

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-67925

(P2016-67925A)

(43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2015-186739 (P2015-186739)
 (22) 出願日 平成27年9月24日 (2015.9.24)
 (31) 優先権主張番号 14/500,833
 (32) 優先日 平成26年9月29日 (2014.9.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 巖

最終頁に続く

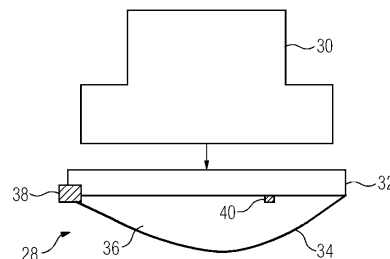
(54) 【発明の名称】 臨床診断超音波イメージング用コンフォーマルインターフェイス

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 患者の外部表面に密着しボリュームスキャンする際のアーティファクトを低減することのできる超音波イメージングスタンドオフを提供する。

【解決手段】 超音波イメージングスタンドオフ28は、ボリューム変換器30と接触するためのより硬質の部分32と、患者に適合するための粘性流体36で満たされた可撓性部分34とを有し、その結果、空隙がほとんどないか、空隙が全くなくなる。結合組織を平坦にさせるために、スタンドオフ28を通して圧力がかけられ、その結果、陰影アーティファクトが低減する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波イメージング用のコンフォーマルインターフェイスであって、

反対側の第二表面（34）よりも硬質の第一表面（32）を有する密封容器（28）であって、前記第二表面（34）は、患者の外部表面に対してコンフォーマルであり、前記第一表面（32）は、超音波変換器アレイ（30）と音響的に接触するように構成される、密封容器（28）と、

前記密封容器（28）内の水よりも粘性の高い流体（36）と、を含む、

ことを特徴とするコンフォーマルインターフェイス。

10

【請求項 2】

前記第一表面（32）は、縁部を有する正方形または長方形のフレームを含み、前記縁部は、前記フレームの周囲にあって且つ前記第二表面（34）から遠ざかる方向に延びている、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 3】

前記第一表面（32）は、前記第二表面（34）よりも厚い、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 4】

前記第二表面（34）は弾性を有する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

20

【請求項 5】

前記第二表面（34）は、PEBA X であり、前記第一表面（32）はPEBA X である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 6】

前記第一および第二の表面（32、34）は、異なる種類のPEBA X である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 7】

前記第一表面（32）は、任意の方向に少なくとも10cmの直径を有し、超音波イメージングのために手で圧力がかけられている間、平面から0.5cm未満しか互いに反対側の縁が偏移しない程度に、前記第一表面（32）が硬質である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

30

【請求項 8】

前記第一表面（32）は実質的に平坦である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 9】

前記第一表面（32）は、接着性潤滑油を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 10】

前記流体（36）は、油を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

40

【請求項 11】

前記流体（36）は、1気圧よりも大きい圧力で、前記密封容器（28）内にある、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 12】

前記密封容器（28）は、前記流体（36）を注入し、1気圧よりも大きい圧力で前記流体（36）を保持するように構成されたポートを含み、前記圧力は前記注入によって設定可能である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

50

【請求項 13】

前記密封容器（28）内の力センサ（40）をさらに含む、
ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンフォーマルインターフェイス。

【請求項 14】

臨床診断超音波ボリュームイメージングにおいて乳房をスキャンする（48）ための方法であって、

患者の前記乳房に接触して圧力下で、粘性流体（36）で満たされたバッグ（28）を配置すること（42）と、

前記バッグ（28）に接触してボリュームスキャン（48）変換器を位置決めすること（44）と、

前記バッグ（28）に前記ボリュームスキャン（48）変換器で圧力をかけること（46）であって、前記圧力は重力によって引き起こされるよりも大きい、ことと、

前記ボリュームスキャン（48）変換器で前記バッグ（28）を通して前記乳房をボリュームスキャンすること（48）と、
を含む、
ことを特徴とする方法。

【請求項 15】

前記バッグ（28）は、実質的に強固な変換器表面と、可撓性乳房接触表面とを含み、
前記圧力をかけること（46）は、前記乳房が前記圧力をかけられている間、前記乳房に対して前記可撓性乳房接触表面を適合することを含む、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

配置すること（42）は、前記圧力が 1 気圧よりも大きく、前記粘性流体（36）が油であって、前記バッグ（28）が密封されたバッグ（28）で配置すること（42）を含む、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

【請求項 17】

ボリュームスキャンすること（48）は、前記乳房を通る複数の平面をスキャンすること（48）を含み、前記スキャンすること（48）から画像を作成することをさらに含む、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

【請求項 18】

前記圧力をかけること（46）は、音波検査者の手またはロボットアームで押し付けることを含み、前記ボリュームスキャン（48）変換器と前記乳房との間の前記バッグ（28）内の空隙およびしわが存在しないように、前記バッグ（28）は、前記ボリュームスキャン（48）変換器の放射面に適合し、前記乳房に適合する、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

【請求項 19】

前記バッグ（28）内の圧力を検知すること（52）と、

前記スキャン（48）に応じて、力および弾性または歪みデータの関数として組織特性を計算すること（54）と、
をさらに含む、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の方法。

【請求項 20】

超音波イメージング用のスタンドオフであって、

筐体（28）に含まれる粘性流体（36）を含み、前記筐体（28）は第一部分において可撓性弾性材料（34）であり、第二部分において、比較的より硬質の材料（32）であって、前記粘性流体（36）および前記筐体（28）は音響的伝導性を有する、
ことを特徴とするスタンドオフ。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

ボリューム測定超音波は、女性の高密度の乳房のイメージングなど、患者をイメージングするために利用される。高密度の乳房のボリュームイメージングに関しては、多数の障害が存在する。ボリュームスキャン変換器は、乳房の大部分とは接触できず、または、より小さい乳房の場合には、乳房の表面全体と接触することができない。この結果、変換器の部品と患者との間には空隙または他の間隙が生じ、与えられた位置からスキャンすることができるボリュームを限定する。その後、音波検査者は、他の位置からボリュームスキャンを繰り返し、別々に取得されたボリュームの重ね合わせを必要とする。ボリューム超音波における他の問題点は、陰影である。乳頭および他の結合乳房組織は音響的陰影の原因となる。音響的陰影は、画像アーティファクトの原因となる。

10

【発明の概要】

【0002】

導入として、以下に記述される好ましい実施形態は、超音波イメージング用の方法、スタンドオフ (stand off)、コンフォーマルインターフェイス、変換器アレイおよびシステムを含む。スタンドオフは、ボリューム変換器と接触するためのより硬質の部分と、患者に適合 (conform) するための粘性流体で満たされた可撓性部分とを有し、その結果、空隙をより小さくするか、または空隙をなくすることができる。結合組織を平坦化するためにスタンドオフを通して圧力がかけられ、その結果、陰影アーティファクトを低減することができる。

20

【0003】

第一の態様においては、超音波イメージング用のコンフォーマルインターフェイスが提供される。密封容器は、反対側の第二表面よりも硬質の第一表面を有する。第二表面は、患者の外部表面に対してコンフォーマルであり、第一表面は超音波変換器アレイと音響的に接触するように構成される。密封容器内には、水よりも粘性の高い流体がある。

【0004】

第二の態様においては、臨床診断超音波ボリュームイメージングにおいて乳房をスキャンするための方法が提供される。圧力下において、粘性流体で満たされたバッグが患者の乳房に接触して配置される。ボリュームスキャン変換器はバッグに接触して配置される。ボリュームスキャン変換器で、バッグに対して圧力がかけられる。圧力は、重力による力よりも大きい。乳房は、ボリュームスキャン変換器によって、バッグを通してボリュームスキャンされる。

30

【0005】

第三の態様においては、超音波イメージング用のスタンドオフが提供される。筐体は粘性流体を含む。筐体は、第一部分においては、可撓性な弾性材料であり、第二部分においては、比較的より硬質の材料である。粘性流体および筐体は、音響的伝導性を有する。

【0006】

本実施形態は以下の請求項によって定義され、発明の概要における如何なる記載も、請求項に対する限定として解釈されるべきではない。上述された態様のうちの任意の一態様またはそのうちの任意の二つ以上の組み合わせが使用されてもよい。本発明のさらなる態様および利点は、好ましい実施形態と共に、以下に記述される。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

構成要素および図面は、必ずしも同じ縮尺で描かれているとは限らず、その代わりに、本発明の原理を示すために強調されることがある。さらに、図面においては、類似の参照番号は異なる図面を通して対応する部分を示す。

【図1】超音波スキャン用のコンフォーマルインターフェイスの一実施形態を示す。

【図2】スタンドオフを有する超音波イメージング用の方法の一実施形態のフローチャート図である。

【図3】乳房と、図1のコンフォーマルインターフェイスとの例示的相互作用を示す。

50

【図 4】ボリュームスキャン用の超音波システムの一実施形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

コンフォーマルな陰影低減インターフェイスは、超音波ボリュームスキャンまたはその他のスキャン用に利用される。コンフォーマルインターフェイスは、密封された、音響的に伝導性を有する粘性流体で満たされたバッグである。バッグは、変換器と、患者の乳房との間にコンフォーマルインターフェイスを作り出す。全ての乳房は、異なる形状および構造を有する。バッグは、胸部方向に圧迫された変換器と仰向けの患者の乳房との間に高圧力インターフェイスを作り出すことができる。コンフォーマルな設計によって、音響的接触や患者の快適性を向上させ、その結果、陰影を低減することができる。

10

【0009】

ボリューム測定超音波システムは、従来のハンドヘルド超音波と類似する陰影を有する一ボリュームの取得において、全体にわたって、より低密度の乳房の画像を取得することができる。コンフォーマルインターフェイスは、乳房のより大きい部分へと、間隙なしで音響的経路を提供してもよい。

【0010】

本明細書では、例として乳房イメージングが使用される。他の実施形態においては、コンフォーマルインターフェイスは患者の他の部分をスキャンするために使用される。他の例としては、腹部、小器官および末梢血管がある。

【0011】

図 1 は、超音波イメージング用のコンフォーマルインターフェイスの一実施形態を示す。コンフォーマルインターフェイスは、超音波変換器 30 と患者との間に配置するためのスタンドオフ 28 である。スタンドオフ 28 は、患者に適合する表面 34 と接続される変換器接触表面 32 を含み、流体 36 で満たされた容器を形成する。容器を満たすためのポート 38 と、力センサ 40 も示されている。ポート 38 および／または力センサ 40 が無い場合など、追加コンポーネント、異なるコンポーネントまたはより少数のコンポーネントが提供されてもよい。

20

【0012】

変換器接触表面 32 は PEBAX などのエラストマーである。他の材料が使用されてもよい。材料は滅菌可能であるため、洗浄および再利用のために熱と蒸気に晒されることがある。材料は、音響的に伝導性も有し、水および組織に類似する音響インピーダンスを有するなど、流体 36 および変換器 30 に対して整合された音響インピーダンスを提供する。

30

【0013】

変換器接触表面 32 は、超音波変換器 30 と音響的に接触するように構成される。超音波変換器 30 と音響的に接触するための変換器接触表面 32 を構成するために、種々の配置のうちの任意の一配置またはその組み合わせが使用されてもよい。アーティファクトを回避するために、音響的整合が提供される。インピーダンスの音響的不整合を最小限化することによって、音響エネルギーは、界面または境界を通してより伝達しやすい。組織をスキャンするために、変換器 30 の放射面と皮膚との間に空気のない接触を提供するためにゲルが使用される。皮膚、ゲルおよび患者は、類似した音響インピーダンスを有するが、空気は音響インピーダンスが異なる。

40

【0014】

一実施形態においては、変換器接触表面 32 は、硬化させるまたは、患者適合表面 34 よりも硬くすることによって接触するように構成される。例えば、変換器接触表面 32 は、患者適合表面 34 の 3-4 倍の厚さ（例えば、10-15 ミル）など、さらなる厚みを有する。変換器接触表面 32 を硬化させるために、隆起部などの構造が使用されてもよい。例えば、変換器接触表面 32 の全周またはその一部にわたって縁部（リップ）が形成される。縁部または隆起部は屈曲を制限する。

【0015】

50

変換器接触表面 3 2 は、実質的に平坦かつ強固である。変換器 3 0 の強固な放射面と変換器接触表面 3 2 との間が接触するほどごく僅かであるような、平面からの実質的な偏移量が、エアポケットなしで、少なくともゲルを通して維持される。例えば、変換器接触表面 3 2 は、超音波イメージング用に変換器接触表面 3 2 に接触して、変換器 3 0 によって圧力が加えられている間、互いに反対側の縁が 0.5 cm を超えて平面から偏移しないように、変換器接触表面 3 2 は十分に硬質である。多少の偏移または屈曲量が提供されてもよい。この硬さによって、患者の高周波（例えば、2-10 MHz）スキャン用に、変換器 3 0 を変換器接触表面 3 2 に接触して使用することが可能となる。

【0016】

別の実施形態においては、変換器接触表面 3 2 は、形状を通して音響的に接触するように構成される。変換器 3 0 の放射面は、平面または曲面であって、任意の周囲形状を有する。変換器接触表面 3 2 は、それに合った（*ma t i n g*）形状および湾曲を有する。例えば、変換器 3 0 は、15 cm × 15 cm である。同様に、変換器接触表面 3 2 は、15 cm × 15 cm またはそれよりわずかに大きい（例えば、3 cm 以内）。別の例として、変換器 3 0 は、任意の方向に少なくとも 10 cm の直径を有する。変換器接触表面 3 2 は、その方向において、同一直径またはわずかに大きい直径を有する。

【0017】

さらに別の実施形態においては、変換器接触表面 3 2 は、位置合わせ穴またはロッドなどの、合わせ構造を通して音響的に接触するように構成される。一つのアプローチにおいては、変換器接触表面 3 2 の周囲に縁部（リップ）が延びる。縁部は、変換器接触表面 3 2 および患者から遠ざかる方向に、変換器 3 0 に向かって延びている。変換器 3 0 は、変換器接触表面 3 2 に接触して、縁部の間に適合する。例えば、変換器 3 0 の正方形または長方形の放射面は、縁部内に適合するか、または縁部によって包囲され、縁部は、それに合った楕円形、円形、正方形または長方形の凹部を画定する。水、ゲルまたは他の音響的に整合された合わせ材料が、変換器 3 0 と変換器接触表面 3 2 との間の音響的接触を形成するために、凹部内に配置されてもよい。

【0018】

変換器接触表面 3 2 は、全体として平面であってもよいし、隆起または他の構造を有してもよい。隆起または他の構造は、摩擦を低減することもあるし、摩擦を増加させるように設計されることもある。一実施形態においては、使用中にゲルが回避される。その代わりに、エッチングされた変換器接触表面 3 2 上に、接着性の潤滑油がコーティングされるか、堆積されるか、包埋されるか、または形成される。接着性潤滑油は、変換器接触表面 3 2 に接着し、変換器 3 0 との音響的接触を可能とする。製造段階などにおいて接着性潤滑油を予め適用することによって、変換器 3 0 または変換器 3 0 の一部がスキャン中に滑動できるように、永久的または半永久的な（例えば、3 回以上使用できる）音響整合材料が提供される。

【0019】

患者接触表面 3 4 は、PEBA X などのエラストマーのシートである。他の材料が使用されてもよい。患者接触表面 3 4 は、生体適合性を有し、滅菌可能であり、薄く、良好な感触の材料で作成される。皮膚に接触することによって、患者に快適性が提供される。幾らかの柔軟性を保持しつつ、如何なる厚さが使用されてもよい。患者接触表面 3 4 は、しわを回避する十分な厚さを有する。一例においては、患者接触表面 3 4 は、1-5 ミルの厚さの材料で形成される。より大きい厚さまたはより小さい厚さが使用されてもよい。

【0020】

患者接触表面 3 4 は、変換器接触表面 3 2 と同一材料または異なる材料である。一実施形態においては、異なる種類の同一の材料が使用される。例えば、患者接触表面 3 4 は、PEBA X SA MED で形成され、変換器接触表面 3 2 は、より低い摩擦係数を有する PEBA X 7033 で形成される。

【0021】

患者接触表面 3 4 は、患者に対してコンフォーマルである。患者は、ほぼ平面または曲

10

20

30

40

50

面を有する。例えば、乳房は、乳頭によって形成される突出を有した、ほぼ曲面である。患者接触表面 3 4 は、患者に接触して押し付けられたときに、患者の表面のうちの大部分または表面全体に適合する材料のシートである。一実施形態においては、患者接触表面は弾性を有し、圧力によって伸びる。可撓性で弾性を有する患者接触表面 3 4 は、表面 3 4 の少なくとも一部にわたって、患者の形状を持つようになる。

【0022】

患者接触表面 3 4 は、静止時、または流体 3 6 からの圧力下であっても患者に接触しては押し付けられていない間に任意の形状を有する。図 1 の例においては、患者接触表面 3 4 は、変換器接触表面 3 2 に接続された材料のシートで形成される。シートは、流体 3 6 によって影響を受ける以外は平坦であるか、図 1 に表されるように碗形状または湾曲を有してもよい。中心で 2-3 インチなどあらゆる深度が提供されてもよい。他の実施形態においては、患者接触表面 3 4 は、仰向けの患者の乳房に合わせて予め配置するためのカップを形成する伏せ碗形状を有するなど、他の形状を有する。他の実施形態においては、患者接触表面 3 4 が鼓膜状表面を形成するように、変換器接触表面 3 2 から側壁が形成される。

10

【0023】

患者接触表面 3 4 は、平坦または平滑である。質感が備えられてもよい。一実施形態においては、予め形成された凹部または永久的な凹部が、乳頭と合わせるために備えられる。

【0024】

患者接触表面 3 4 は、変換器接触表面 3 2 と直接接続する。接着性、音波溶接、熱溶接または他の接続が使用されてもよい。別の実施形態においては、患者接触表面 3 4 と変換器接触表面 3 2 との間に、側壁または他の中間構造が提供される。

20

【0025】

接続は、密封容器を形成する。流体 3 6 は、漏れることなく密封容器内に保持される。密封は、戻すことができないか、または解除することができる。一実施形態においては、ポート 3 8 が提供される。ポート 3 8 は、一方向弁または二方向弁である。ポート 3 8 によって、密封容器から流体 3 6 を追加および／または除去することが可能である。シリンダまたはポンプが、流体 3 6 の水圧の増減のために提供されてもよい。一実施形態においては、流体 3 6 の幾らかを注入または除去するためのシリンジ筐体流体 3 6 に対する配管を介して、ポート 3 8 が接続する。

30

【0026】

流体 3 6 は、粘性を有する。例えば、流体 3 6 は水よりも粘性が高い。油（例えば、調理油）などの如何なる流体が使用されてもよい。流体 3 6 は、水および組織と類似した音響インピーダンスを有し、患者と密封容器（例えば、患者接触表面 3 4 と、変換器接触表面 3 2 によって形成される筐体）との実質的不整合を回避する。

【0027】

流体 3 6 は、圧力下で密封容器内に収容される。例えば、圧力は 1 気圧よりも大きい。ポート 3 8 または製造中に注入するために使用された他の構造が、所望の圧力で流体 3 6 を保持する。ポート 3 8 によって、圧力は、必要に応じて増減されてもよい。圧力は、注入または除去によって設定可能である。

40

【0028】

圧力で満たされることによって、流体は、オペレータによる著しい胸部方向の圧迫下であっても、患者と変換器 3 0 との間に残りやすい。流体 3 6 は、乳房全体にわたって確実に均一な圧力場を作り出す。均一な圧力は、乳房全体にわたる結合組織による陰影を低減する可能性がある。厚みがあり、粘性のある流体によって、接触表面全体にわたって圧力を分散させて、患者上に流体で満たされたバッグを配置することを可能にする。水などの粘性の低い流体は、それほど圧力をかけることができない。その結果、中間流体なしで、変換器接触表面 3 2 と患者接触表面 3 4 との間の接触を可能とすることによって、より不均一な圧力分散になる。粘性流体は、オペレータによって胸部方向に圧力がかけられる下

50

での変位および流れを遅らせる可能性がある。

【0029】

スタンドオフ28が筐体内に含まれた粘性流体を提供する。筐体は、第一部分において可撓性の弾性材料であり、第二部分においては、比較的より硬質の材料である。変換器によって圧力がかけられても硬質部分は全く変形しないかほとんど変形せず、音響的接触を保持する。可撓性の、弾性部分によって、より小さい領域に圧力ピークが生じることによって患者に不快な思いをさせることなく、乳房全てまたはその大部分にわたって圧力を分散させることができる。粘性流体は、乳房にわたって、より均一な圧力を確実にし、スキャン用の位置決めを可能とする。音響的伝導性を有することによって、スタンドオフ28は、超音波スキャン用に使用されてもよい。滅菌可能であることにより、スタンドオフ28は、複数回（例えば、3回以上）使用されてもよい。粘性流体および柔らかい感触の材料の組み合わせによって、乳房全体にかけられる著しい胸部方向圧力を可能とし、患者の不快な思いを抑えながら陰影を減らすことができる。スタンドオフ28は、経済的で半永久的な結合装置である。

10

【0030】

一実施形態においては、一つ以上の力センサ40は、スタンドオフ28上またはスタンドオフ28内に提供される。歪みゲージ、距離測定用超音波、または圧力センサなどのあらゆる力センサ40が使用されてもよい。例えば、圧力センサはスタンドオフ28内にある。密封容器内の圧力センサは、流体圧力を測定する。流体圧力は、スタンドオフ28内の流体36の圧力に対応し、変換器30によってスタンドオフ28にかけられるあらゆる胸部方向圧力に対応するものである。乳房にわたってかけられる力が測定されうるため、均一な圧力場を測定することによって、精巧な弾性計算を支援する可能性がある。

20

【0031】

図2は、臨床診断超音波ボリュームイメージングにおいて乳房をスキャンするための方法の一実施形態のフローチャート図である。乳房をスキャンするために、図1のスタンドオフ28または異なるスタンドオフが超音波イメージングシステムで使用される。スキャンは、患者の乳房に対してスタンドオフ28を動かすことなく、および／または変換器筐体を再配置することなく、乳房全体または乳房の一部に対して行われる。再配置または移動は、患者の異なる部分をスキャンするために提供されてもよい。

【0032】

方法は、示された順序で実施されてもよいし、別の順序で実施されてもよい。例えば、動作46は、動作48および／または動作50を実施している間にも実施される。追加動作、異なる動作またはより少ない動作が提供されてもよい。例えば、動作50、52および／または54が実施されなくてもよい。別の例として、弾性イメージングまたはスキャン構成用の動作が実施される。

30

【0033】

動作42において、圧力下で粘性流体を満たされたバッグが患者の乳房に接触して配置される。例えば、水よりも粘性の高い油または他の流体を含む粘性流体によって1気圧を超える流体内部圧で密封されたバッグが配置される。図1のスタンドオフが適用されてもよい。配置前に、ゲルまたは他の音響的結合がバッグまたは乳房に対して適用されてもよい。

40

【0034】

動作44において、ボリュームスキャン変換器がバッグに接触して配置される。変換器は、乳房とは反対側のバッグ側面に接触して配置される。配置前に、ゲルまたは他の音響的結合が変換器またはバッグに適用されてもよい。一実施形態においては、音響的に結合するおよび／またはバッグに沿った摩擦が少なくなり、変換器のアレイを動かすことができるように、バッグは、半永久的潤滑油で満たされるか、予めコーティングされる。

【0035】

ボリュームスキャン変換器は、変換器筐体が静止している間、超音波で2以上の平面をスキャンするための、2次元アレイ、ウォブラ（wobbler）、または他の変換器で

50

ある。一実施形態においては、変換器はトラックに取り付けられた一次元アレイである。ギアまたは滑車が、ボリュームスキャン用の一次元アレイを機械的に移動させる。バッグが変換器筐体を収受するためのフレームまたは他の構造を有する場合、ウインドウまたは他のカバーが放射面上に提供されなくてもよい。別の実施形態においては、カバーが提供され、カバーはバッグとの音響的接触を形成する。

【0036】

動作46において、乳房に圧力がかけられる。変換器は、バッグに接触して押し付けられる。圧力は、バッグおよび変換器における重力によって生じる力よりも大きい。音波検査者の手またはロボットアームが圧力をかける。如何なる量の圧力がかけられてもよい。バッグにかけられる圧力は患者にもかけられる。

10

【0037】

圧力の結果として、バッグの流体を満たされた可撓性部分は患者の乳房に適合する。乳房はより平坦になるように押し付けられる。バッグは、乳房の形状に適合するように曲がるか、および／または広がる。この配置において、バッグのうちのより硬質の部分またはより平坦な部分に変換器と音響的に接触し、可撓性部分は乳房に適合する。1/2波長以上のオーダの空隙が予防されるか、存在しないように、可撓性材料および圧力をかけられた粘性流体が乳房に適合する。同様に、厚さ、弾性および／または圧力によって、バッグの可撓性材料がしわを生じにくくする。

【0038】

図3は一例を示す。患者接触表面34は、側面に押し付けられるが、幾らかの流体36は患者接触表面34全体に沿って保持され、乳房37のうちの大部分またはその全てに沿ってほぼ等しい圧力をかける。ピークを有する、または放物線状である（中心で圧力が高く、両端において圧力が少ない）位置の関数として圧力のプロファイルの有するのではなく、プロファイルはより平坦である（空間がより大きくなるにつれて、圧力がより均等になる）。

20

【0039】

図2の動作48において、乳房がボリュームスキャンされる。バッグを通してスキャンが行われる。ボリュームスキャン変換器アレイは、乳房内に焦点を合わせられた音響エネルギーを送信する。音響エネルギーは、バッグを通して患者へと通り抜ける。少なくとも70%、80%、90%以上の音響エネルギーが、バッグの境界によって反射されるのではなく、患者へと通り抜ける。伝送される音響エネルギーに応じた音響エコーがバッグを通りぬけて伝達し、変換器に達する。

30

【0040】

ボリュームスキャンは、或るボリューム（例えば、乳房）を通して分布した走査線に沿って送信し、受信する。例えば、乳房内の複数平面がスキャンされる。ボリュームスキャンが電子的ステアリング（steering）で実施される。あるいは、ウォブラアレイなどで、一方向に沿って機械的ステアリングが提供され、別方向では、電子的ステアリングが提供される。一実施形態においては、異なる平面をスキャンするために一次元アレイがバッグ表面に沿って移動し、ボリュームスキャンを形成する。

【0041】

変換器アレイによってバッグに沿って音響的に接触することによって、乳房ボリュームのうちの全てまたはその大部分が、ある位置でバッグおよび変換器筐体でスキャンされてもよい。小さい乳房から中程度の乳房に対しては、乳房に呼応してボリュームアレイの異なる配置に関連する2以上（例えば、典型的には4-5）のボリュームを別々にスキャンするのではなく、一度の配置および位置決めが使用される。別の実施形態において、またはより大きい乳房に対しては、バッグは、乳房ボリュームの異なる部分を別々にボリュームスキャンするために、乳房の別の位置に再配置されてもよい。

40

【0042】

動作50においては、画像がスキャンから生成される。スキャンは、ビーム形成される電気信号を生成する。ビーム形成されたサンプルは、乳房内の3次元グリッドまたはサン

50

プリングパターン内の異なるボクセルまたは位置を表す。超音波システムを利用して、ビーム形成されたサンプルは、Bモードイメージングまたは速度に対する強度、カラー流体イメージング用のパワーまたは分散の概算などが検出される。フィルタ処理、スキャン変換、3次元デカルト座標グリッドに対する補間または他の処理が実施される。

【0043】

画像は、検出されたデータから作成される。3次元に分布したボクセルから表示するための二次元画像をレンダリングするなど、3次元レンダリングが作成されてもよい。投影または表面レンダリングが使用されてもよい。代替的または追加的に、平面画像が作成される。ボリュームを通る平面が画定され、乳房を通る平面の二次元画像を生成するためにその平面に沿ったボクセルデータが使用される。複数平面再構築が提供されてもよい。

10

【0044】

変換器によってバッグにかけられる圧力によって、画像内の陰影が低減される。結合組織はより高密度であるため、音響エネルギーをより大きく減衰させる。その結果、変換器と比較すると、結合組織を超える応答またはエコーは弱くなり、陰影の原因となる。より深部の結合組織を有すると、より陰影を生じる原因となる。より均等化された圧力をかけることによって、結合組織39（図3を参照。ここでは、線が結合組織を表す）は、より平坦または水平分布になるようにされる。この結果、陰影が低減される。

【0045】

弾性または歪みイメージングにおいて、組織に対して力が加えられる。例えば、変換器からの圧力がかけられる。その後、組織の歪み、柔軟性または弾性が測定される。弾性または歪みは、どれほどの力が加えられたかがわからなくても測定されることがある。ヤング率などの組織の特性を決定するために、加えられる力の量が利用される。動作52において、力はバッグ内から検知される。圧力または他の力センサは、組織または皮膚に加えられる力の量を決定する。乳房内に加えられる力は、バッグ内の圧力または皮膚にかけられる力から推定されてもよい。動作54において、組織特性は、スキャン（例えば、弾性または歪みデータ）および力からのデータを利用して計算される。ヤング率または他の組織特性が計算される。

20

【0046】

図4は、臨床診断超音波イメージング用のシステム10を示す。システム10は、乳房のボリュームスキャンなど、患者をスキャンするために、図1のスタンドオフ28などのスタンドオフと使用されてもよい。システム10は、変換器プローブ12、ビーム形成器14、プロセッサ16、検出器18、メモリ22およびディスプレイ24を含む。追加コンポーネント、異なるコンポーネントまたはより少ないコンポーネントが備えられてもよい。例えば、システム10はユーザインターフェイスを含む。一実施形態においては、システム10は、臨床診断超音波イメージングシステムである。他の実施形態においては、プロセッサ16および／またはメモリ22は、超音波イメージングシステムとは異なる、または超音波イメージングシステムとは分離されたワークステーションまたはコンピュータの一部である。ワークステーションは、超音波イメージングシステムに隣接しているか、または超音波イメージングシステムからは遠隔にある。幾つかの実施形態においては、変換器プローブ12は、他のコンポーネントなしで提供される。

30

40

【0047】

一実施形態においては、システムは、自動乳房ボリュームスキャナを表す。変換器プローブ12は、乳房をスキャンするために提供される。変換器プローブ12は、ハンドヘルドであるか、または自動スキャンシステムの一部であってもよい。例えば、変換器プローブ12は、ロボットアームまたは支持アームによって支持される。重力、サーボ、モータ、スプリング、油圧機構またはその他の機構が、患者の乳房に接触した位置に変換器プローブ12を保持する。乳房イメージング以外の用途も提供されてもよい。

【0048】

変換器プローブ12は、臨床診断超音波イメージング用の変換器アレイである。変換器プローブ12は、プローブ筐体と変換器アレイとを含む。ケーブルおよび／または電子機

50

器などの追加コンポーネント、異なるコンポーネントまたはより少ないコンポーネントが提供されてもよい。

【0049】

変換器プローブ12は、変換器素子の平面アレイ、曲面アレイ、二次元アレイ、放射状アレイ、環状アレイまたは他の多次元アレイを含む。例えば、変換器プローブ12は、多次元または二次元アレイを含む。二次元アレイは、複数方向に離隔された素子を有する（例えば、 $N \times M$ で、 N および M は1よりも大きい）が、必ずしも各方向に同程度に素子を有するわけではない。多次元アレイは、直線ではなくある面積にわたる素子の1.25D、1.5D、1.75D、環状、放射状、またはその他の配置を含む。

【0050】

別の実施形態においては、変換器プローブ12は、ガイドと接続する一次元アレイを有する。ガイドは、レール、滑車、油圧装置、ねじ駆動、機械的連結、ボールベアリング、ラックおよびピニオン、または回転移動もしくは横方向移動において変換器アレイを誘導するための他の機構である。例えば、ガイドは、二つの溝を含み、変換器アレイはこの溝内で静止し、滑車または鎖に接続される。溝は、高さ方向など、ほぼ垂直にアレイが動くように支援する。モータは、滑車またはギアを通して、アレイと接続する。モータは変換器アレイを動かすために力を加える。変換器アレイを移す、または動かすために、任意の移動速度が提供されてもよい。スキャンヘッドは、短軸に平行な方向に機械的に移され、全ボリュームにわたって送信平面を掃引させる。コントローラは、所望の時間および／または速度でモータを動作させる。ステッパモータ、電気モータまたはポンプなどあらゆる種類のモータが使用されてもよい。

【0051】

変換器プローブ12は、プローブ筐体を含む。乳房撮像素子に対して、プローブ筐体は、プラスチック、繊維ガラス、金属および／または他の材料のボッドまたは外部シェルである。変換器アレイとパッドとの間に、ゲルまたは他の超音波透過性物質ありで、またはゲルまたは他の超音波透過性物質なしで、可撓性バッグなどの音響ウインドウが提供される。例えば、パッドは、圧迫された乳房の形状に適合する。パッドと変換器アレイとの間のゲルは、適合を可能とし、変換器アレイから乳房への音響経路を提供する。あるいは、プローブ筐体は、乳房X線撮影（マンモグラフィ）システムまたは任意の他の乳房圧迫またはスキャンシステムの一部である。

【0052】

乳房をスキャンする用途、または、他の用途のための別の実施形態においては、プローブ筐体はハンドヘルド用途のためのものである。プローブ筐体の形状および表面の質感は、プローブ筐体の手動移動のためのグリップまたはハンドルを含む。プラスチックまたはレンズなどの音響ウインドウが提供されてもよい。

【0053】

プローブ筐体は、変換器アレイ周囲の保護フレームワークを収容するか、その大部分を包囲するか、変換器アレイ周囲の保護フレームワークである。プローブ筐体は、ハンドル、グリップ、ラッチ、接続、変換器ケーブルまたは他のコンポーネントを含んでもよい。プローブ筐体内に電子機器が提供されてもよいが、プローブ筐体は、アクティブな（例えば、トランジスタ、スイッチまたは前置増幅器）電子機器を有さなくてもよい。

【0054】

変換器プローブ12の音響素子は、ジルコン酸チタン酸鉛（PZT）圧電変換材料、強誘電性リラクサまたはPVD材料、容量性膜超音波変換器（cMUT）材料、微細加工膜またはビーム、微小電気機械デバイス、他の圧電材料、または音響－電気変換および／もしくは電気－音響変換用のその他の手段である。例えば、音響素子は、音響エネルギーと電気エネルギーの間で変換するために、間隙の各側に電極を有する間隙にわたって吊るされた少なくとも一つの可撓性膜など、cMUTまたは微細加工構造である。各音響素子は、一つ以上（例えば、4－8）、10などの数の膜および間隙（即ち“鼓膜”またはcMUTセル）で形成される。与えられた素子に対する各膜および間隙の電極は、単一の音

10

20

30

40

50

響素子を形成するために共通に接続される。

【0055】

音響素子の全ては、同一種の方法を含むが、異なる音響素子のために複数種の音響変換器材料が使用されてもよい。音響素子は、三角形、長方形、正方形、多角形、六角形、円形、不規則形状または音響素子の面上の任意の形状の組み合わせ（即ち、スキャンされるボリュームに隣接して配置された素子の一部）などの、種々の可能性のある形状のうちの一つを有する。

【0056】

変換器プローブ12は、患者の身体領域をスキャンするために電気信号と音響エネルギーとを変換する。スキャンされる身体領域は、変換器アレイの種類と患者に対する変換器プローブ12の位置との関数である。線形アパーチャは、身体の長方形または正方形、平面領域をスキャンしてもよい。別の例として、曲線線形アパーチャが身体のパイ形状領域をスキャンしてもよい。Vector（商標）スキャンなどの、身体内の他の幾何学的領域または形状に適合するスキャンが使用されてもよい。スキャンは、アパーチャに対して異なる方位角度でスキャンするなど、二次元平面のものである。異なる平面または平面の異なるセグメントは、変換器アレイを動かすことによってスキャンされてもよい。乳房ボリュームをスキャンするために、変換器アレイは、同様に、または代替的に、異なる高さ方向に隔離した平面をスキャンするために機械的に動かされる。

【0057】

ビーム形成器14は、ハードウェアおよび／またはソフトウェアによって構成される。例えば、焦点テーブルは、音響ビームをステアリングするための遅延または位相を決定するために使用される。ソフトウェア制御に従って、送信動作に所望の波形が生成され、所望の受信プロセスが実現される。

【0058】

一実施形態においては、ビーム形成器14は、送信アパーチャの各素子に対して電氣的波形を生成するための送信器または波形生成器を含む。波形は、位相および振幅に関連付けられる。与えられた送信イベントに対する波形は、同一位相または異なる位相を有してもよい。電氣的波形は、所望の位相および振幅特性で音響ビームを形成するために、相対的に重みづけられ、遅延する。例えば、他の音響ビームに関連する所望の位相および振幅を有する連続的にステアリングされるパルスを生成するために、送信ビーム形成器は、増幅器、位相回転子、および／またはコントローラを含む。集光、分岐または平面ビームが使用されてもよい。

【0059】

ビーム形成器14は、動的な焦点合わせで一つ以上の受信ビームを形成するために受信信号を相対的に遅延させて、合計するための、遅延、位相回転子、増幅器および／または加算器を含んでもよい。例えば、共有処理、個別処理またはその組み合わせを用いて、複数（例えば、数十または数百の）パラレル受信ビーム形成器が提供され、与えられた送信ビームに応じて複数の其々の受信ビームを形成する。或いは、ビーム形成器14は、スキャンされた領域の異なる空間的位置を表すサンプルを作成するために、受信された信号のフーリエ解析またはその他の解析用のプロセッサを含む。他の実施形態においては、唯一つ、または少数（例えば、9個以下）の受信ビームが各送信ビームに対して生成される。

【0060】

受信ビーム形成器は、前置増幅後、あらゆる信号調整（例えば、フィルタ処理）後およびアナログデジタル変換後に、変換器アレイの受信素子と接続する。受信ビーム形成器は、素子とともにオンチップであってもよい。

【0061】

送信ビーム形成器チャンネルは同軸ケーブルを介して変換器プローブ12に接続するなど、変換器プローブ12およびビーム形成器14は、ともに接続される。変換器プローブ12およびビーム形成器14は、平面領域または平面領域のセグメントをスキャンするように構成される。ビーム形成器14は、スキャンを実施するように制御されるか、またはプ

10

20

30

40

50

ログラムされる。相対的遅延および／または焦点用の位相、アポディゼーション、ビーム振幅、ビーム位相、周波数その他のビーム形成器のパラメータが設定される。変換器プロープ１２における送信用アパーチャおよび受信用アパーチャが設定される。ビーム形成器１４および変換器プロープ１２は、アパーチャ用の波形を生成し、ビームを送信するための音響エネルギーに波形を変換するために使用される。ビーム形成器１４および変換器プロープ１２は、受信アパーチャで音響エネルギーを受信し、音響エネルギーを電気エネルギーに変換し、受信された電気信号をビーム形成するために使用される。

【００６２】

平面をスキャンするために電氣的ステアリングが使用されてもよい。ボリュームスキャンは、変換器アレイの機械的移動またはさらなる電氣的ステアリングを利用して実施されてもよい。走査線および／またはアパーチャのあらゆるパターンまたは分布が使用されてもよい。音響エネルギーは、データを取得するために、各スキャン平面に沿って種々の既知または今後開発されるスキャンパターンのうちのいずれかで送信される。その後、スキャン平面は、変換器アレイを動かすことによって、ボリューム内の別の位置に変えられる。ガイドに沿って変換器アレイを動かすことによってボリュームがスキャンされてもよい。ボリュームは、複数の平面に対するデータによって表される。

10

【００６３】

各平面位置に対して、ビーム形成器は、一度平面をスキャンするように構成される。あるいは、平面は、複数回スキャンされるが、空間的に合成するために、異なる走査線角度で方位スキャンされる。異なる角度から与えられた位置をスキャンするために、異なるアパーチャ位置が使用されてもよい。

20

【００６４】

与えられたボリュームに対して、スキャンは繰り返されてもよい。スキャンを繰り返すことによって、ボクセルデータのフレームのシーケンスが取得される。各フレームは、３次元スキャンされたボリューム全体を表すが、平面などの、ボリューム内のより小さい領域だけを表すこともある。スキャンを繰り返すことによって、ボリュームおよび／または平面を表すビーム形成されたデータの複数フレームが取得される。走査線、フレームの一部、フレームまたはフレームインターリービングの集合のうちのいずれが使用されてもよい。

【００６５】

検出器１８は、変換器アレイに応じてビーム形成器１４によって出力されたデータを検出するように構成される。検出器１８は、超音波検出器である。検出器は、ビーム形成された、および／または補間されたデータから検出するためのハードウェアおよび／またはソフトウェアによって構成される。Ｂモード、ドップラまたはカラーフローモード、高調波モード、または他の既知もしくは今後開発されるモードなどのあらゆる検出が使用されてもよい。Ｂモードおよび幾つかの高調波モードは、検出用に単一パルススキャン技術を利用する。興味ある周波数帯域内で受信された信号強度が計算される。速度またはエネルギーのフローモード計算など、複数パルス技術が使用されてもよい。

30

【００６６】

検出器１８は、ボリュームスキャン用の送信ビームに対する応答を検出する。検出されたデータの空間的および／または時間的解像度は、ビーム形成またはスキャン解像度に基づく。ボリュームを表す検出データが提供される。

40

【００６７】

プロセッサ１６は、ハードウェアおよび／またはソフトウェアによって構成されたレンダリングプロセッサである。プロセッサ１６は、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、グラフィクス処理ユニット、デジタル回路、アナログ回路、デジタル信号プロセッサ、それらの組み合わせ、または異なる平面でボリュームスキャンされた三次元レンダリングを生成するための既知または今後開発されるデバイスである。プロセッサ１６は、単一のデバイスまたはデバイスの集合である。例えば、プロセッサ１６は、パラレルまたはシーケンスで動作する個別のプロ

50

セッサを含む。別の例として、プロセッサ 16 は、パラレルまたはシーケンスで分散処理するためのデバイスのネットワークである。一実施形態においては、プロセッサ 16 は、グラフィクス処理ユニット、グラフィクスカード、またはレンダリング用の他のデバイスなどの三次元画像レンダリング用の専用デバイスである。

【0068】

プロセッサ 16 は、表面レンダリング、投影レンダリング、アルファブレンディング、またはその他の既知もしくは今後開発されるレンダリングを利用する。データは、規則的なボクセルグリッドに再サンプリングされてもよい。あるいは、レンダリングは、実際の走査線および／または補間された走査線に関連するような、スキャンフォーマットにおけるデータから実施されてもよい。さらに他の実施形態においては、プロセッサ 16 は、スキャンされたボリュームからスキャンされた平面または平面の再構築を表す二次元画像を作成するためのスキャン変換器を備えていないか、または、そのようなスキャン変換器である。

10

【0069】

プロセッサ 16、検出器 18 または個別のプロセッサは、検出器 18 からのボリュームスキャンおよび／または平面スキャンまたは他のデータ出力から画像を作成する。例えば、グレイスケールおよび／またはカラーコーディングは、B モード、ドップラモードまたは B モードおよびドップラモードの組み合わせを作成するために使用される。三次元レンダリングなどのあらゆる画像がディスプレイ 24 に出力される。

【0070】

ディスプレイ 24 は、CRT、LCD、プラズマ、プロジェクタ、プリンタまたは他の既知または今後開発されるディスプレイデバイスである。ディスプレイ 24 は、プロセッサ 16 または他のコンポーネントから画像データを受信して、画像を作成する。三次元レンダリング、二次元画像または他の画像が表示される。

20

【0071】

メモリ 22 は、キャッシュ、バッファ、レジスタ、RAM、リムーバブル媒体、ハードドライブ、光学記憶デバイスまたは他のコンピュータ可読記憶媒体などの有形（非一時的）コンピュータ可読記憶媒体である。メモリ 22 は、信号ではなくデバイスであることによって有形であるといえる。コンピュータ可読記憶媒体は、種々のタイプの揮発性および不揮発性記憶媒体を含む。メモリ 22 はプロセッサ 16 によってアクセスすることができる。

30

【0072】

メモリ 22 は、プログラムされたプロセッサ 16、ビーム形成器 14 のプロセッサおよび／または、超音波でスキャンするおよび／もしくは変換器プローブ 12 のモータを制御するためのプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納する。本明細書で記述されたプロセス、方法および／または技術を実現するための命令は、コンピュータ可読記憶媒体またはメモリに提供される。図面に示されるか、または本明細書で記述された機能、動作またはタスクは、コンピュータ可読記憶媒体内またはコンピュータ可読記憶媒体上に格納された一つ以上の命令の集合に応じて実行される。機能、動作またはタスクは、特定の種類の命令の集合、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジーとは関係なく、単独または協働して動作するソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって実施されてもよい。同様に、処理ストラテジーは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、パラレルプロセッシングなどを含んでもよい。一実施形態においては、ローカルまたはリモートシステムによって読み出すためのリムーバブルメディアデバイスに命令が格納される。他の実施形態においては、コンピュータネットワークまたは電話回線を介して伝送するために、命令は遠隔位置に格納される。さらに他の実施形態においては、任意のコンピュータ、CPU、GPU またはシステム内に命令が格納される。

40

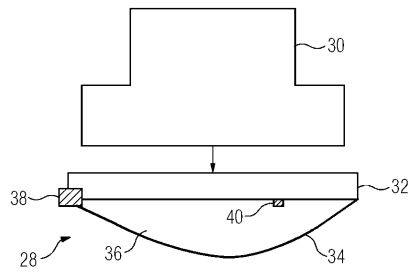
【0073】

種々の実施形態を参照して本発明が上述されてきたが、本発明の範囲を逸脱することな

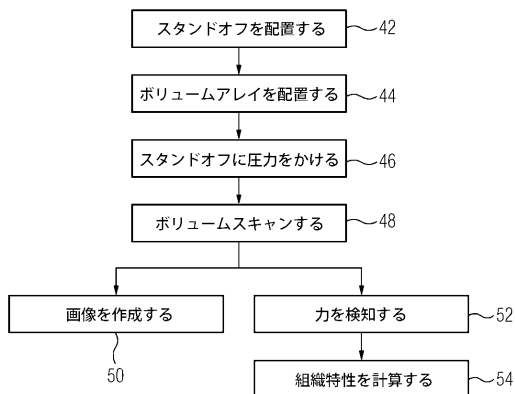
50

く多数の変更および改変を行うことができることを理解されたい。上記の実施形態は例に過ぎない。したがって、前述の詳細な説明は、本発明の現時点での好ましい実施形態の例示として理解することを意図されたものであって、本発明の定義として理解されるべきではない。本発明の範囲を定義することを意図されるものは、全ての均等物を含む以下の請求項のみである。

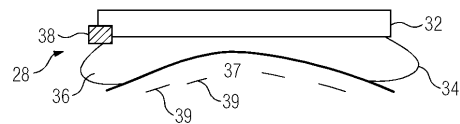
【図 1】



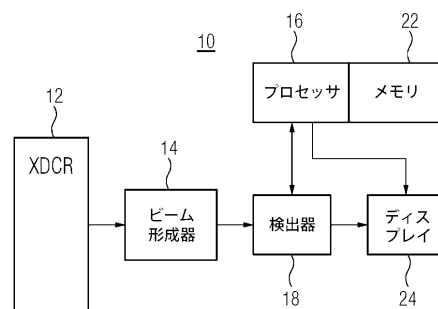
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 シュテファン アール. バーンズ
アメリカ合衆国, ワシントン州 98008, ベルビュー, 185番 アベニュー ノースイース
ト 1009

(72)発明者 リチャード バー
アメリカ合衆国, オハイオ州 44405, キャンベル, ロビンソン ロード 671

(72)発明者 トーマス アール. クラリー
アメリカ合衆国, ワシントン州 98075, サマミッシュ, 218番 アベニュー サウスイ
スト 3051

(72)発明者 アンジェイ ミルコウスキー
アメリカ合衆国, ワシントン州 98027, イサクア, リンガリング パイン レーン ノース
ウエスト 890

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD08 DD19 DD23 GC02 GC14

【外国語明細書】

【発明の名称】

CONFORMAL INTERFACE FOR MEDICAL DIAGNOSTIC ULTRASOUND IMAGING

【技術分野】

【0001】

(該当する記載なし)

【背景技術】

【0002】

BACKGROUND

Volumetric ultrasound is used to image a patient, such as imaging women with dense breasts. There are a number of drawbacks with volume imaging dense breasts. The volume scanning transducer may not make contact with a large fraction, or in the case of a smaller breast, the entire surface of the breast. This results in air or other gaps between parts of the transducer and the patient, limiting the volume that can be scanned from a given position. The sonographer then repeats volume scans from other positions, requiring registration of separately acquired volumes. Another issue in volume ultrasound is shadowing. The nipple and other connective breast tissue cause acoustic shadows. The acoustic shadows cause image artifacts.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, standoffs, conformal interfaces, transducer arrays, and systems for ultrasound imaging. A standoff has a stiffer portion for contact with a volume transducer and a flexible portion filled with viscous fluid for conforming to the patient, resulting in fewer or no air gaps. Pressure is applied through the standoff to cause the connective tissue to flatten, resulting in less shadowing artifact.

In a first aspect, a conformal interface is provided for ultrasound imaging. A sealed container has a first surface stiffer than an opposing second surface. The second surface is conformal to an outside surface of a patient, and the first surface is configured for acoustic contact with an ultrasound transducer array. A fluid more viscous than water in the sealed container.

In a second aspect, a method is provided for scanning a breast in medical diagnostic ultrasound volume imaging. A bag filled with a viscous fluid under pressure is placed against the breast of the patient. A volume scanning transducer is positioned against the bag. Pressure is applied with the volume scanning transducer to the bag. The pressure is greater than caused by gravity. The breast is volume scanned through the bag with the volume scanning transducer.

In a third aspect, a standoff is provided for ultrasound imaging. A housing contains a viscous fluid. The housing is, in a first part, a flexible, elastic material and is, in a second part, a relatively more stiff material. The viscous fluid and the housing being acoustically conductive.

The present embodiments are defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Any one or combinations of any two or more of the aspects discussed above may be used. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 4 】

BRIEF DESCRIPTION OF SEVERAL VIEWS OF THE DRAWINGS

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

FIG. 1 illustrates one embodiment of a conformal interface for ultrasound scanning;

FIG. 2 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for ultrasound imaging with a standoff;

FIG. 3 illustrates an example interaction of the conformal interface of FIG. 1 with a breast; and

FIG. 4 is a block diagram of one embodiment of an ultrasound system for volume scanning.

【発明を実施するための形態】

【0005】

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

A conformal, shadow-reducing interface is used for ultrasound volume or other scanning. The conformal interface is a sealed viscous, acoustically-conductive, fluid-filled bag. The bag creates a conformal interface between a transducer and the breast of the patient. Every breast has a different shape and structure. The bag may create a high-pressure interface between a chestwardly compressed transducer and the breast of a

supine patient. A conformal design increases acoustic contact, patient comfort, and results in shadow reduction.

A volumetric ultrasound system may capture an entire, smaller dense breast in one volume acquisition with shadowing similar to traditional hand-held ultrasound. The conformal interface may provide for acoustic paths without gaps to a greater portion of the breast.

Breast imaging is used in the examples herein. In other embodiments, the conformal interface is used for scanning other parts of the patient. Abdominal, small organ, and peripheral vascular are some other examples.

Figure 1 shows one embodiment of a conformal interface for ultrasound imaging. The conformal interface is a standoff 28 for positioning between an ultrasound transducer 30 and the patient. The standoff 28 includes a transducer contact surface 32 connected with a patient conforming surface 34, forming a container filled with fluid 36. A port 38 for filling the container and a force sensor 40 are also shown. Additional, different, or fewer components may be provided, such as not having the port 38 and/or force sensor 40.

The transducer contact surface 32 is an elastomer, such as PEBAX. Other materials may be used. The material is sterilizable, so may be subjected to heat and steam for cleaning and re-use. The material is also acoustically conductive and provides a matched acoustic impedance to the fluid 36 and the transducer 30, such as having an acoustic impedance similar to water and tissue.

The transducer contact surface 32 is configured for acoustic contact with the ultrasound transducer 30. Any one or combination of various arrangements may be used to configure the transducer contact surface 32 for acoustic contact with the ultrasound transducer 30. To avoid artifacts, acoustic matching is provided. By minimizing acoustic mismatch in impedance, acoustic energy more likely travels through an interface or boundary. For scanning tissue, gel is used to provide contact free of air between the emitting face of the transducer 30 and the skin. The skin, gel, and patient have similar acoustic impedance, but air does not.

In one embodiment, the transducer contact surface 32 is configured for contact by being stiff or stiffer than the patient conforming surface 34. For example, the transducer contact surface 32 is thicker, such as being 3-4 times the thickness (e.g., 10-15 mils), of the patient conforming surface 34. Structure, such as ridges, may be used to stiffen the transducer contact surface 32. For example, a lip is formed around all or a part of the circumference of the transducer contact surface 32. The lip or ridges limit bending.

The transducer contact surface 32 is substantially flat and rigid. Substantially accounts for deviation from flat that is slight enough that contact between the rigid emitting face of the transducer 30 and the transducer contact surface 32 is maintained, at least through a gel, and without pockets of air. For example, the transducer contact surface 32 is sufficiently stiff that opposite edges do not deviate from planar by more than 0.5 cm while pressure is applied by the transducer 30 against the transducer contact surface 32 for ultrasound imaging. More or less deviation or amounts of bend may be provided. The stiffness allows the transducer 30 to be used on the transducer contact surface 32 for high-frequency (e.g., 2-10 MHz) scanning of the patient.

In another embodiment, the transducer contact surface 32 is configured for acoustic contact through shape. The emitting face of the transducer 30 is planar or curved and has a circumference of any shape. The transducer contact surface 32 has a mating shape and curvature. For example, the transducer 30 is 15 cm x 15 cm. Likewise, the transducer contact surface 32 is 15 cm x 15 cm or slightly (e.g., within 3 cm) larger. As another example, the transducer 30 has a diameter of at least 10 cm in any direction. The transducer contact surface 32 has a matching or slightly larger diameter in the directions.

In yet another embodiment, the transducer contact surface 32 is configured for acoustic contact through mating structures, such as alignment holes or rods. In one approach, a lip extends around a circumference of the transducer contact surface 32. The lip extends away from the transducer contact surface 32 and the patient, extending towards the transducer 30. The

transducer 30 fits between the lip and against the transducer contact surface 32. For example, the square or rectangular emitting face of the transducer 30 fits within or surrounded by the lip where the lip defines a mating ellipsoid, circular, square or rectangular indentation. Water, gel, or other acoustically matched mating material may be positioned within the indentation for forming acoustic contact between the transducer 30 and the transducer contact surface 32.

The transducer contact surface 32 may be entirely flat or have bumps or other structure. The bumps or other structure may reduce friction or may be designed to increase friction. In one embodiment, gel is avoided during use. Instead, an adhesive lubricant is coated, deposited, imbedded, or formed on an etched transducer contact surface 32. The adhesive lubricant adheres to the transducer contact surface 32 and allows acoustic contact with the transducer 30. By pre-applying the adhesive lubricant, such as at manufacture, a permanent or semi-permanent (e.g., 3 or more uses) acoustic matching material is provided so that the transducer 30 or part of the transducer 30 may slide during scanning.

The patient contact surface 34 is a sheet of elastomer, such as PEBAX. Other materials may be used. The patient contact surface 34 is made from biocompatible, sterilizable, thin, good touch-feel material. Due to contacting skin, patient comfort is provided. Any thickness may be used while maintaining some flexibility. The patient contact surface 34 is thick enough to avoid wrinkling. In one example, the patient contact surface 34 is formed of material that is 1-5 mils thick. Greater or lesser thickness may be used.

The patient contact surface 34 is of the same or different material as the transducer contact surface 32. In one embodiment, different types of the same material are used. For example, the patient contact surface 34 is made from PEBAX SA MED, and the transducer contact surface 32 is made from lower friction coefficient PEBAX 7033.

The patient contact surface 34 is conformal to the patient. The patient has a generally flat or curved surface. For example, the breast is generally curved with a protrusion formed by the nipple. The patient contact surface 34 is a sheet of material that conforms to most or the entire surface of

the patient when pressed against the patient. In one embodiment, the patient contact surface is elastic, stretching due to pressure. The flexible and elastic patient contact surface 34 takes on the shape of the patient over at least part of the surface 34.

The patient contact surface 34 has any shape at rest or while under pressure from the fluid 36 but not pressed against the patient. In the example of Figure 1, the patient contact surface 34 is formed from a sheet of material connected to the transducer contact surface 32. The sheet may be flat other than caused by the fluid 36 or may have a bowl shape or curvature as represented in Figure 1. Any depth may be provided, such as 2-3 inches at the center. In other embodiments, the patient contact surface 34 has other shapes, such as having an inverse bowl shape forming a cup for pre-disposed mating with a breast of a supine patient. In other embodiments, side walls are formed from the transducer contact surface 32 so that the patient contact surface 34 forms a drum membrane type surface.

The patient contact surface 34 is flat or smooth. Texture may be provided. In one embodiment, a pre-formed or permanent indentation is provided for mating with a nipple.

The patient contact surface 34 connects directly to the transducer contact surface 32. Adhesive, sonic welding, heat welding, or other connection may be used. In alternative embodiments, side walls or other intervening structure is provided between the patient and transducer contact surfaces 32, 34.

The connection forms a sealed container. The fluid 36 is maintained in the sealed container without leaking out. The seal is fixed or releasable. In one embodiment, the port 38 is provided. The port 38 is a one way valve or a two-way valve. The port 38 allows the addition and/or removal of fluid 36 from the sealed container. A cylinder or pump may be provided for hydraulic addition or removal of the fluid 36. In one embodiment, the port 38 connects through tubing to a syringe housing fluid 36 for injecting or removing some of the fluid 36.

The fluid 36 is viscous. For example, the fluid 36 is more viscous than water. Any fluid may be used, such as oil (e.g., cooking oil). The fluid 36

has a similar acoustic impedance as water and tissue, avoiding substantial mismatch with the patient and the sealed container (e.g., housing formed by the patient contact and transducer contact surfaces 32, 34).

The fluid 36 is housed in the sealed container under pressure. For example, the pressure is greater than 1 atmosphere. The port 38 or other structure used to inject during manufacture keeps the fluid 36 at the desired pressure. With the port 38, the pressure may be increased or decreased as needed. The pressure is settable by injection or removal.

By being pressure filled, fluid is more likely left between the patient and transducer 30 even under significant chestward compression by the operator. The fluid 36 ensures a uniform pressure field across the entire breast. The uniform pressure may provide a reduction in shadowing from connective tissue over the entire breast. The thick, viscous fluid enables the positioning of the fluid-filled bag onto the patient with pressure distributed over the entire contact surface. Less viscous fluids, such as water, may not allow for significant pressure to be applied. Water may result in less even pressure distribution by allowing contact between the transducer and patient contact surfaces 32, 34 without intervening fluid. The viscous fluid may slow down displacement and flow under operator chestward pressure.

The standoff 28 provides a viscous fluid contained in a housing. The housing is, in a first part, a flexible, elastic material and is, in a second part, a relatively more stiff material. The stiff part is non-deforming or deforms little as pressure is applied by the transducer, maintaining acoustic contact. The flexible, elastic part enables distributed pressure across all or most of the breast without patient discomfort due to a peak in pressure at a smaller region. The viscous fluid ensures a more uniform pressure across the breast and allows positioning for scanning. By being acoustically conductive, the standoff 28 may be used for ultrasound scanning. By being sterilizable, the standoff 28 may be used multiple times (e.g., three or more). The combination of viscous fluid and soft touch material allows for a significant chestward pressure to be applied to the entire breast, reducing shadowing with less patient discomfort. The standoff 28 is an economical, semi-permanent coupling device.

In one embodiment, one or more force sensors 40 are provided on or in the standoff 28. Any force sensor 40 may be used, such as a strain gauge, ultrasound for distance measuring, or pressure sensor. For example, a pressure sensor is inside the standoff 28. The pressure sensor in the sealed container measures the fluid pressure. The fluid pressure is responsive to the pressure of the fluid 36 within the standoff 28 and any chestward pressure applied against the standoff 28 by the transducer 30. Measuring the uniform pressure field may assist in sophisticated elasticity calculations since the force applied across the breast may be measured.

Figure 2 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for scanning a breast in medical diagnostic ultrasound volume imaging. The standoff 28 of Figure 1 or a different standoff is used with an ultrasound imaging system to scan the breast. The scanning is of the entire breast or a portion of the breast without moving the standoff 28 relative to the patient's breast and/or without repositioning the transducer housing. Repositioning or moving may be provided to scan different parts of the patient.

The method is performed in the order shown or another order. For example, act 46 is performed while also performing act 48 and/or act 50. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, acts 50, 52, and/or 54 are not performed. As another example, acts for elasticity imaging or scanning configuration are performed.

In act 42, a bag filled with a viscous fluid under pressure is placed against the breast of the patient. For example, a sealed bag with the internal fluid pressure being greater than 1 atmosphere and with the viscous fluid comprising oil or other fluid more viscous than water is placed. The standoff of Figure 1 may be applied. Gel or other acoustic coupling may be applied to the bag or the breast prior to placement.

In act 44, a volume scanning transducer is positioned against the bag. The transducer is positioned against the side of the bag opposite the breast. Gel or other acoustic coupling may be applied to the transducer or the bag prior to positioning. In one embodiment, the bag is infused or pre-coated with a semi-permanent lubricant for acoustic coupling and/or being able to move an array of the transducer with less friction along the bag.

The volume scanning transducer is a two-dimensional array, wobbler, or other transducer for scanning more than one plane with ultrasound while the transducer housing is stationary. In one embodiment, the transducer is a one-dimensional array mounted to a track. Gears or a pulley mechanically translate the one-dimensional array for volume scanning. Where the bag has a frame or other structure for accepting the transducer housing, a window or other cover may not be provided over the emitting face. In alternative embodiments, a cover is provided and the cover makes acoustic contact with the bag.

In act 46, pressure is applied to the breast. The transducer is pressed against the bag. The pressure is greater than resulting from gravity on the bag and the transducer. The sonographer's hand or a robotic arm applies the pressure. Any amount of pressure may be applied. The pressure applied to the bag is also applied to the patient.

As a result of the pressure, the flexible, fluid filled portion of the bag conforms to the breast of the patient. The breast is pushed to be flatter. The bag flexes and/or expands to conform to the shape of the breast. In this arrangement, the more rigid or flat portion of the bag acoustically contacts the transducer, and the flexible portion conforms to the breast. The flexible material and pressurized viscous fluid conform to the breast such that air gaps on the order of $\frac{1}{2}$ wavelength or greater are prevented or not present. Similarly, the thickness, elasticity, and/or pressure make it more likely that the flexible material of the bag does not wrinkle.

Figure 3 shows an example. The patient contact surface 34 is pressed to the sides but some fluid 36 is maintained along the entire patient contact surface 34, causing a generally equal pressure to be applied along most or the entire breast 37. Rather than having a profile of pressure as a function of location that is peaked or parabolic (more pressure at the center and less pressure at the sides), the profile is more flat (more equalized pressure along a greater spatial extent).

In act 48 of Figure 2, the breast is volume scanned. The scanning occurs through the bag. The volume scanning transducer array transmits acoustic energy focused within the breast. The acoustic energy passes

through the bag and into the patient. At least 70%, 80%, 90% or more of the acoustic energy passes into the patient rather than being reflected by boundaries of the bag. Acoustic echoes responsive to the transmitted acoustic energy travel through the bag and arrive at the transducer.

The volume scanning transmits and receives along scan lines distributed throughout a volume (e.g., the breast). For example, multiple planes in the breast are scanned. The volume scan is performed with electronic steering. Alternatively, mechanical steering is provided along one direction and electronic in another, such as with a wobbler array. In one embodiment, a one-dimensional array is translated along a surface of the bag to scan different planes, forming the volume scan.

Due to the acoustic contact along the bag by the transducer array, all or much of the breast volume may be scanned with the bag and transducer housing in one position. For small to medium breasts, a single placement and positioning is used rather than separately scanning 2 or more (e.g., typical 4-5) volumes associated with different placement of the volume array relative to the breast. In alternative embodiments or for larger breasts, the bag may be replaced to another location on the breast for separately volume scanning different parts of the breast volume.

In act 50, an image is generated from the scanning. The scan generates electrical signals that are beamformed. The beamformed samples represent different voxels or locations in a three-dimensional grid or sampling pattern within the breast. Using an ultrasound system, the beamformed samples are detected, such as intensities for B-mode imaging or velocity, power, or variance estimates for color flow imaging. Filtering, scan conversion, interpolation to a three-dimensional Cartesian coordinate grid, or other processing is performed.

The image is generated from the detected data. A three-dimensional rendering may be created, such as rendering a two-dimensional image for display from the voxels distributed in three dimensions. Projection or surface rendering may be used. Alternatively or additionally, a planar image is generated. A plane through the volume is defined and the voxel data

along the plane is used to generate a two-dimensional view of that plane through the breast. Multi-planar reconstruction may be provided.

Due to the pressure applied by the transducer to the bag, shadows are less likely in the image. Connective tissue is denser, so more greatly attenuates acoustic energy. As a result, returns or echoes from beyond the connective tissue relative to the transducer are weaker, causing shadowing. Having greater depth extent of the connective tissue causes more shadowing. By applying more equalized pressure, the connective tissue 39 (see Figure 3 where lines represent the connective tissue) is forced into a more flat or horizontal distribution. This results in less shadowing.

In elasticity or strain imaging, a force is applied to the tissue. For example, the pressure from the transducer is applied. The strain, flexibility or elasticity of the tissue is then measured. The elasticity or strain may be measured without knowing how much force is applied. To determine characteristics of the tissue, such as the Young's modulus, the amount of force applied is used. In act 52, the force is sensed from within the bag. A pressure or other force sensor determines the amount of force applied to the tissue or skin. The forces applied within the breast may be extrapolated from the pressure in the bag or force applied to the skin. In act 54, a tissue characteristic is calculated using the data from the scanning (e.g., elasticity or strain data) and the force. Young's modulus or other tissue characteristics are calculated.

Figure 4 shows a system 10 for medical diagnostic ultrasound imaging. The system 10 may be used with a standoff, such as the standoff 28 of Figure 1, for scanning a patient, such as volume scanning a breast. The system 10 includes a transducer probe 12, a beamformer 14, a processor 16, a detector 18, a memory 22, and a display 24. Additional, different, or fewer components may be provided. For example, the system 10 includes a user interface. In one embodiment, the system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system. In other embodiments, the processor 16 and/or memory 22 are part of a workstation or computer different or separate from an ultrasound imaging system. The workstation is adjacent to or remote from the

ultrasound imaging system. In some embodiments, the transducer probe 12 is provided without other components.

In one embodiment, the system represents an automated breast volume scanner. The transducer probe 12 is provided for scanning the breast. The transducer probe 12 is handheld or may be part of an automated scanning system. For example, the transducer probe 12 is supported by a robotic arm or a support arm. Gravity, servos, motors, springs, hydraulics or other mechanism hold the transducer probe 12 in place against a patient's breast. Other applications than breast imaging may be provided.

The transducer probe 12 is a transducer array for medical diagnostic ultrasound imaging. The transducer probe 12 includes a probe housing and a transducer array. Additional, different, or fewer components may be provided, such as a cable and/or electronics.

The transducer probe 12 includes a planar array, a curved array, a two-dimensional array, a radial array, an annular array, or other multidimensional array of transducer elements. For example, the transducer probe 12 includes a multi- or two-dimensional array. Two-dimensional array has elements spaced in multiple directions (e.g., $N \times M$ where both N and M are greater than 1) but does not necessarily have an equal extent in each direction. Multi-dimensional arrays include 1.25D, 1.5D, 1.75D, annular, radial, or other arrangements of elements over an area rather than a line.

In an alternative embodiment, the transducer probe 12 has a one-dimensional array that connects with a guide. The guide is a rail, a pulley, a hydraulic system, a screw drive, mechanical linkage, ball bearings, rack and pinion, or other mechanism for guiding the transducer array in rotational or lateral movement. For example, the guide includes two grooves where the transducer array rests in the grooves and is connected to a pulley or chain. The grooves support the array to move generally perpendicular, such as in an elevation direction. A motor connects with the array, such as through a pulley or gears. The motor applies force to move the transducer array. Any speed of motion may be provided to translate or move the transducer array. The scan head is mechanically translated in the direction parallel to the short axis, causing the transmit plane to sweep across an entire volume. A controller

operates the motor at the desired times and/or speed. Any type of motor may be used, such as a stepper motor, electric motor, or pump.

The transducer probe 12 includes a probe housing. For the breast imager, the probe housing is a pod or outer shell of plastic, fiberglass, metal, and/or other material. An acoustic window, such as the flexible bag with or without gel or other ultrasound transmissive substance between the transducer array and the pad, is provided. For example, the pad conforms to the shape of a compressed breast. Gel between the pad and the transducer array allows the adaption and provides an acoustic path from the transducer array to the breast. Alternatively, the probe housing is part of a mammogram system or any other breast compression or scanning system.

In alternative embodiments for use scanning the breast or for other uses, the probe housing is for handheld use. The shape and surface texture of the probe housing includes a grip or handle for manual movement of the probe housing. An acoustic window, such as plastic or lens, may be provided.

The probe housing encases, surrounds most of, or is a protective frame work around the transducer array. The probe housing may include handles, grips, latches, connections, a transducer cable, or other components. Electronics may be provided within the probe housing, but the probe housing may be free of active (e.g., transistors, switches, or preamplifiers) electronics.

The acoustic elements of the transducer probe 12 are lead zirconate titanate (PZT) piezoelectric transduction material, ferroelectric relaxor or PVDF materials, capacitive membrane ultrasonic transducer (cMUT) materials, micro-machined membranes or beams, microelectromechanical devices, other piezoelectric material, or other means for acoustic-to-electric and/or electric-to-acoustic transduction. For example, the acoustic elements are cMUT or micromachined structures, such as at least one flexible membrane suspended over a gap with electrodes on each side of the gap for transducing between acoustic and electrical energies. Each acoustic element is formed from one or more, such as 4-8, tens or other numbers of membranes and gaps (i.e., "drums" or cMUT cells). The electrodes of each of the membranes and gaps for a given element are connected in common to form the single acoustic element.

All of the acoustic elements comprise a same type of material, but multiple types of acoustic transducer materials may be used for different acoustic elements. The acoustic elements have one of various possible shapes, such as triangular, rectangular, square, polygonal, hexagonal, circular, irregular, or any combination of shapes on the face of the acoustic element (i.e., portion of the element placed adjacent a volume to be scanned).

The transducer probe 12 converts between electrical signals and acoustic energy for scanning a region of the patient's body. The region of the body scanned is a function of the type of transducer array and position of the transducer probe 12 relative to the patient. A linear aperture may scan a rectangular or square, planar region of the body. As another example, a curved linear aperture may scan a pie shaped region of the body. Scans conforming to other geometrical regions or shapes within the body may be used, such as Vector™ scans. The scans are of a two-dimensional plane, such as scanning at different azimuth angles relative to the aperture. Different planes or different segments of a plane may be scanned by moving the transducer array. To scan a breast volume, the transducer array is also or instead moved mechanically to scan different elevation spaced planes.

The beamformer 14 is configured by hardware and/or software. For example, focus tables are used to determine the delays or phases for steering acoustic beams. Pursuant to software control, the desired waveforms are generated for transmit operation, and the desired receive process is implemented.

In one embodiment, the beamformer 14 includes transmitters or waveform generators for generating electrical waveforms for each element of a transmit aperture. The waveforms are associated with phase and amplitude. The waveforms for a given transmit event may have the same or different phasing. The electrical waveforms are relatively weighted and delayed to form an acoustic beam with a desired phase and amplitude characteristic. For example, the transmit beamformer includes amplifiers, phase rotators, and/or controllers to generate sequential, steered pulses with the desired phase and amplitude in relation to other acoustic beams. Converging, diverging or planar beams may be used.

The beamformer 14 may include receive beamformers, such as delays, phase rotators, amplifiers, and/or adders for relatively delaying and summing received signals to form one or more receive beams with dynamic focusing. For example, using shared processing, separate processing, or combinations thereof, a plurality (e.g., tens or hundreds) of parallel receive beamformers are provided to form a respective plurality of receive beams in response to a given transmit beam. Alternatively, the beamformer 14 includes a processor for Fourier or other analysis of received signals to generate samples representing different spatial locations of the scanned region. In other embodiments, only one or a few (e.g., nine or fewer) receive beams are generated for each transmit beam.

The receive beamformer connects with the receive elements of the transducer array after pre-amplification, any signal conditioning (e.g., filtering) and analog-to-digital conversion. The receive beamformer may be on-chip with the elements.

The transducer probe 12 and beamformer 14 are connected together, such as the transmit beamformer channels connecting through coaxial cables to the transducer probe 12. The transducer probe 12 and beamformer 14 are configured to scan a planar region or a segment of a planar region. The beamformer 14 is controlled or programmed to perform the scan. The beamformer parameters, such as relative delays and/or phasing for focus, apodization, beam amplitude, beam phase, frequency, or others, are set. The aperture for transmit and the aperture for receive on the transducer probe 12 is set. The beamformer 14 and transducer probe 12 are used to generate the waveforms for the aperture and convert the waveforms to acoustic energy for transmitting the beam. The beamformer 14 and transducer probe 12 are used to receive acoustic energy at the receive aperture, convert the acoustic energy to electrical energy, and beamform the received electrical signals.

Electric steering may be used to scan a plane. A volume scan may be performed using mechanical movement of the transducer array or further electric steering. Any pattern or distribution of scan lines and/or apertures may be used. Acoustic energy is transmitted in any of various now known or

later developed scan patterns along each scan plane for acquiring data. The scan plane is then altered to another location in the volume by moving the transducer array. By moving the transducer array along the guide, a volume may be scanned. The volume is represented by data for a plurality of planes.

For each plane position, the beamformer is configured to scan the plane once. Alternatively, the plane is scanned multiple times but with different scan line angles in azimuth for compounding spatially. Different aperture locations may be used for scanning a given location from different angles.

For a given volume, the scans may be repeated. By repeating the scans, a sequence of frames of voxel data is obtained. Each frame represents the entire three-dimensional scanned volume, but may only represent smaller regions within the volume, such as a plane. By repeating the scanning, a plurality of frames of beamformed data representing the volume and/or plane is acquired. Any of scan line, part of frame, frame, or group of frame interleaving may be used.

The detector 18 is configured to detect data output by the beamformer 14 and responsive to the transducer array. The detector 18 is an ultrasound detector. The detector is configured by hardware and/or software to detect from the beamformed and/or interpolated data. Any detection may be used, such as B-mode, Doppler or color flow mode, harmonic mode, or other now known or later developed modes. B-mode and some harmonic modes use single pulse scan techniques for detection. The intensity of the received signals in the frequency band of interest is calculated. Multiple pulse techniques, such as flow mode estimation of velocity or energy, may be used.

The detector 18 detects the response to the transmit beams for the scan of the volume. The spatial and/or temporal resolution of the detected data is based on the beamforming or scanning resolution. Detected data representing the volume is provided.

The processor 16 is a rendering processor configured by hardware and/or software. The processor 16 is a general processor, control processor, application-specific integrated circuit, field-programmable gate array, graphics processing unit, digital circuit, analog circuit, digital signal processor,

combinations thereof, or other now known or later developed device for generating a three-dimensional rendering of a volume scanned with different planes. The processor 16 is a single device or group of devices. For example, the processor 16 includes separate processors operating in parallel or sequence. As another example, the processor 16 includes a network of devices for distributed processing in parallel or sequence. In one embodiment, the processor 16 is a specific device for three-dimensional image rendering, such as a graphics processing unit, graphics card, or other device for rendering.

The processor 16 uses surface rendering, projection rendering, alpha blending, texturing, or other now known or later developed rendering. The data may be resampled to a regular voxel grid. Alternatively, the rendering is performed from data in a scan format, such as associated with the actual scan lines and/or interpolated scan lines. In yet other embodiments, the processor 16 is not provided or is a scan converter for generating a two-dimensional image representing a scanned plane or a reconstruction of a plane from a scanned volume.

The processor 16, the detector 18, or a separate processor generates images from the volume scan and/or plane scan or other data output from the detector 18. For example, grayscale and/or color coding is used to generate a B-mode, Doppler mode, or B-mode Doppler mode combination. Any image, such as a three-dimensional rendering, is output to the display 24.

The display 24 is a CRT, LCD, plasma, projector, printer, or other now known or later display device. The display 24 receives the image data from the processor 16 or other component and generates the image. A three-dimensional rendering, two-dimensional image, or other image is displayed.

The memory 22 is a tangible (non-transitory) computer readable storage medium, such as a cache, buffer, register, RAM, removable media, hard drive, optical storage device, or other computer readable storage media. The memory 22 is tangible by not being a signal, but a device. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The memory 22 is accessible by the processor 16.

The memory 22 stores data representing instructions executable by the programmed processor 16, processor of the beamformer 14, and/or processor for scanning with ultrasound and/or controlling the motor of the transducer probe 12. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on computer-readable storage media or memories. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. The above embodiments are examples. It is therefore intended that the foregoing detailed description be understood as an illustration of the presently preferred embodiments of the invention, and not as a definition of the invention. It is only the following claims, including all equivalents, that are intended to define the scope of this invention.

CLAIMS

1. A conformal interface for ultrasound imaging, the conformal interface comprising:
 - a sealed container (28) having a first surface (32) stiffer than an opposing second surface (34), the second surface (34) being conformal to an outside surface of a patient, and the first surface (32) configured for acoustic contact with an ultrasound transducer array (30); and
 - a fluid (36) more viscous than water in the sealed container (28).
2. The conformal interface of claim 1, wherein the first surface (32) comprises a square or rectangular frame with a lip around a circumference of the frame and extending away from the second surface (34).
3. The conformal interface of claim 1, wherein the first surface (32) is thicker than the second surface (34).
4. The conformal interface of claim 1, wherein the second surface (34) is elastic.
5. The conformal interface of claim 1, wherein the second surface (34) is PEBAX and the first surface (32) is PEBAX.
6. The conformal interface of claim 5, wherein the first and second surfaces (32, 34) are different types of PEBAX.
7. The conformal interface of claim 1, wherein the first surface (32) has a diameter of at least 10 cm in any direction and wherein the first surface (32) is stiff such that opposite edges deviate from planar by no more than 0.5 cm while under hand applied pressure for ultrasound imaging.
8. The conformal interface of claim 1, wherein the first surface (32) is substantially flat.

9. The conformal interface of claim 1, wherein the first surface (32) comprises an adhesive lubricant.
10. The conformal interface of claim 1, wherein the fluid (36) comprises an oil.
11. The conformal interface of claim 1, wherein the fluid (36) is within the sealed container (28) under a pressure greater than 1 atmosphere.
12. The conformal interface of claim 1, where the sealed container (28) comprises a port configured to injection of the fluid (36) and holding the fluid (36) at a pressure greater than 1 atmosphere, the pressure settable by the injection.
13. The conformal interface of claim 1, further comprising a force sensor (40) in the sealed container (28).
14. A method for scanning (48) a breast in medical diagnostic ultrasound volume imaging, the method comprising:
 - placing (42) a bag (28) filled with a viscous fluid (36) under pressure against the breast of the patient;
 - positioning (44) a volume scanning (48) transducer against the bag (28);
 - applying (46) pressure with the volume scanning (48) transducer to the bag (28), the pressure greater than caused by gravity; and
 - volume scanning (48) the breast through the bag (28) with the volume scanning (48) transducer.
15. The method of claim 14 wherein the bag (28) comprises a substantially rigid transducer surface and a flexible breast contact surface, wherein applying (46) the pressure comprises conforming the flexible breast contact surface to the breast while the breast is subject to the pressure.

16. The method of claim 14, wherein placing (42) comprises placing (42) with the bag (28) being a sealed bag (28) with the pressure being greater than 1 atmosphere and with the viscous fluid (36) being oil.

17. The method of claim 14, wherein volume scanning (48) comprises scanning (48) a plurality of planes through the breast, and further comprising generating an image from the scanning (48).

18. The method of claim 14, wherein applying (46) the pressure comprises pressing with a sonographer's hand or a robotic arm, the bag (28) conforming to an emitting face of the volume scanning (48) transducer and conforming to the breast such that air gaps and wrinkles in the bag (28) between the volume scanning (48) transducer and the breast are not present.

19. The method of claim 14, further comprising:
sensing (52) pressure within the bag (28); and
calculating (54) a tissue characteristic as a function of the force and elasticity or strain data responsive to the scanning (48).

20. A standoff for ultrasound imaging, the standoff comprising:
a viscous fluid (36) contained in a housing (28), the housing (28) being, in a first part, a flexible, elastic material (34) and being, in a second part, a relatively more stiff material (32), the viscous fluid (36) and the housing (28) being acoustically conductive.

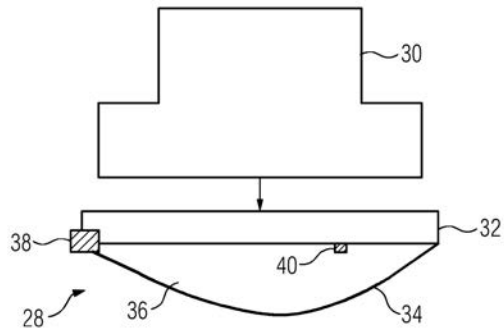
【要約】

ABSTRACT

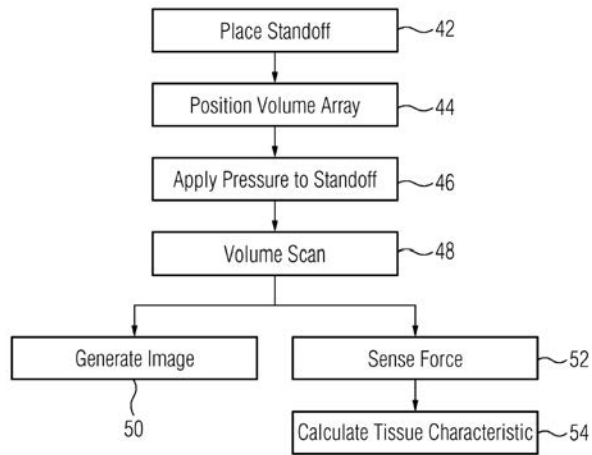
An ultrasound imaging standoff (28) has a stiffer portion (32) for contact with a volume transducer (30) and a flexible portion (34) filled with viscous fluid (36) for conforming to the patient, resulting in fewer or no air gaps. Pressure is applied (46) through the standoff (28) to cause the connective tissue to flatten, resulting in less shadowing artifact.

【選択図】 図 1

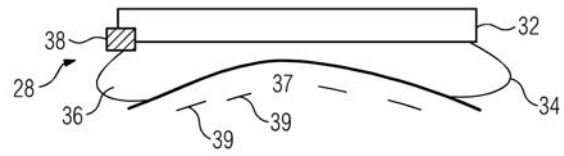
【図 1】



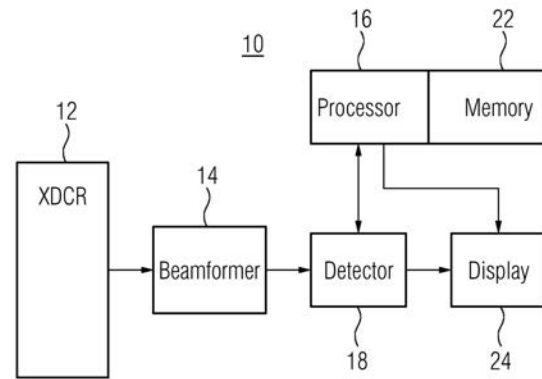
【図 2】



【図 3】



【図 4】



專利名称(译)	用于临床诊断超声成像的共形界面		
公开(公告)号	JP2016067925A	公开(公告)日	2016-05-09
申请号	JP2015186739	申请日	2015-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	シュテファンアールバーンズ リチャードバー トーマスアールクラリー アンジェイミルコウスキー		
发明人	シュテファン アール. バーンズ リチャード バー トーマス アール. クラリー アンジェイ ミルコウスキー		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/4281 A61B8/429 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/5207 A61B34/30		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/GC02 4C601/GC14		
代理人(译)	山口岩		
优先权	14/500833 2014-09-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像支座，该支座能够粘附到患者的外表面并减少执行体积扫描时的伪影。超声成像支架具有用于接触体积换能器的较硬部分和填充有粘性流体以容纳患者的柔性部分。结果，几乎没有空隙。通过支座28施加压力以使结缔组织变平，从而导致阴影伪影减少。[选型图]图1

(21) 出願番号	特願2015-186739 (P2015-186739)	(71) 出願人	593063105
(22) 出願日	平成27年9月24日 (2015. 9. 24)		
(31) 優先権主張番号	14/500, 833		
(32) 優先日	平成26年9月29日 (2014. 9. 29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
			シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
		(74) 代理人	100075166 弁理士 山口 巖

最終頁に続く