態に対応し得、6 つ以上の B ライン 204 が重度の状態に対応し得る。正常または軽度の状態には、1 のスコアまたは等級を割り当てることことができる。中程度の状態には、2 のスコアまたは等級を割り当てる

50

ことができる。重度の状態には、3のスコアまたは等級を割り当てることができる。一例として、1つの検出されたBライン206を有する図3の超音波画像300は、正常または軽度の状態に対応するレベル1でスコア付けまたは等級付けされ得、3つの検出されたBライン206を有する図4の超音波画像300は、中程度の状態に対応するレベル2でスコア付けまたは等級付けされ得る。図6は、当技術分野で知られているような、軽度、中程度、および重度の状態を有する肺の一部の例示的な超音波画像500、502、504のスクリーンショットである。図6を参照すると、胸膜ライン204および1つまたは複数のBライン206を有する肺の超音波画像500、502、504が示されている。胸膜204は、各画像500、502、504を横切って延びる概して水平なラインとして現れる。1つまたは複数のBラインは、胸膜204から超音波画像500、502、504の底部まで延びる明るい縦ラインとして現れる。軽度の画像500は、2つのBライン206で示されている。中程度の画像502は、5つのBライン206で示されている。重度の画像504は、6つを超えるBライン206で示されている。ある特定の実施形態は、例示的な数、カテゴリ、および/またはスコアに関して説明され得るが、そうでないと主張されない限り、本発明の様々な態様の範囲は、これらの特定の数、カテゴリ、および/またはスコアに限定されるべきではなく、追加的および/または代替的に、任意の適切な数、カテゴリ、および/またはスコアに適用可能であり得る。例えば、Bライン206の異なる数と関連付けられ、異なるスコアまたは等級に対応するように、より多いまたはより少ないカテゴリを定義することができる。

10

20

30

40

50

【0036】

様々な実施形態において、Bライン処理モジュール150は、超音波画像300のスコアを提供する際に、Bライン強度および/または収束するBラインの面積を考慮に入れることができる。例えば、図6を再び参照すると、いくつかの重度の場合504では、Bライン206は収束するか、または共に結合し得る。したがって、各Bライン206をマーキング302することに加えて、またはその代わりに、Bライン処理モジュール150は、超音波画像300のスコアを考慮に入れるために、1つまたは複数のグループの結合Bラインのエッジをマークし、1つまたは複数のグループの結合Bラインの面積を計算することができる。別の例として、Bライン処理モジュール150は、超音波画像をスコア付けするときにBライン強度を考慮に入れることができる。Bラインの強度、面積スコア、または幅の1つまたは複数の、例えば、代表フレーム選択モジュール160によって、以下に説明するようにBラインの最も重度のレベルを示す超音波画像を自動的に選択するときに、追加のスコア付け機構および/またはタイブレーカとして使用され得る。

【0037】

ある特定の実施形態では、Bライン処理モジュール150は、超音波プローブ104からフィードバックを受信し、かつ/またはプローブ104の動きを確認するように画像データを分析するための画像検出および分析技術もしくはアルゴリズムを適用することができる。信号プロセッサ132のBライン処理モジュール150は、プローブ104が動いている場合には超音波画像のスコア付けを一時停止することができる。

【0038】

代表フレーム選択モジュール160は、ビデオクリップの各画像300を検討し、最も重度のレベルのBライン206を示す最高スコアを有する画像300を自動的に選択するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび/またはコードを備えることができる。例えば、超音波スキャンが実行されると、ディスプレイシステム134は、マーカ302で向上されたリアルタイム画像300、およびマーカ302で自動的に選択された代表画像300を提示することができる。リアルタイム画像および自動的に選択された代表画像は、別々のウィンドウ、別々のディスプレイ、またはディスプレイシステム134における任意の適切な配置で提示することができる。一例として、図3は、リアルタイムで向上された画像300であり得、図4は、とりわけ、最も重度のレベルの肺水腫に対応し得る最も重度のレベルのBライン206を有する自動的に選択された代表画像300であり得る。様々な実施形態において、代表フレーム選択モジュール160

は、最も多くのＢライン２０６を有するビデオクリップのフレーム３００を自動的に選択することができる。追加的または代替的に、代表フレーム選択モジュール１６０は、代表画像３００を選択するときにＢライン強度またはＢラインの面積を考慮に入れることができる。例えば、Ｂライン強度またはＢラインの面積は、ビデオクリップのフレーム３００の２つ以上が同じ数の検出されたＢライン２０６を有する場合、タイブレーカであり得る。

【００３９】

少なくとも１呼吸サイクルにわたる超音波ビデオクリップを取得した後、オペレータは、ユーザ入力モジュール１３０において入力を提供し、代表フレーム選択モジュール１６０によって選択された代表画像３００を受け入れて保存することができる。追加的または代替的に、オペレータは、適切な代表画像３００を受け入れのためにオペレータに提示されるまで、代表画像３００を手動で選択するか、またはさらなる呼吸サイクルにわたって超音波データを取得し続けることができる。例えば、オペレータは、超音波プローブ１０４のボタン１３０または任意の適切なユーザ入力モジュール１３０を作動させ、代表フレーム選択モジュール１６０によって選択された代表画像３００を受け入れることができる。受け入れられたフレーム３００は、例えば、肺の特定のゾーンに対して選択された代表画像３００を記録するために、ローカルアーカイブまたはＰＡＣＳであり得るアーカイブ１３８に保存することができる。

【００４０】

検査分析モジュール１７０は、ディスプレイシステム１３４に今回および前回の検査画像ならびに検査画像を分析するためのツールを提示するように動作可能であり得る適切な論理、回路、インターフェースおよび／またはコードを備えることができる。例えば、検査分析モジュール１７０は、マッピングされ、撮像され、かつスコア付けされた肺の各ゾーン４０４について合計肺スコア４０８および個々のスコア４０６を提供する肺スコア分布マップ４００を提示することができる。

【００４１】

図５は、本発明の一実施形態による、スコア付けされた肺ゾーンのマップ４０２を表示する例示的なユーザインターフェース４００のスクリーンショットである。図５を参照すると、ユーザインターフェース４００は、ゾーン４０４を有するマップレイアウト４０２を備える。ゾーン４０４は各々、代表フレーム選択モジュール１６０によって選択された受け入れられたフレーム３００に基づいてスコアまたは等級４０６を割り当てられてもよい。スコアまたは等級４０６は、検査分析モジュール１７０によって、文字、数字、グレースケールシェーディング、カラーコード、または異なるスコアを区別するための任意の適切な機構として示され得る。さらに図５を参照すると、スコアは１から３の範囲の数として示され、１は、正常または軽度の状態と関連付けられ、２は、中程度の状態と関連付けられ、３は、重度の状態と関連付けられる。様々な実施形態において、合計スコア４０８はまた、検査分析モジュール１７０によって提供することができる。合計スコアは、平均、中間、最頻値、総計、またはマップレイアウト４０２のすべてのゾーン４０４の状態を特徴付けるための任意の適切な機構であり得る。図５を参照すると、合計スコア４０８は、マップレイアウト４０２のゾーン４０４のスコアの総計として示されている。図５に示す例では、合計スコア４０８は、８から２４の間の範囲とすることができ、より低いスコアは、正常または軽度の状態と関連付けられ、より高いスコアは、マップレイアウト４０２の組み合わせられたゾーン４０４の重度の条件に対応する。図５のユーザインターフェース４００は、例えば、超音波システム１００のディスプレイシステム１３４において信号プロセッサ１３２の検査分析モジュール１７０によって提示することができる。

【００４２】

再び図１を参照すると、検査分析モジュール１７０は、ディスプレイシステム１３４の検査画像ユーザインターフェースディスプレイ６００の今回の検査画像６１４と比較するためにアーカイブ１３８から前回の検査画像６０４を自動的に検索することができる。図７は、本発明の一実施形態による、今回の検査および前回の検査からの肺超音波画像６０

4、614を表示する例示的なユーザインターフェース600のスクリーンショットである。図7を参照すると、検査画像ユーザインターフェースディスプレイ600は、比較のために検索された組の画像604、614を識別する情報ボックスまたは検索ボックス602、612を備えることができる。画像604、614は、とりわけ、ゾーン404、または下、中、上、右前、右横、左前、および左横などの画像位置によって編成することができる。画像604、614は、代表フレーム選択モジュール160によって選択され、オペレータによって保存のために受け入れられた代表画像300とすることができ、例えば、Bライン処理モジュール150によって割り当てられたスコア606の表示を含むことができる。様々な実施形態において、検査分析モジュール170は、今回の検査画像セット614と比較するために最新の前回の検査画像セット604を自動的に検索する。追加的または代替的に、オペレータは、検索ボックス602、612を使用し、比較のために検索する検査画像セットを選択することができる。画像セット604、612は、ローカルアーカイブ、PACS、または任意の適切な保存デバイスなどのアーカイブ138に保存することができる。検査画像ユーザインターフェースディスプレイ600は、超音波システム100のディスプレイシステム134、または遠隔ディスプレイ構成要素を含む任意の適切なディスプレイ構成要素に表示され得る。

10

【0043】

図8は、本発明の一実施形態による、Bライン206を自動的に検出し、超音波スキャンの画像300をスコア付けすることによる代表超音波画像300の向上された視覚化および選択を提供するために利用することができる例示的なステップ802～816を示すフローチャート800である。図8を参照すると、例示的なステップ802～816を含むフローチャート800が示されている。本発明のある特定の実施形態は、ステップの1つまたは複数を省略すること、および/または列挙された順序とは異なる順序でステップを実行すること、および/または以下で論じるステップのいくつかを組み合わせることができる。例えば、本発明のある特定の実施形態では、いくつかのステップが実行されないことがある。さらなる例として、ある特定のステップは、以下に列挙されるものとは異なる時間的順序で同時に実行され得る。

20

【0044】

ステップ802において、超音波システム100は、超音波スキャンのための画像取得パラメータを受信することができる。例えば、信号プロセッサ132のパラメータ選択モジュール140は、アーカイブ138から画像取得パラメータを検索することができる。検索された画像取得パラメータは、デフォルトパラメータまたは関連する超音波検査で利用されるパラメータであり得る。別の例として、オペレータは、ユーザ入力モジュール130を介して画像取得パラメータをパラメータ選択モジュール140に入力または調整することができる。画像取得パラメータは、ゲイン、深さ、焦点などを含むことができる。パラメータ選択モジュール140は、胸膜の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによって、超音波スキャンの取得およびビーム形成を最適化してBラインを強調表示する画像取得パラメータを選択または提案することなどによって、取得された超音波画像300におけるBライン206の視覚化を最適化するための画像処理パラメータを選択または提案することができる。超音波スキャンのために選択された画像取得パラメータは、アーカイブ138に保存されてもよい。

30

40

【0045】

ステップ804において、オペレータは、超音波画像取得のためのレイアウト402および/またはゾーン404を選択することができる。例えば、肺の超音波スキャンは、複数のゾーン404において実行され得る。ゾーン404の数およびゾーン404のレイアウト402は、オペレータによって選択または構成されてもよい。一例として、レイアウト402は、図5に示すように合計8つのゾーン404に対して各肺に2行2列を有することができる。オペレータはまた、合計12のゾーン404に対して各肺に3行2列を有するグリッド、または任意の適切なレイアウト402など、他のレイアウトを選択する選択肢を有することもできる。様々な実施形態において、レイアウト402は、ユーザ入力

50

モジュール 130 を介してオペレータによって選択または構成されてもよい。ある特定の
実施形態では、デフォルトレイアウト 402 は、信号プロセッサ 132 によって自動的に
選択されてもよく、および / またはレイアウト 402 は、前回の検査レイアウトに基づい
てアーカイブ 138 からインポートされてもよい。レイアウト 402 が選択されると、オ
ペレータまたはデフォルトは、撮像するための第 1 のゾーン 404 を選択することができ
る。以下のステップ 806 ~ 816 を完了した後、フローチャートは、ステップ 804 に
戻って撮像する次のゾーン 404 を選択し、すべてのゾーン 404 が完了するまでフロ
ーチャートのステップ 804 ~ 816 を循環し続けることができる。

【0046】

ステップ 806 において、超音波システム 100 の超音波プローブ 104 は、ステップ
804 において選択されたゾーン 404 の超音波スキャンを実行するように動作可能であ
り得る。超音波スキャンは、少なくとも 1 呼吸サイクルの期間にわたって取得された複数
のフレームを有するビデオクリップをもたらし得る。呼吸サイクルは、とりわけ、指定さ
れた期間によって、またはオペレータによって自動的に検出され得る。例えば、患者が人
工呼吸器を使用している場合、人工呼吸器は、呼吸サイクル期間を識別する信号を信号プ
ロセッサ 132 に提供することができる。別の例として、呼吸サイクルは、ユーザ入力モ
ジュール 130 でのオペレータ入力によって定義されてもよく、または 3 ~ 5 秒などのデ
フォルト値であってもよい。さらに、オペレータは、超音波プローブ 104 のボタンを押
すことなどによって、ユーザ入力モジュール 130 に入力を提供することによって呼吸サ
イクルの終わりを識別することができる。

10

20

【0047】

ステップ 808 において、信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、
取得したビデオクリップの各画像 300 の肋骨 202 および胸膜 204 を識別することが
できる。例えば、信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、画像検出技
術および / またはアルゴリズムを適用し、画像 300 の底部まで延びる暗影を有する表面
的な高反響性の構造として肋骨 202 を自動的に検出することができ、胸膜 204 を識別
する明るい水平な部分について画像データを検索することができる。例示的な実施形態
では、胸膜 204 は、検出された肋骨 202 の位置に少なくとも部分的に基づいて識別され
得る。様々な実施形態において、肋骨 202 の識別は、省略されてもよい。例えば、超音
波プローブ 104 が画像取得中に 2 つの肋骨の間に配置される場合、肋骨 202 は、撮像
することができない。

30

【0048】

ステップ 810 において、信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、
取得されたビデオクリップの各画像 300 の B ライン 206 を検出し、検出された B ラ
イン 206 の数に少なくとも部分的に基づいて各画像 300 にスコアを付けることができ
る。例えば、B ライン処理モジュール 150 は、画像検出技術および / またはアルゴリズム
を適用し、検出された胸膜 204 から識別された肋骨 202 の間を超音波画像 300 の底
部まで延びる明るい縦ラインについて画像データを検索することができる。信号プロセッ
サ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、検出された B ライン 204 に少なくとも部
分的に基づいてビデオクリップの超音波画像 300 の各々をスコア付けする。一例として
、B ライン処理モジュール 150 は、スコアを割り当てるために使用され得る、検出され
た B ライン 204 の数を数えるためのアルゴリズムを適用することができる。様々な実
施形態において、B ライン処理モジュール 150 は、超音波画像 300 のスコアを提供す
る際に、B ライン強度および / または収束する B ラインの面積を考慮に入れることができ
る。スコアは、とりわけ、軽度、中程度、および重度の状態などの複数のカテゴリのうちの
1 つに対応する数または等級であり得る。ある特定の実施形態では、B ライン処理モジ
ュール 150 は、プローブ 104 の動きの確認を行い、プローブ 104 が動いている場合に
は超音波画像のスコア付けを一時停止することができる。

40

【0049】

ステップ 812 において、信号プロセッサ 132 の B ライン処理モジュール 150 は、

50

ビデオクリップの各画像の検出されたBラインを強調表示することができる。例えば、Bライン処理モジュール150は、画像300にマーカ302を重ねること、画像300のBラインを表す超音波画素を色付けすること、および/または画像300を検討するオペレータおよび/または医師に提示するために検出されたBライン206に注意を引くための任意の適切な方法によって検出されたBライン206を強調表示することができる。様々な実施形態において、Bライン(単数または複数)206を識別するマーカ(単数または複数)302を有する超音波画像300は、ディスプレイシステム134に動的に提示されてもよく、それにより超音波プローブ104のオペレータは、実質的にリアルタイムでマーキングされた画像300を見ることができる。

【0050】

10

ステップ814において、代表フレーム選択モジュール160は、画像スコアに少なくとも部分的に基づいて選択されたゾーン404のビデオクリップの画像から代表画像300を識別することができる。例えば、代表フレーム選択モジュール160は、ビデオクリップの各画像300を検討し、最も重度のレベルのBライン206を示す最高スコアを有する画像300を自動的に選択するように動作可能であり得る。代表フレーム選択モジュール160は、最も多くのBライン206を有するビデオクリップのフレーム300を自動的に選択することができる。追加的または代替的に、代表フレーム選択モジュール160は、代表画像300を選択するときにBライン強度またはBラインの面積を考慮に入れることができる。例えば、Bライン強度またはBラインの面積は、ビデオクリップのフレーム300の2つ以上が同じ数の検出されたBライン206を有する場合、タイブレーカ

20

【0051】

ステップ816において、オペレータは、ユーザ入力モジュール130において命令を出し、代表フレーム選択モジュール160によって選択された代表画像300を受け入れて保存することができる。追加的または代替的に、オペレータは、適切な代表画像300が受け入れのためにオペレータに提示されるまで、代表画像300を手動で選択するか、またはさらなる呼吸サイクルにわたって超音波データを取得し続けることができる。例えば、オペレータは、超音波プローブ104のボタン130または任意の適切なユーザ入力モジュール130を作動させ、代表フレーム選択モジュール160によって選択された代表画像300を受け入れることができる。受け入れられたフレーム300は、例えば、肺の特定のゾーンに対して選択された代表画像300を記録するために、ローカルアーカイブまたはPACSであり得るアーカイブ138に保存することができる。ステップ816を完了した後、フローチャートは、ステップ804に戻って撮像する次のゾーン404を選択し、すべてのゾーン404が完了するまでフローチャートのステップ804~816を循環し続けることができる。

30

【0052】

マップレイアウト402のすべてのゾーン404が完成すると、検査分析モジュール170は、ディスプレイシステム134に今回および前回の検査画像ならびに検査画像を分析するためのツールを提示するように動作可能であり得る。例えば、検査分析モジュール170は、図5に示すように、マッピングされ、撮像され、かつスコア付けされた肺の各ゾーン404について合計肺スコア408および個々のスコア406を提供する肺スコア分布マップ400を提示することができる。別の例として、検査分析モジュール170は、図7に示すように、ディスプレイシステム134の検査画像ユーザインターフェースディスプレイ600の今回の検査画像614と比較するためにアーカイブ138から前回の検査画像604を自動的に検索することができる。

40

【0053】

本発明の態様は、Bライン206を自動的に検出し、超音波スキンの画像300をスコア付けすることによる代表超音波画像300の向上された視覚化および選択を提供するための方法800およびシステム100を提供する。本発明の様々な実施形態によれば、方法800は、超音波システム100の超音波プローブ104によって、一組の肺の選択

50

されたゾーン４０４に複数の画像３００を有するビデオクリップを取得するために超音波スキャンを実行すること８０６を含む。方法８００は、超音波システム１００のプロセッサ１３２、１５０によって、ビデオクリップの複数の画像３００の各々のＢライン２０６を検出すること８１０を含む。方法８００は、プロセッサ１３２、１５０によって、検出されたＢライン２０６の数に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの複数の画像３００の各々にスコア４０６、６１６を割り当てること８１０を含む。方法８００は、プロセッサ１３２、１５０によって、ビデオクリップの複数の画像３００の各々の検出されたＢライン２０６を強調表示すること８１２を含む。方法８００は、プロセッサ１３２、１６０によって、選択されたゾーン４０４のビデオクリップの複数の強調表示された画像３００から代表画像３００、６１４を識別すること８１４を含む。代表画像３００、６１４の識別は、複数の画像３００の各々の割り当てられたスコア４０６、６１６に少なくとも部分的に基づく。方法８００は、超音波システム１００のディスプレイシステム１３４によって、識別された代表画像３００、６１４を表示することを含む。

【００５４】

代表的な実施形態では、方法８００は、プロセッサ１３２、１６０によって、オペレータ命令を受信すること８１６と、識別された代表画像３００、６１４を受け入れることと、アーカイブ１３８に受け入れた代表画像３００、６１４を保存すること８１６とを含む。ある特定の実施形態では、方法８００は、プロセッサ１３２、１６０によって、アーカイブ１３８に識別された代表画像３００、６１４を自動的に保存すること８１６を含む。様々な実施形態において、超音波スキャンの取得およびビーム形成は、胸膜２０４の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによってＢライン２０６を強調表示するように最適化される。

【００５５】

ある特定の実施形態では、方法８００は、プロセッサ１３２、１５０によって、ビデオクリップの複数の画像３００の各々の胸膜２０４を検出すること８０８を含む。様々な実施形態において、方法８００は、プロセッサ１３２、１５０によって、ビデオクリップの複数の画像３００の各々の少なくとも１つの肋骨２０２を検出すること８０８を含む。代表的な実施形態では、胸膜２０４の検出８０８は、少なくとも１つの肋骨２０２の検出８０８に少なくとも部分的に基づく。

【００５６】

様々な実施形態において、方法８００は、プロセッサ１３２、１４０によって、一組の肺のレイアウト４０２の選択８０４を受信することを含む。レイアウト４０２は、複数のゾーン４０４を含む。選択されたゾーン４０４は、レイアウト４０２の複数のゾーン４０４のうちの１つである。代表的な実施形態では、方法８００は、レイアウト４０２の複数のゾーン４０４の各々に実行される。レイアウト４０２の複数のゾーン４０４の各々は、今回の検査の代表画像データセット６１２を形成するために、受け入れられた代表画像３００、６１４と関連付けられる。ある特定の実施形態では、方法は、ディスプレイシステム１３４によって、レイアウト４０２の複数のゾーン４０４の各々の受け入れられた代表画像３００、６１４の割り当てられたスコア４０６の表現を含むレイアウト４０２を表示することを含む。様々な実施形態において、方法８００は、プロセッサ１３２、１７０によって、アーカイブ１３８から以前の関連する検査の代表画像データセット６０２を検索することを含む。方法８００は、ディスプレイシステム１３４によって、今回の検査の代表画像データセット６１２および検索された以前の関連する検査の代表画像データセット６０２を表示することを含む。代表的な実施形態では、ビデオクリップの複数の画像３００の各々の強調表示は、検出されたＢライン２０６の各々および検出されたＢライン２０６の色付けされた画素に対応する重ねられたマーカ３０２の１つまたは複数である。

【００５７】

様々な実施形態は、超音波プローブ１０４、プロセッサ１３２、およびディスプレイシステム１３４を含む超音波システム１００を備えるシステムを提供する。超音波プローブ１０４は、一組の肺の選択されたゾーン４０４に複数の画像３００を有するビデオクリッ

10

20

30

40

50

ブを取得するために超音波スキャンを実行するように動作可能である。プロセッサ 132、150は、ビデオクリップの複数の画像300の各々のBライン204を検出するように動作可能であり得る。プロセッサ132、150は、検出されたBライン206の数に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの複数の画像300の各々にスコア406、616を割り当てるように動作可能であり得る。プロセッサ132、150は、ビデオクリップの複数の画像300の各々の検出されたBライン206を強調表示302するように動作可能であり得る。プロセッサ132、160は、選択されたゾーン404のビデオクリップの複数の強調表示された画像300から代表画像300、614を識別するように動作可能であり得る。代表画像300、614の識別は、複数の画像300の各々の割り当てられたスコア406、616に少なくとも部分的に基づく。ディスプレイシステム134は、識別された代表画像300、614を表示するように動作可能であり得る。

10

【0058】

代表的な実施形態では、システムは、アーカイブ138を備える。プロセッサ132、160は、識別された代表画像300、614を受け入れるオペレータ命令を受信し、アーカイブ138に受け入れた代表画像300、614を保存するように動作可能である。様々な実施形態において、システムは、プロセッサ132、160にオペレータ命令を提供するように動作可能なユーザ入力モジュール130を備える。ある特定の実施形態では、システムは、アーカイブ138を備える。プロセッサ132、160は、アーカイブ138に識別された代表画像300、614を自動的に保存するように動作可能である。代表的な実施形態では、超音波スキャンの取得およびビーム形成は、胸膜204の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによってBライン206を強調表示するように最適化される。様々な実施形態において、ビデオクリップの複数の画像300の各々の強調表示302は、検出されたBライン206の各々および検出されたBライン206の色付けされた画素に対応する重ねられたマーカ302の1つまたは複数である。

20

【0059】

ある特定の実施形態は、本明細書に開示されるステップ800を機械に実行させるように機械によって実施可能である、少なくとも1つのコードセクションを有するコンピュータプログラムを保存した非一時的コンピュータ可読媒体を提供する。例示的なステップ800は、一組の肺の選択されたゾーン404の超音波スキャンによって取得されたビデオクリップの複数の画像300の各々のBライン206を検出すること810を含むことができる。ステップ800は、検出されたBライン206の数に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの複数の画像300の各々にスコア406、616を割り当てること810を含むことができる。ステップ800は、ビデオクリップの複数の画像300の各々の検出されたBライン206を強調表示すること812を含むことができる。ステップ800は、一組の肺の選択されたゾーン404のビデオクリップの複数の強調表示された画像300から代表画像300、614を識別すること814を含むことができる。代表画像300、614の識別は、複数の画像300の各々の割り当てられたスコア406、616に少なくとも部分的に基づいてもよい。

30

【0060】

代表的な実施形態では、ステップ800は、胸膜204の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによってBライン206を強調表示するように超音波スキャンの取得およびビーム形成を最適化するステップ802を含むことができる。

40

【0061】

本明細書で利用する場合、「回路」という用語は、ハードウェアを構成し、ハードウェアによって実施され、あるいはハードウェアと関連付けられ得る物理的電子構成要素（すなわちハードウェア）ならびに任意のソフトウェアおよび/またはファームウェア（「コード」）を指す。本明細書で利用する場合、例えば、特定のプロセッサおよびメモリは、コードの第1の1つまたは複数のラインを実施するときに第1の「回路」を備えることができ、コードの第2の1つまたは複数のラインを実施するときに第2の「回路」を備えることができる。本明細書で利用する場合、「および/または」は、「および/または」に

50

よって結合されたリストの項目の任意の1つまたは複数を意味する。一例として、「x および / または y」は、3 要素集合{(x)、(y)、(x、y)}の任意の要素を意味する。別の例として、「x、y、および / または z」は、7 要素集合{(x)、(y)、(z)、(x、y)、(x、z)、(y、z)、(x、y、z)}の任意の要素を意味する。本明細書で利用する場合、「例示的な」という用語は、非限定的な例、実例、または例示として役立つことを意味する。本明細書で利用する場合、「例えば(e.g.)」および「例えば(for example)」という用語は、1つまたは複数の非限定的な例、実例、または例示のリストを提示する。本明細書で利用する場合、回路は、機能の性能が無効になっているかどうかにかかわらず、あるユーザ構成可能な設定によって機能を実行するために回路が必要なハードウェアおよびコード(存在する場合)を備えるときはいつでも機能を実行するように「動作可能」である。

10

【0062】

本発明の他の実施形態は、機械および / またはコンピュータによって実施可能な少なくとも1つのコードセクションを有する機械コードおよび / またはコンピュータプログラムを保存した、コンピュータ可読デバイスおよび / もしくは非一時的コンピュータ可読媒体、ならびに / または機械可読デバイスおよび / もしくは非一時的機械可読媒体を提供することができ、それによってBラインを自動的に検出し、超音波スキャンの画像をスコア付けすることによる代表超音波画像の向上された視覚化および選択を提供するための本明細書に記載のようなステップを機械および / またはコンピュータに実行させる。

20

【0063】

したがって、本発明は、ハードウェア、ソフトウェア、またはハードウェアとソフトウェアの組合せで実現することができる。本発明は、少なくとも1つのコンピュータシステムにおいて集中的に、または異なる要素がいくつかの相互接続されたコンピュータシステムにわたって広がるように分散的に実現することができる。本明細書に記載の方法を実行するのに適合された任意の種類のコンピュータシステムまたは他の装置が、適している。ハードウェアとソフトウェアの典型的な組合せは、ロードされ実行されると、本明細書に記載の方法を実行するようにコンピュータシステムを制御するコンピュータプログラムを有する汎用コンピュータシステムであり得る。

【0064】

図9は、本発明の一実施形態による、Bライン206を自動的に検出し、超音波スキャンの画像300をスコア付けすることによる代表超音波画像300の向上された視覚化および選択を提供するために利用することができる例示的なステップ902~924を示すフローチャート900である。図9を参照すると、例示的なステップ902~924を含むフローチャート900が示されている。本発明のある特定の実施形態は、ステップの1つまたは複数を省略すること、および / または列挙された順序とは異なる順序でステップを実行すること、および / または以下で論じるステップのいくつかを組み合わせることができる。例えば、本発明のある特定の実施形態では、いくつかのステップが実行されないことがある。さらなる例として、ある特定のステップは、以下に列挙されるものとは異なる時間的順序で同時に実行され得る。

30

【0065】

ステップ902において、超音波システム100は、超音波スキャンのための画像取得パラメータを受信することができる。例えば、信号プロセッサ132のパラメータ選択モジュール140は、アーカイブ138から画像取得パラメータを検索することができる。検索された画像取得パラメータは、デフォルトパラメータまたは関連する超音波検査で使用されるパラメータであり得る。別の例として、オペレータは、ユーザ入力モジュール130を介して画像取得パラメータをパラメータ選択モジュール140に入力または調整することができる。画像取得パラメータは、ゲイン、深さ、焦点などを含むことができる。パラメータ選択モジュール140は、胸膜の深さに近い深さに焦点遅延および開口を設定することによって、超音波スキャンの取得およびビーム形成を最適化してBラインを強調表示する画像取得パラメータを選択または提案することなどによって、取得された超音波

40

50

画像 3 0 0 における B ライン 2 0 6 の視覚化を最適化するための画像処理パラメータを選択または提案することができる。超音波スキャンのために選択された画像取得パラメータは、アーカイブ 1 3 8 に保存されてもよい。

【 0 0 6 6 】

ステップ 9 0 4 において、オペレータは、超音波画像取得のためのレイアウト 4 0 2 および / またはゾーン 4 0 4 を選択することができる。例えば、肺の超音波スキャンは、複数のゾーン 4 0 4 において実行され得る。ゾーン 4 0 4 の数およびゾーン 4 0 4 のレイアウト 4 0 2 は、オペレータによって選択または構成されてもよい。一例として、レイアウト 4 0 2 は、図 5 に示すように合計 8 つのゾーン 4 0 4 に対して各肺に 2 行 2 列を有することができる。オペレータはまた、合計 1 2 のゾーン 4 0 4 に対して各肺に 3 行 2 列を有するグリッド、または任意の適切なレイアウト 4 0 2 など、他のレイアウトを選択する選択肢を有することもできる。様々な実施形態において、レイアウト 4 0 2 は、ユーザ入力モジュール 1 3 0 を介してオペレータによって選択または構成されてもよい。ある特定の実施形態では、デフォルトレイアウト 4 0 2 は、信号プロセッサ 1 3 2 によって自動的に選択されてもよく、および / またはレイアウト 4 0 2 は、前回の検査レイアウトに基づいてアーカイブ 1 3 8 からインポートされてもよい。レイアウト 4 0 2 が選択されると、オペレータまたはデフォルトは、撮像するための第 1 のゾーン 4 0 4 を選択することができる。以下のステップ 9 0 6 ~ 9 2 3 を完了した後、フローチャートは、ステップ 9 0 4 に戻って撮像する次のゾーン 4 0 4 を選択し、すべてのゾーン 4 0 4 が完了するまでフローチャートのステップ 9 0 4 ~ 9 2 4 を循環し続けることができる。

10

20

【 0 0 6 7 】

ステップ 9 0 6 において、超音波システム 1 0 0 の超音波プローブ 1 0 4 は、ステップ 9 0 4 において選択されたゾーン 4 0 4 の超音波スキャンを実行するように動作可能であり得る。超音波スキャンは、少なくとも 1 呼吸サイクルの期間にわたって取得された複数のフレームを有するビデオクリップをもたらし得る。呼吸サイクルは、とりわけ、指定された期間によって、またはオペレータによって自動的に検出され得る。例えば、患者が人工呼吸器を使用している場合、人工呼吸器は、呼吸サイクル期間を識別する信号を信号プロセッサ 1 3 2 に提供することができる。別の例として、呼吸サイクルは、ユーザ入力モジュール 1 3 0 でのオペレータ入力によって定義されてもよく、または 3 ~ 5 秒などのデフォルト値であってもよい。さらに、オペレータは、超音波プローブ 1 0 4 のボタンを押すことなどによって、ユーザ入力モジュール 1 3 0 に入力を提供することによって呼吸サイクルの終わりを識別することができる。

30

【 0 0 6 8 】

ステップ 9 0 8 において、信号プロセッサ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、取得したビデオクリップの各画像 3 0 0 の肋骨 2 0 2 および胸膜 2 0 4 を識別することができる。例えば、信号プロセッサ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用し、画像 3 0 0 の底部まで延びる暗影を有する表面的な高反響性の構造として肋骨 2 0 2 を自動的に検出することができ、胸膜 2 0 4 を識別する明るい水平な部分について画像データを検索することができる。例示的な実施形態では、胸膜 2 0 4 は、検出された肋骨 2 0 2 の位置に少なくとも部分的に基づいて識別され得る。様々な実施形態において、肋骨 2 0 2 の識別は、省略されてもよい。例えば、超音波プローブ 1 0 4 が画像取得中に 2 つの肋骨の間に配置される場合、肋骨 2 0 2 は、撮像することができない。

40

【 0 0 6 9 】

ステップ 9 1 0 において、信号プロセッサ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、取得されたビデオクリップの各画像 3 0 0 の B ライン 2 0 6 を検出し、検出された B ライン 2 0 6 の数に少なくとも部分的に基づいて各画像 3 0 0 にスコアを付けることができる。例えば、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用し、検出された胸膜 2 0 4 から識別された肋骨 2 0 2 の間を超音波画像 3 0 0 の底部まで延びる明るい縦ラインについて画像データを検索することができる。信号プロセッ

50

サ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、検出された B ライン 2 0 6 に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの超音波画像 3 0 0 の各々をスコア付けする。一例として、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、スコアに寄与するのを助けることができる、検出された B ライン 2 0 6 の数を数えるためのアルゴリズムを適用することができる。様々な実施形態において、加えて、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、超音波画像 3 0 0 にスコアを提供する際に、B ライン強度、収束する B ラインの面積、および B ラインの幅の 1 つまたは複数を考慮に入れることができる。スコアは、とりわけ、軽度、中程度、および重度の状態などの複数のカテゴリのうちの 1 つに対応する数または等級であり得る。ある特定の実施形態では、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、プローブ 1 0 4 の動きの確認を行い、プローブ 1 0 4 が動いている場合には超音波画像のスコア付けを一時停止することができる。

10

【 0 0 7 0 】

ステップ 9 1 2 において、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、ビデオクリップの画像の各々の B ラインの幅を検出することができる。B ライン処理モジュール 1 5 0 は、画像検出技術および / またはアルゴリズムを適用し、検出された胸膜 2 0 4 から識別された肋骨 2 0 2 の間を超音波画像 3 0 0 の底部まで延びる明るい縦ラインについて画像データを検索することができる。B ライン処理モジュールは、強度の変化を探しかつ / または他の種類のアルゴリズムを適用し、検出された B ライン 2 0 6 の各々のエッジを検出することができる。一実施形態では、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、所定の深さで B ライン 2 0 6 の幅を検出することができ、またはオペレータが、その深さを選択することができる。一実施形態によれば、所定の深さは、胸膜からの所定の深さであり得る。

20

【 0 0 7 1 】

ステップ 9 1 4 において、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、B ラインの各々の幅に基づいてビデオクリップの画像の各々の B ラインを第 1 のグループと第 2 のグループに分類する。一実施形態によれば、B ラインは、2 つのグループ、より狭い B ラインを含む第 1 のグループおよびより広い B ラインを含む第 2 のグループに分類され得る。例示的な実施形態によれば、より狭い B ラインは、4 mm 幅よりも小さくてもよく、より広い B ラインは、4 mm 幅よりも大きくてもよい。「より狭い」B ラインを「より広い」B ラインから区別する閾値幅は、他の実施形態では異なり得ることを理解されたい。加えて、他の実施形態では、B ラインは、3 つ以上の異なるカテゴリに分類されてもよい。いくつかの実施形態では、B ラインを 2 つ以上のグループに分類するために使用される閾値の 1 つまたは複数は、ユーザ選択可能であり得る。

30

【 0 0 7 2 】

ステップ 9 1 6 において、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、画像の各々の B ライン 2 0 6 の数と B ライン 2 0 6 の幅の両方に少なくとも部分的に基づいて各画像をスコア付けする。各画像のスコア付けは、代表画像として表示するためにビデオクリップから最良の画像を識別するために使用され得る。一実施形態によれば、最高スコアを有する画像は、最も重度のレベルの B ラインを有する画像に対応し得る。上述したように、B ラインの重症度は、ある場合には、肺水腫のレベルを示す。そのため、ビデオクリップからの画像を最も重度の B ラインで表示することが望ましい場合がある。各画像の B ラインの数と B ラインの幅の両方を使用して、最も重度の B ラインを有する画像を決定することができる。

40

【 0 0 7 3 】

信号プロセッサ 1 3 2 の B ライン処理モジュール 1 5 0 は、検出された B ライン 2 0 6 の各々の幅に少なくとも部分的に基づいてビデオクリップの超音波画像 3 0 0 の各々をスコア付けする。一例として、B ライン処理モジュール 1 5 0 は、スコアを割り当てるときに B ライン 2 0 6 の幅を考慮に入れるアルゴリズムを適用することができる。スコアは、とりわけ、軽度、中程度、および重度の状態などの複数のカテゴリのうちの 1 つに対応する数または等級であり得る。一実施形態によれば、より広い B ラインは、より狭い B ラインよりもスコアにより強く寄与し得る。B ライン処理モジュール 1 5 0 は、B ラインの幅に関して所定のカテゴリを有することができる。例えば、B ライン処理モジュール 1 5 0

50

は、Bラインの幅について2つ、3つまたはそれ以上の異なるカテゴリまたはピンを有することができる。異なるカテゴリまたはピンの各々に対する幅の範囲は、予め定められていてもよく、または他の実施形態では、カテゴリまたはピンの各々に対する幅の範囲は、ユーザ選択可能であってもよい。他の実施形態では、Bライン処理モジュール150は、各個々の画像に対するスコアを決定するためにカテゴリ化またはビンニングステップを適用することなく、Bライン206の各々の測定された幅を直接使用することができる。

【0074】

一実施形態によれば、ステップ916において、Bライン処理モジュールは、各画像のBラインの数とBラインの幅の両方を使用し、ビデオクリップの各画像のスコアを決定する。

10

【0075】

例示的な実施形態では、より狭いと考えられるBラインは、1の幅スコアを与えられてもよく、より広いと考えられるBラインは、2の幅スコアを与えられてもよい。他の実施形態では、より広いと考えられるBラインは、Bラインの幅に基づいて2~10の範囲の幅スコアを与えてもよい。幅の広いBラインほど、より高い幅スコアが与えられ得る。各画像のスコアは、例えば、各画像のすべてのBラインの幅スコアを加算することによって決定することができる。幅スコアは、より狭いBラインよりもより広いBラインに重点を置くように機能する。これは、より広いラインがある画像は、同じ数のより狭いBラインがある画像よりも高いスコアを有することを意味する。当業者には理解されるように、Bラインの各々の検出されたBラインの数と幅の両方に基づいて各画像にスコアを割り当てる他の方法が使用されてもよい。Bラインの数に加えてBラインの幅を使用することは、最も重度のBラインを有する画像のより正確な識別をもたらし、これは所与の患者において明白な肺水腫の重症度を正確に診断およびカテゴリ化するために臨床的に有用である。

20

【0076】

ステップ918において、信号プロセッサ132のBライン処理モジュール150は、第2のグループのBラインとは異なるように第1のグループのBラインを強調表示することができる。例えば、Bライン処理モジュール150は、画像300にマーカ302を重ねること、画像300のBラインを表す超音波画素を色付けすること、および/または第2のグループのBライン（すなわち、より広い幅を有する）から第1のグループのBライン（すなわち、より狭い幅を有する）を別々に強調するための任意の適切な方法によって検出されたBライン206を別々に強調表示することができる。様々な実施形態において、Bライン（単数または複数）206を識別するマーカ（単数または複数）302を有する超音波画像300は、ディスプレイシステム134に動的に提示されてもよく、それにより超音波プローブ104のオペレータは、実質的にリアルタイムでマーキングされた画像300を見ることができる。

30

【0077】

Bライン処理モジュール150は、一对のインジケータを追加してBラインの各々の一对のエッジを示すことによって、Bラインの各々の幅を強調表示することができる。一对のインジケータのインジケータの各々は、ライン、破線、点線、または各Bラインの各エッジをマーキングする任意の他の種類のインジケータとすることができる。Bラインの各々をマーキングするために使用される一对のインジケータの間の間隔は、第1のグループのBラインに対して狭くなり、第2のグループのBラインに対して広くなる。他の実施形態では、Bライン処理モジュール150は、複数の異なるグラフィカルインジケータを使用することによってBラインの各々の幅を強調表示することができる。一実施形態では、Bライン処理モジュール150は、代表画像のBラインを表す画素を色付けすることができる。例えば、Bライン処理モジュール150は、第1のグループのBラインの各々を表す第1の複数の画素を第1の色で色付けすることによって、第1のグループのBラインを強調表示することができる。Bライン処理モジュール150はまた、第1のグループのBラインとは異なるように第2のグループのBラインを強調表示することができる。例えば、Bライン処理モジュール150は、第2のグループのBラインの各々を表す第2の複数

40

50

の画素を第 1 の色とは異なる第 2 の色で色付けすることによって、第 2 のグループの B ラインを強調表示することができる。B ライン処理モジュール 150 は、第 1 のグループのすべての B ライン（すなわち、より狭い B ライン）の画素を第 1 の色で色付けし、第 2 のグループのすべての B ライン（すなわち、より広い B ライン）の画素を第 1 の色とは異なる第 2 の色で色付けすることができる。B ライン処理モジュール 150 が B ラインを 3 つ以上の異なるグループに分割するために使用される場合、3 つ以上の異なる色を使用して様々な B ラインの画素を色付けすることができることを理解されたい。

【0078】

別の実施形態では、B ライン処理モジュール 150 は、他のグラフィカルインジケータを使用して幅を強調表示することができる。例えば、B ライン処理モジュール 150 は、第 1 のグループの B ライン（すなわち、より狭い B ライン）に第 1 のグラフィカルインジケータを重ね、第 2 のグループの B ライン（すなわち、より広い B ライン）に第 2 のグラフィカルインジケータを重ねてもよい。第 1 のグラフィカルインジケータは、第 2 のグラフィカルインジケータとは異なる形状または色であり得る。いくつかの実施形態では、実線、破線または点線などのラインを使用して、B ラインを強調表示することができる。他の実施形態によれば、他の形状をグラフィカルインジケータとして使用することができる。第 1 のグラフィカルインジケータは、第 1 の色のラインまたは他の形状を含み得、第 2 のグラフィカルインジケータは、第 1 の色とは異なる第 2 の色のラインまたは他の形状を含み得る。形状としてラインを使用する例示的な実施形態が説明されているが、任意の他の形状のグラフィカルインジケータを他の実施形態に従って使用することができることを理解されたい。B ライン処理モジュール 150 は、画像の各々の B ラインの幅をリアルタイムまたはほぼリアルタイムで強調表示することができる。これは、ビデオクリップの一部である画像の B ラインの重症度についてリアルタイムでフィードバックを臨床医に提供する。

【0079】

ステップ 920 において、代表フレーム選択モジュール 160 は、画像スコアに少なくとも部分的に基づいて選択されたゾーン 404 のビデオクリップの画像から代表画像 300 を識別することができる。例えば、代表フレーム選択モジュール 160 は、ビデオクリップの各画像 300 を検討し、最も重度のレベルの B ライン 206 を示す最高スコアを有する画像 300 を自動的に選択するように動作可能であり得る。代表フレーム選択モジュール 160 は、各画像の B ラインの数と B ラインの幅の両方に基づいてビデオクリップのフレーム 300 を自動的に選択することができる。加えて、代表フレーム選択モジュール 160 は、代表画像 300 を選択するときに B ライン強度または B ラインの面積を考慮に入れることができる。例えば、B ライン強度または B ラインの面積は、ビデオクリップのフレーム 300 の 2 つ以上が同じ数の検出された B ライン 206 を有する場合、タイブレーカであり得る。

【0080】

ステップ 922 において、プロセッサ 132 は、ディスプレイシステム 134 に代表画像を表示することができる。ステップ 915 に関して説明したように、B ラインの幅を表示された代表画像で強調表示することができる。そして、例示的な実施形態によれば、第 1 のグループの B ラインは、第 1 のグラフィカルインジケータで強調表示されてもよく、第 2 のグループの B ラインは、第 2 のグラフィカルインジケータで強調表示されてもよい。

【0081】

ステップ 924 において、オペレータは、ユーザ入力モジュール 130 において命令を出し、代表フレーム選択モジュール 160 によって選択された代表画像 300 を受け入れて保存することができる。追加的または代替的に、オペレータは、適切な代表画像 300 が受け入れのためにオペレータに提示されるまで、代表画像 300 を手動で選択するか、またはさらなる呼吸サイクルにわたって超音波データを取得し続けることができる。例えば、オペレータは、超音波プローブ 104 のボタン 130 または任意の適切なユーザ入力

モジュール 130 を作動させ、代表フレーム選択モジュール 160 によって選択された代表画像 300 を受け入れることができる。受け入れられたフレーム 300 は、例えば、肺の特定のゾーンに対して選択された代表画像 300 を記録するために、ローカルアーカイブまたは P A C S であり得るアーカイブ 138 に保存することができる。ステップ 816 を完了した後、フローチャートは、ステップ 804 に戻って撮像する次のゾーン 404 を選択し、すべてのゾーン 404 が完了するまでフローチャートのステップ 804 ~ 816 を循環し続けることができる。

【0082】

図 10 は、一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像 940 のスクリーンショットである。図 10 は、方法 900 のステップ 922 において表示され得る画像の一例である。画像 940 は、第 1 の B ライン 942 および第 2 の B ライン 944 を含む。第 1 の B ライン 942 は、第 2 の B ライン 944 よりも狭い。第 1 の対のインジケータ 950 は、第 1 の B ライン 942 の幅を強調表示するために第 2 の B ライン 944 に重ねられる。第 2 の対のインジケータ 951 は、第 2 の B ライン 944 に重ねられる。第 1 の対のインジケータ 950 は、第 1 のインジケータ 952 および第 2 のインジケータ 954 を含む。第 1 および第 2 のインジケータ 952 および 954 は、図 10 に示す実施形態では破線であるが、インジケータは、実線、点線または各 B ラインのエッジを示すために使用され得る任意の他の形状であってもよい。ライン 956 は、所定の深さにおける第 1 の B ライン 942 の幅をグラフで示す。一对のインジケータ 950 は、B ライン処理モジュール 150 によって画像 940 に重ねることができる。一对のインジケータ 950 は、第 1 の B ラインの幅に関してユーザに迅速な視覚的参照を提供する。

10

20

【0083】

図 11 は、一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像 960 のスクリーンショットである。図 11 は、方法 900 のステップ 922 において表示され得る画像の一例である。画像 960 は、B ライン 962、第 1 のインジケータ 964、および第 2 のインジケータ 966 を含む。第 1 のインジケータ 964 は、B ライン 962 の第 1 のエッジを示すために使用され、第 2 のインジケータ 966 は、B ライン 962 の第 2 のエッジを示すために使用される。第 1 および第 2 のインジケータ (964、966) は、B ライン処理モジュール 150 によって画像 960 に重ねることができる。

30

【0084】

図 12 は、一実施形態による、肺の一部の例示的な向上された超音波画像 970 のスクリーンショットである。図 12 は、方法 900 のステップ 922 において表示され得る画像の一例である。画像 970 は、4 つの B ライン、すなわち第 1 の B ライン 972 および第 2 の組の B ライン 974 を含む。第 1 の破線 976 は、第 1 の B ライン 972 に重ねられ、破線 974 は、第 2 の組の B ライン 974 に重ねられる。第 1 の B ライン 972 は、第 2 の組の B ライン 974 の B ラインの各々よりも狭い。第 1 の B ライン 972 を強調表示する第 1 の破線 976 は、第 2 の組の B ライン 974 の各々を強調表示する破線 978 の各々とは異なる色であり得る。図 12 に示す実施形態では、B ラインの幅を強調表示するために色が使用されている。具体的には、第 1 の B ラインに重ねられたマーカ (すなわち第 1 の破線 974) は、第 1 の B ラインがより広いことを表すための第 1 の色であり、

40

第 2 の組の B ライン 974 に重ねられたマーカ (すなわち第 2 の組の破線 978) は、第 2 の組の B ラインが第 1 の B ライン 976 よりも狭いことを示すための第 2 の色である。

【0085】

本発明はまた、本明細書に記載の方法の実施を可能にするすべての特徴を備え、コンピュータシステムにロードされたときにこれらの方法を実行することができるコンピュータプログラム製品に埋め込むことができる。本文脈におけるコンピュータプログラムは、情報処理機能を有するシステムに、直接、または a) 別の言語、コードまたは表記への変換、b) 異なる材料の形で再現の一方または両方の後で特定の機能を実行させることを意図した一組の命令の任意の言語、コードまたは表記による任意の表現を意味する。

50

【 0 0 8 6 】

本発明についてある特定の実施形態を参照して説明してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく、様々な変更を施してもよく、均等物に置換してもよいことが当業者によって理解されるであろう。加えて、本発明の範囲から逸脱することなく、特定の状況または材料を本発明の教示に適合させるために、多くの修正を行うことができる。したがって、本発明は、開示された特定の実施形態に限定されず、本発明が添付の特許請求の範囲内に属するすべての実施形態を含むことになることを意図している。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

1 0 0	超音波システム	10
1 0 2	送信機	
1 0 4	超音波プローブ	
1 0 6	送信トランスデューサ素子	
1 0 7	超音波信号	
1 0 8	受信トランスデューサ素子	
1 1 0	送信ビームフォーマ	
1 1 4	送信副開口ビームフォーマ	
1 1 6	受信副開口ビームフォーマ	
1 1 8	受信機	
1 2 0	受信ビームフォーマ	20
1 2 2	A / D 変換器	
1 2 4	R F プロセッサ	
1 2 6	R F / I Q バッファ	
1 3 0	ユーザ入力モジュール	
1 3 2	信号プロセッサ	
1 3 4	ディスプレイシステム	
1 3 6	画像バッファ	
1 3 8	アーカイブ	
1 4 0	パラメータ選択モジュール	
1 5 0	B ライン処理モジュール、プロセッサ	30
1 6 0	代表フレーム選択モジュール	
1 7 0	検査分析モジュール	
2 0 0	超音波画像	
2 0 2	肋骨	
2 0 4	胸膜、B ライン	
2 0 6	胸膜、B ライン	
3 0 0	超音波画像、代表画像、フレーム	
3 0 2	マーカ、強調表示	
4 0 0	肺スコア分布マップ、ユーザインターフェース	
4 0 2	マップレイアウト	40
4 0 4	ゾーン	
4 0 6	スコア、等級	
4 0 8	合計肺スコア	
5 0 0	超音波画像	
5 0 2	超音波画像	
5 0 4	超音波画像	
6 0 0	検査画像ユーザインターフェースディスプレイ	
6 0 2	検索ボックス、代表画像データセット	
6 0 4	前回の検査画像セット	
6 0 6	スコア	50

6 1 2	検索ボックス、代表画像データセット	
6 1 4	今回の検査画像、代表画像	
6 1 6	スコア	
8 0 0	方法	
8 0 2	ステップ	
8 0 4	ステップ	
8 0 6	ステップ	
8 0 8	ステップ	
8 1 0	ステップ	
8 1 2	ステップ	10
8 1 4	ステップ	
8 1 6	ステップ	
9 0 0	方法	
9 0 2	ステップ	
9 0 4	ステップ	
9 0 6	ステップ	
9 0 8	ステップ	
9 1 0	ステップ	
9 1 2	ステップ	
9 1 4	ステップ	20
9 1 6	ステップ	
9 1 8	ステップ	
9 2 0	ステップ	
9 2 2	ステップ	
9 2 4	ステップ	
9 4 0	超音波画像	
9 4 2	第 1 の B ライン	
9 4 4	第 2 の B ライン	
9 5 0	第 1 の対のインジケータ	
9 5 1	第 2 の対のインジケータ	30
9 5 2	第 1 のインジケータ	
9 5 4	第 2 のインジケータ	
9 5 6	ライン	
9 6 0	超音波画像	
9 6 2	B ライン	
9 6 4	第 1 のインジケータ	
9 6 6	第 2 のインジケータ	
9 7 0	超音波画像	
9 7 2	第 1 の B ライン	
9 7 4	第 2 の組の B ライン	40
9 7 6	第 1 の破線	
9 7 8	第 2 の組の破線	

【図 1】

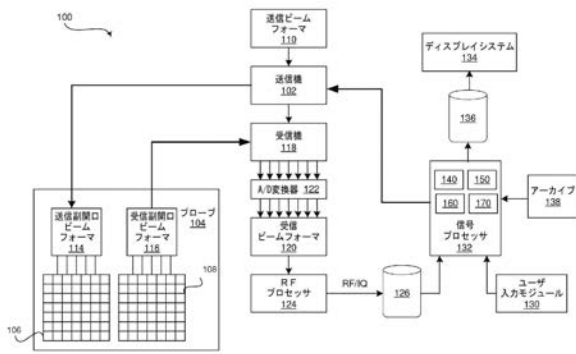


FIG. 1

【図 2】

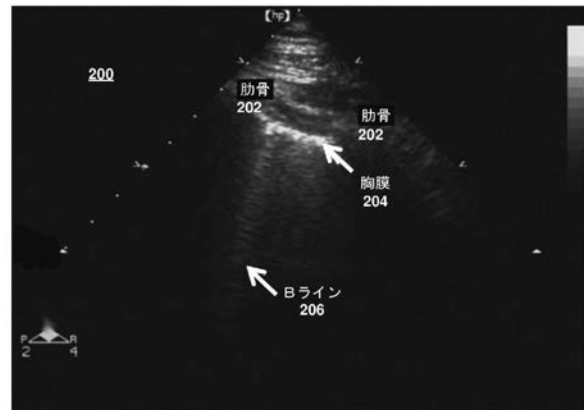


FIG. 2

【図 3】

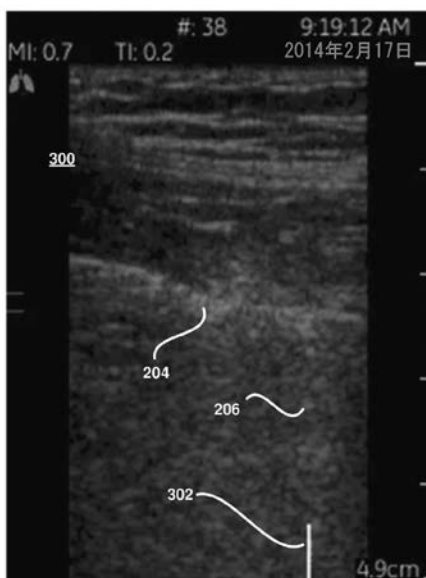


FIG. 3

【図 4】

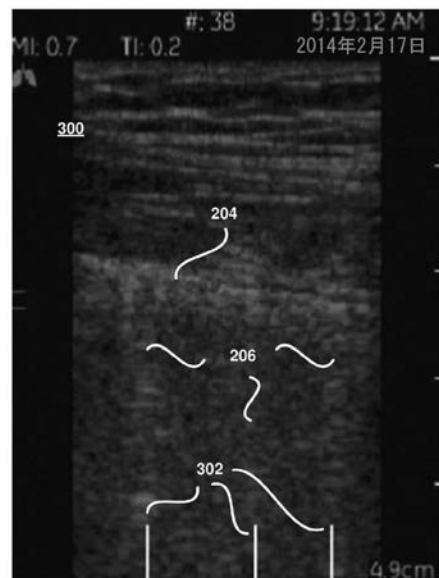


FIG. 4

【図 5】

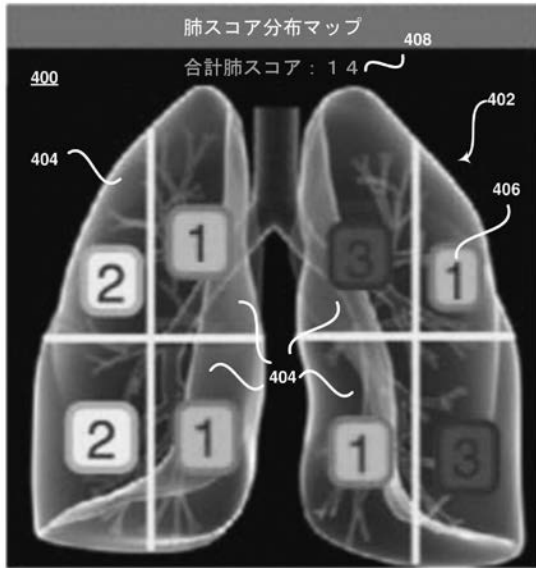


FIG. 5

【図 6】

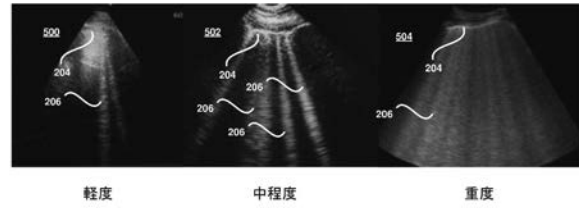


FIG. 6

【図 7】



FIG. 7

【図 8】

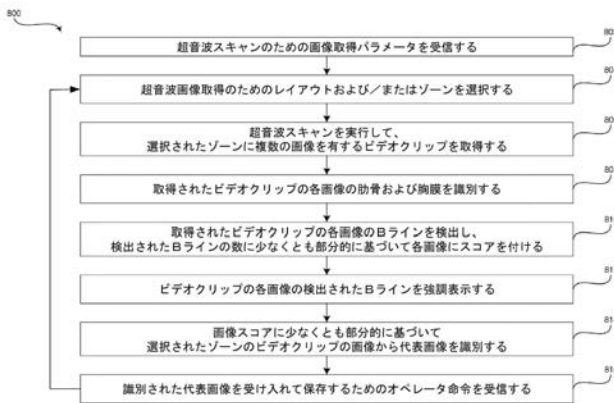


FIG. 8

【図 9】



FIG. 9

【図 10】

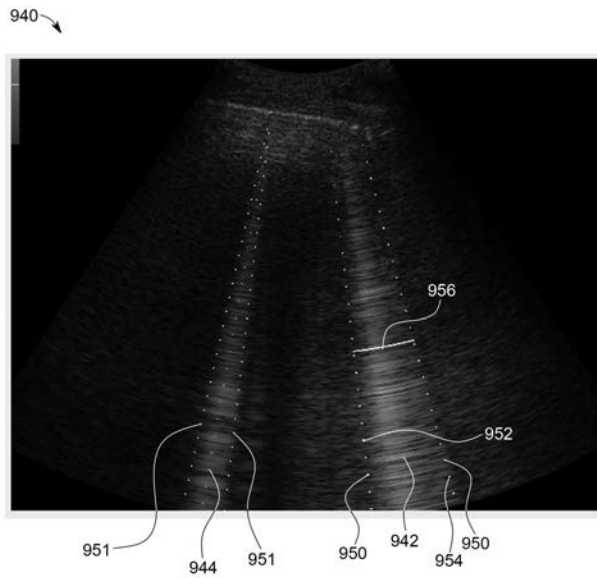


FIG. 10

【図 11】

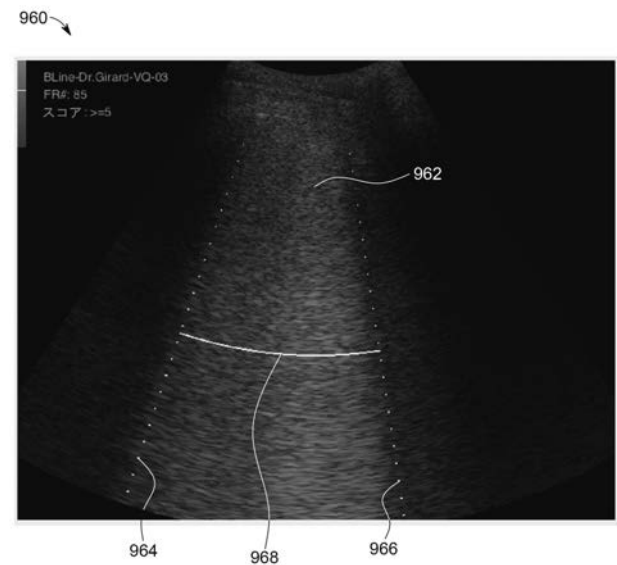


FIG. 11

【図 12】

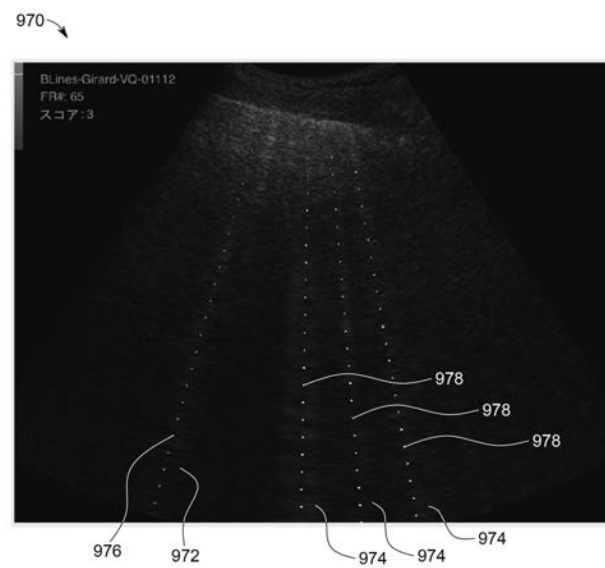


FIG. 12

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2017/051500

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 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) EP0-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 2014/195742 A1 (SVEUCILISTE U RIJECI MEDICINSKI FAKULTET [HR]) 11 December 2014 (2014-12-11) the whole document	1-20
A	WO 2013/181300 A1 (UNIV LELAND STANFORD JUNIOR [US]) 5 December 2013 (2013-12-05) paragraphs [0006], [0059] - [0071]; figures	1-20
A	US 2015/002538 A1 (SOHN KIWON [KR] ET AL) 1 January 2015 (2015-01-01) paragraphs [0056] - [0059], [0079], [0095], [0103] - [0104], [0115]; figures	1-20
-/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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
21 December 2017		23/01/2018
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
		Küster, Gunilla

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2017/051500

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	LAURA J. BRATTAIN ET AL: "Automated B-Line Scoring on Thoracic Sonography", JOURNAL OF ULTRASOUND IN MEDICINE., vol. 32, no. 12, 1 December 2013 (2013-12-01), pages 2185-2190, XP055437464, United States ISSN: 0278-4297, DOI: 10.7863/ultra.32.12.2185 section "B-Line Scoring Algorithm" on p. 2187-2188 -----	1-20
A	MOSHAVEGH RAMIN ET AL: "Novel automatic detection of pleura and B-lines (comet-tail artifacts) on in vivo lung ultrasound scans", PROGRESS IN BIOMEDICAL OPTICS AND IMAGING, SPIE - INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, BELLINGHAM, WA, US, vol. 9790, 1 April 2016 (2016-04-01), pages 97900K-97900K, XP060065636, ISSN: 1605-7422, DOI: 10.1117/12.2216499 ISBN: 978-1-5106-0027-0 sections "2. Materials and Methods" and "4. Conclusion" -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2017/051500

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2014195742 A1	11-12-2014	HR P20130491 A2 WO 2014195742 A1	05-12-2014 11-12-2014
WO 2013181300 A1	05-12-2013	US 2015150503 A1 WO 2013181300 A1	04-06-2015 05-12-2013
US 2015002538 A1	01-01-2015	KR 20150002932 A US 2015002538 A1 WO 2014208971 A1	08-01-2015 01-01-2015 31-12-2014

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 ハルマン, メナヘム

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53226、ウォーワトサ、ウェスト・イノベーション・ドライブ、9900、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー

(72)発明者 ソクリン, アレクサンダー

イスラエル、ティラト・カルメル・39120、エトガー・ストリート、4、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー

(72)発明者 リシアンスキ, ピーター

イスラエル、ティラト・カルメル・39120、エトガー・ストリート、4、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー

(72)発明者 オーウェン, シンシア

アメリカ合衆国、アーカンソー州・72458、パウワタン、ローレンス・ロード、40、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー

Fターム(参考) 4C601 DD30 EE11 GB04 GB06 JB34 KK02 KK25 KK31

专利名称(译)	通过自动检测b线并对超声扫描图像进行评分来增强代表性超声图像的可视化和选择的方法和系统		
公开(公告)号	JP2019535346A	公开(公告)日	2019-12-12
申请号	JP2019516693	申请日	2017-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ハルマンメナヘム ソクリンアレクサンダー		
发明人	ハルマン,メナヘム ソクリン,アレクサンダー リシアンスキ,ピーター オーウェン,シンシア		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB34 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	小島 猛 小倉 博 田中 拓人		
优先权	15/279616 2016-09-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声设备获取在一组肺的选定区域中具有多个图像的视频剪辑。 超声波装置检测多个图像中的每一个的B线 (942、944) , 并且检测每条B线的宽度。 超声设备基于宽度将B线分为第一组和第二组, 基于B线的数量和每条B线的宽度分配分数, 并在每个图像中分配第二组。 突出显示第一组的B线, 使其不同于B线。 超声设备从多个图像中识别代表图像, 并显示识别出的代表图像 (940)。 突出显示可以包括在每条B线的一对边缘上覆盖一对指示器 (950、951)。 [选择图]图9

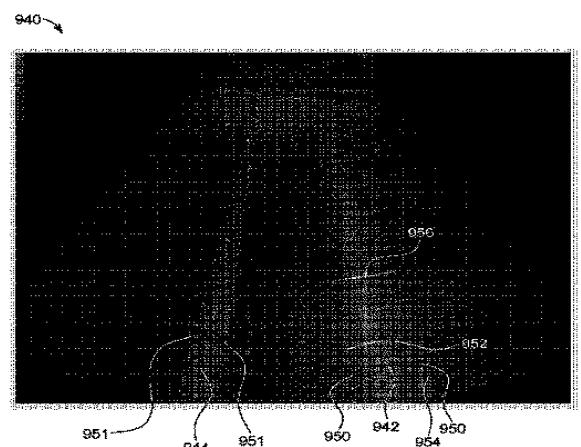


FIG. 10