

(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2019-534110

(P2019-534110A)

(43) 公表日 令和1年11月28日(2019.11.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 120 頁)

(21) 出願番号 特願2019-525841 (P2019-525841) (86) (22) 出願日 平成29年11月16日 (2017.11.16) (85) 翻訳文提出日 令和1年7月11日 (2019.7.11) (86) 国際出願番号 PCT/US2017/062109 (87) 国際公開番号 W02018/094118 (87) 国際公開日 平成30年5月24日 (2018.5.24) (31) 優先権主張番号 62/422,808 (32) 優先日 平成28年11月16日 (2016.11.16) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US) (31) 優先権主張番号 62/565,846 (32) 優先日 平成29年9月29日 (2017.9.29) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	(71) 出願人 501494481 テラテク・コーポレーション アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803 バーリントン・テラスホールアベニュー 77 (74) 代理人 110000877 龍華国際特許業務法人 (72) 発明者 チアン、アリス、エム. アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803 バーリントン・テラスホールアベニュー 77 テラテク・コーポレーション内
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯型超音波システム

(57) 【要約】

例示的な実施形態は、携帯型医療用超音波撮像用のシステムおよび方法を提供する。好ましい実施形態は、撮像および表示動作を制御するように動作可能なディスプレイおよびユーザインターフェースを有する手で携帯可能なバッテリー動力式システムを利用する。キーボード制御盤を単独でまたはタッチスクリーン制御と組み合わせて使用して、グラフィカルユーザインターフェースを作動させることができる。例示的な実施形態はまた、1つまたは複数のそのようなマルチチップモジュールを含む超音波エンジン、および超音波エンジン回路基板を含む携帯型医療用超音波撮像システムを提供する。

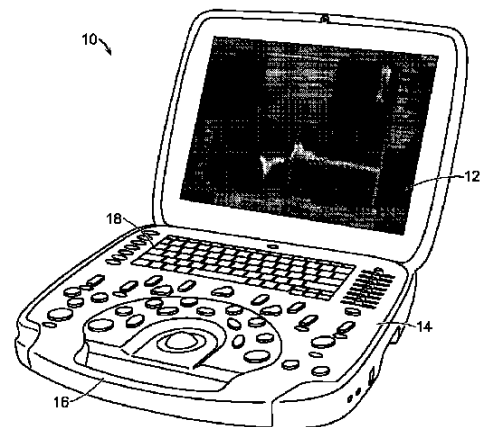


FIG. 1B

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

携帯型の医療用超音波撮像装置であって、

トランスデューサアレイを収容するトランスデューサプローブと、

携帯型のハウジングであって、前記ハウジング内にはコンピュータがあり、前記コンピュータが、少なくとも 1 つのプロセッサおよび少なくとも 1 つのメモリ、超音波画像を表示するディスプレイであって、前記ハウジング上に位置決めされたディスプレイ、ならびに前記コンピュータに接続されている前記ハウジング内のグラフィックプロセッサを含む、ハウジングと、

前記トランスデューサアレイから画像データを受信する超音波ビーム形成器処理回路であって、前記コンピュータに通信可能に接続される超音波ビーム形成器処理回路とを備える装置。 10

【請求項 2】

前記グラフィックプロセッサが前記ハウジング内のコアメモリに接続されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記トランスデューサアレイがバイプレーントランスデューサアレイを含む、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記トランスデューサプローブが腹腔鏡撮像装置をさらに有する、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の装置。 20

【請求項 5】

前記トランスデューサプローブを取り付けたカメラをさらに備える、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 6】

前記グラフィックプロセッサが、ニューラルネットワークを動作させるように構成されている、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

前記ディスプレイがタッチスクリーンディスプレイを含む、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の装置。 30

【請求項 8】

前記タッチスクリーンディスプレイからの入力に応答して、前記超音波ビーム形成器処理回路の動作を自動的に調整することをさらに備える、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから入力を受信することをさらに含み、前記入力は、仮想ウィンドウの領域内の第 1 の位置で受信されている、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記入力が、前記タッチスクリーンディスプレイに対するプレスジェスチャに対応する、請求項 8 に記載の装置。 40

【請求項 11】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 2 のさらなる入力を受信することをさらに含み、前記第 2 のさらなる入力は、前記入力と実質的に同時に受信されている、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記トランスデューサアレイが、プローブビーム形成器処理回路によってそれぞれ動作する複数のトランスデューサアレイを含む、請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 13】

前記タッチスクリーンディスプレイからの第 2 の入力に応答して、前記仮想ウィンドウ 50

の前記領域内の前記第 1 の位置にカーソルを固定することをさらに含む、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 14】

前記コンピュータによって、前記第 1 の位置の第 1 のカーソルに少なくとも部分的に基づいて前記超音波画像に対して少なくとも 1 つの測定を実行することをさらに含む、請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

キーボード制御盤または仮想制御盤からの入力を前記コンピュータで受信することをさらに含む、請求項 1 から 14 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 16】

前記コンピュータが共有メモリに接続されている、請求項 1 から 15 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 17】

前記タッチスクリーンディスプレイからの第 3 の入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内の第 2 の位置に第 2 のカーソルを表示することをさらに含む、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 18】

前記コンピュータは、前記仮想ウィンドウの前記領域内の第 1 および第 2 のカーソルのそれぞれの位置に少なくとも部分的に基づいて前記超音波画像を用いて少なくとも 1 つの測定を処理する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

前記コンピュータは、前記タッチスクリーンディスプレイから第 4 のさらなる入力を受信し、前記第 4 のさらなる入力は、前記仮想ウィンドウの前記領域内で受信されている、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 20】

前記第 4 のさらなる入力は、前記タッチスクリーンディスプレイに対するプレスアンドドラッグジェスチャに対応する、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

前記ディスプレイからの入力に応答して、前記超音波画像の少なくとも一部を横切って前記第 1 のカーソルから延在する前記ディスプレイ上の線を仮想ウィンドウの前記領域内の第 2 の位置に接続することをさらに含む、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 22】

前記グラフィックプロセッサを超音波プロセッサに接続するバスをさらに備える、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 23】

画像データを処理するニューラルネットワークをさらに備える、請求項 22 に記載の装置。

【請求項 24】

前記ディスプレイからのさらなる前記入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内に第 2 のカーソルを表示することと、前記仮想ウィンドウの前記領域内の前記第 2 の位置に前記第 2 のカーソルを固定することとをさらに含む、請求項 21 に記載の装置。

【請求項 25】

前記仮想ウィンドウの前記領域内の前記第 1 および第 2 のカーソルのそれぞれの前記位置の間に延びる接続線に少なくとも部分的に基づいた前記超音波画像に対する測定をさらに含む、請求項 18 に記載の装置。

【請求項 26】

トランスデューサコネクタを用いて前記ハウジングに接続されたトランスデューサアレイをさらに備える、請求項 1 から 25 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 27】

前記ハウジングが、2500 立方センチメートル未満の容量を有する、請求項 1 から 2

10

20

30

40

50

6 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 28】

前記ハウジングがスタンドに接続されている、請求項 1 から 27 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 29】

前記スタンドが前記ハウジングに対して回転する、請求項 28 に記載の装置。

【請求項 30】

前記ハウジングがカートに取り付けられている、請求項 1 から 29 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 31】

前記カート上のマルチプレクサが前記ハウジングに電氣的に接続して複数のトランスデューサアレイに接続することができる、請求項 30 に記載の装置。

【請求項 32】

前記ハウジングが前記スタンドとドッキングする、請求項 28 に記載の装置。

【請求項 33】

前記ハウジングは前記スタンドに電氣的に接続され、前記スタンドは外部通信部を有する、請求項 32 に記載の装置。

【請求項 34】

前記マルチプレクサが、タッチジェスチャを使用して切り替えることができる、請求項 31 に記載の装置。

【請求項 35】

ハンドヘルド型の医療用超音波撮像装置を操作する方法であって、

前記医療用超音波撮像装置は、トランスデューサプローブと、携帯型のハウジングであって、前記ハウジング内にはコンピュータがあり、前記コンピュータが、少なくとも 1 つのプロセッサおよび少なくとも 1 つのメモリ、超音波画像を表示するディスプレイ、前記ハウジング内に配置された超音波ビーム形成器処理回路、ならびに前記コンピュータに通信可能に連結されているグラフィック処理ユニットを含む、ハウジングとを含み、

前記方法は、

前記コンピュータで、制御盤からの入力を受信するステップと、

前記入力に応答して、ニューラルネットワークを用いて画像データを処理するステップと

を備える方法。

【請求項 36】

前記ディスプレイがタッチスクリーンディスプレイを含む、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 37】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 2 の入力を受信するステップをさらに備える、請求項 36 に記載の方法。

【請求項 38】

前記第 2 の入力が、前記タッチスクリーンディスプレイに対するダブルタップジェスチャに対応する、請求項 37 に記載の方法。

【請求項 39】

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第 2 の入力に応答して、拡大画像を表示する仮想ウィンドウの領域内に第 1 のカーソルを表示するステップをさらに備える、請求項 37 に記載の方法。

【請求項 40】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 3 の入力を受信するステップをさらに含み、前記第 3 の入力は前記仮想ウィンドウの前記領域内で受信されている、請求項 39 に記載の方法。

【請求項 41】

前記第 3 の入力が前記タッチスクリーンディスプレイ上のドラッグジェスチャに対応す

10

20

30

40

50

る、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第 3 の入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内の第 1 の位置に前記第 1 のカーソルを移動させるステップをさらに備える、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 43】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 4 の入力を受信するステップをさらに含み、前記第 4 の入力は、前記仮想ウィンドウの前記領域内の前記第 1 の位置で受信されている、請求項 42 に記載の方法。

【請求項 44】

前記第 4 の入力が前記タッチスクリーンディスプレイに対するプレスジェスチャに対応する、請求項 43 に記載の方法。

【請求項 45】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 2 のさらなる入力を受信するステップをさらに含み、前記第 2 のさらなる入力は、さらなる前記入力と実質的に同時に受信されている、請求項 44 に記載の方法。

【請求項 46】

前記第 2 のさらなる入力が、前記タッチスクリーンディスプレイに対するタップジェスチャに対応する、請求項 45 に記載の方法。

【請求項 47】

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第 2 のさらなる入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内の前記第 1 の位置に前記第 1 のカーソルを固定するステップをさらに備える、請求項 45 に記載の方法。

【請求項 48】

前記コンピュータによって、前記第 1 の位置の前記第 1 のカーソルに少なくとも部分的に基づいて前記超音波画像に対して少なくとも 1 つの測定を実行するステップをさらに備える、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 49】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 3 のさらなる入力を受信するステップをさらに備える、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 50】

前記第 3 のさらなる入力が、前記タッチスクリーンディスプレイに対するダブルタップジェスチャに対応する、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 51】

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第 3 のさらなる入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内の第 2 の位置に第 2 のカーソルを表示するステップをさらに備える、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 52】

前記仮想ウィンドウの前記領域内の第 1 および第 2 のカーソルのそれぞれの位置に少なくとも部分的に基づいて、前記超音波画像に対する少なくとも 1 つの測定を前記コンピュータが実行するステップをさらに備える、請求項 51 に記載の方法。

【請求項 53】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第 4 のさらなる入力を受信するステップをさらに含み、前記第 4 のさらなる入力は、前記仮想ウィンドウの前記領域内で受信されている、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 54】

前記第 4 のさらなる入力は、前記タッチスクリーンディスプレイに対するプレスアンドドラッグジェスチャに対応する、請求項 53 に記載の方法。

【請求項 55】

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第 4 のさらなる入力に応答して、前記タ

10

20

30

40

50

タッチスクリーンディスプレイ上に、前記超音波画像の少なくとも一部を横切って前記第1のカーソルから延在する接続線を前記仮想ウィンドウの前記領域内の第2の位置に設けるステップをさらに備える、請求項53に記載の方法。

【請求項56】

前記コンピュータにおいて、前記タッチスクリーンディスプレイから第5の入力を受信するステップをさらに備える、請求項53に記載の方法。

【請求項57】

前記第5の入力が、前記タッチスクリーンディスプレイに対するタップジェスチャに対応する、請求項56に記載の方法。

【請求項58】

10

前記タッチスクリーンディスプレイからの前記第5の入力に応答して、前記仮想ウィンドウの前記領域内に第2のカーソルを表示するステップと、前記仮想ウィンドウの前記領域内の第2の位置に第2のカーソルを固定するステップとをさらに備える、請求項56に記載の方法。

【請求項59】

前記仮想ウィンドウの前記領域内の第1および第2のカーソルのそれぞれの位置の間に延在する接続線に少なくとも部分的に基づいて、前記超音波画像に対する少なくとも1つの測定を前記コンピュータが実行するステップをさらに備える、請求項58に記載の方法。

【請求項60】

20

前記ハンドヘルド型の医療用超音波撮像装置が、電磁（EM）センサを有するトランスデューサプローブと、タブレットフォームファクタのハウジングであって、前面パネルを有するハウジングと、前記ハウジング内に配置されるコンピュータであって、少なくとも1つのプロセッサおよび少なくとも1つのメモリ、超音波画像を表示するためのタッチスクリーンディスプレイであって、前記前面パネル上に配置されているタッチスクリーンディスプレイ、および前記ハウジングに配置されている超音波ビーム形成器回路を含む、コンピュータとを含み、前記タッチスクリーンディスプレイおよび超音波エンジンが前記コンピュータに通信可能に連結され、

前記方法が関心領域の超音波画像データおよびカメラ画像データを受信するステップを備える、請求項35に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願の相互参照〕

本願は、2017年9月29日に出願された米国特許出願第62／565,846号ならびに2016年11月16日に提出された米国特許出願第62／422,808号に基づく優先権を主張する。これは、2014年9月25日に提出された米国特許出願第15／025,058号の一部継続であり、また、2013年9月25日に提出された米国特許出願第14／037,106号の一部継続であり、これは2013年3月26日に提出された国際出願PCT／US第2013／033941号、および2013年3月15日に提出された米国特許出願第13／838,694号、および2012年3月26日に提出された米国仮出願第61／615,627号および2012年9月21日に提出された米国仮出願第61／704,254号に対する優先権を主張する。これらの出願は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

40

【背景技術】

【0002】

医療用超音波撮像は、多くの医療用撮像の用途の業界標準となっている。近年、医療従事者が病院および／または現場の場所に機器を容易に搬送することを可能にするために携帯型であり、ある範囲のスキルレベルを有し得る医療従事者を収容するためにより使い勝手がよい医療用超音波撮像装置の必要性が高まっている。

50

【0003】

従来の医療用超音波撮像装置は、通常、少なくとも1つの超音波プローブ／トランスデューサ、キーボードおよび／またはノブ、コンピュータ、ならびにディスプレイを含む。典型的な動作モードでは、超音波プローブ／トランスデューサは、周波数のレベルに基づいて異なる深度まで組織を浸透することができる超音波を生成し、組織から反射して戻ってきた超音波を受信する。さらに、医療従事者はキーボードおよび／またはノブを介してシステム入力をコンピュータに入力し、ディスプレイ上で組織構造の超音波画像を見ることができる。

【0004】

しかし、そのようなキーボードおよび／またはノブを使用する従来の医療用超音波撮像装置は、かさばる可能性があり、したがって、病院および／または現場の場所での携帯型には適していない可能性がある。さらに、そのようなキーボードおよび／またはノブは一般的に不均一な表面を有するので、滅菌フィールドの維持が患者の健康にとって極めて重要であり得る病院および／または野外環境において清潔に保つことは困難であり得る。いくつかの従来の医療用超音波撮像装置は、部分的なユーザの入力のインターフェースを提供するためにタッチスクリーン技術を組み込んでいる。しかし、そのようなタッチスクリーン技術を使用する従来の医療用超音波撮像装置は、一般に、伝統的なキーボードおよび／またはノブと組み合わせて限られたタッチスクリーン機能しか提供せず、したがってきれいに保つのが難しいだけでなく、使用も複雑である。

【発明の概要】

【0005】

本願によれば、医療用超音波撮像のシステムおよび方法が開示されている。現在開示されている医療用超音波撮像システムおよび方法は、ラップトップまたはタブレットフォームファクタを有するハンドヘルドハウジングを含む医療用超音波撮像装置を使用する。ユーザインターフェースは、キーボード制御盤またはマルチタッチ・タッチスクリーンを含み得る。システムは、超音波撮像動作を実行するように動作する中央プロセッサに接続されているシステムハウジング内にグラフィカル処理ユニットを含むことができる。好ましい実施形態は、超音波画像データおよびシステムによって生成された定量的データを処理するためにニューラルネットワークを使用することができる。さらなる実施形態は、カメラまたは他の医療用撮像システムなどの第2の撮像モダリティからの画像データを処理することができ、この場合システムは、例えば関心領域のオーバーレイ画像を提供するためにマルチモーダル画像データを処理する。

【0006】

タッチスクリーンの実施形態は、タッチスクリーンディスプレイの表面上の1つまたは複数の単一、複数、および／または同時の接触を認識および識別することができ、それによって医療用超音波撮像装置へのユーザの入力として単純なシングルポイントジェスチャから複雑なマルチポイント動的ジェスチャまでの範囲のジェスチャの使用を可能にする。

【0007】

一態様によれば、例示的な医療用超音波撮像システムは、平行な平面で互いに堅固に取り付けられた前面パネルと背面パネルとを有するハウジング、タッチスクリーンディスプレイ、少なくとも1つのプロセッサおよび少なくとも1つのメモリ、超音波ビーム形成システム、ならびにバッテリーを有するコンピュータを含む。医療用超音波撮像装置のハウジングは、タブレットフォームファクタで実装されている。タッチスクリーンディスプレイは、ハウジングの前面パネルに配置され、タッチスクリーンディスプレイの表面上の1つまたは複数の単一、複数、および／または同時のタッチまたはジェスチャを認識および識別することができるマルチタッチLCDタッチスクリーンを含む。コンピュータ、超音波ビーム形成システムまたはエンジン、およびバッテリーは、ハウジング内に動作可能に配置されている。医療用超音波撮像装置は、ハウジング内でコンピュータと超音波エンジンとの間に動作可能に接続されたファイアワイヤ接続と、少なくとも1つの超音波プローブ／トランスデューサの接続を容易にするプローブ着脱レバーを有するプローブコネクタとを

使用することができる。さらに、例示的な医療用超音波撮像システムは、I/OポートコネクタとDC電源入力とを含む。

【0008】

例示的な動作モードでは、医療従事者は、例示的な医療用超音波撮像装置の動作モードおよび／または機能を制御するためのマルチタッチLCDタッチスクリーンへのユーザの入力として、単純なシングルポイントジェスチャおよび／またはより複雑なマルチポイントジェスチャを使用することができる。そのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、コンピュータおよび／または超音波エンジンによって実行することができる1つまたは複数の所定の動作に関連付けられるシングルポイントおよび／またはマルチポイントタッチイベントに対応することができる。医療従事者は、タッチスクリーンディスプレイの表面上の様々な指、手のひら、および／またはスタイラスの動きによってそのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャを行うことができる。マルチタッチLCDタッチスクリーンは、シングルポイント／マルチポイントジェスチャをユーザの入力として受信し、ユーザの入力をコンピュータに提供し、それは、プロセッサを使用して、メモリに記憶されたプログラム命令を実行してシングルポイント／マルチポイントジェスチャに関連する所定の動作を、少なくともいくつかの時点で、超音波エンジンに関連して実行する。タッチスクリーンディスプレイの表面上のそのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、タップジェスチャ、ピンチジェスチャ、フリックジェスチャ、回転ジェスチャ、ダブルタップジェスチャ、スプレッドジェスチャ、ドラッグジェスチャ、プレスジェスチャ、プレスアンドドラッグジェスチャ、およびパームジェスチャを含むことができるが、これらに限定されない。機械的スイッチング、キーボード要素、またはタッチパッドトラックボールインターフェースによって動作する多数の制御機能に依存する既存の超音波システムとは対照的に、本発明の好ましい実施形態は単一のオン／オフスイッチを使用する。他のすべての動作は、タッチスクリーン制御を使って実施されている。さらに、好ましい実施形態は、ユーザの素手の指およびユーザの手袋をはめた指によって作動されるタッチジェスチャを検出するのに十分に敏感な容量性タッチスクリーンディスプレイを使用する。多くの場合、医療従事者は医療処置中に滅菌済みのプラスチック手袋を着用しなければならない。したがって、手袋をはめた手で使用できる携帯型超音波装置を提供することが非常に望ましい。しかし、このことは、滅菌予防策を必要とする多くの用途のための超音波システムにおけるタッチスクリーンディスプレイ制御機能を使用することを以前妨げていた。本発明の好ましい実施形態は、プログラムされたタッチジェスチャを使用して、タッチスクリーンディスプレイ上の手袋をはめた人員によるすべての超音波撮像動作の制御を提供する。

【0009】

例示的な態様によれば、超音波プローブ／トランスデューサによって生成された超音波の組織浸透深度を制御するために、少なくとも1回のフリックジェスチャを使用することができる。例えば、タッチスクリーンディスプレイ表面上の「上」方向の単一のフリックジェスチャは、1センチメートルまたは他の任意の適切な量だけ浸透深度を増加させることができ、タッチスクリーンディスプレイ表面の「下」方向の単一のフリックジェスチャは、浸透深度を1センチメートルまたは他の適切な量だけ減少させることができる。さらに、タッチスクリーンディスプレイ表面上の「上」または「下」方向へのドラッグジェスチャは、1センチメートルの倍数または他の任意の適切な量で浸透深度を増減することができる。タッチスクリーンディスプレイ表面上の特定のシングルポイント／マルチポイントジェスチャによって制御される追加の動作モードおよび／または機能は、フリーズ／記憶動作、2次元モード動作、ゲイン制御、カラー制御、分割画面制御、PW撮像制御、シネ／時系列画像クリップスクロール制御、ズームおよびパン制御、全画面制御、ドブラおよび2次元ビームステアリング制御、および／またはボディマーキング制御を含むことができるが、それらに限定されない。例示的な医療用超音波撮像装置の動作モードおよび／または機能の少なくともいくつかは、タッチスクリーンディスプレイ上に実装された1つまたは複数のタッチ制御によって制御することができ、この場合動的タッチジェスチャに

よってビーム形成パラメータをリセットできる。医療従事者は、必要に応じておよび／または所望である際に、タッチスクリーンディスプレイ上で実施されるべきタッチ制御の少なくとも1つの選択されたサブセットを指定するためのユーザの入力として1つまたは複数の特定のシングルポイント／マルチポイントジェスチャを提供できる。タッチスクリーン制御の数が多いと、全画面モードで動作するときに、少数またはそれ以上の仮想ボタンまたはアイコンを使用できる場合に、より優れた機能が可能になる。

【0010】

別の例示的な態様によれば、タッチスクリーンディスプレイの領域内でプレスジェスチャを使用することができ、プレスジェスチャに応答して、タッチスクリーンディスプレイに表示された超音波画像の少なくとも拡大部分を表示するために仮想ウィンドウをタッチスクリーンディスプレイ上に設けることができる。さらに別の例示的な態様によれば、タッチスクリーンディスプレイの領域内でプレスアンドドラッグジェスチャを使用することができ、プレスアンドドラッグジェスチャに応答して、超音波画像の所定の特徴をトレースすることができる。さらに、タップジェスチャを、プレスアンドドラッグジェスチャの一部と実質的に同時に、タッチスクリーンディスプレイの領域内で使用することができ、またタップジェスチャに応答して、超音波画像の所定の特徴のトレースを完了させることができる。これらの動作は、単一の表示フォーマットの異なる領域で動作することができ、その結果、例えば、画像内の関心領域内の動的ジェスチャは、画像内であるが関心領域外で実行される同じジェスチャとは異なる機能を実行し得る。

【0011】

医療用超音波撮像装置にマルチタッチ・タッチスクリーンを設けることによって、医療従事者は、従来のキーボードまたはノブを必要とせずに、単純なシングルポイントジェスチャおよび／またはより複雑なマルチポイントジェスチャを使用して装置を制御できる。マルチタッチ・タッチスクリーンは伝統的なキーボードまたはノブの必要性を排除するので、そのような医療用超音波撮像装置は病院および／または野外環境で清潔に保つのがより簡単であり、完全に機能的な動作をもたらしながら直感的な使い勝手がよいインターフェースを提供する。さらに、そのような医療用超音波撮像装置をタブレットフォームファクタで提供することによって、医療従事者は、装置を病院および／または現場の場所の間で容易に輸送することができる。

【0012】

特定の例示的な実施形態は、送信／受信（TR）チップ、プリアンプ／タイムゲイン補正（TGC）チップ、およびビーム形成器チップが垂直に積み重ねられた構成で組み立てられている、携帯型医療用超音波撮像システムの超音波エンジン用のマルチチップモジュールを提供する。送信回路は、送信ビームを生成するためにトランスデューサ素子に高電圧電気駆動パルスを供給する。送信チップは80Vを超える電圧で動作するので、1ミクロンの設計ルールを利用するCMOSプロセスが送信チップに利用され、サブミクロンの設計ルールが低電圧受信回路（5V未満）に利用されてきた。

【0013】

本発明の好ましい実施形態は、サブミクロンプロセスを利用して、複数の電圧、例えば2.5V、5Vおよび60V以上で動作するサブ回路を集積回路に提供する。これらの特徴は、本発明の特定の好ましい実施形態によるバイプレーントランスデューサプローブと併せて使用することができる。

【0014】

したがって、単一チップ内に高電圧送信、低電圧増幅器／TGCおよび低電圧ビーム形成回路を組み込んだ単一のICチップを利用することができる。0.25ミクロンの設計ルールを使用して、この混合型信号回路は、 0.7×0.7 (0.49) cm^2 未満のチップの面積で、32のトランスデューサチャネルのビーム形成に対応できる。したがって、合計 1.5×1.5 (2.25) cm^2 未満の回路基板面積において4つの32チャネルチップを使用して128チャネルを処理することができる。

【0015】

本明細書で使用される場合、「マルチチップモジュール」という用語は、単一の構成要素としての、すなわちはるかに小さい容量でパッケージされるより高い処理能力のICとしての使用を容易にする、複数の集積回路(IC)が一体化基板と共にパッケージされる電子パッケージを指す。各ICは、薄くされた半導体ウェーハ内に製造された回路を含むことができる。例示的实施形態はまた、1つまたは複数のそのようなマルチチップモジュールを含む超音波エンジン、および1つまたは複数のマルチチップモジュールを備えた超音波エンジン回路基板を含む携帯型医療用超音波撮像システムを提供する。例示的な実施形態はまた、本明細書に教示されるようにマルチチップモジュールを製造および組み立てるための方法を提供する。回路基板上にTRチップ、プリアンプ/TGCチップ、およびビーム形成器チップを垂直に積み重ねることで、回路基板上のチップによって占められるパッケージサイズ(例えば、長さおよび幅)および設置面積が最小になる。

10

【0016】

マルチチップモジュール内のTRチップ、プリアンプ/TGCチップ、およびビーム形成器チップはそれぞれ、複数のチャンネル(例えば、チップ当たり8チャンネルからチップ当たり64チャンネル)を含むことができる。特定の実施形態では、高電圧TRチップ、プリアンプ/TGCチップ、およびサンプル補間受信ビーム形成器チップはそれぞれ8、16、32、64チャンネルを含むことができる。好ましい実施形態では、2層ビーム形成器モジュール内の各回路は、64チャンネル受信ビーム形成器を提供するために32のビーム形成器受信チャンネルを有する。第2の64チャンネル2層モジュールを使用して、2cm未満の全厚を有する128チャンネルの携帯型タブレット超音波装置を形成することができる。各層に同じまたは類似のチャンネル密度を有する送信マルチチップビーム形成器も使用することができる。

20

【0017】

マルチチップモジュールに垂直に集積されたチップの例示的な数は、2、3、4、5、6、7、8などを含み得るが、これらに限定されない。超音波装置の一実施形態では、超音波特有の動作を実行する超音波エンジンの回路基板上に、単一のマルチチップモジュールが設けられる。他の実施形態では、超音波エンジンの回路基板上に複数のマルチチップモジュールが設けられる。超音波エンジンの回路基板上で複数のマルチチップモジュールを互いに垂直に積み重ねて、回路基板のパッケージサイズおよび設置面積をさらに最小化することができる。

30

【0018】

超音波エンジンの回路基板上に1つまたは複数のマルチチップモジュールを設けることは、全体的なパッケージサイズおよび設置面積を最小にしながら、高いチャンネル数を達成する。例えば、128チャンネルの超音波エンジン回路基板は、マルチチップモジュールを使用して、約10cm×約10cmの例示的な平面寸法内で組み立てることができる。従来の超音波回路のはるかに大きなスペース要件よりも大きく改善されている。いくつかの実施形態では、1つまたは複数のマルチチップモジュールを含む超音波エンジンの単一回路基板は、16から128のチャンネルを有することができる。特定の実施形態では、1つまたは複数のマルチチップモジュールを含む超音波エンジンの単一回路基板は、16、32、64、128、または192チャンネルなどを有することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0019】

例示的な実施形態の前述および他の目的、態様、特徴、および利点は、添付の図面と併せて以下の説明を参照することによって、より明らかになり、よりよく理解される。

【0020】

【図1A】本願の例示的な実施形態による、例示的な医療用超音波撮像装置の平面図である。

【0021】

【図1B】キーボード制御盤および折り畳み式ディスプレイを有するバッテリー動力式携帯システムを示す。

50

【0022】

【図2A】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムの側面図である。

【図2B】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムの側面図である。

【0023】

【図3A】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムへの、ユーザの入力として使用することができる例示的なシングルポイントおよびマルチポイントジェスチャを示す。

【0024】

【図3B】本発明の好ましい実施形態による、タブレット超音波システムを動作させるためのプロセスフロー図を示す。

【0025】

【図3C】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3D】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3E】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3F】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3G】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3H】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3I】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3J】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【図3K】ビーム形成および表示動作を調整するためのタッチスクリーンジェスチャの詳細を示す。

【0026】

【図4A】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムへ実施することができるタッチ制御の例示的なサブセットを示す。

【図4B】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムへ実施することができるタッチ制御の例示的なサブセットを示す。

【図4C】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムへ実施することができるタッチ制御の例示的なサブセットを示す。

【0027】

【図5A】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムのタッチスクリーンディスプレイ上の嚢胞性病変を伴う肝臓の例示的な表現である。

【図5B】本発明の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムのタッチスクリーンディスプレイ上の嚢胞性病変を伴う肝臓の例示的な表現である。

【0028】

【図5C】肝臓の拡大部分に対応する仮想ウィンドウを含む、図5Aおよび図5Bのタッチスクリーンディスプレイ上の肝臓および嚢胞性病変の例示的な表現である。

【図5D】肝臓の拡大部分に対応する仮想ウィンドウを含む、図5Aおよび図5Bのタッチスクリーンディスプレイ上の肝臓および嚢胞性病変の例示的な表現である。

【0029】

【図6A】医療用超音波撮像システムのタッチスクリーンディスプレイ上での心臓の尖部

10

20

30

40

50

の4腔部の画像の例示的な表現である。

【0030】

【図6B】図6Aのタッチスクリーンディスプレイ上の心臓の左心室の心内膜境界の例示的な手動トレースを示す。

【図6C】図6Aのタッチスクリーンディスプレイ上の心臓の左心室の心内膜境界の例示的な手動トレースを示す。

【図6D】図6Aのタッチスクリーンディスプレイ上の心臓の左心室の心内膜境界の例示的な手動トレースを示す。

【図6E】図6Aのタッチスクリーンディスプレイ上の心臓の左心室の心内膜境界の例示的な手動トレースを示す。

10

【0031】

【図7A】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変のサイズの例示的な測定を示す。

【図7B】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変のサイズの例示的な測定を示す。

【図7C】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変のサイズの例示的な測定を示す。

【0032】

【図8A】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変の例示的なキャリパー測定を示す。

20

【図8B】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変の例示的なキャリパー測定を示す。

【図8C】図5Cおよび図5Dの仮想ウィンドウ内の肝臓上の嚢胞性病変の例示的なキャリパー測定を示す。

【0033】

【図9A】プロセッサハウジングに取り付けられた複数のトランスデューサアレイのうちの1つを示す。

【0034】

【図9B】例示的な実施形態によるトランスデューサ取り付けシーケンスを示す。

【0035】

【図9C】例示的な実施形態の、針感知位置決めシステムの斜視図を示す。

30

【0036】

【図9D】例示的な実施形態の、針ガイドの斜視図を示す。

【0037】

【図9E】例示的な実施形態の、針感知位置決めシステムの斜視図を示す。

【0038】

【図9F】セルラー通信カードを有するシステムを示す。

【0039】

【図10A】心臓壁運動を測定する方法を示す。

【0040】

40

【図10B】例示的な実施形態の、一体型超音波プローブの概略ブロック図を示す。

【0041】

【図10C】例示的な実施形態の、一体型超音波プローブの概略ブロック図を示す。

【0042】

【図11】例示的な超音波装置の、超音波エンジンの例示的な実施形態（すなわちフロントエンド超音波特定回路）、およびコンピュータマザーボード（すなわちホストコンピュータ）の例示的な実施形態の詳細な概略ブロック図である。

【0043】

【図12】垂直積層構成で組み立てられたマルチチップモジュールを含む回路基板の概略側面図を示す。

50

【0044】

【図13】垂直積層構成で組み立てられたマルチチップモジュールを含む回路基板を製造するための例示的な方法のフローチャートである。

【0045】

【図14A】2イン1ダイシング・ダイアタッチフィルム（D-D A F）を有するパッシブシリコン層によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。

【0046】

【図14B】ダイ間スペーサとして作用するD Aフィルム系接着剤によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。

10

【0047】

【図14C】ダイ間スペーサとして作用するD Aペーストまたはフィルム系接着剤によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。

【0048】

【図15】（a）2イン1ダイシング・ダイアタッチフィルム（D-D A F）を有するパッシブシリコン層、（b）D Aペースト、（c）厚さD Aフィルム、および（d）2イン1 D-D A Fを含むフィルムオーバーワイヤ（F O W）を用いたダイ間積層の別の例示的な方法のフローチャートである。

20

【0049】

【図16】垂直に積み重ねた構成で垂直で一体化された、超音波送信／受信I Cチップ、増幅器I Cチップおよび超音波ビーム形成器I Cチップを含む、マルチチップモジュールの概略側面図である。

【0050】

【図17】単一基板完全超音波システムとして設けられる、超音波エンジンの例示的な実施形態（すなわちフロントエンド超音波特定回路）、およびコンピュータマザーボード（すなわちホストコンピュータ）の例示的な実施形態の詳細な概略ブロック図である。

【0051】

【図18】例示的な実施形態に従って提供される例示的な携帯型超音波システムの斜視図である。

30

【0052】

【図19】図18の例示的な携帯型超音波システムのタッチスクリーンディスプレイ上にレンダリングされたメイングラフィカルユーザインターフェース（G U I）の例示的な画面を示す。

【0053】

【図20A】本発明の別の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムの上面図である。

【図20B】本発明の別の好ましい実施形態による、医療用超音波撮像システムの上面図である。

40

【0054】

【図21】本発明の好ましい実施形態による、タブレット型超音波システム用の好ましいカートシステムを示す。

【0055】

【図22】本発明の好ましい実施形態による、モジュール式超音波システム用の好ましいカートシステムを示す。

【0056】

【図23A】本発明の好ましい実施形態による、モジュール式超音波システム用の好ましいカートシステムを示す。

【図23B】本発明の好ましい実施形態による、モジュール式超音波システム用の好まし

50

いカートシステムを示す。

【0057】

【図24】本発明の好ましい実施形態による、モジュール式超音波システム用の好ましいカートシステムを示す。

【0058】

【図25A】タブレット超音波装置用の多機能ドッキングベースを示す。

【図25B】タブレット超音波装置用の多機能ドッキングベースを示す。

【0059】

【図26】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いた2D撮像動作モードを示す。

10

【0060】

【図27】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いた動きの動作モードを示す。

【0061】

【図28】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたカラードブラの動作モードを示す。

【0062】

【図29】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたパルス波ドブラの動作モードを示す。

【0063】

20

【図30】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたトリプレックス走査の動作モードを示す。

【0064】

【図31】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIホーム画面インターフェースを示す。

【0065】

【図32】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIメニュー画面インターフェースを示す。

【0066】

【図33】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUI患者データ画面インターフェースを示す。

30

【0067】

【図34】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIプリセット画面インターフェースを示す。

【0068】

【図35】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIレビュー画面インターフェースを示す。

【0069】

【図36】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIレポート画面インターフェースを示す。

40

【0070】

【図37A】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ表示画面インターフェースを示す。

【図37B】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ表示画面インターフェースを示す。

【図37C】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ表示画面インターフェースを示す。

【0071】

【図38】本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ記憶／取得画面インターフェースを示す。

50

【0072】

【図39A】本発明の好ましい実施形態による、2つの1次元ID多素子アレイを含むXYバイプレーンプローブを示す。

【図39B】本発明の好ましい実施形態による、2つの1次元ID多素子アレイを含むXYバイプレーンプローブを示す。

【図39C】本発明の好ましい実施形態による、2つの1次元ID多素子アレイを含むXYバイプレーンプローブを示す。

【0073】

【図40】バイプレーン画像形成用xyプローブの動作を示す。

【0074】

【図41】バイプレーン画像形成用xyプローブの動作を示す。

【0075】

【図42】バイプレーン画像形成用xyプローブの高電圧ドライバ回路を示す。

【0076】

【図43】左心室の状態の同時バイプレーン評価を(A)図および(B)図を用いて示す。

【0077】

【図44A】本発明の好ましい実施形態による駆出率プローブ測定技術を示す。

【図44B】本発明の好ましい実施形態による駆出率プローブ測定技術を示す。

【0078】

【図45】mm単位の横方向距離の関数としての、焦点距離における組織内の基本周波数、2次高調波周波数、および超高調波周波数における計算された音圧レベルを示す。

【0079】

【図46】基本波、2次高調波および3次高調波のビームプロファイルを示す。

【0080】

【図47】15MHz基本画像、15MHz送信波形、15MHz受信Aモード波形のAモードプロットを示す。

【0081】

【図48】15MHzの受信基本画像と15MHzの送信波形とのファントムAモード画像の全幅半値(FWHM)プロットを示す。

【0082】

【図49】GAMMAX 4040GS Phamtom、軸方向寸法における2次高調波全幅半値(FWHM)でのピンの寸法、15MHzの受信した2次高調波画像を伴う7.5MHzの移行波形の使用を示す。

【0083】

【図50】GAMMAX 4040GS Phamtom、3次高調波FWHM、すなわち全幅半値、軸方向寸法でのピン寸法、15MHzの受信波形を伴う5MHzの移行波形の使用を示す。

【0084】

【図51A】基本周波数より約-4dB低い3次高調波成分、高い3次高調波成分を有する方形波の周波数スペクトルを示す。したがって、従来の方形波は高次高調波撮像の送信波形として使用するのには適していない。

【図51B】基本周波数より約-4dB低い3次高調波成分、高い3次高調波成分を有する方形波の周波数スペクトルを示す。したがって、従来の方形波は高次高調波撮像の送信波形として使用するのには適していない。

【0085】

【図52】3分の2の波形を示す。

【0086】

【図53】3分の2の方形波および正弦波の周波数スペクトルを示し、この修正波形は通常の方形波よりもはるかに低い3次高調波成分を有し、純粋な正弦波に近い。

10

20

30

40

50

【0087】

【図54A】基本画像と超高調波画像との比較を提供し、超高調波画像は、パルスキャンセル技術を用いた3分の2の4.5MHzの送信修正波形を使用することによって生成され、3次、4次および5次の高調波からなる。

【図54B】基本画像と超高調波画像との比較を提供し、超高調波画像は、パルスキャンセル技術を用いた3分の2の4.5MHzの送信修正波形を使用することによって生成され、3次、4次および5次の高調波からなる。

【0088】

【図55】走査方向およびプローブ配置をマークしたヒドロゲルパッドを示す。各長方形は50mm×200mmで、トランスデューサは、第1の長方形の上部に配置され、フリーハンドで下部に移動される。また、プローブを第2の長方形の始点に移動し、4つの長方形の領域がカバーされるまで走査を再開する。

10

【0089】

【図56】本願の様々な実施形態による、完全に接続された人工ニューラルノードの計算ニューラルネットワークモデルを示す。

【0090】

【図57】本願の様々な実施形態による複数のモダリティを使用して撮像するための手順のフローチャートを示す。

【0091】

【図58】本明細書に記載の様々な実施形態によるマルチモーダル撮像を実行するためのシステムを示す。

20

【0092】

【図59】本明細書に記載の様々な実施形態による、外部アプリケーションとの通信を提供するための共有メモリの使用を示す。

【0093】

【図60】例示的タブレット型またはラップトップ型超音波システムに一体化された分散型プロセッサシステム4954を示す。

【0094】

【図61】レンジゲート分析を実行するために使用されるトリプレックス走査画像を示す。

30

【0095】

【図62】画像ウィンドウ表示ソフトキーまたはタッチアイコンを示す。

【0096】

【図63】携帯型超音波システム用のキーボード制御盤を示す。

【0097】

【図64】撮像ウィンドウに表示された複数のソフトキーを示す。

【0098】

【図65】矢印およびテキストを追加した子宮筋腫の撮像を示す。

【0099】

【図66】深度の関数としての時間ゲイン制御（TGC）曲線を示す。

40

【0100】

【図67】タッチスクリーンまたは制御盤の作動を用いた修正ROIウィンドウを示す。

【0101】

【図68】画像上の楕円の測定を示す。

【0102】

【図69】画像上の形状のトレース測定を示す。

【0103】

【図70】時系列測定表示ウィンドウを示す。

【0104】

【図71】解剖学的検査プリセット選択ウィンドウを示す。

50

【0105】

【図72】調整された送信周波数を用いた針の視覚化を示す。

【発明を実施するための形態】

【0106】

医療用超音波撮像のシステムおよび方法が開示されている。現在開示されている医療用超音波撮像システムおよび方法は、タブレットフォームファクタのハウジングと、ハウジングの前面パネル上に配置されたタッチスクリーンディスプレイとを含む医療用超音波撮像装置を使用する。タッチスクリーンディスプレイは、タッチスクリーンディスプレイの表面上の1つまたは複数の単一、複数、および／または同時の接触を認識および識別することができ、それによって医療用超音波撮像装置へのユーザの入力として単純なシングル
10
ポイントジェスチャから複雑なマルチポイントジェスチャまでの範囲のジェスチャの使用を可能にするマルチタッチ・タッチスクリーンを含む。タブレット超音波システムおよび動作に関するさらなる詳細は、2004年11月11日に出願された米国特許出願第10／997,062号、2003年3月11日に出願された米国特許出願第10／386,360号、および米国特許第6,969,352号に記載されている。これらの特許および出願の全体の内容は、参照により本明細書に組み込まれる。

【0107】

図1Aおよび図1Bは、本願による例示的な医療用超音波撮像装置10、100の例示的な実施形態を示す。図1Aに示すように、医療用超音波撮像装置100は、ハウジング102と、タッチスクリーンディスプレイ104と、コンピュータマザーボード106上
20
に実装された少なくとも1つのプロセッサおよび少なくとも1つのメモリと、超音波エンジン108と、バッテリー110とを有するコンピュータとを含む。例えば、ハウジング102は、タブレットフォームファクタ、または他の任意の適切なフォームファクタで実装することができる。ハウジング102は、前面パネル101と背面パネル103とを有する。タッチスクリーンディスプレイ104は、ハウジング102の前面パネル101上に配置され、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上の1つまたは複数のマルチタッチおよび／または同時タッチを認識および区別することができるマルチタッチLCD
30
タッチスクリーンを含む。コンピュータマザーボード106、超音波エンジン108、およびバッテリー110は、ハウジング102内に動作可能に配置されている。医療用超音波撮像装置100は、ハウジング102内でコンピュータマザーボード106と超音波エンジン108との間に動作可能に接続されたファイアワイヤ接続112（図2Aも参照）と、少なくとも1つの超音波プローブ／トランスデューサの接続を容易にするプローブ着脱
40
レバー115（図2Aおよび図2Bも参照）を有するプローブコネクタ114とをさらに含む。特定の好ましい実施形態では、トランスデューサプローブハウジングは、トランスデューサアレイ、送受信回路、ならびにビーム形成器およびビーム形成器制御回路を含む回路構成要素を含むことができる。さらに、医療用超音波撮像装置100は、1つまたは複数のI/Oポートコネクタ116（図2A参照）を有し、これは1つまたは複数のUSBコネクタ、1つまたは複数のSDカード、1つまたは複数のネットワークポート、1つまたは複数のミニディスプレイポート、およびDC電源入力を含むことができるがこれら
50
に限定されない。図1Bに示されるさらなる実施形態は、折り畳み式ディスプレイ12と、キーボード14の制御キーを有するキーボード制御盤14と、ハンドル16とを有し、15ポンド未満の重量の手で携帯可能なバッテリー動力式システムを使用する。

【0108】

例示的な動作モードでは、医療従事者（本明細書では「ユーザ」とも呼ばれる）は、医療用超音波撮像装置100の1つまたは複数の動作モードおよび／または機能を制御するためのタッチスクリーンディスプレイ104のマルチタッチLCDタッチスクリーンへのユーザの入力として、単純なシングルポイントジェスチャおよび／またはより複雑なマルチポイントジェスチャを使用することができる。そのようなジェスチャは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上の少なくとも1本の指、スタイラス、および／または手のひらの動き、ストローク、または位置として本明細書で定義される。例えば、そ
50

のようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、静的なジェスチャまたは動的なジェスチャ、連続的なジェスチャまたはいくつかに分けられたジェスチャ、および／または任意の他の適切なジェスチャを含み得る。シングルポイントジェスチャは、本明細書では、タッチスクリーンディスプレイ104上での1本の指、スタイラス、または手のひらによる単一のタッチ接触点を用いて実行することができるジェスチャとして定義される。マルチポイントジェスチャは、本明細書では、タッチスクリーンディスプレイ104上での複数の指、または少なくとも1本の指とスタイラスと手のひらとの任意の適切な組み合わせによる複数のタッチ接触点を用いて実行できるジェスチャとして定義される。静的ジェスチャは、本明細書では、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上の、少なくとも1本の指、スタイラス、または手のひらの動きを含まないジェスチャとして定義される。動的ジェスチャは、本明細書では、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105を横切って1つまたは複数の指をドラッグすることによって引き起こされる動きなど、少なくとも1本の指、スタイラス、または手のひらの動きを含むジェスチャとして定義される。本明細書では、連続的なジェスチャは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での少なくとも1本の指、スタイラス、または手のひらの単一の動きまたはストロークで実行できるジェスチャとして定義される。いくつかに分けられたジェスチャは、本明細書では、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での少なくとも1本の指、スタイラス、または手のひらの複数の動きまたはストロークで実行できるジェスチャとして定義される。

【0109】

タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上で実行されるそのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、コンピュータおよび／または超音波エンジン108によって実行することができる1つまたは複数の所定の動作に関連付けられるシングルポイントまたはマルチポイントタッチイベントに対応することができる。ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での様々な1本の指、複数の指、スタイラス、および／または手のひらの動きによってそのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャを行うことができる。マルチタッチLCDタッチスクリーンは、シングルポイント／マルチポイントジェスチャをユーザの入力として受信し、ユーザの入力をプロセッサに提供し、プロセッサは、メモリに記憶されたプログラム命令を実行してシングルポイント／マルチポイントジェスチャに関連する所定の動作を、少なくともいくつかの時点で、超音波エンジン108と共に実行する。図3Aに示すように、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上でのそのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、タップジェスチャ302、ピンチジェスチャ304、フリックジェスチャ306、314、回転ジェスチャ308、316、ダブルタップジェスチャ310、スプレッドジェスチャ312、ドラッグジェスチャ318、プレスジェスチャ320、プレスアンドドラッグジェスチャ322、および／またはパームジェスチャ324を含むことができるが、これらに限定されない。例えば、そのようなシングルポイント／マルチポイントジェスチャは、コンピュータマザーボード106上に実装されたメモリ内の少なくとも1つのジェスチャライブラリに記憶することができる。システムの動作を制御するように動作可能なコンピュータプログラムは、コンピュータ可読媒体に記憶することができ、任意選択で、画像プロセッサに接続されたタッチプロセッサ、およびシステムビーム形成器に接続された制御プロセッサを使用して実装することができる。したがって、送信と受信の両方に関連するビーム形成器の遅延は、静的タッチジェスチャと動的タッチジェスチャの両方に応じて調整することができる。

【0110】

図1Aの例示的な実施形態によれば、超音波プローブ／トランスデューサによって生成された超音波の組織浸透深度を制御するために、少なくとも1つのフリックジェスチャ306または314が医療用超音波撮像装置100のユーザによって使用され得る。例えば、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での「上」方向または他の任意の適切な方向の動的で連続的なフリックジェスチャ306または314は、浸透深度を1セ

ンチメートルまたは他の任意の量だけ増加させることができる。さらに、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での「下」方向または他の任意の適切な方向への動的で連続的なフリックジェスチャ306または314は、浸透深度を1センチメートルまたは他の任意の量だけ減少させることができる。さらに、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での「上」または「下」方向、または他の任意の適切な方向への動的で連続的なドラッグジェスチャ318は、浸透深度を数センチメートルまたは他の任意の量で増減することができる。

【0111】

タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上での特定のシングルポイント／マルチポイントジェスチャによって制御される追加の動作モードおよび／または機能は、フリーズ／記憶動作、2次元モード動作、ゲイン制御、カラー制御、分割画面制御、PW撮像制御、映画／時系列画像クリップスクロール制御、ズームおよびパン制御、全画面表示、ドブラおよび2次元ビームステアリング制御、および／またはボディマーキング制御を含むことができるが、それらに限定されない。医療用超音波撮像装置100の動作モードおよび／または機能の少なくともいくつかは、タッチスクリーンディスプレイ104上に実装された1つまたは複数のタッチ制御によって制御することができる。さらに、ユーザは、必要に応じておよび／または所望である際に、タッチスクリーンディスプレイ104上で実施されるべきタッチ制御の少なくとも1つの選択されたサブセットを指定するためのユーザの入力として1つまたは複数の特定のシングルポイント／マルチポイントジェスチャを提供できる。

【0112】

図3Bに示されるのは、タッチスクリーン上に入力されたタッチジェスチャに応答して超音波ビーム形成および撮像動作340が制御されるプロセスシーケンスである。データプロセッサがタブレット装置内のビーム形成および画像処理動作342を制御するように動作可能であるように、様々な静的および動的タッチジェスチャがシステムにプログラムされている。ユーザは、第1の表示動作と関連付けられた第1の複数のタッチジェスチャを有する第1の表示動作を選択することができる(344)。静的または動的ジェスチャを使用して、ユーザは、撮像動作を制御するように動作可能な複数のジェスチャのうちの1つを実行することができ、第1の表示動作に関連する画像データを生成するために使用されるビーム形成パラメータ346を調整できる複数のジェスチャのうちの1つを特に選択できる。表示画像は、更新されたビーム形成手順に응答して更新されて表示される(348)。ユーザはさらに、異なる速度特性(方向または速度または両方)を有する異なるジェスチャを実行して、第1の超音波表示動作の第2の特性を調整することを選択することができる(350)。次に、表示画像は、第2のジェスチャに基づいて更新される(352)。これにより、撮像処理パラメータまたはビーム形成パラメータを修正することができる。このプロセスの例が本明細書においてさらに詳細に説明され、異なるジェスチャの速度および方向の変化が、選択された表示動作の異なる撮像パラメータと関連付けられ得る。

【0113】

カラーフローであろうとスペクトルドブラであろうと、流れまたは組織運動の超音波画像は、本質的に動きの測定から得られる。超音波スキャナでは、血液の動きを検出するために一連のパルスが送信される。静止ターゲットからのエコーはパルスごとに同じである。動いている散乱体からのエコーは、信号がスキャナに戻るまでの時間にわずかな違いを示す。

【0114】

図3C～図3Hから分かるように、ビームの方向に動きがなければならない。流れがビームに対して垂直である場合、受信するパルスごとに相対的な動きはなく、検出される流れはない。これらの差は、直接的な時間差として、またはより一般的には、「ドブラ周波数」が得られる位相シフトによって測定することができる。これらの差は次にカラーフロー表示またはドブラソノグラム of the いずれかを生成するために処理される。図3C～図3D

では、流れの方向はビームの方向に対して垂直であり、流れはパルス波スペクトルドブラによって測定されない。図3G～図3Hでは、超音波ビームが流れによりよく位置合わせされる角度に向けられているとき、弱い流れがカラーフローマップに示され、さらに流れがパルス波ドブラによって測定されている。図3Hにおいて、超音波ビームが動きに応答して、流れる方向に対してはるかに良好に位置合わせされた角度に向けられるとき、カラーフローマップはより強くなり、さらにPWDの補正角度が流れに対して位置合わせされて置かれるとき、強い流れがPWDによって測定される。

【0115】

また、このタブレット型超音波システムでは、ROI、つまり関心領域は、動的ジェスチャに応答して超音波送信ビームの方向を定義するために使用される。カラーフローモードにおける腎動脈血流の分岐を伴う肝臓の画像が図3Iに示されている。ROIがトランスデューサから真っ直ぐ下にあり、流れの方向が超音波ビームに対してほぼ垂直であるので、非常に弱い腎動脈血流が検出されている。したがって、カラーフローモードは、肝臓において腎動脈血流を撮像するために使用される。見て分かるように、ビームは流れに対してほぼ垂直であり、非常に弱い流れが検出される。ROIの外側での指によるフリックジェスチャが、ビームを操作するために使用される。図3Jから分かるように、ROIは、ビーム方向が流れ方向により位置合わせされるようにビーム形成パラメータを再設定することによって操作され、ROI内ではるかに強い流れが検出される。図3Jでは、ROIの外側での指によるフリックジェスチャを使用して、超音波ビームを流れの方向によりいっそう位置合わせされた方向に向ける。ROI内でのより強い流れが見られる。ROIの内側に指を置いてパンニングジェスチャを行うことで、ROIボックスを、腎臓領域全体をカバーする位置に動かすことができる。すなわち、パンニングは、ボックスがターゲット領域全体をカバーするようなROIボックスの並進移動を可能にする。

【0116】

図3Kはパンニングジェスチャを示す。ROIの内側に指を置くと、それによってROIボックスを画像平面内の任意の場所に移動できる。上記の実施形態では、「ROI」ボックスの外側に指を置いて「フリック」ジェスチャを行うことで、ビーム操作が意図されることと、「ROI」の内側に指を置いて「ドラッグアンドムーブ、パンニング」ジェスチャを行うことで、ROIボックスの移動が意図されることを区別するのは容易である。ただし、ROIが参照領域として存在していないアプリケーションがあるため、「フリック」ジェスチャと「パンニング」ジェスチャを区別するのは難しいことが分かる。この場合は、タッチスクリーンプログラムが、「フリック」ジェスチャであるのか「ドラッグアンドムーブ」ジェスチャであるのか判定するため指の初速度または加速度を追跡する必要がある。したがって、タッチスクリーンセンサ装置からデータを受信するタッチエンジンは、異なるジェスチャを示す速度閾値の間を区別するようにプログラムされている。したがって、異なる動的ジェスチャに関連する時間、速度、および方向は、プリセットされた閾値を有することができる。2本と3本の指による静的ジェスチャと動的ジェスチャは、これらの制御動作を区別するために別々の閾値を持つことができる。プリセットされた表示アイコンまたは仮想ボタンは、明確な静圧または持続時間の閾値を有することができる。全画面モードで動作しているとき、好ましくは走査変換などの他の撮像動作を実行するシステム中央処理装置上で動作しているタッチスクリーンプロセッサは、静的アイコンをオフにする。

【0117】

図4A～図4Cは、タッチスクリーンディスプレイ104上で医療用超音波撮像装置100のユーザが実施できるタッチ制御の例示的なサブセット402、404、406を示す。タッチスクリーンディスプレイ104上に、必要に応じておよび／または所望の際に、タッチ制御の他の任意の適切なサブセットを実装できることに留意されたい。図4Aに示すように、サブセット402は、2次元(2D)モード動作を実行するためのタッチ制御408と、ゲイン制御動作を実行するためのタッチ制御410と、カラー制御動作を実行するためのタッチ制御412と、画像／クリップのフリーズ／記憶動作を実行するタッ

チ制御 4 1 4 とを含む。例えば、ユーザはプレスジェスチャ 3 2 0 を使用してタッチ制御 4 0 8 を作動させ、医療用超音波撮像装置 1 0 0 を 2 D モードに戻すことができる。さらに、ユーザは、ゲインレベルを下げるためにタッチ制御 4 1 0 の一方の側に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用し、ゲインレベルを上げるためにタッチ制御 4 1 0 のもう一方の側に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用することができる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 1 2 にドラッグジェスチャ 3 1 8 を使用し、所定のカラーコードを使用して、2 D 画像上で密度範囲を識別することができる。さらに、ユーザは、プレスジェスチャ 3 2 0 を使用して、タッチ制御 4 1 4 を作動させて静止画像をフリーズ／記憶するか、または映画画像クリップを取得することができる。

【0 1 1 8】

図 4 B に示すように、サブセット 4 0 4 は、分割スクリーン制御動作を実行するためのタッチ制御 4 1 6 と、PW 撮像制御動作を実行するためのタッチ制御 4 1 8 と、ドブラおよび 2 次元ビームステアリング制御動作を実行するためのタッチ制御 4 2 0 と、注釈動作を実行するためのタッチ制御 4 2 2 とを含む。例えば、ユーザは、タッチ制御 4 1 6 に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用することができる。これにより、ユーザは、分割画面の両側でタップジェスチャ 3 0 2 を交互に使用することによって、分割タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 の両側を切り替えることができる。さらに、ユーザは、プレスジェスチャ 3 2 0 を使用してタッチ制御 4 1 8 を作動させて PW モードに入ることができる。これにより、(1) 角度補正のユーザ制御、(2) プレスアンドドラッグジェスチャ 3 2 2 を使用することによってタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上に表示することができるベースラインの動き（例えば、「上」または「下」）、および／または(3) タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上に表示することができるスケールバーにタップジェスチャ 3 0 2 を使用することによるスケールの増減が可能になる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 2 0 の一方の側に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用して、「左」または他の任意の適切な方向に、5 のインクリメントまたは他の任意の適切なインクリメントで 2 D ビームステアリングを実行することができ、またタッチ制御 4 2 0 のもう一方の側に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用して、「右」または任意の他の適切な方向に、5 のインクリメントまたは任意の他の適切なインクリメントで 2 D ビームステアリングを実行することができる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 2 2 にタップジェスチャ 3 0 2 を使用することができ、それによりユーザは、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上に表示することができるポップアップキーボードを介して注釈情報を入力することができる。

【0 1 1 9】

図 4 C に示すように、サブセット 4 0 6 は、ダイナミックレンジ動作を実行するためのタッチ制御 4 2 4 と、Teravision（商標）ソフトウェア動作を実行するためのタッチ制御 4 2 6 と、マップ動作を実行するためのタッチ制御 4 2 8 と、針ガイド動作を実行するためのタッチ制御 4 3 0 とを含む。例えば、ユーザは、タッチ制御 4 2 4 に対してプレスジェスチャ 3 2 0 および／またはプレスアンドドラッグジェスチャ 3 2 2 を使用して、ダイナミックレンジを制御または設定することができる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 2 6 にタップジェスチャ 3 0 2 を使用して、Teravision（商標）ソフトウェアの所望のレベルを、コンピュータマザーボード 1 0 6 上のプロセッサによってメモリから実行されるように選択することができる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 2 8 にタップジェスチャ 3 0 2 を使用して所望のマップ動作を実行することができる。さらに、ユーザは、タッチ制御 4 3 0 に対してプレスジェスチャ 3 2 0 を使用して所望の針ガイド動作を実行することができる。

【0 1 2 0】

本願によれば、医療用超音波撮像装置 1 0 0（図 1 A 参照）のタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上に超音波画像として表示された対象物（器官、組織など）の様々な測定および／またはトレースを、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 の表面 1 0 5 上でのシングルポイント／マルチポイントジェスチャを使用して、実行することができる。ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上での、表示された対象物の元の超音波画像、表

10

20

30

40

50

示された対象物の拡大された超音波画像、および／または仮想ウィンドウ506（図5Cおよび図5D参照）内の超音波画像の拡大部分において、直接対象物のそのような測定および／またはトレースを行うことができる。

【0121】

図5Aおよび図5Bは、医療用超音波撮像装置100（図1A参照）のタッチスクリーンディスプレイ104に表示された例示的な対象物、すなわち嚢胞性病変504を伴う肝臓502の元の超音波画像を示す。そのような超音波画像は、装置100に動作可能に接続された超音波プローブ／トランスデューサによって生成された超音波による肝臓組織の浸透に応答して医療用超音波撮像装置100によって生成され得ることに留意されたい。嚢胞性病変504を伴う肝臓502の測定および／またはトレースは、タッチスクリーンディスプレイ104に表示された元の超音波画像（図5Aおよび図5B参照）、または拡大された超音波画像において直接実行することができる。例えば、ユーザは、スプレッドジェスチャ（例えば、スプレッドジェスチャ312、図3A参照）を用いて、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105に2本の指を置き、元の超音波画像を拡大するために2本の指を広げることにより、そのような拡大された超音波画像を得ることができる。肝臓502および嚢胞性病変504のそのような測定および／またはトレースはまた、タッチスクリーンディスプレイ104上の仮想ウィンドウ506（図5Cおよび図5D参照）内の超音波画像の拡大部分に対しても実行され得る。

【0122】

例えば、ユーザは自分の指（例えば、指508、図5A～図5D参照）を使用して、嚢胞性病変504に対応する領域などの関心領域の近傍で、タッチスクリーンディスプレイ104（図5B参照）の表面105に対してプレスジェスチャ（例えば、プレスジェスチャ320、図3A参照）を使用することによって、仮想ウィンドウ506を得ることができる。プレスジェスチャに応答して、仮想ウィンドウ506（図5Cおよび図5D参照）がタッチスクリーンディスプレイ104に、場合によっては元の超音波画像に少なくとも部分的に重ね合わされて表示され、それによってユーザに嚢胞性病変504付近の肝臓502の拡大部分の視界が提供される。例えば、図5Cの仮想ウィンドウ506は、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105に押し付けられた指508によってカバーされる嚢胞性病変504の超音波画像の拡大部分の視界を提供することができる。拡大された嚢胞性病変504を仮想ウィンドウ506内で再位置決めするために、ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105（図5D参照）に対してプレスアンドドラッグジェスチャ（例えば、プレスアンドドラッグジェスチャ322、図3A参照）を使用し、これにより嚢胞性病変504の画像を仮想ウィンドウ506内の所望の位置に移動させることができる。一実施形態では、医療用超音波撮像装置100は、仮想ウィンドウ506内の拡大レベルを、元の超音波画像の2倍、4倍、または他の任意の適切な倍率の大きさになるようにユーザが選択できるように構成できる。ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105から自分の指（例えば、指508、図5A～図5D参照）を持ち上げることによって、タッチスクリーンディスプレイ104から仮想ウィンドウ506を取り除くことができる。

【0123】

図6Aは、医療用超音波撮像装置100（図1Aを参照）のタッチスクリーンディスプレイ104に表示された、別の例示的な対象物の超音波画像、すなわち心臓602の尖部の4腔部の図を示す。そのような超音波画像は、装置100に動作可能に接続された超音波プローブ／トランスデューサによって生成された超音波による心臓組織の浸透に応答して医療用超音波撮像装置100によって生成され得ることに留意されたい。心臓602の測定および／またはトレースは、タッチスクリーンディスプレイ104上に表示された元の超音波画像（図6A～図6E参照）、または拡大された超音波画像において直接実行することができる。例えば、ユーザは自分の指（例えば、指610、612、図6B～図6E参照）を使用して、タッチスクリーンディスプレイ104の表面105上で複数の指による1つまたは複数のジェスチャを使用することによって、心臓602の左心室606（

図 6 B～図 6 E 参照) の心内膜境界 6 0 4 (図 6 B 参照) の手動によるトレースを実行することができる。一実施形態では、ユーザは自分の指 (例えば、指 6 1 0、6 1 2、図 6 B～図 6 E 参照) を使用して、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 の表面 1 0 5 上でダブルタップジェスチャ (例えば、ダブルタップジェスチャ 3 1 0、図 3 A 参照) を使用することによってカーソル 6 0 7 (図 6 B 参照) を取得することができ、指 6 1 0 などの 1 本の指を用いたドラッグジェスチャ (例えば、ドラッグジェスチャ 3 1 8、図 3 A 参照) を使用することによってカーソル 6 0 7 を動かすことができ、これにより、カーソル 6 0 7 をタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上の所望の位置に移動させる。本明細書に記載のシステムおよび方法は、2 0 0 4 年 4 月 2 日に出願された米国特許出願第 1 0 / 8 1 7 , 3 1 6 号に詳細に記載されているように、心壁運動の定量的測定、具体的には心室同期不全の測定に使用できる。その全体の内容は参照により本明細書に組み込まれる。

10

【0 1 2 4】

指 6 1 0 の位置によって決定された、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上の所望の位置にカーソル 6 0 7 が来ると、ユーザは指 6 1 2 などの他の指を使用して、タップジェスチャ (例えば、タップジェスチャ 3 0 2 を参照、図 3 A を参照) を使用することによってカーソル 6 0 7 を当該位置に固定することができる。心内膜境界 6 0 4 の手動トレース (図 6 B 参照) を実行するために、ユーザは、図 6 C および図 6 D に示すように、指 6 1 0 を使用してプレスアンドドラッグジェスチャ (例えば、プレスアンドドラッグジェスチャ 3 2 2、図 3 A 参照) を使用することができる。このような手動による心内膜境界 6 0 4 のトレースは、破線 6 0 8 などの任意の適切な方法で、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上で強調表示することができる (図 6 C～図 6 E 参照)。心内膜境界 6 0 4 の手動トレースは、図 6 E に示すように、指 6 1 0 がタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上の任意の適切な位置に到達するまで、または指 6 1 0 がカーソル 6 0 7 の位置に戻るまで継続することができる。指 6 1 0 がカーソル 6 0 7 の位置、または他の任意の適切な位置に来ると、ユーザは指 6 1 2 を使ってタップジェスチャ (例えばタップジェスチャ 3 0 2、図 3 A 参照) を使用することによって手動のトレース動作を完了することができる。そのような手動のトレース動作は、パルス波ドプラ (PWD) 波形などの他の任意の適切な特徴および/または波形をトレースするために使用できることに留意されたい。一実施形態では、医療用超音波撮像装置 1 0 0 は、それぞれの特徴/波形の手動のトレースに少なくとも部分的に基づいて、そのような特徴および/または波形に関する任意の適切な計算および/または測定を実行するように構成することができる。

20

30

【0 1 2 5】

上述のように、ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 上の仮想ウィンドウ内に表示された対象物の元の超音波画像の拡大部分上で対象物の測定および/またはトレースを実行することができる。図 7 A～図 7 C は、医療用超音波撮像装置 1 0 0 (図 1 A 参照) のタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 に表示された例示的な対象物、すなわち嚢胞性病変 7 0 4 を伴う肝臓 7 0 2 の元の超音波画像を示す。図 7 A～図 7 C はさらに、嚢胞性病変 7 0 4 の超音波画像の拡大部分の視界を提供する仮想ウィンドウ 7 0 6 を示し、これはタッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 の表面 1 0 5 に押し付けられた指 7 1 0 などのユーザの指のうちの 1 本によってカバーされる。ユーザは自分の指を使用して (例えば、指 7 1 0、7 1 2、図 7 A～図 7 C 参照)、タッチスクリーンディスプレイ 1 0 4 の表面 1 0 5 上で複数の指による 1 つまたは複数のジェスチャを使用することによって、仮想ウィンドウ 7 0 6 内の嚢胞性病変 7 0 4 のサイズ測定を実行することができる。

40

【0 1 2 6】

例えば、ユーザは自分の指を使用して (例えば、指 7 1 0、7 1 2、図 7 A～図 7 C 参照)、表面 1 0 5 上でダブルタップジェスチャ (例えば、ダブルタップジェスチャ 3 1 0、図 3 A 参照) を使用することによって第 1 のカーソル 7 0 7 (図 7 B、図 7 C 参照) を得ることができ、指 7 1 0 などの 1 本の指を用いたドラッグジェスチャ (例えば、ドラッグジェスチャ 3 1 8、図 3 A 参照) を使用することによって、第 1 のカーソル 7 0 7 を動かすことができ、それにより、第 1 のカーソル 7 0 7 を所望の位置に移動させる。指 7 1

50

0 の位置によって決定された所望の位置に第 1 のカーソル 707 が来ると、ユーザは指 712 などの他の指を使用して、タップジェスチャ（例えば、タップジェスチャ 302、図 3A 参照）を使用することによって第 1 のカーソル 707 を当該位置に固定することができる。同様に、ユーザは、表面 105 上でダブルタップジェスチャ（例えば、ダブルタップジェスチャ 310、図 3A 参照）を使用することによって第 2 のカーソル 709（図 7C 参照）を得ることができ、指 710 を用いたドラッグジェスチャ（例えば、ドラッグジェスチャ 318、図 3A 参照）を使用することによって、第 2 のカーソル 709 を動かすことができ、それにより、第 2 のカーソル 709 を所望の位置に移動させる。指 710 の位置によって決定された所望の位置に第 2 のカーソル 709 が来ると、ユーザは指 712 を使用して、タップジェスチャ（例えば、タップジェスチャ 302、図 3A 参照）を使用することによって第 2 のカーソル 709 を当該位置に固定することができる。一実施形態では、医療用超音波撮像装置 100 は、第 1 および第 2 のカーソル 707、709 の位置に少なくとも部分的に基づいて、嚢胞性病変 704 に関する任意の適切なサイズの計算および／または測定を実行するように構成することができる。

【0127】

図 8A～図 8C は、医療用超音波撮像装置 100（図 1A 参照）のタッチスクリーンディスプレイ 104 に表示された例示的な対象物、すなわち嚢胞性病変 804 を伴う肝臓 802 の元の超音波画像を示す。図 8A～図 8C はさらに、嚢胞性病変 804 の超音波画像の拡大部分の視界を提供する仮想ウィンドウ 806 を示し、これはタッチスクリーンディスプレイ 104 の表面 105 に押し付けられた指 810 などのユーザの指のうちの 1 本によってカバーされる。ユーザは自分の指を使用して（例えば、指 810、812、図 8A～図 8C 参照）、タッチスクリーンディスプレイ 104 の表面 105 上で複数の指による 1 つまたは複数のジェスチャを使用することによって、仮想ウィンドウ 806 内の嚢胞性病変 804 のキャリパー測定を実行することができる。

【0128】

例えば、ユーザは自分の指を使用して（例えば、指 810、812、図 8A～図 8C 参照）、表面 105 上でダブルタップジェスチャ（例えば、ダブルタップジェスチャ 310、図 3A 参照）を使用することによって第 1 のカーソル 807（図 8B、図 8C 参照）を得ることができ、指 810 などの 1 本の指を用いたドラッグジェスチャ（例えば、ドラッグジェスチャ 318、図 3A 参照）を使用することによって、カーソル 807 を動かすことができ、それにより、カーソル 807 を所望の位置に移動させる。指 810 の位置によって決定された所望の位置にカーソル 807 が来ると、ユーザは指 812 などの他の指を使用して、タップジェスチャ（例えば、タップジェスチャ 302、図 3A 参照）を使用することによってカーソル 807 を当該位置に固定することができる。次に、ユーザは、プレスアンドドラッグジェスチャ（例えば、プレスアンドドラッグジェスチャ 322、図 3A 参照）を使用して接続線 811（図 8B、8C 参照）を取得し、第 1 のカーソル 807 から嚢胞性病変 804 を横切って嚢胞性病変 804 のもう一方の側の所望の位置まで接続線 811 を延ばすことができる。接続線 811 が嚢胞性病変 804 を横切って嚢胞性病変 804 のもう一方の側の所望の位置まで延びると、ユーザは指 812 を使ったタップジェスチャ（例えばタップジェスチャ 302、図 3A 参照）を使用して第 2 のカーソル 809（図 8C 参照）を取得し、当該所望の位置に固定することができる。一実施形態では、医療用超音波撮像装置 100 は、第 1 および第 2 のカーソル 807、809 の位置の間を延びる接続線 811 に少なくとも部分的に基づいて、嚢胞性病変 804 に関する任意の適切なキャリパーの計算および／または測定を実行するように構成することができる。

【0129】

図 9A は、トランスデューサ素子 152 のアレイを有するトランスデューサハウジング 150 をコネクタ 114 でハウジング 102 に取り付けることができるシステム 140 を示す。各プローブ 150 は、取り付けられているプローブを一意に識別するプローブ識別回路 154 を有することができる。ユーザが異なるアレイを有する異なるプローブを挿入すると、システムはプローブ動作パラメータを識別する。好ましい実施形態は、センサ 1

07からのタッチスクリーンデータを分析し、画像処理動作とビーム形成器制御プロセッサ(1116、1124)の両方にコマンドを送信するタッチプロセッサ109に接続することができるタッチセンサ107を有するディスプレイ104を含むことができることに留意されたい。好ましい実施形態では、タッチプロセッサは、本明細書に記載の表示および撮像動作を制御するように動作可能な超音波タッチスクリーンエンジンを動作させるための命令を記憶するコンピュータ可読媒体を含むことができる。

【0130】

図9Bは、超音波適用プログラム内の典型的なトランスデューサ管理モジュール902のソフトウェアフローチャート900を示す。トランスデューサアタッチイベント904が検出されると、トランスデューサ管理ソフトウェアモジュール902は最初にトランスデューサタイプID906とハードウェア改訂情報を識別セグメントから読み取る。この情報は、ハードディスクからトランスデューサプロファイルデータ908の特定のセットを取り出してそれをアプリケーションプログラムのメモリにロードするために使用される。次にソフトウェアはファクトリセグメント910から調整データを読み取り、メモリ912にロードされたばかりのプロファイルデータに調整を適用する。次にソフトウェアモジュールは、すでにロードされているトランスデューサプロファイルを使用するメインの超音波適用プログラムにトランスデューサアタッチメッセージ914を送信する。確認応答916の後、超音波撮像シーケンスが実行され、使用法セグメントが更新される918。トランスデューサ管理ソフトウェアモジュールは、次に、トランスデューサデタッチイベント920、または5分経過のいずれかを待つ。トランスデューサデタッチイベントが検出されると(921)、メッセージが送信され(924)確認応答が行われ(926)、トランスデューサプロファイルデータセットがメモリから削除され(928)、モジュールは再度別のトランスデューサアタッチイベントを待つ。トランスデューサデタッチイベントを検出せずに5分間が経過すると、ソフトウェアモジュールは使用法セグメント922内の累積使用カウンタをインクリメントし、さらに5分間またはトランスデューサデタッチイベントを待つ。累積使用量は、メンテナンスおよび交換記録のためにメモリに記録される。

【0131】

超音波トランスデューサには多くの種類がある。それらは形状、要素数、そして周波数の応答によって異なる。例えば、中心周波数が10~15MHzのリニアアレイは、乳房の撮像により適しており、中心周波数が3~5MHzのカーブアレイは、腹部の撮像により適している。

【0132】

同じまたは異なる超音波走査セッションに対して異なる種類のトランスデューサを使用することが多くの場合に必要となる。トランスデューサの接続が1つだけの超音波システムの場合、操作者は新しい走査セッションを開始する前にトランスデューサを交換する。

【0133】

いくつかの用途では、1つの超音波走査セッション中に異なる種類のトランスデューサを切り替えることが必要である。この場合、同じ超音波システムに複数のトランスデューサを接続することがより便利であり、操作者は、トランスデューサを物理的に取り外して再度取り付けるというより時間を要することを必要とせずに、操作者コンソール上のボタンを押すことによってこれらの接続されたトランスデューサを素早く切り替えることができる。本発明の好ましい実施形態は、タブレットハウジング内の複数のプローブコネクタポート間で選択することができるタブレットハウジング内のマルチプレクサを含むことができ、あるいはタブレットハウジングは、本明細書で上述したようにカートに取り付けることができる外部マルチプレクサに接続することができる。

【0134】

図9Cは、センサアセンブリ内にいかなるアクティブな電子機器をも必要としない、超音波トランスデューサを使用する例示的な針感知位置決めシステムの斜視図である。センサトランスデューサはパッシブ型超音波トランスデューサ素子を含み得る。これらの要素

は、超音波エンジンの電子機器を利用して、典型的なトランスデューサプローブと同様に使用することができる。システム 958 は、図 9C に表されているが任意の適切なフォームファクタであり得る、針ガイド 962 に追加された超音波トランスデューサ素子 960 の追加を含む。超音波トランスデューサ素子 960 および針ガイド 962 は、針ガイドマウントブラケット 966 を使用して、超音波トランスデューサプローブ音響ハンドルまたは超音波撮像プローブアセンブリ 970 に取り付けることができる。露出端部に取り付けたディスクを有する針、超音波反射体ディスク 964 は、超音波に対して反射性である。

【0135】

針ガイド 962 上の超音波トランスデューサ素子 960 は、超音波エンジンに接続されてもよい。ペンシル CW プローブコネクタを共有するのと同様に、接続は、エンジン上の専用プローブコネクタへの別個のケーブルを介して行われてもよい。別の実施形態では、小さく短いケーブルを、相対的に大きい画像トランスデューサプローブハンドル、またはエンジンの同じプローブコネクタに接続する分割ケーブルに差し込むことができる。他の代替的な実施形態では、接続は、間にケーブルを介さずに、画像プローブハンドルと針ガイドとの間の電気コネクタを介して行われてもよい。代替的な実施形態では、針ガイド上の超音波トランスデューサ素子は、針ガイドとトランスデューサ素子とを撮像プローブハンドルの同じ機械的エンクロージャ内に封入することによって超音波エンジンに接続することができる。

【0136】

図 9D は、トランスデューサ素子 960 および超音波反射体ディスク 964 と共に位置決めされた針ガイド 962 の斜視図である。反射体ディスク 964 の位置は、針ガイド 962 上のトランスデューサ素子 960 から超音波 972 を送信することによって特定される。超音波 972 は、空気を通して反射体ディスク 964 に向かって進み、反射体ディスク 964 によって反射される。反射された超音波 974 は、針ガイド 962 上のトランスデューサ素子 960 に達する。反射体ディスク 964 とトランスデューサ素子 960 との間の距離 976 は、経過時間と空気中の音速から計算される。

【0137】

図 9E は、センサアセンブリ内にいかなるアクティブな電子機器をも必要としない、超音波トランスデューサを使用する例示的な針感知位置決めシステムの代替的な実施形態の斜視図である。センサトランスデューサはパッシブ型超音波トランスデューサ素子を含み得る。これらの要素は、超音波エンジンの電子機器を利用して、典型的なトランスデューサプローブと同様に使用することができる。

【0138】

システム 986 は、患者の身体を撮像するための超音波撮像プローブアセンブリ 982 に連結され得る針ガイドマウントブラケット 966、または代替の適切なフォームファクタに取り付けられ得る針ガイド 962 を含む。超音波反射体ディスク 964 は、針 956 の露出端に取り付けることができる。この実施形態では、線形超音波音響アレイ 978 が針 956 の動く方向と平行に取り付けられている。線形超音波音響アレイ 978 は、針 956 と平行に位置決めされた超音波トランスデューサアレイ 980 を含む。この実施形態では、超音波撮像プローブアセンブリ 982 が患者の身体を撮像するために位置決めされている。患者の身体を撮像するための超音波撮像プローブアセンブリ 982 は、超音波トランスデューサアレイ 984 を用いて構成される。

【0139】

この実施形態では、超音波反射体ディスク 964 の位置は、撮像用超音波撮像プローブアセンブリ 978 に連結された超音波トランスデューサアレイ 980 を使用することによって検出することができる。反射体ディスク 964 の位置は、撮像用超音波撮像プローブアセンブリ 978 上のトランスデューサ素子 980 から超音波 972 を送信することによって特定される。超音波 972 は、空気を通して反射体ディスク 964 に向かって進み、反射体ディスク 964 によって反射される。反射された超音波 974 は、撮像用超音波撮像プローブアセンブリ 978 上のトランスデューサ素子 980 に達する。反射体ディスク

964とトランスデューサ素子980との間の距離976は、経過時間と空気中の音速から計算される。代替的な実施形態では、トランスデューサアレイ内の素子の極性を順次走査し、トランスデューサアレイ素子ごとに生成された反射を分析するために、代替アルゴリズムを使用することができる。代替的な実施形態では、超音波画像を形成する前に複数の走査が行われてもよい。

【0140】

図9Fは、図1Aおよび図1Bに示すシステムを含む、本明細書に記載の携帯型超音波システムと通信するための無線36/46セルラーサービスにSIMカード120を使用できるシステムを示す。カード120は、回路118を使用してシステムプロセッサ106と通信するハウジングポート119に挿入することができる。

10

【0141】

図10Aは、例示的な実施形態による心臓の同期性を監視するための例示的な方法を示す。この方法では、参照テンプレートがメモリにロードされ、撮像面を識別する際にユーザを案内するために使用される（ステップ930）。次に、ユーザは所望の撮像面を識別する（ステップ932）。典型的には心臓の尖部の4腔部の画像が用いられる。しかし、本発明の精神から逸脱していなければ、他の画像を使用することができる。

【0142】

時々、心内膜境界の識別は困難であることがあり、そのような困難に遭遇すると、同じ視野の組織ドブラ撮像が使用され得る（ステップ934による）。隔壁および横方向自由壁を識別するための参照テンプレートが提供される（ステップ936による）。次に、例えば±30cm/秒の予め設定された速度スケールの標準的な組織ドブラ撮像（TDI）を使用することができる（ステップ938による）。

20

【0143】

次に、所望のトリプレックス画像の参照が提供され得る（ステップ940による）。BモードまたはTDIのいずれかが距離ゲートを案内するために使用されてもよい（ステップ942による）。Bモードは、距離ゲートを案内するために使用されることができ（ステップ944による）、またはTDIが距離ゲートを案内するために使用されることができる（ステップ946による）。距離ゲートを案内するためにTDIまたはBモードを使用することはまた、スペクトルドブラが隔壁の半径方向平均速度を表示することを可能にするための方向補正角度の使用を可能にする。次に、第1のパルス波スペクトルドブラを使用して、デュプレックスモードまたはトリプレックスモードを使用して隔壁の平均速度を測定する（ステップ948による）。データを処理して同期異常を計算するために使用されるソフトウェアは、パラメータの設定を単純化するのに助けるために心臓壁上の日付を付けられた位置の間の角度を自動的に設定するために位置（例えば中心点）を利用できる。

30

【0144】

第2の距離ゲート位置もまた、デュプレックス画像またはTDIを使用して案内され（ステップ950による）、必要に応じて方向補正角度を使用することができる。ステップ950の後、隔壁および横方向自由壁の平均速度がシステムによって追跡されている。次いで、関心領域（例えば、隔壁および左心室自由壁）におけるスペクトルドブラ平均速度952の時間の積分が、それぞれ隔壁および左側の自由壁の変位を提供する。

40

【0145】

上記の方法ステップは、収集された信号に存在するあらゆるベースラインの外乱を除去するために関連技術において知られているアナログまたはデジタルのハイパスフィルタリング手段と共に利用することができる。加えて、開示された方法は、心室中隔および左心室の自由壁の動きを追跡するために複数の同時PWスペクトルドブラ線を使用する。さらに、多数ゲート構造を各スペクトル線に沿って使用することができ、それによって局所的な壁の運動の定量的測定が可能になる。多数のゲートにわたる平均化は、大域的な壁運動の測定を可能にし得る。

【0146】

50

図10Bは、インターフェースユニット1020を介して任意のPC1010に接続することができる一体型超音波プローブ1040の例示的实施形態の詳細な概略ブロック図である。超音波プローブ1040は、1つまたは複数の画像ターゲット1064上に超音波を送信し、そこから反射した超音波を低減するように構成される。トランスデューサ1040は、1つまたは複数のケーブル1066、1068を使用してインターフェースユニット1020に連結することができる。インターフェースユニット1020は、一体型超音波プローブ1040とホストコンピュータ1010との間に位置決めすることができる。2段ビーム形成システム1040および1020は、USB接続1022、1012を介して任意のPCに接続することができる。

【0147】

超音波プローブ1040は、アレイ全体の開口よりも小さい開口を有する隣接要素からなるサブアレイ／開口1052を含むことができる。戻ってきたエコーは、1Dトランスデューサアレイ1062によって受信され、コントローラ1044に送信される。コントローラは、信号をメモリ1058、1046に送信することによって粗ビームの形成を開始する。メモリ1058、1046は、送信ドライバ1(1050)、および送信ドライバm(1054)に信号を送信する。送信ドライバ1(1050)および送信ドライバm(1054)は、次に信号をそれぞれmux1(1048)およびmux m(1056)に送信する。信号は、サブアレイビーム形成器1(1052)およびサブアレイビーム形成器n(1060)に送信される。

【0148】

各粗ビーム形成動作の出力は、ビーム形成出力をデジタル表現に変換するために、インターフェースユニット1020における第2段ビーム形成によるさらなる処理を含むことができる。粗ビーム形成動作をコヒーレントに合計して、アレイに対する細かいビーム出力を形成することができる。信号は、超音波プローブ1040のサブアレイビーム形成器1(1052)およびサブアレイビーム形成器n(1060)からインターフェースユニット1020内のA/D変換器1030および1028に送信することができる。インターフェースユニット1020内には、第1段ビーム形成出力をデジタル表現に変換するためのA/D変換器1028、1030がある。デジタル変換は、FPGA1026などのカスタマーASICによってA/D変換器1030、1028から受信され、第2段ビーム形成を完了することができる。FPGAデジタルビーム形成1026は、情報をシステムコントローラ1024に送信することができる。システムコントローラは、信号をFPGAデジタルビーム形成1026に送り返すことができるメモリ1032に情報を送信することができる。あるいは、システムコントローラ1024は、カスタムUSB3チップセット1022に情報を送信してもよい。次いで、USB3チップセット1022は、情報をDC-DC変換器1034に送信することができる。次に、DC-DC変換器1034は、インターフェースユニット1020から超音波プローブ1040に電力を送信することができる。超音波プローブ1040内で、電源1042が電力信号を受信し、送信ドライバ1(1050)とインターフェースして、電力をフロントエンド統合プローブに供給することができる。

【0149】

インターフェースユニット1020カスタムまたはUSB3チップセット1022を使用して、インターフェースユニット1022とホストコンピュータ1010との間の通信リンクを提供することができる。カスタムまたはUSB3チップセット1022は、ホストコンピュータの1010カスタムまたはUSB3チップセット1012に信号を送信する。カスタムまたはUSB3チップセット1012はその後、マイクロプロセッサ1014とインターフェースする。次いで、マイクロプロセッサ1014は、情報を表示するか情報を装置1075に送信することができる。

【0150】

代替的な実施形態では、狭帯域ビーム形成器を使用することができる。例えば、個々のアナログ移相器が各受信エコーに適用される。次に、各サブアレイ内の位相シフトされた

10

20

30

40

50

出力は、粗ビームを形成するために合計される。A/D変換を使用して、各粗ビームをデジタル化することができる。次にデジタルビーム形成器を使用して微細ビームを形成する。

【0151】

別の実施形態では、64要素線形アレイを形成することは、粗ビーム出力を形成するために8つの隣接要素を使用することができる。このような構成は、一体型プローブの出力をインターフェースユニットに接続する8本の出力アナログケーブルを利用することができる。粗ビームはケーブルを介してインターフェースユニットに配置された対応するA/D変換器に送信されてもよい。デジタル遅延は、細かいビーム出力を形成するために使用される。デジタル表現を形成するために8個のA/D変換器が必要とされる場合がある。

10

【0152】

別の実施形態では、128素子アレイを形成することは、16個のサブアレイビーム形成回路を使用することができる。各回路は、第1段出力に設けられた隣接する8素子アレイからインターフェースユニットへの粗ビームを形成することができる。そのような配置は、出力をデジタル化するために一体型プローブの出力をインターフェースユニットに接続する16本の出力アナログケーブルを利用することができる。PCマイクロプロセッサまたはDSPを使用して、ダウン変換、ベースバンド、走査変換およびポスト画像処理機能を実行することができる。マイクロプロセッサまたはDSPを使用して、すべてのドプ

20

【0153】

図10Cは、第1のサブアレイビーム形成回路を有する一体型超音波プローブ1040の例示的实施形態の詳細な概略ブロック図であり、第2段ビーム形成回路はホストコンピュータ1082の内部に集積されている。第2段ビーム形成回路を有するバックエンドコンピュータは、PDA、タブレットまたはモバイル機器ハウジングであり得る。超音波プローブ1040は、1つまたは複数の画像ターゲット1064上に超音波を送信し、そこから反射した超音波を低減するように構成される。トランスデューサ1040は、1つまたは複数のケーブル1066、1068を使用してホストコンピュータ1082に連結されている。また、A/D回路素子をトランスデューサプローブハウジング内に配置することができる。

【0154】

超音波プローブ1040は、アレイ全体の開口よりも小さい開口を有する隣接する要素からなるサブアレイ／開口1052を含む。戻ってきたエコーは、1Dトランスデューサアレイ1062によって受信され、コントローラ1044に送信される。コントローラは、信号をメモリ1058、1046に送信することによって粗ビームの形成を開始する。メモリ1058、1046は、送信ドライバ1 1050、および送信ドライバm 1054に信号を送信する。送信ドライバ1 1050および送信ドライバm 1054は、次に信号をそれぞれmux 1 1048およびmux m 1056に送信する。信号は、サブアレイビーム形成器1 1052およびサブアレイビーム形成器n 1060に送信される。

30

【0155】

次に、各粗ビーム形成動作の出力は、ビーム形成出力をデジタル表現に変換するために、インターフェースユニット1020における第2段ビーム形成を経る。粗ビーム形成動作をコヒーレントに合計して、アレイに対する細かいビーム出力を形成する。信号は、超音波プローブ1040のサブアレイビーム形成器1 (1052) およびサブアレイビーム形成器n (1060) からホストコンピュータ1082内のA/D変換器1030および1028に送信する。ホストコンピュータ1082内には、第1段ビーム形成出力をデジタル表現に変換するためのA/D変換器1028、1030がある。デジタル変換は、FPGA 1026などのカスタマーASICによってA/D変換器1030、1028から受信され、第2段ビーム形成を完了する。FPGAデジタルビーム形成1026は、情報をシステムコントローラ1024に送信する。システムコントローラは、信号をFPGA

40

50

デジタルビーム形成1026に送り返すことができるメモリ1032に情報を送信する。あるいは、システムコントローラ1024は、カスタムUSB3チップセット1022に情報を送信してもよい。次いで、USB3チップセット1022は、情報をDC-DC変換器1034に送信することができる。次に、DC-DC変換器1034は、インターフェースユニット1020から超音波プローブ1040に電力を送信することができる。超音波プローブ1040内で、電源1042が電力信号を受信し、送信ドライバ1(1050)とインターフェースして、電力をフロントエンド統合プローブに供給することができる。電源は、トランスデューサアセンブリの無線動作を可能にするためにバッテリーを含むことができる。無線トランシーバは、画像データおよび制御信号の無線転送を可能にするためにコントローラ回路または別個の通信回路に統合することができる。

10

【0156】

ホストコンピュータ1082のカスタムまたはUSB3チップセット1022を使用して、カスタムまたはUSB3チップセット1012間に通信リンクを設けて、マイクロプロセッサ1014に信号を送信することができる。次いで、マイクロプロセッサ1014は、情報を表示するか情報を装置1075に送信することができる。

【0157】

図11は、図1Aおよび図2Aに示す超音波装置の、超音波エンジン108の例示的实施形態(すなわちフロントエンド超音波特定回路)、およびコンピュータマザーボード106(すなわちホストコンピュータ)の例示的实施形態の詳細な概略ブロック図である。超音波エンジン108および/またはコンピュータマザーボード106の構成要素は、特定用途向け集積回路(ASIC)内に実装することができる。例示的なASICは、高いチャンネル数を有し、いくつかの例示的な実施形態ではチップ当たり32以上のチャンネルをパックすることができる。当業者は、超音波エンジン108およびコンピュータマザーボード106が、示されているものよりも多いまたは少ないモジュールを含み得ることを認識するであろう。例えば、超音波エンジン108およびコンピュータマザーボード106は、図17に示すモジュールを含み得る。

20

【0158】

トランスデューサアレイ152は、1つまたは複数の画像ターゲット1102に超音波を送信し、そこから反射した超音波を受信するように構成されている。トランスデューサアレイ152は、1つまたは複数のケーブル1104を使用して超音波エンジン108に連結されている。

30

【0159】

超音波エンジン108は、トランスデューサアレイ152に駆動信号を印加するため、およびトランスデューサアレイ152からの戻りエコー信号を受信するための高電圧送信/受信(TR)モジュール1106を含む。超音波エンジン108は、戻りエコー信号を増幅し、その信号に適切なTGC機能を適用するためのプリアンプ/タイムゲイン補正(TGC)モジュール1108を含む。超音波エンジン108は、戻りエコー信号がプリアンプ/TGCモジュール1108によって増幅され処理された後に各チャンネルで遅延係数が使用されるサンプルデータビーム形成器1110を含む。

【0160】

いくつかの例示的な実施形態では、高電圧TRモジュール1106、プリアンプ/TGCモジュール1108、およびサンプル補間受信ビーム形成器1110はそれぞれ、チップ当たり8から64チャンネルを有するシリコンチップとすることができるが、例示的な実施形態はこの範囲に限定されない。特定の実施形態では、高電圧TRモジュール1106、プリアンプ/TGCモジュール1108、およびサンプル補間受信ビーム形成器1110はそれぞれ、8、16、32、64チャンネルなどを有するシリコンチップであり得る。図11に示されるように、例示的なTRモジュール1106、例示的なプリアンプ/TGCモジュール1108、および例示的なビーム形成器1110はそれぞれ、32チャンネルを含むシリコンチップの形態を取り得る。

40

【0161】

50

超音波エンジン108は、ビーム形成器1110によって出力された処理済みデータをバッファリングするために使用される先入れ先出し（FIFO）バッファモジュール1112を含む。超音波エンジン108はまた、プログラム命令およびデータを記憶するためのメモリ1114と、超音波エンジンモジュールの動作を制御するためのシステムコントローラ1116とを含む。

【0162】

超音波エンジン108は、ファイアワイヤ（IEEE1394規格シリアルインターフェース）または高速（例えば、200～400メガビット／秒以上）ユニバーサルシリアルバス（USB2.0 USB3.0）、プロトコルなどの標準的な高速通信プロトコルに従うことができる通信リンク112を介してコンピュータマザーボード106とインターフェースする。コンピュータマザーボードへの標準通信リンクは少なくとも400メガビット／秒以上、好ましくは800メガビット／秒以上で動作する。あるいは、リンク112は、赤外線（IR）リンクなどの無線接続とすることができる。超音波エンジン108は、通信リンク112を確立し維持するための通信チップセット1118（例えば、ファイアワイヤチップセット）を含む。

【0163】

同様に、コンピュータマザーボード106はまた、通信リンク112を確立し維持するための通信チップセット1120（例えば、ファイアワイヤチップセット）を含む。コンピュータマザーボード106は、データを記憶するためのコアコンピュータ可読メモリ1122および／または超音波撮像動作を実行するためのコンピュータ実行可能命令を含む。メモリ1122は、コンピュータ用のメインメモリを形成し、例示的实施形態では、約4GBのDDR3メモリを記憶することができる。コンピュータマザーボード106はまた、超音波撮像処理動作を実行するためにコアコンピュータ可読メモリ1122に記憶されたコンピュータ実行可能命令を実行するためのマイクロプロセッサ1124を含む。例示的なマイクロプロセッサ1124は、Intel Core-i5プロセッサなどのオフザシェルフ商用のコンピュータプロセッサとすることができる。別の例示的なマイクロプロセッサ1124は、Texas Instruments製の1つまたは複数のDaVinci（商標）プロセッサなどのデジタル信号プロセッサ（DSP）ベースのプロセッサであり得る。コンピュータマザーボード106はまた、超音波データ、走査およびマップを表示するために使用され得るディスプレイ装置を制御するためのディスプレイコントローラ1126を含む。

【0164】

マイクロプロセッサ1124によって実行される例示的な動作は、ダウン変換（受信した超音波データからI、Qサンプルを生成するため）、走査変換（超音波データを表示装置の表示フォーマットに変換するため）、ドブラ処理（超音波データから動きおよび／または流れの情報を判定および／または画像化するため）、カラーフロー処理（一実施形態では自己相関を使用して、Bモード超音波画像に重ね合わされたドブラシフトのカラーコードマップを生成するため）、パワードブラ処理（パワードブラデータの判定および／またはパワードブラマップの生成のため）、スペクトルドブラ処理（スペクトルドブラデータの判定および／またはスペクトルドブラマップの生成のため）、および信号後処理を含むが、これらに限定されない。これらの動作は、2003年3月11日に出願された「Ultrasound Probe with Integrated Electronics」という名称の国際公開第03/079038A2号パンフレットにさらに詳細に記載されている。その全体の内容は参照により本明細書に明確に組み込まれる。

【0165】

より小型でより軽量の携帯型超音波装置を達成するために、超音波エンジン108は、超音波エンジン108を提供する回路基板の全体的なパッケージサイズおよび設置面積の縮小を含む。この目的のために、例示的な実施形態は、高いチャネル数を提供しながら全体のパッケージサイズおよび設置面積を最小にする小型軽量の携帯型超音波装置を提供する。いくつかの実施形態では、例示的超音波エンジンの高チャネル数回路基板は、各チッ

プが複数のチャネル、例えば32チャネルを提供する1つまたは複数のマルチチップモジュールを含むことができる。本明細書で使用される「マルチチップモジュール」という用語は、単一の構成要素、すなわちより大きなICとしてのそれらの使用を容易にする、複数の集積回路(IC)が一体化基板にパッケージングされている電子パッケージを指す。例示的な回路基板においてマルチチップモジュールを使用して、高密度相互接続(HDI)基板上に集積された2つ以上のアクティブIC構成要素がパッケージ全体のサイズを縮小することを可能にすることができる。例示的な実施形態では、マルチチップモジュールは、超音波エンジンの送信/受信(TR)シリコンチップ、増幅器シリコンチップ、およびビーム形成器シリコンチップを垂直に積み重ねることによって組み立てることができる。超音波エンジンの単回路基板は、回路基板の全体的なパッケージサイズおよび設置面積を最小にしながら、高いチャネル数を提供するためにこれらのマルチチップモジュールのうちの1つまたは複数を含むことができる。

10

【0166】

図12は、垂直積層構成で組み立てられたマルチチップモジュールを含む回路基板1200の一部の概略側面図を示す。2層以上のアクティブな電子集積回路構成要素が垂直方向に単回路に集積されている。IC層は、垂直に積み重ねられた構成で互いに実質的に平行に延びる離間した平面内に配向されている。図12において、回路基板はマルチチップモジュールを支持するためのHDI基板1202を含む。例えば第1のビーム形成装置を含む第1の集積回路チップ1204は、例えばエポキシの塗布および硬化などの任意の適切な連結機構を使用して基板1202に連結される。第1のスペーサ層1206は、例えばエポキシの塗布および硬化を用いて、基板1202とは反対側の第1の集積回路チップ1204の表面に連結される。例えば第2のビーム形成装置を有する第2の集積回路チップ1208は、例えばエポキシの塗布および硬化を用いて、第1の集積回路チップ1204とは反対側の第1のスペーサ層1206の表面に連結される。集積回路チップ間の機械的および/または電氣的接続のために金属フレーム1210が設けられている。例示的な金属フレーム1210は、リードフレームの形態を取り得る。第1の集積回路チップ1204は、配線1212を使用して金属フレーム1210に連結することができる。第2の集積回路チップ1208は、配線1214を用いて同じ金属フレーム1210に連結することができる。マルチチップモジュールアセンブリを封入し、複数の集積回路チップを互いに実質的に平行な配置に維持するために、パッケージング1216が設けられている。

20

30

【0167】

図12に示されるように、第1の集積回路チップ1204、第1のスペーサ層1206、および第2の集積回路チップ1208の垂直な3次元の積層は、全体のパッケージサイズおよび設置面積を最小にしながら回路基板上に高密度機能を提供する(垂直積層型マルチチップモジュールを使用しない超音波エンジン回路基板と比較して)。当業者は、例示的なマルチチップモジュールが2つの積層集積回路チップに限定されないことを認識するであろう。マルチチップモジュールに垂直に集積されたチップの例示的な数は、2、3、4、5、6、7、8などを含み得るが、これらに限定されない。

【0168】

超音波エンジン回路基板の一実施形態では、図12に示すような単一のマルチチップモジュールが提供される。他の実施形態では、複数のマルチチップモジュールもまた図12に示される。例示的な実施形態では、超音波エンジンの回路基板上で複数のマルチチップモジュール(例えば、2つのマルチチップモジュール)を互いに垂直に積み重ねて、回路基板のパッケージサイズおよび設置面積をさらに最小化することができる。

40

【0169】

設置面積を減少させる必要性に加えて、マルチチップモジュールにおける全体的なパッケージの高さを減少させる必要性もある。例示的な実施形態は、マルチチップモジュール内のパッケージの高さを減少させるために、数百ミクロンまで薄くするウェーハを使用することができる。

50

【0170】

基板上にマルチチップモジュールを組み立てるために任意の適切な技術を使用することができる。例示的な組み立て技術としては、基板が多層積層プリント回路基板である積層MCM(MCM-L)、マルチチップモジュールが薄膜技術を使用するベース基板に積層される積層MCM(MCM-D)、セラミック基板上にいくつかの導電層が堆積され、ガラス層に埋め込まれて高温(HTCC)または低温(LTCC)で同時焼成されるセラミック基板MCM(MCM-C)が挙げられるが、これらに限定されない。

【0171】

図13は、垂直積層構成で組み立てられたマルチチップモジュールを含む回路基板を製造するための例示的な方法のフローチャートである。ステップ1302において、HDI 10
基板が製造または提供される。ステップ1304において、金属フレーム(例えば、リードフレーム)が提供される。ステップ1306において、第1のIC層が、例えばエポキシの塗布および硬化を用いて基板に連結または接合される。第1のIC層は金属フレームにワイヤボンディングされている。ステップ1308において、スペーサ層が、例えばエポキシの塗布および硬化を用いて第1のIC層に連結され、それにより、層は垂直に積み重ねられ、互いに実質的に平行に延びる。ステップ1310において、例えばエポキシの塗布および硬化を用いて第2のIC層がスペーサ層に連結され、その結果、すべての層が垂直に積み重ねられ、互いに実質的に平行に延びる。第2のIC層は金属フレームにワイヤボンディングされている。ステップ1312において、マルチチップモジュールアセンブリを封入するためにパッケージングが使用される。 20

【0172】

マルチチップモジュール内の例示的なチップ層は、任意の適切な技術を使用して互いに連結することができる。例えば、図12に示す実施形態では、スペーサ層をチップ層間に設けて、チップ層を、間隔を置いて分離することができる。パッシブシリコン層、ダイアタッチペースト層および/またはダイアタッチフィルム層をスペーサ層として使用することができる。マルチチップモジュールを製造する際に使用され得る例示的なスペーサ技術はさらに、Toh CHらの、「Die Attach Adhesives for 3D Same-Sized Dies Stacked Packages」、the 58th Electronic Components and Technology Conference (ECTC2008), pp. 1538-43, Florida, US (27-30 May 2008)に記載されており、その全内容は参照により本明細書に明確に組み込まれる。 30

【0173】

ダイアタッチ(DA)ペーストまたはフィルムに対する重要な要件は、隣接するダイの不動態化材料に対する優れた接着性である。また、大きなダイの適用には均一なボンドリック厚(BLT)が要求される。さらに、高温での高い凝集強度および低い吸湿性が信頼性のために好ましい。

【0174】

図14A~図14Cは、例示的な実施形態に従って使用することができる、垂直に積み重ねられたダイを含む例示的なマルチチップモジュールの概略側面図である。周辺および中心パッドワイヤボンド(WB)パッケージの両方が示されており、マルチチップモジュール内の例示的なチップ層をワイヤボンドするのに使用することができる。図14Aは、2イン1ダイシング・ダイアタッチフィルム(D-DAF)を有するパッシブシリコン層によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。図14Bは、ダイ間スペーサとして作用するDAフィルム系接着剤によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。図14Cは、ダイ間スペーサとして作用するDAペーストまたはフィルム系接着剤によってダイが互いに間隔を空けて配置された4つの垂直に積み重ねられたダイを含むマルチチップモジュールの概略側面図である。いくつかの例示的な実施形態では、DAペーストまたはフィルムベースの 40 50

接着剤はワイヤ浸透能力を有することができる。図14Cの例示的なマルチチップモジュールでは、フィルムオーバーワイヤ（FOW）を使用して、長いワイヤボンディングおよび中央ボンドパッドを積み重ねたダイパッケージを可能にする。FOWは、パッシブシリコンスペーサを使用せずに、同一または類似サイズのワイヤボンダイを直接互いの上に重ね合わせることができるワイヤ浸透機能を備えたダイアタッチフィルムを使用している。これは、同じまたは類似のサイズのダイを互いの上に直接積み重ねるという問題を解決するものであり、そうでなければ下部ダイのボンドワイヤのためのクリアランスがないかまたは不十分であるために問題を引き起こす。

【0175】

図14Bおよび図14Cに示すDA材料は、ボンドラインの厚さ（BLT）を、ボイドをほとんどまたはまったく伴わずに維持し、組み立てプロセスを通してブリードアウトすることが好ましい。組み立てると、ダイの間に挟まれたDA材料はダイへの優れた接着性を維持する。DA材料の材料特性は、バルク破壊なしに高温信頼性応力を加えるために高い凝集強度を維持するように調整されている。DA材料の材料特性はまた、パッケージの信頼性不良（例えば、パッケージ内の水分からの圧力蓄積の結果として界面破壊またはバルク破壊が起こるポップコーン現象）を引き起こし得る水分蓄積を最小化または好ましくは排除するように調整される。

【0176】

図15は、（a）2イン1ダイシング・ダイアタッチフィルム（D-DAF）を有するパッシブシリコン層、（b）DAペースト、（c）厚いDAフィルム、および（d）パッシブ型シリコンスペーサなしで、同一または類似サイズのワイヤボンダイを互いの上に直接積み重ねることを可能にするワイヤ浸透能力を有するダイアタッチフィルムを使用するフィルムオーバーワイヤ（FOW）を使用したダイ間積層の特定の例示的方法のフローチャートである。各方法は、集積回路の積層および高密度実装を可能にするためにウェーハの厚さを減らすためにウェーハのバックグラインディングを実行する。ウェーハは個々のダイを分離するために鋸引きされる。第1のダイは、例えばエポキシ塗布およびオープン中での硬化を用いてマルチチップモジュールの基板に接合される。ワイヤボンディングは、第1のダイを金属フレームに連結するために使用される。

【0177】

方法（A）では、ダイシング・ダイアタッチフィルム（D-DAF）を使用して、第1のパッシブシリコン層を第1のダイに積層方式で接合する。第2のダイは、D-DAFを用いて積層方式で第1のパッシブ層に接合される。ワイヤボンディングは、第2のダイを金属フレームに連結するために使用される。第2のパッシブシリコン層は、D-DAFを用いて積層方式で第2のダイに接合される。第3のダイは、D-DAFを用いて積層方式で第2のパッシブ層に接合される。ワイヤボンディングは、第3のダイを金属フレームに連結するために使用される。第3のパッシブシリコン層は、D-DAFを用いて積層方式で第3のダイに接合される。第4のダイは、D-DAFを用いて積層方式で第3のパッシブ層に接合される。ワイヤボンディングは、第4のダイを金属フレームに連結するために使用される。

【0178】

方法（B）において、ダイアタッチ（DA）ペーストの分配および硬化は、複数の薄いダイスタック用途に対して繰り返される。DAペーストが第1のダイ上に分配され、第2のダイがDAペースト上に提供され、第1のダイに硬化される。ワイヤボンディングは、第2のダイを金属フレームに連結するために使用される。DAペーストが第2のダイ上に分配され、第3のダイがDAペースト上に提供され、第2のダイに硬化される。ワイヤボンディングは、第3のダイを金属フレームに連結するために使用される。DAペーストが第3のダイ上に分配され、第4のダイがDAペースト上に提供され、第3のダイに硬化される。ワイヤボンディングは、第4のダイを金属フレームに連結するために使用される。

【0179】

方法（C）では、ダイアタッチフィルム（DAF）を切断してボトムダイにプレスし、

次いでトップダイを配置してDAF上に熱圧縮する。例えば、DAFを第1のダイに押し付け、第2のダイをDAF上に熱圧縮する。ワイヤボンディングは、第2のダイを金属フレームに連結するために使用される。同様に、DAFを第2のダイに押し付け、第3のダイをDAF上に熱圧縮する。ワイヤボンディングを用いて第3のダイを金属フレームに連結する。DAFを第3のダイに押し付け、第4のダイをDAF上に熱圧縮する。ワイヤボンディングを用いて第4のダイを金属フレームに連結する。

【0180】

方法(D)において、フィルムオーバーワイヤ(FOW)は、パッシブシリコンスペーサを使用せずに、同一または類似サイズのワイヤボンダイを直接互いの上に重ね合わせることができるワイヤ浸透機能を備えたダイアタッチフィルムを使用している。第2のダイが第1のダイに積層方式で接合され硬化される。フィルムオーバーワイヤボンディングが、第2のダイを金属フレームに連結するために使用される。第3のダイが第1のダイに積層方式で接合され硬化される。フィルムオーバーワイヤボンディングが、第3のダイを金属フレームに連結するために使用される。第4のダイが第1のダイに積層方式で接合され硬化される。フィルムオーバーワイヤボンディングが、第4のダイを金属フレームに連結するために使用される。

【0181】

以上のステップが終了した後、(a)～(d)の各方法では、ウェーハモールドおよびポストモールドキュア(PMC)が行われる。その後、ボールマウントおよび個片化を行う。

【0182】

上述のダイ取り付け技術のさらなる詳細は、TOH CHらの、「Die Attach Adhesives for 3D Same-Sized Dies Stacked Packages」、the 58th Electronic Components and Technology Conference (ECTC2008), pp. 1538-43, Florida, US (27-30 May 2008)に記載されており、その全内容は参照により本明細書に明確に組み込まれる。

【0183】

図16は、基板1614上に垂直に積み重ねられた構成で垂直方向に一体化されたTRチップ1602、増幅器チップ1604およびビーム形成器チップ1606を含むマルチチップモジュール1600の概略側面図である。図12～図15に示す任意の適切な技術を用いてマルチチップモジュールを製造することができる。当業者は、チップが積み重ねられる特定の順序が他の実施形態では異なり得ることを認識するであろう。第1および第2のスペーサ層1608、1610がチップ1602、1604、1606を、間隔を置いて分離するために設けられている。各チップは金属フレーム(例えば、リードフレーム)1612に連結されている。特定の例示的な実施形態では、マルチチップモジュールに熱伝達およびヒートシンク機構を設けて、バルク故障なしに高温信頼性ストレスを持続させることができる。図16の他の構成要素については、図12および図14A～14Cを参照して説明する。

【0184】

この例示的な実施形態では、各マルチチップモジュールは、多数のチャネル、例えば32チャネルに対する完全な送信、受信、TGC増幅およびビーム形成動作を処理することができる。3つのシリコンチップを単一のマルチチップモジュールに垂直に集積することによって、プリント回路基板に必要なスペースおよび設置面積がさらに減少する。単一の超音波エンジン回路基板上に複数のマルチチップモジュールを設けて、パッケージサイズおよび設置面積を最小限に抑えながらチャネル数をさらに増やすことができる。例えば、128チャネルの超音波エンジン回路基板108は、約10cm×約10cmの例示的な平面寸法内に製造することができ、これは従来の超音波回路の所要スペースの大幅な改善である。1つまたは複数のマルチチップモジュールを含む超音波エンジンの単一回路基板は、好ましい実施形態では16から128個のチャネルを有することができる。特定の実

施形態では、1つまたは複数のマルチチップモジュールを含む超音波エンジンの単一回路基板は、16、32、64、128チャンネルなどを有することができる。

【0185】

図17は、単一基板完全超音波システムとして設けられる、超音波エンジン108の例示的实施形態（すなわちフロントエンド超音波特定回路）、およびコンピュータマザーボード106（すなわちホストコンピュータ）の例示的实施形態の詳細な概略ブロック図である。図17に示す例示的な単一基板の超音波システムは、約25cm×約18cmの例示的な平面寸法を有することができるが、他の寸法も可能である。図17の単一基板完全超音波システムは、図1A、図2A、図2B、および図9Aに示す超音波装置に実装することができ、図3A～図8C、図9B、および図10Aに示す動作を実行するために使用

10

【0186】

超音波エンジン108は、少なくとも1つの超音波プローブ／トランスデューサの接続を容易にするためのプローブコネクタ114を含む。超音波エンジン108では、図16に示すように、TRモジュール、増幅器モジュール、およびビーム形成器モジュールを垂直に積み重ねてマルチチップモジュールを形成することができ、それによって超音波エンジン108の全体のパッケージサイズおよび設置面積を最小にする。超音波エンジン108は、図16に示されるように積層構成で垂直方向に一体化される、それぞれTRチップ、超音波パルサーおよび受信機、時間ゲイン制御増幅器を含む増幅器チップ、ならびにサンプルデータビーム形成器チップを含む第1のマルチチップモジュール1710および第2のマルチチップモジュール1712を含み得る。第1および第2のマルチチップモジュール1710、1712は、回路基板上で必要とされる面積をさらに最小化するために互いの上に垂直に積み重ねられてもよい。あるいは、第1および第2のマルチチップモジュール1710、1712は、回路基板上に水平に配置されてもよい。例示的な実施形態では、TRチップ、増幅器チップ、およびビーム形成器チップはそれぞれ32チャンネルチップであり、各マルチチップモジュール1710、1712は32チャンネルを有する。当業者は、例示的な超音波エンジン108が、1、2、3、4、5、6、7、8のマルチチップモジュールを含み得るが、それらに限定されないことを認識するであろう。好ましい実施形態では、システムは、トランスデューサハウジング内の第1のビーム形成器およびタブレットハウジング内の第2のビーム形成器を用いて構成することができることに留意されたい。

20

30

【0187】

ASICおよびマルチチップモジュール構成により、128チャンネルの完全な超音波システムをタブレットコンピュータフォーマットのサイズの小さい単一ボード上に実装することが可能になる。例示的な128チャンネル超音波エンジン108は、例えば、約10cm×約10cmの例示的な平面寸法内に収容することができ、これは従来の超音波回路の所要スペースの大幅な改善である。例示的な128チャンネルの超音波エンジン108もまた、約100cm²の例示的な面積内に収容することができる。

【0188】

超音波エンジン108はまた、トランスデューサアレイを使用して超音波走査を実行するためのタイミングクロックを生成するためのクロック生成複合プログラマブルロジック装置（CPLD）1714を含む。超音波エンジン108は、トランスデューサアレイから受信したアナログ超音波信号をデジタルRF形成ビームに変換するためのアナログデジタル変換器（ADC）1716を含む。超音波エンジン108はまた、受信遅延プロファイルを管理し、送信波形を生成するための1つまたは複数の遅延プロファイルおよび波形発生器フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）1718を含む。超音波エンジン108は、超音波走査のための遅延プロファイルを記憶するためのメモリ1720を含む。例示的なメモリ1720は、単一のDDR3メモリチップであり得る。超音波エンジン108は、超音波走査シーケンス、送受信タイミング、メモリ1720への／からのプロファイルの記憶およびフェッチ、ならびに高速シリアルインターフェース112を

40

50

介するコンピュータマザーボード106へのデジタルRFデータストリームのバッファリングおよび移動を管理するように構成された走査シーケンス制御フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)1722を含む。高速シリアルインターフェース112は、コンピュータマザーボード106と超音波エンジン108との間のファイアワイヤまたは他のシリアルもしくはパラレルバスインターフェースを含み得る。超音波エンジン108は、通信リンク112を確立し維持するための通信チップセット1118(例えば、ファイアワイヤチップセット)を含む。

【0189】

電力モジュール1724は、超音波エンジン108に電力を供給し、バッテリー充電環境を管理し、電力管理動作を実行するために提供される。電力モジュール1724は、超音波回路用の調整された低雑音電力を生成してもよく、TRモジュール内の超音波送信パルサー用に高電圧を生成してもよい。

【0190】

コンピュータマザーボード106は、データを記憶するためのコアコンピュータ可読メモリ1122および/または超音波撮像動作を実行するためのコンピュータ実行可能命令を含む。メモリ1122は、コンピュータ用のメインメモリを形成し、例示的实施形態では、約4GbのDDR3メモリを記憶することができる。メモリ1122は、オペレーティングシステム、コンピュータ実行可能命令、プログラムおよび画像データを記憶するためのソリッドステートハードドライブ(SSD)を含み得る。例示的なSSDは、約128GBの容量を有し得る。

【0191】

コンピュータマザーボード106はまた、超音波撮像処理動作を実行するためにコアコンピュータ可読メモリ1122に記憶されたコンピュータ実行可能命令を実行するためのマイクロプロセッサ1124を含む。例示的な動作としては、ダウン変換、走査変換、ドブラ処理、カラーフロー処理、パワードブラ処理、スペクトルドブラ処理、および信号後処理が挙げられるが、これらに限定されない。例示的なマイクロプロセッサ1124は、Intel Core-i5プロセッサなどのオフザシェルフ商用のコンピュータプロセッサとすることができる。別の例示的なマイクロプロセッサ1124は、Texas Instruments製のDaVinci(商標)プロセッサなどのデジタル信号プロセッサ(DSP)ベースのプロセッサであり得る。

【0192】

コンピュータマザーボード106は、入出力(I/O)と、I/Oを制御するように構成されたコプロセッサと、USBポート、ビデオディスプレイポートなどのグラフィック周辺機器とを含むグラフィックチップセット1704とを含む。コンピュータマザーボード106は、無線ネットワーク接続を提供するように構成された無線ネットワークアダプタ1702を含む。例示的なアダプタ1702は、802.11gおよび802.11n規格をサポートする。コンピュータマザーボード106は、コンピュータマザーボード106をディスプレイ104にインターフェースするように構成されたディスプレイコントローラ1126を含む。コンピュータマザーボード106は、コンピュータマザーボード106と超音波エンジン108との間の高速データ通信を提供するように構成された通信チップセット1120(例えば、FireWireチップセットまたはインターフェース)を含む。例示的な通信チップセット1120は、IEEE1394b 800メガビット/秒インターフェースであり得る。あるいは、USB3、サンダーボルト、PCIeなどの他のシリアルまたはパラレルインターフェース1706を設けてもよい。電力モジュール1708は、コンピュータマザーボード106に電力を供給し、バッテリー充電環境を管理し、電力管理動作を実行するために提供される。

【0193】

例示的なコンピュータマザーボード106は、約12cm×約10cmの例示的な平面寸法内に収容することができる。例示的なコンピュータマザーボード106は、約120cm²の例示的な面積内に収容することができる。

10

20

30

40

50

【0194】

図18は、例示的实施形態に従って提供される例示的携帯型超音波システム100の斜視図である。システム100は、図18に示すようにタブレットフォームファクタであるが、他の任意の適切なフォームファクタでもよいハウジング102を含む。例示的なハウジング102は、2cm未満、好ましくは0.5から1.5cmの間の厚さを有することができる。ハウジング102の前面パネルは、タッチスクリーンディスプレイ104の表面上の1つまたは複数の複数のおよび／または同時のタッチを認識および区別するように構成された、マルチタッチLCDタッチスクリーンディスプレイ104を含む。ディスプレイ104の表面は、ユーザの指、ユーザの手または任意のスタイラス1802のうちの1つまたは複数を使用して触れることができる。ハウジング102は、1つまたは複数のI/Oポートコネクタ116を含み、これは1つまたは複数のUSBコネクタ、1つまたは複数のSDカード、1つまたは複数のネットワークミニディスプレイポート、およびDC電源入力を含むことができるがこれらに限定されない。図18のハウジング102の実施形態はまた、150mm×100mm×15mm（容量225000mm³）以下の寸法を有する手のひらサイズのフォームファクタ内に構成することもできる。ハウジング102は200g未満の重量を有することができる。任意選択で、トランスデューサアレイとディスプレイハウジングとの間のケーブル接続は、本明細書で説明されているようにインターフェース回路1020を含むことができる。インターフェース回路1020は、例えば、タブレットからぶら下がるポッド内にビーム形成回路および／またはA/D回路を含むことができる。別個のコネクタ1025、1027を使用してダンダリングポッドをトランスデューサプローブケーブルに接続することができる。コネクタ1027は、本明細書で説明されているようにプローブ識別回路を含むことができる。ハウジング102は、カメラ、マイクロフォンおよびスピーカ、ならびに音声およびデータ通信のための無線電話回路、ならびに本明細書に記載の超音波撮像動作を制御するために使用することができる音声起動ソフトウェアを含むことができる。

10

20

【0195】

ハウジング102は、少なくとも1つの超音波プローブ／トランスデューサ150の接続を容易にするためのプローブコネクタ114を含むまたはそれに連結される。超音波プローブ150は、1つまたは複数のトランスデューサアレイ152を含むトランスデューサハウジングを含む。超音波プローブ150は、可撓性ケーブル1806に沿って設けられたハウジングコネクタ1804を用いてプローブコネクタ114に連結可能である。当業者は、超音波プローブ150が他の任意の適切な機構、例えばビーム形成のような超音波特有の動作を実行するための回路を含むインターフェースハウジングを使用してハウジング102に連結され得ることを認識するであろう。超音波システムの他の例示的な実施形態は、2003年3月11日に出願された「Ultrasonic Probe with Integrated Electronics」という名称の国際公開第03/079038A2号パンフレットにさらに詳細に記載されている。その全体の内容は参照により本明細書に明確に組み込まれる。好ましい実施形態は、ハンドヘルドトランスデューサプローブ150とディスプレイハウジングとの間の無線接続を使用することができる。本明細書で説明するように、ビーム形成器電子機器をプローブハウジング150に組み込んで、1Dまたは2Dトランスデューサアレイ内のサブアレイのビーム形成を行うことができる。ディスプレイハウジングは、ユーザの手のひらに収まるサイズにすることができる。インターネットなどの公衆アクセスネットワークへのワイヤレスネットワーク接続を含むことができる。

30

40

【0196】

図19は、図18の携帯型超音波システム100のタッチスクリーンディスプレイ104上にレンダリングされたメイングラフィカルユーザインターフェース（GUI）1900の例示的な図を示す。超音波システム100の起動時にメインGUI1900が表示されてもよい。ユーザがメインGUI1900をナビゲートするのを助けるために、GUIは、4つの例示的な作業領域、すなわちメニューバー1902、画像表示ウィンドウ19

50

04、画像制御バー1906、およびツールバー1908を含むとみなすことができる。例えば、ユーザがGUIおよび／またはGUI内のウィンドウを閉じ、サイズ変更し、終了することを可能にするために、追加のGUI構成要素がメインGUI1900に提供され得る。

【0197】

メニューバー1902により、ユーザは、画像表示ウィンドウ1904に表示するための超音波データ、画像および／またはビデオを選択することができる。メニューバー1902は、例えば、患者フォルダディレクトリおよび画像フォルダディレクトリ内の1つまたは複数のファイルを選択するためのGUI構成要素を含み得る。画像表示ウィンドウ1904は、超音波データ、画像および／またはビデオを表示し、必要に応じて、患者情報を提供し得る。ツールバー1908は、現在の画像および／またはビデオをファイルに保存するための保存ボタン、前のフレームの最大許容数をシネループとして保存する保存ループボタン、現在の画像を印刷するための印刷ボタン、画像をフリーズするためのフリーズ画像ボタン、シネループの再生態様を制御するための再生ツールバーなどを含むがこれらに限定されない画像またはビデオ表示に関連する機能を提供する。メインGUI1900において提供され得る例示的なGUI機能は、2003年3月11日に出願された「Ultrasonnd Probe with Integrated Electronics」という名称の国際公開第03/079038A2号パンフレットにさらに詳細に記載されている。その全体の内容は参照により本明細書に明確に組み込まれる。

【0198】

画像制御バー1906は、ユーザによってディスプレイ104の表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、2Dタッチ制御408、ゲインタッチ制御410、カラータッチ制御412、記憶タッチ制御414、分割タッチ制御416、PW撮像タッチ制御418、ビームステアリングタッチ制御420、注釈タッチ制御422、ダイナミックレンジ動作タッチ制御424、Teravision（商標）タッチ制御426、マップ動作タッチ制御428、および針ガイドタッチ制御428を含むことができるが、これらに限定されない。これらの例示的なタッチ制御は、図4A～図4Cに関連してさらに詳細に説明されている。

【0199】

図20Aは、本発明によるタブレットのフォームファクタで実装された例示的な医療用超音波撮像装置2000の例示的な実施形態を示す。テーブルは、12.5インチ×1.25インチ×8.75インチまたは31.7cm×3.175cm×22.22cmの寸法を有することができるが、2500cm³未満の容量および8ポンド未満の重量を有する他の任意の適切なフォームファクタでもあり得る。図20Aおよび図20Bに示すように、医療用超音波撮像装置2000は、ハウジング2030、タッチスクリーンディスプレイ2010を含み、超音波画像2010、および超音波データ2040を表示することができる。超音波制御2020は、タッチスクリーンディスプレイ2010によって制御されるように構成される。ハウジング2030は、前面パネル2060と背面パネル2070を有することができる。タッチスクリーンディスプレイ2010は、前面パネル2060を形成し、タッチスクリーンディスプレイ2010のユーザの1つまたは複数の複数および／または同時のタッチを認識および区別することができるマルチタッチLCDタッチスクリーンを含む。タッチスクリーンディスプレイ2010は、容量性マルチタッチおよびAVAH LCDスクリーンを有してもよい。例えば、容量性マルチタッチおよびAVAH LCDスクリーンは、ユーザが解像度を失うことなくマルチアングルから画像を見ることを可能にし得る。別の実施形態では、ユーザはタッチスクリーン上のデータ入力にスタイラスを利用することができる。タブレットは、タブレットフォームファクタに適合する記憶位置からユーザがスタンドを回転させることを可能にする一体型折り畳み式スタンドを含むことができ、装置が背面パネル上に平らに置かれることができるようにし、あるいは、ユーザが、支持面に対して複数の傾斜角度のうちの1つでタブレットを直立位置に立てることができるようにスタンドを回転させることができるようにする。

【0200】

容量性タッチスクリーンモジュールは、インジウムスズ酸化物などの透明導電体でコーティングされた絶縁体、例えばガラスを含む。製造プロセスは、ガラス、xセンサフィルム、yセンサフィルムおよび液晶材料の間の接合プロセスを含み得る。タブレットは、乾いたまたは湿った手袋を着用しながら、ユーザがつまんで伸ばすなどのマルチタッチジェスチャを実行できるように構成されている。スクリーンの表面は、スクリーンと接触する導電体を合わせる。接触はスクリーンの静電界を歪ませ、静電容量の測定可能な変化をもたらす。プロセッサは静電界の変化を解釈する。層を減らし、「セル内」技術を使ってタッチスクリーンを製造することによって、より高いレベルの応答性が可能になる。「セル内」技術は、ディスプレイの内側にコンデンサを配置することによって層を排除する。「セル内」技術を適用すると、ユーザの指とタッチスクリーンターゲットの間の目に見る距離が短くなるため、表示されるコンテンツとより直接的に接触するようになり、タップやジェスチャの応答性が向上する。

10

【0201】

図20Aは、SIM回路2084を取り付けたカード2082を受けるためのポート2080を有するタブレットシステム2000を示す。

【0202】

図21は、本発明によるモジュール式超音波撮像システム用の好ましいカートシステムを示す。カートシステム2100は、タブレットを受けるドッキングベイを含むベースアセンブリ2122を使用する。カート構成2100は、タッチスクリーンディスプレイ2102を含むタブレット2104をカート2108にドッキングするように構成され、それはフル操作者コンソール2124を含むことができる。タブレット2104がカートスタンド2108にドッキングされた後、システムはシステムについての完全機能ロールを形成する。システムについての完全機能ロールは、高さ調節可能装置2106、ゲルホルダー2110、および収納箱2114、複数の車輪2116、ホットプローブホルダー2120、および操作者コンソール2124を含み得る。制御装置は、プリンタまたはビデオインターフェースまたは他の制御装置などの他の周辺機器を追加することもできる、操作者コンソール2124上のキーボード2112を含むことができる。

20

【0203】

図22は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを有する実施形態で使用するための好ましいカートシステムを示す。カートシステム2200は、水平支持部材2028に連結された垂直支持部材2212を用いて構成することができる。補助装置取り付け部2014のための位置を有する補助装置コネクタ2018は、垂直支持部材2212に接続するように構成されてもよい。3ポートプローブMUX接続装置2016もタブレットに接続するように構成することができる。収納箱2224は、収納箱取り付け機構2222によって垂直支持部材2212に取り付けるように構成することができる。カートシステムはまた、垂直支持部材に取り付けるように構成されたコード管理システム2226を含み得る。カートアセンブリ2200は、車輪2232を有するベース2228上に取り付けられた支持用ビーム2212と、タブレットの長時間の動作のために電力を供給するバッテリー2230とを含む。アセンブリはまた、高さ調整装置2226を取り付けた付属品ホルダー2224を含み得る。ホルダー2210、2218はビーム2212上またはコンソールパネル2214上に取り付けることができる。マルチポートプローブマルチプレックス装置2216はタブレットに接続して、ユーザが表示された仮想スイッチと順番に選択できるいくつかのトランスデューサプローブの同時接続を提供する。表示画像上を3本指でフリックしたり、表示された仮想ボタンまたはアイコンに触れたりするなどの動的タッチジェスチャは、接続されたプローブ間で切り替えることができる。

30

40

【0204】

図23Aは、本発明によるモジュール式超音波撮像システム用の好ましいカートマウントシステムを示す。配置2300は、ドッキングステーション2304に連結されたタブレット2302を示す。ドッキングステーション2304は取り付け機構2306に固定

50

されている。取り付け機構 2306 は、ユーザディスプレイをユーザの所望の位置に傾けることを可能にするヒンジ部材 2308 を含み得る。取り付け機構 2306 は垂直部材 2312 に取り付けられている。本明細書に記載されているようなタブレット 2302 は、ビーム 2212 の上でマウントアセンブリ 2306 に取り付けられているベースドッキングユニット 2304 上に取り付けることができる。ベースユニット 2304 は、クレードル 2310、電気コネクタ 2305、およびシステム 2302 からバッテリー 2230 およびマルチプレクサ装置 2216 に接続するためのポート 2307 を含む。

【0205】

図 23B は、SIM カード 2084 がユニット 2304 に挿入されているカードマウントシステムを示している。

【0206】

図 24 は、タブレット 2402 がコネクタ 2404 を用いてマウントアセンブリ 2406 に接続されている、本発明による好ましいカートシステム 2400 モジュール式超音波撮像システムを示している。配置 2400 は、ドッキング要素 2304 なしで取り付け機構 2404 を介して垂直支持部材 2408 に連結されたタブレット 2402 を示す。取り付け機構 2404 は、ディスプレイ調整のためのヒンジ部材 2406 を含み得る。

【0207】

図 25A および図 25B は、多機能ドッキングステーションを示している。図 25A は、ドッキングステーション 2502、およびドッキングステーション 2502 に嵌合するベースアセンブリ 2506 を有するタブレット 2504 を示す。タブレット 2504 とドッキングステーション 2502 は電氣的に接続されてもよい。解放機構 2508 を係合させることによって、タブレット 2504 をドッキングステーション 2502 から解放することができる。ドッキングステーション 2502 は、トランスデューサプロープ 2510 を接続するためのトランスデューサポート 2512 を含み得る。ドッキングステーション 2502 は、3つの USB 3.0 ポート、LAN ポート、ヘッドフォンジャック、および充電用の電源コネクタを含むことができる。図 25B は、本発明の好ましい実施形態によるスタンドを有するタブレット 2504 およびドッキングステーション 2502 の側面図を示す。ドッキングステーションは、調整可能なスタンド／ハンドル 2526 を含み得る。調整可能なスタンド／ハンドル 2526 は、複数の見る角度のために傾けられてもよい。調節可能なスタンド／ハンドル 2526 は、輸送目的のために跳ね上げられてもよい。側面図はまた、トランスデューサポート 2512、およびトランスデューサプロープコネクタ 2510 を示す。

【0208】

図 26 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いた 2D 撮像動作モードを示す。テーブル 2504 のタッチスクリーンは、256 のデジタルビーム形成器チャネルを使用して 2次元トランスデューサプロープによって得られた画像を表示することができる。2次元画像ウィンドウ 2602 は、2次元画像走査 2604 を示す。2次元画像は、柔軟な周波数走査 2606 を使用して取得されてもよく、この場合制御パラメータはタブレット上に表される。

【0209】

図 27 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いた動きの動作モードを示す。タブレット 2700 のタッチスクリーンディスプレイは、動きの動作モードによって得られた画像を表示することができる。タブレット 2700 のタッチスクリーンディスプレイは、2次元画像 2706 と動きのモード撮像 2708 を同時に表示することができる。タブレット 2700 のタッチスクリーンディスプレイは、2次元画像 2706 と共に、2次元画像ウィンドウ 2704 を表示することができる。グラフィカルユーザインターフェースと共に表示される柔軟な周波数制御 2702 を使用して、周波数を 2 MHz から 12 MHz に調整することができる。

【0210】

図 28 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたカラードブラの動作

10

20

30

40

50

モードを示す。タブレット 2800 のタッチスクリーンディスプレイは、カラー Doppler 動作モードによって得られた画像を表示する。2 次元画像ウィンドウ 2806 は基本ディスプレイとして使用される。色分けされた情報 2808 は、2 次元画像 2810 上にオーバーレイされる。赤血球の超音波ベースの撮像は、送信信号の受信エコーから得られる。エコー信号の主な特性は、周波数と振幅である。振幅は、超音波ビームによってサンプリングされた容量の内部の動いている血液の量に依存する。走査の質を制御するために、ディスプレイで高フレームレートまたは高解像度を調整できる。より高い周波数は急速な流れによって生成され得、より明るい色で表示され得る一方、より低い周波数はより暗い色で表示される。柔軟な周波数制御 2804、およびカラー Doppler 走査情報 2802 は、タブレットディスプレイ 2800 上に表示されてもよい。

10

【0211】

図 29 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたパルス波 Doppler の動作モードを示す。タブレット 2900 のタッチスクリーンディスプレイは、パルス波 Doppler 動作モードによって得られた画像を表示することができる。パルス波 Doppler 走査は、サンプル容量またはサンプルゲート 2012 と呼ばれる所望の超音波カーソルに沿った小さな領域における血流の動きを分析するために使用される一連のパルスを生成する。タブレットディスプレイ 2900 は、サンプル容量／サンプルゲート 2012 がオーバーレイされている 2 次元画像 2902 を示すことができる。タブレットディスプレイ 2900 は、2 次元画像 2902、および時間／Doppler 周波数シフト 2910 を示すために、混合動作モード 2906 を使用してもよい。ビームと血流との間の適切な角度が既知である場合、時間／Doppler 周波数シフト 2910 を速度および流れに変換することができる。時間／Doppler 周波数シフト 2910 内のグレーの濃淡 2908 は、信号の強度を表すことができる。スペクトルの信号の厚さは、層流または乱流を示し得る。タブレットディスプレイ 2900 は調整可能な周波数制御 2904 を描くことができる。

20

【0212】

図 30 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを用いたトリプレックス走査の動作モードを示す。タブレットディスプレイ 3000 は 2 次元ウィンドウ 3002 を含み得、2 次元画像を単独で、またはカラー Doppler または指向性 Doppler 機能と組み合わせて表示することができる。タブレット 3000 のタッチスクリーンディスプレイは、カラー Doppler 動作モードによって得られた画像を表示する。2 次元画像ウィンドウ 3002 は基本ディスプレイとして使用される。色分けされた情報 3004 は、2 次元画像 3016 上にオーバーレイ 3006 される。パルス波 Doppler 機能は、単独で使用されてもよく、2 次元撮像またはカラー Doppler 撮像と組み合わせて使用されてもよい。タブレットディスプレイ 3000 は、2 次元画像 3016 上にオーバーレイされたサンプル容量／サンプルゲート 3008 によって表されるパルス波 Doppler 走査、またはオーバーレイされたカラーコード 3006 を、単独でまたは組み合わせて含み得る。タブレットディスプレイ 3000 は、時間／Doppler 周波数シフト 3012 を表す分割画面を示し得る。露出ビームと血流との間の適切な角度が既知である場合、時間／Doppler 周波数シフト 3012 を速度および流れに変換することができる。時間／Doppler 周波数シフト 3012 内のグレーの濃淡 3014 は、信号の強度を表すことができる。スペクトルの信号の厚さは、層流または乱流を示し得る。タブレットディスプレイ 3000 はまた、柔軟な周波数制御 3010 を示し得る。

30

40

【0213】

図 31 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用の GUI ホーム画面インターフェース 3100 を示す。超音波システムが起動されたときに、ユーザ動作モードの画面インターフェース 3100 が表示されてもよい。ユーザが GUI ホーム画面 3100 をナビゲートするのを助けるために、ホーム画面は、3 つの例示的な作業領域、すなわちメニューバー 3104、画像表示ウィンドウ 3102、および画像制御バー 3106 を含むとみなすことができる。ユーザが GUI ホーム画面および／または GUI ホーム画面内のウィンドウを閉じ、サイズ変更し、終了することを可能にするために、追加の GUI 構成要素がメイン GUI ホーム画面 3100 に提供され得る。

50

【0214】

メニューバー3104により、ユーザは、画像表示ウィンドウ3102に表示するための超音波データ、画像および／またはビデオを選択することができる。メニューバーは、患者フォルダディレクトリおよび画像フォルダディレクトリ内の1つまたは複数のファイルを選択するための構成要素を含むことができる。

【0215】

画像制御バー3106は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、深さ制御タッチ制御3108、2次元ゲインタッチ制御3110、全画面タッチ制御3112、テキストタッチ制御3114、分割画面タッチ制御3116、ENVタッチ制御3118、CDタッチ制御3120、PWDタッチ制御3122、フリーズタッチ制御3124、記憶タッチ制御3126、および最適化タッチ制御3128を含み得るが、これらに限定されない。

【0216】

図32は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIメニュー画面インターフェース3200を示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース3200は、メニュー選択モードがメニューバー3204からトリガされ、それによって超音波システムの動作を開始するときに表示されてもよい。ユーザがGUIホーム画面3100をナビゲートするのを助けるために、ホーム画面は、3つの例示的な作業領域、すなわちメニューバー3204、画像表示ウィンドウ3202、および画像制御バー3220を含むとみなすことができる。例えば、ユーザがGUIメニュースクリーンおよび／またはGUIメニュースクリーン内のウィンドウを閉じ、サイズ変更し、終了することを可能にするために、追加のGUI構成要素がメインGUIメニュー3200に提供され得る。

【0217】

メニューバー3204により、ユーザは、画像表示ウィンドウ3202に表示するための超音波データ、画像および／またはビデオを選択することができる。メニューバー3204は、患者フォルダディレクトリおよび画像フォルダディレクトリ内の1つまたは複数のファイルを選択するためのタッチ制御構成要素を含み得る。拡張フォーマットで示されるように、メニューバーは、患者タッチ制御3208、プリセットタッチ制御3210、レビュータッチ制御3212、レポートタッチ制御3214、およびセットアップタッチ制御3216などの例示的なタッチ制御を含み得る。

【0218】

画像制御バー3220は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、深さ制御タッチ制御3222、2次元ゲインタッチ制御3224、全画面タッチ制御3226、テキストタッチ制御3228、分割画面タッチ制御3230、針視覚化ENVタッチ制御3232、CDタッチ制御3234、PWDタッチ制御3236、フリーズタッチ制御3238、記憶タッチ制御3240、および最適化タッチ制御3242を含み得るが、これらに限定されない。

【0219】

図33は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUI患者データ画面インターフェース3300を示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース3300は、超音波システムが起動されたときに、患者選択モードがメニューバー3302からトリガされたときに表示されてもよい。ユーザがGUI患者データ画面3300をナビゲートするのを助けるために、患者データ画面は、5つの例示的な作業領域、すなわち、初診患者タッチスクリーン制御3304、新規検査タッチスクリーン制御3306、検査リストタッチスクリーン制御3308、作業リストタッチスクリーン制御3310、および編集タッチスクリーン制御3312を含むとみなされ得る。各タッチスクリーン制御内で、さらなる情報入力フィールドが利用可能である3314、331

6。例えば、患者情報セクション 3 3 1 4 および検査情報セクション 3 3 1 6 はデータを記録するために使用されてもよい。

【0 2 2 0】

患者データ画面 3 3 0 0 内で、画像制御バー 3 3 1 8 は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、検査タッチ制御 3 3 2 0、終了検査タッチ制御 3 3 2 2、印刷タッチ制御 3 3 2 4、印刷プレビュータッチ制御 3 3 2 6、キャンセルタッチ制御 3 3 2 8、2 次元タッチ制御 3 3 3 0、フリーズタッチ制御 3 3 3 2、および記憶タッチ制御 3 3 3 4 を受け入れることを含み得るが、これらに限定されない。

【0 2 2 1】

図 3 4 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用の GUI 患者データ画面インターフェース 3 4 0 0 を示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース 3 4 0 0 は、超音波システムが起動されたときに、プリセット選択モード 3 4 0 4 がメニューバー 3 4 0 2 からトリガされたときに表示されてもよい。

【0 2 2 2】

プリセット画面 3 4 0 0 内で、画像制御バー 3 4 0 8 は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、保存設定タッチ制御 3 4 1 0、削除タッチ制御 3 4 1 2、CD タッチ制御 3 4 1 4、PWD タッチ制御 3 4 1 6、フリーズタッチ制御 3 4 1 8、記憶タッチ制御 3 4 2 0、および最適化タッチ制御 3 4 2 2 を含み得るが、これらに限定されない。

【0 2 2 3】

図 3 5 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用の GUI レビュー画面インターフェース 3 5 0 0 を示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース 3 5 0 0 は、超音波システムが起動されたときに、プリセット拡張レビュー 3 5 0 4、選択モード 3 4 0 4 がメニューバー 3 5 0 2 からトリガされたときに表示されてもよい。

【0 2 2 4】

レビュー画面 3 5 0 0 内で、画像制御バー 3 5 1 6 は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、サムネイル設定タッチ制御 3 5 1 8、同期タッチ制御 3 5 2 0、選択タッチ制御 3 5 2 2、前の画像タッチ制御 3 5 2 4、次の画像タッチ制御 3 5 2 6、2 次元画像タッチ制御 3 5 2 8、一時停止画像タッチ制御 3 5 3 0、および記憶画像タッチ制御 3 5 3 2 を含み得るが、これらに限定されない。

【0 2 2 5】

画像表示ウィンドウ 3 5 0 6 によって、ユーザは複数のフォーマットの画像を検討することができる。画像表示ウィンドウ 3 5 0 6 によって、ユーザは、画像 3 5 0 8、3 5 1 0、3 5 1 2、3 5 1 4 を組み合わせてまたはサブセットで見ることが可能になる、あるいは任意の画像 3 5 0 8、3 5 1 0、3 5 1 2、3 5 1 4 を個々に見ることができるようになり得る。画像表示ウィンドウ 3 5 0 6 は、同時に見られるように最大 4 つの画像 3 5 0 8、3 5 1 0、3 5 1 2、3 5 1 4 を表示するように構成されてもよい。

【0 2 2 6】

図 3 6 は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用の GUI レポート画面インターフェースを示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース 3 6 0 0 は、超音波システムが起動されたときに、レポート拡張レビュー 3 6 0 4 がメニューバー 3 6 0 2 からトリガされたときに表示されてもよい。表示画面 3 6 0 6 は超音波レポート情報 3 6 2 6 を含む。ユーザは、超音波レポート 3 6 2 6 内のワークシートセクションを使用して、コメント、患者情報および検査情報を入力することができる。

【0 2 2 7】

レポート画面 3 6 0 0 内で、画像制御バー 3 6 0 8 は、ユーザによってディスプレイの

10

20

30

40

50

表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、保存タッチ制御 3610、保存タッチ制御 3612、印刷タッチ制御 3614、印刷プレビュータッチ制御 3616、終了検査タッチ制御 3618、2次元画像タッチ制御 3620、フリーズ画像タッチ制御 3622、および記憶画像タッチ制御 3624を含み得るが、これらに限定されない。

【0228】

図37Aは、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ画面インターフェースを示す。ユーザ動作モードの画面インターフェース 3700は、超音波システムが起動されたときに、レポート拡張レビュー 3704がメニューバー 3702からトリガされたときに表示されてもよい。

10

【0229】

セットアップ拡大画面 3704内で、セットアップ制御バー 3744は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、全般タッチ制御 3706、ディスプレイタッチ制御 3708、測定タッチ制御 3710、注釈タッチ制御 3712、印刷タッチ制御 3714、記憶／取得タッチ制御 3716、DICOMタッチ制御 3718、エクスポートタッチ制御 3720、および検査情報画像タッチ制御 3722を含み得るが、それらに限定されない。タッチ制御は、ユーザが構成情報を入力することを可能にする表示画面を含み得る。例えば、全般タッチ制御 3706は設定画面 3724を含み、ユーザは設定情報を入力することができる。さらに、全般タッチ制御 3706は、ソフトキードッキング位置 3726のユーザ設定を可能にするセクションを含む。図37Bは、右側に位置合わせされたソフトキー制御 3752を示す。図37Bは、ソフトキー制御矢印 3750を起動すると、キーの位置合わせが反対側、この場合は左側の位置合わせに変わることをさらに示す。図37Cはソフトキー制御 3762の左側の位置合わせを示しており、ユーザはソフトキー制御矢印 3760を使用することによって向きの変更を起動して位置を右側の位置合わせに変更することができる。

20

【0230】

レビュー画面 3700内で、画像制御バー 3728は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、サムネイル設定タッチ制御 3730、同期タッチ制御 3732、選択タッチ制御 3734、前の画像タッチ制御 3736、次の画像タッチ制御 3738、2次元画像タッチ制御 3740、および一時停止画像タッチ制御 3742を含み得るが、これらに限定されない。

30

【0231】

図38は、本発明によるモジュール式超音波撮像システムを備えた、ユーザ動作モード用のGUIセットアップ画面インターフェースを示す。ユーザモードの動作に関する画面インターフェース 3800は、超音波システムが起動されたときに、レポート拡張レビュー 3804がメニューバー 3802からトリガされたときに表示されてもよい。

【0232】

セットアップ拡大画面 3804内で、セットアップ制御バー 3844は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、全般タッチ制御 3806、ディスプレイタッチ制御 3808、測定タッチ制御 3810、注釈タッチ制御 3812、印刷タッチ制御 3814、記憶／取得タッチ制御 3816、DICOMタッチ制御 3818、エクスポートタッチ制御 3820、および検査情報画像タッチ制御 3822などの複数のアイコンを含み得るが、これらに限定されない。タッチ制御は、ユーザが記憶／取得情報を入力することを可能にする表示画面を含むことができる。例えば、記憶／取得タッチ制御 3816は設定画面 3802を含み、ユーザは設定情報を入力することができる。ユーザは、仮想キーボードを作動させて、ユーザが異なるタッチ作動フィールドに英数字を入力することを可能にすることができる。加えて、記憶／取得タッチ制御 3802は、遡及的取得 3

40

50

804のユーザによる有効化を可能にするセクションを含む。ユーザが記憶機能を有効にすると、システムは将来のシネループを記憶するようにデフォルト設定される。ユーザが遡及的な取り込みを可能にすることを有効化する場合、記憶機能はシネループを遡及的に収集し得る。

【0233】

セットアップ画面3800内で、画像制御バー3828は、ユーザによってディスプレイの表面に直接加えられるタッチおよびタッチジェスチャによって操作され得るタッチ制御を含む。例示的なタッチ制御は、サムネイル設定タッチ制御3830、同期タッチ制御3832、選択タッチ制御3834、前の画像タッチ制御3836、次の画像タッチ制御3838、2次元画像タッチ制御3840、一時停止画像タッチ制御3842を含むことができるがこれらに限定されない。

10

【0234】

図39Aおよび図39Bは、2つの1次元多素子アレイからなるXYバイプレーンプロブを示す。アレイは、一方のアレイが他方のアレイの上にあり、各アレイの偏光軸が同じ方向に位置合わせされているように構成することができる。2つのアレイの仰角軸は互いに直角でも直交でもよい。例示的な実施形態は、その全体の内容が参照により本明細書に組み込まれている米国特許第7,066,887号に記載されているものなどのトランスデューサアセンブリ、または例えば、フランスのVernon of Tours Cedexによって販売されているトランスデューサを使用することができる。図39Aによって示されるように、アレイの向きは配置3900によって表される。両方のアレイの偏光軸3908はz軸3906を向いている。底部アレイの仰角軸はy方向3902に向けられ、頂部アレイの仰角軸はx方向3904にある。

20

【0235】

さらに図39Bに示すように、1次元多素子アレイは、配置3912に示すように画像を形成する。y方向3914に仰角軸3910を有する1次元アレイは、x軸3904平面、z軸3906平面上に超音波画像3914を形成する。x方向3904に仰角軸3910を有する1次元アレイは、y軸3902、z軸3906上に超音波画像3914を形成する。y軸3902に沿った仰角軸3910、およびz軸3906に沿った偏光軸3908を有する1次元トランスデューサアレイは、x3904平面およびz3906平面に沿って形成された超音波画像3914をもたらす。図39Cに示す代替の実施形態は、x軸904の仰角軸3920と、z軸3906の方向の偏光軸3922とを有する1次元トランスデューサアレイを示す。超音波画像3924は、y3902平面およびz3906平面上に形成される。

30

【0236】

図40は、アレイ4012が画像を形成するために印加される高電圧を有する、バイプレーン画像形成xyプロブの動作を示す。高電圧駆動パルス4006、4008、4010が、y軸方向の高さで底部アレイ4004に印加されてもよい。この印加により、上部アレイ4002の素子を接地レベルに保ちながら、XZ平面上に受信画像を形成するための送信パルスを生成することができる。このようなプロブは、フル2Dトランスデューサアレイよりも単純な電子機器を使用して3D撮像モードを可能にする。本明細書に記載されているようなタッチスクリーン作動式ユーザインターフェースは、3D撮像動作を作動させるためにスクリーンアイコンおよびジェスチャを使用することができる。このような撮像動作は、画像データを3D超音波画像に処理するタブレットデータプロセッサ上で走るソフトウェアによって増強され得る。この画像処理ソフトウェアは、当技術分野で知られているフィルタリング平滑化および／または補間演算を使用することができる。ビームステアリングを使用して3D撮像動作を有効にすることもできる。好ましい実施形態は、バイプレーン撮像用に配置された複数の1Dサブアレイトランスデューサを使用する。

40

【0237】

図41は、バイプレーン画像形成用xyプロブの動作を示す。図41は、画像を形成

50

するために高電圧が印加されているアレイ 4 1 1 0 を示す。高電圧パルス 4 1 0 2、4 1 0 4、4 1 0 6 を x 軸方向に上昇させて上部アレイ 4 1 1 2 に印加し、下部アレイ 4 0 1 4 の素子を接地 4 1 0 8 しているよう維持しながら y z 平面上に受信画像を形成するための送信パルスを生成することができる。この実施形態はまた、本明細書で説明されているようにサブアレイビーム形成を使用して動作する直交 1 D トランスデューサアレイを利用することができる。

【0238】

図 4 2 は、バイプレーン画像形成 x y プローブの回路要件を示す。受信ビーム形成要件は、バイプレーンプロブについて示されている。電子機器 4 2 0 2 を受けるための接続がなされる。次に、選択ボトムアレイ 4 2 0 4 および選択トップアレイ 4 2 0 8 からの素子を、受信電子回路 4 2 0 2 のチャンネルへの一方の接続を共有するように接続する。高電圧ドライバ 4 2 0 6、4 2 1 0 上に 2 対 1 マルチプレクサ回路を集積することができる。2 対 1 マルチプレクサ回路は、高電圧ドライバ 4 2 0 6、4 2 1 2 に統合することができる。各送信ビームに対して 1 つの受信ビームが形成される。バイプレーンシステムは、全部で 2 5 6 の送信ビームを必要とし、そのうち 1 2 8 の送信ビームは X Z 平面画像を形成するために使用され、その他の 1 2 8 の送信ビームは Y Z 平面画像を形成するために使用される。フレームレートを改善するために多重受信ビーム形成技術を使用することができる。各送信ビームについて二重受信ビーム能力を有する超音波システムは、2 つの受信ビームを形成することができるシステムを提供する。バイプレーンプロブは、2 つの直交平面画像を形成するために合計 1 2 8 の送信ビームしか必要とせず、そのうち 6 4 の送信ビームが Y Z 平面画像用のその他の 6 4 の送信ビームと共に X Z 平面画像を形成するために使用される。同様に、クアッドまたは 4 受信ビーム能力を有する超音波システムの場合、プロブは、2 つの直交平面画像を形成するために 6 4 の送信ビームを必要とする。

【0239】

図 4 3 は同時バイプレーン評価の適用例を示す。心エコー検査と L V の機械的同期不全を測定する機能は、心臓再同期療法の恩恵を受ける可能性が高い患者を特定するのに役立つ。定量化する必要がある L V パラメータは、T s（側方中隔）、T s - S D、T s - ピークなどである。T s -（外側 - 中隔）が 2 D 尖部の 4 腔部の視界のエコー画像で測定できる一方で、T s - S D、T s - ピーク（中央）、T s - 開始（中央）、T s - ピーク（基底）、T s - 開始（基底）は、僧帽弁のレベルおよび乳頭筋レベルのそれぞれ 6 つのセグメントを有する 2 つの別々の傍胸骨短軸像で得ることができ、合計 1 2 のセグメントを提供する。図 4 3 は、同時に見る尖部 4 腔部 4 3 0 4 および尖部 2 腔部 4 3 0 2 の画像を提供する x y プローブを示す。

【0240】

図 4 4 A ~ 図 4 4 B は、駆出率プロブ測定技術を示す。2 つの直交する平面の可視化が軸上の視界が得られることを確実にするので、バイプレーンプロブは E F 測定を提供する。自動境界検出アルゴリズムは、インプラントレスポンドを選択し、A V 遅延パラメータ設定を案内するための定量的エコーの結果を提供する。図 4 4 A に示されるように、X Y プロブは 2 つの直交する平面からリアルタイムの同時画像を取得し、画像 4 4 0 2、4 4 0 4 は分割画面上に表示される。手動輪郭トレース法または自動境界トレース法を使用して、心収縮末期および拡張末期の両方で心内膜境界をトレースし、そこから E F を計算することができる。尖部 2 C H 4 4 0 2 および 4 C H 4 4 0 4 の視界、それぞれ A 1 および A 2 の L V の面積は、心拡張期の終わりおよび心収縮期の終わりに測定される。L V E D V、左心室拡張末期容量、および L V E S V、左心室収縮末期容量は、以下の式を使用して計算される。

【数 1】

$$V = \frac{8 A_1 A_2}{3\pi L}$$

そして駆出率は

【数 2】

$$EF = \frac{LVEDV - LVESD}{LVEDV}$$

により算出される。

【0241】

医療用超音波業界では、ほとんどすべての超音波システムが高調波撮像を実行できるが、これはすべて2次高調波または f_0 を使用して行われ、この場合 f_0 は基本周波数である。本発明の好ましい実施形態は、超音波撮像のために高次高調波、すなわち $3f_0$ 、 $4f_0$ 、 $5f_0$ などを使用する。2次より高い高調波は、大幅に向上した画質と空間解像度を提供し、高次高調波の利点には、空間分解能の向上、クラッタの最小化、および異なる組織構造間の明瞭なコントラストとより明瞭なエッジの定義を備えた画質の提供が含まれる。この技術は、超音波が組織を伝播する際の高調波周波数の発生に基づいている。高調波周波数の発生は、組織内の非線形音波伝搬による波の減衰に関連しており、その結果、送信波には存在しなかった高調波周波数が発生する。この超高調波撮像を達成するための要件は、1) 低ノイズ広帯域幅リニアアンプ、2) 高電圧リニアトランスミッタ、3) 広帯域変換、および4) 高度な信号処理である。

【0242】

組織を通る音波伝播の非線形性により、波形は徐々に減衰し、元の送信波には存在しなかった高調波波形が発生する。媒体様の組織における超音波の非線形伝搬は、理論的には、Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov、KZKの式を用いて計算することができる。例えば、B. Ward、A. C. BakerおよびV. F. Humphreyの、「Nonlinear propagation applied to the improvement of resolution in Diagnostic medical ultrasound」、J. Acoust. Soc. Am., vol. 101, pp. 143-163, 1997を参照されたい。その全内容は参照により本明細書に組み込まれる。計算は差分近似に基づいており、時間領域と周波数領域で実行される。KZK方程式は、ビーム回折、媒体の減衰によるエネルギー散逸、および波の歪みの複合効果を組み込んでいる。その内容全体が参照により本明細書に組み込まれる、A. Bouakaz、C. T. Lancee、およびN. de Jongの、「Harmonic Ultrasonic Field of Medical Phased Arrays: Simulations and Measurements」、IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control., vol. 50, pp. 730-735, 2003に示されているように、回折および非線形性項の両方が時間領域で解かれるのに対して、減衰は周波数領域で説明される。mm単位の横方向

距離の関数としての、焦点距離における組織内の基本周波数、2次高調波周波数、および3次高調波周波数における計算された音圧レベル²を図45に示す。

【0243】

計算は、送信波形の基本周波数が1.7MHzの3サイクルガウスパルスに基づいている。2次高調波成分は、それぞれ2.75MHzおよび4.02MHzの低および高カットオフ周波数間で平坦な応答をする帯域通過フィルタを使用して抽出された。帯域通過フィルタは、4.35MHz～9.35MHzの平坦な周波数応答で超高調波成分を抽出するために使用される。プロファイルは、軸上振幅が0dBになるように調整されている。図45から分かるように、超高調波成分の発生は、2次高調波プロファイルと比較して、基本ビームの最も強い部分に実質的に限定されている。これは、超高調波ビーム幅が2次高調波ビーム幅よりもはるかに狭いという有益な効果を有する。超高調波周波数でのビーム幅は、透過基本ビーム幅の半分であることが分かっているが、2次高調波ビーム幅は30%狭いだけである。図45に示されるように、5.3mm（焦点の周り）の基本ビーム幅、および2次高調波での3.5mmについて、超高調波成分は2.6mm未満のビーム幅を有する。図46は、基本波、2次、および3次高調波周波数における正規化された軸方向音響ビームプロファイルを示す。3次高調波の発生は基本波成分と2次高調波成分の振幅の積に比例することに留意することが重要である。したがって、その発生は主に基本波と2次高調波周波数が最高レベルに達する焦点領域で発生する。これは、超高調波ビーム幅が2次高調波ビーム幅のそれよりもはるかに狭いという有益な効果を有する。さらに、超高調波エネルギーはビームの中央部分に実質的に集中しているので、サイドローブエネルギーの不整合な減少を示す。この特性は、超高調波技術に、ビームの端部に位置する散乱体から来る軸外エコーをかなり除去するという利点をもたらす。ほとんどの撮像アーティファクトおよび収差は、超音波ビームとビームプロファイルの端部におけるサイドローブとの相互作用によって引き起こされる可能性があるため、この特性が診断にとってかなり有益であることは明らかである。

【0244】

異なる組織構造は異なる超高調波応答を生成し、超高調波ビームは最小サイドローブペンシルビームプロファイルを提供するという特性のために、結果として、超高調波画像は異なる組織タイプ間で劇的により明瞭でより鮮明なコントラスト画像を提供するという利点を提供し、はるかに優れたエッジ検出も共に提供する。超高調波は、残響やアーティファクト、特にビームのエッジで発生するものの抑制が優れていることを示している。超高調波により、横方向および軸方向の分解能が向上する。

【0245】

高解像度ファントム、GAMMAX 404GSは本発明者らのシステムの空間解像度を評価するために使用することができる。404GS Phantomに埋め込まれている反射体のサイズ（直径）は100μmである。まず、15MHzの送信波形を用いて404GSの15MHz基本ファントム画像を生成する。基本画像のAモードプロットを図47に示す。これには15MHzの送信波形と15MHzの受信Aモード波形も含まれている。

【0246】

15MHz画像の全幅半値プロットを使用して、100μmピンのファントム画像の空間分解能を示す。図48は、15MHzの受信基本画像と15MHzの送信波形とのファントムAモード画像の全幅半値（FWHM）プロットを示す。

【0247】

基本波、2次高調波、および超高調波画像の、全幅半値（FWHM）、GAMMAX 404GS Phantomの測定結果の空間分解能のまとめが、以下の表に列挙されている。

【表 1】

	送信波形	受信波形	空間分解能 FWHM	サイドローブ クラッタ	画質
基本波	15MHz	15MHz	悪い >200 um	大きい	悪い
2次高調波	7.5MHz	15MHz	良い ~200 um	小さい	良い
超高調波	5MHz	15MHz以上	最良 100 um	最小	最良

10

【0248】

体内の組織の不均一性のために、組織内の音波の反射から受信されたエコー信号が非常に非線形であることはよく知られている。組織体の非線形の応答は、送受信されたメインビームの幅およびサイドローブのレベルを増大させ、それが次に組織超音波撮像の横方向およびコントラスト分解能を著しく低下させる。本明細書で組織高周波撮像（THI）、または組織混合撮像（TMI）、または超高調波撮像と呼ばれるさらなる方法は、組織内の伝播波の非線形応答を使用し、これらの焦点ぼけ効果を最小限に抑えることを可能にする。医療用超音波撮像では、送信波形が1つの基本周波数 F_0 であり、対象となる受信信号が高調波、一般には2次高調波（ $2F_0$ ）または3次高調波（ $3F_0$ ）である高調波撮像が必要である。超高調波画像モードは、すべての高次高調波（ $\geq 3f_0$ ）を組み合わせたものである。対象の高調波信号は体内の画像ターゲットによって生成され、送信波形の高調波は重要ではない。したがって、送信波形から高調波を抑制することが重要である。

20

【0249】

従来の3サイクルの方形波を有する超音波パルサーを考えてみる。そのような波形の周波数スペクトルは、基本周波数より約-4 dB低い3次高調波成分、通常の方波の高い3次高調波成分を有するので、従来の方形波は、高次高調波撮像用の送信波形として使用するのに適していない。

30

【0250】

図51Aと図51Bは、方形波、および基本周波数より約-4 dB低い3次高調波成分、高い3次高調波成分を有する方形波の周波数スペクトルを示す。したがって、方形波は高次高調波撮像の送信波形として使用するのに適していない。

【0251】

本明細書の好ましい実施形態は、パルスがハイになる時間およびパルスがローになる時間を通常の方波の3分の2に減らすことによる修正方形波を使用する。この修正波形は、通常の方波よりもはるかに低い3次高調波成分を有し、純粋な正弦波に近い。例えば、3分の2の波形を示す図52を参照されたい。図53は、第3の方波と正弦波の周波数スペクトルである。この修正波形は通常の方波よりもはるかに低い3次高調波成分を有し、純粋な正弦波に近い。この方法は2つの連続した送信波形を利用する。撮像されている組織に交互に送信される第1および第2の超音波パルスである。2つの超音波パルスは、送信波形を反転することによって第1の超音波パルスと第2の超音波パルスとが異なる3分の2の方波である。これらのパルスによって生成された受信超高調波エコー信号が測定され、各超音波送信パルスによって生成されたエコー信号を加算することによって結合される。

40

50

【0252】

超音波撮像システムは、ノイズフロアを有する広帯域増幅器、

【数3】

$$V_n = 0.75nV\sqrt{\text{Hz}}$$

、帯域幅>22MHz、4.5MHz送信波形における3分の2の高電圧、パルスキャンセル、および3次高調波、4次高調波および5次高調波周波数を含む受信波形を含む。

10

【0253】

基本画像と超高調波撮像との比較を図54Aおよび図54Bに示す。脂肪、筋肉、癌腫細胞などの異なる組織構造は音波伝播を異なるように歪ませる、すなわち異なる組織構造は音波を異なるように減衰させるという特性のため、結果として、高調波の画像は、基本画像よりもはるかに良好に異なる組織構造を区別することができる。図54Aおよび図54Bに見られるように、超高調波画像は、撮像されている特性である異なる構造間で劇的に明瞭かつ鮮明なコントラストを提供する。超高調波画像は、パルスキャンセル技術を用いた3分の2の修正波形を使用する4.5MHzの送信によって生成され、3次、4次および5次の高調波からなる。

【0254】

20

乳房超音波撮像は非常に操作者に依存することに留意することが重要である。ここでは、ソフトウェアの監視による簡単なツールを提案し、超音波検査技師がフリーハンドの乳房走査を行うように案内して、いかなる領域の欠損もなく、走査がすべての乳房領域を完全にカバーするようにし、再現性があるようにする。乳房超音波トランスデューサは、約50mm幅であり得る。走査中、操作者がトランスデューサを直線方向に手で自由に動かして約50mm×200mmの乳房領域をカバーし、次いでプローブを開始点に移動させ、プローブを約50mmの内側横方向位置にずらして直線走査を再び繰り返す。乳房領域全体がカバーされるまで撮像手順が繰り返される。音響的に透明なヒドロゲルパッドを使用して、胸部の全面積を確実にカバーし、この手順を繰り返すことができる。図55に見られるように、ヒドロゲルパッドは、トランスデューサの配置および走査方向の指示につ

30

【0255】

図55は、走査方向およびプローブの配置をマークしたヒドロゲルパッドを示す。トランスデューサは、第1の長方形の上部に配置され、フリーハンドで下部に移動される。次にプローブを第2の長方形の始点に移動し、手動または自動コントローラで繰り返す。走査中のフリーハンドの動きが十分に遅く、超音波フレームがそれぞれ約1mm以下の間隔を置いて配置された画像のストリームとして取込まれることが可能であることが重要である。システムは各走査の行の開始点からタイミングを追跡し、動きが速すぎると「警告ビープ音」を発する。

40

【0256】

中央撮像アレイに垂直な方向に取り付けられた2つの動きガイドアレイの間に埋め込まれた1D画像アレイを備えたトランスデューサ設計。図56は、動きの案内のために2つの垂直アレイの間に埋め込まれた線形撮像アレイを示す。線形アレイは、中心のアレイに対して垂直に位置する2つのより小さなトランスデューサアレイの間に埋め込むことができる。中央撮像アレイの要素数は、128、192または256であり得る。サイドアレイのそれぞれは、16、24から32などの範囲の要素を有することができる。サイドアレイは、フリーハンドの動きの速度を監視するために使用でき、操作者が一定速度を使用

50

していること、およびその速度が十分遅く、それぞれ約 1 mm 以下の間隔の画像ストリームとして取込むことができる超音波フレームを生成できることを確実にする。このアレイはまた、走査が確実に真っ直ぐ前方へ移動するようにするためにも使用することができる。動きが速すぎる、または速度が変化している、またはプローブが円運動で動いている場合、ソフトウェアは警告信号を操作者に送信して動きを調整する。

【0257】

人工知能（AI）と拡張現実感（AR）が医療用超音波を変革している。AI および AR を使用する医療用超音波用途は、多くの診断および治療用途において患者の転帰に影響を与える重大な問題を解決することができる。超音波撮像は、超音波画像の読み方を習得するのに何年もの訓練が必要であるため、深層学習で解決される問題を提起する。腫瘍領域を自動的に検出し、高い感度および特異度で医療診断を助けるために心疾患を検出するための深層学習 AI アルゴリズムに基づく臨床研究が報告されている。拡張現実感（AR）は、解剖学的構造の改善された識別および外科的処置の間の強化された視覚化のために外科医にリアルタイムの画像ガイダンスを提供する超音波画像と光学ビジョンビデオを融合させる。画像取得に使用される超音波システムは、1000 G F L O P（ギガ浮動小数点演算／秒）を超える処理能力を有するコンピュータシステムを使用して、深層学習アルゴリズムによって課される数学的計算、または解剖学的特徴に対するユーザの光学的視界に超音波画像を融合／重ね合わせるために必要な計算を実行し得る。AI および／または AR は、超音波撮像用途を劇的に強化または拡大することができる。リアルタイムの超音波画像を取得することができ、さらにこれらのアルゴリズムによって要求される大量の計算を実行することができる計算機能強化型超音波システムは、癌治療ならびに癌および心臓病の診断における臨床ケア提供を進歩させることができる。高度な撮像のための計算能力と共に超音波システムの携帯性、信頼性、迅速性、使いやすさ、および手頃な価格における改善の統合は、本明細書の好ましい実施形態において提供される。

【0258】

超音波（US）画像は、癌および心臓病などの診断および検出に広く使用されてきた。癌の検出にこれらの診断技術を適用することの欠点は、訓練を受けた放射線技師による各画像パターンの手動診断に多大な時間が費やされることである。熟練した医師は US 画像で腫瘍領域を手動で特定することができるが、医学的診断を助けるために腫瘍領域を自動的に検出するアルゴリズムを使用することが非常に望ましい。自動分類器は、良性と悪性のパターンを自動的に区別することにより、正確さと所要時間の両方の観点から診断プロセスを大幅に改善する。ニューラルネットワーク（NN）は、この点において、特に例えば乳癌および前立腺癌の検出の適用において重要な役割を果たす。

【0259】

パルス結合ニューラルネットワーク（PCNN）は、生物学的に触発されるタイプのニューラルネットワークである。これは、他のニューロンへの局所的な接続を有する猫の視覚野の単純化されたモデルである。PCNN には、画像からエッジ、セグメント、およびテクスチャの情報を抽出する機能がある。PCNN パラメータを少し変更するだけで、様々な種類のデータを効果的に動作できる。これは、効果的になる前に概してターゲットに関する情報を必要とする公開された画像処理アルゴリズムを超える利点である。超音波画像における前立腺の正確な境界検出アルゴリズムは、放射線科医が診断を下すのを助けるために得ることができる。超音波前立腺画像のコントラストを増加させるために、最初の画像の強度の値は、中央値フィルタを備えた PCNN を使用して調整される。これに、画像の境界を検出するための PCNN セグメンテーションアルゴリズムが続いてよい。強度調整とセグメンテーションを組み合わせることで、最適な選択が難しく、同じ問題に対しても変動する可能性がある様々な PCNN パラメータの設定に対する PCNN 感度の低下を可能にする。結果は、使用した PCNN アプローチによって提供された全体的境界検出重複精度がファジィ C 平均とファジィタイプ II を含む他の機械学習技術と比較して高いことを示した。

【0260】

超音波（U S）画像は、特に乳癌の診断に広く使用されてきた。熟練した医師はU S画像で腫瘍領域を手動で特定することができるが、医学的診断を助けるために腫瘍領域を自動的に検出するアルゴリズムを開発することは非常に望ましい。その全内容が参照により本明細書に組み込まれる、「Learning-based Automatic Breast Tumor detection and Segmentation in Ultrasound Images」のU S画像における乳房腫瘍の自動検出のためのアルゴリズムは、Peng Jiang、Jingliang Peng、Guoquan Zhang、Erkang Cheng、Vasileios Megalooikonomou、Haibin Lingによって開発された。腫瘍検出プロセスは、2段階の学習問題、すなわち、バウンディングボックスによる腫瘍局在化および正確な境界描写として定式化された。具体的には、例示的な方法は、Harr様特徴に対してAda Boost分類器を使用して、腫瘍領域の予備的なセットを検出する。予備的に検出された腫瘍領域は、量子化強度特徴を用いてサポートベクターマシン（SVM）でさらにスクリーニングされる。最後に、ランダムウォークセグメンテーションアルゴリズムがU S画像に対して実行され、各検出された腫瘍領域の境界を検索する。好ましい方法は、組織学的に確認された80人の罹患患者および32人の正常患者を含む112の乳房U S画像を含むデータセットについて評価された。データセットは各患者からの1つの画像を含み、患者は31歳から75歳までである。これらの測定は、提案されたアルゴリズムがそれらの位置および境界と共に乳房腫瘍を自動的に検出できることを実証している。

10

【0261】

20

リウマチ性心疾患（RHD）は、25歳未満の若い人たちの最も一般的な後天性心疾患である。それは、ほとんどの場合、小児期に連鎖球菌性咽頭炎として始まり、青年や若年成人を殺したり衰弱させたりして妊娠を危険にさらす深刻な心臓損傷に進行する可能性がある。

【0262】

ヨーロッパと北米では事実上排除されているが、この病気はアフリカ、中東、中央および南アジア、南太平洋、そして先進国の貧困地域で一般的なままである。世界中で3,300万人がRHDの影響を受けている。RHDは超音波画像によって診断することができるが、そのような超音波画像は非常にユーザに依存する。典型的には、診断の質の超音波画像を取得するには非常に経験豊富な超音波検査技師が必要である。診断用超音波画像を提供するためにGPU加速型深層学習ソフトウェアを使用してシステムをトレーニングすることにより、AIベースの深層学習アルゴリズムを使用してRHDを診断する総合診療医の手に超音波システムを委ねることは患者にとって有益である。

30

【0263】

完全に接続された人工ニューラルノードを有するニューラルネットワーク計算モデルを図56に示す。モデルは、各隠れ層内にK個のノードを有するL層を含む。下位層の各ノードの出力は、トレーニング可能な接続重みで上位層の対応するノードに完全に接続されている。

【0264】

図56に見られるように、各ノードは2次元画像であり、 (i, j) は画素要素の位置を表す。 $N_{l, k}(i, j)$ は、l層のk番目の位置における (i, j) 画素の値を表す。 $W_{l, k}^{k'}(i, j)$ は、l層のk番目の位置の (i, j) 番目の要素と、 $l+1$ 上位層の k' 番目の位置の (i, j) 要素との間の接続重みを表す。 $i=1, 2, \dots, I$ 、 $j=1, 2, \dots, J$ の場合、上位層の k' 番目の位置におけるピクセル値 $N_{l+1, k'}(i, j)$ は、下位層の各々の対応するノードに対する接続重み $W_{l, k}$ と下位l層、 $N_{l, k}(I, j)$ 内の各ノードからの出力値との積を合計することによって計算することができる。すなわち

40

【数 4】

$$N_{l+1,k'}(i,j) = \sum_{k=1}^K W_{l,k}^{k'}(i,j) N_{l,k}(i,j)$$

【0265】

隠れ層内の各ニューラルノードにおいて、(1000、1000)の画像サイズ、すなわち、 $i=1000$ 、 $j=1000$ であり、この例では各隠れ層内に500個のノード、 $k=500$ があると仮定する。下位層からの入力から上位層のノードの値を計算するために実行される必要がある数学的演算を計算すること、すなわち 1×10^9 浮動小数点の演算は簡単である。1000層、すなわち $l=1000$ を有するニューラルネットワークの場合、必要とされる計算の総数は 1×10^{12} の浮動小数点演算である。すなわち、1000GFLOPを有するプロセッサは、発展途上国においてRHD臨床評価を実行する際にこの深層学習人工ニューラルネットワークを使用して必要なデータを計算する必要がある。超音波システムに加えて、臨床医は、1000GFLOP以上の処理能力を持つNvidia GPUを搭載した76台のハイエンドLinux（登録商標）ラップトップを持ち運ぶことができる。本願の好ましい実施形態は、グラフィック処理ユニットがタブレットまたは携帯型システムのハウジングに組み込まれ、バスまたは他の高速／データレート接続を介して超音波システムの中央プロセッサに接続されている、本明細書に記載のタブレット超音波システムを含む。

【0266】

従来の腹腔鏡は、3次元(3D)手術野の平面表現を提供し、可視の器官表面の下に位置する内部構造を視覚化することができない。コンピュータ断層撮影(CT)および磁気共鳴(MR)画像は、軟組織の器官の変形可能な性質のために、腹腔鏡像とリアルタイムで融合することが困難である。新たなカメラ技術を利用して、実時間腹腔鏡超音波(LUS)を立体視ビデオと併合することによって、腹腔鏡手術のため、リアルタイム立体視拡張現実感(AR)システムが開発された。システムは2つの重要な視覚的手がかりを作り出す。(1)解剖学的構造間の3D空間的関係の理解の向上による真の深さの認識、および(2)手術野のより包括的な視覚化を伴う重要な内部構造の視覚化である。腹腔鏡下超音波検査(LUS)の使用は、初心者と経験豊富な超音波検査技師両方にとって困難である。腹腔鏡カメラは、高解像度(HD)カメラが今腹腔鏡システムに統合されているという点で、近年著しい画質の向上をもたらしている。しかし、従来の腹腔鏡は単眼式であり、単一のカメラの視界しか提供することができない。したがって、結果として得られる表示は、3次元(3D)手術野を平面的に表したものであり、解剖学的構造間の3Dの空間的関係を外科医によく認識させることはない。さらに、表面テクスチャが豊富であるにもかかわらず、腹腔鏡ビデオは、可視の器官表面の下に位置する内部構造に関する情報を提供しない。腹腔鏡下手術の安全性と有効性、および外科的転帰の改善には、十分な深度知覚と内部構造に関する知識の両方が非常に重要である。

【0267】

腹腔鏡下超音波画像を光学ビデオ上に重ね合わせるための方法である腹腔鏡下拡張現実(AR)は、Xin Kang、Mahdi Azizian、Emmanuel Wilson、Kyle Wu、Aaron D. Martin、Timothy D. Craig A. Peters、Kevin Cleary、Raj Shekharの「Stereoscopic augmented reality for laparoscopic surgery」、Surg Endosc(2014)28:2227-2235、およびXinyang Liu、Sukryool Kang、William Plishker、George Zaki、Timothy D. Kane、R

aj Shekharの「Laparoscopic stereoscopic augmented reality:toward a clinically viable, electromagnetic tracking solution"; J. Med. Imag. 3 (4), 045001 (2016), doi:10.1117/1.JMI.3.4.045001」に記載されている。これらの刊行物両方の全内容は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0268】

術中撮像は、手術野のリアルタイムの更新を提供するという利点を有し、腹部、胸部、および骨盤に位置する移動可能で変形可能な器官のAR描写を可能にする。EMトラッキングに基づく臨床的に実行可能な腹腔鏡ARシステムを使用することができる。EM-ARシステムの性能は、臨床的に許容可能な位置合わせ精度と視覚化待機時間を有することが厳密に検証されている。

【0269】

図58に示す本システムは、図57に示す手順を実行することができ、EMセンサ4952を有する腹腔鏡トランスデューサプローブ4950を、本明細書で説明するようにタッチスクリーン動作を使用して作動させることができる4902。装置は、特定の撮像用途に対して任意選択で校正され4904、光学画像と超音波画像の両方を同時にまたは連続して取込むことができる4906。画像は、分割画面フォーマットで提示することも、ビデオフォーマット4908でマージ（オーバーレイ）することもできる。データは、診断データを生成するためにニューラルネットワークを使用して処理されることができる4910。このシステムは、ニューラルネットワークとして動作するようにプログラムまたは構成することができる、本明細書で前述したNvidiaグラフィックプロセッサユニットを備えることができるコアプロセッサおよびメモリ4954を含む。1つまたは複数のニューラルネットワークは、心臓、肺、腎臓などの別々の解剖学的構造のための撮像プロトコル、超音波腹腔鏡プローブを用いた胃腸撮像に関連する離散学習アルゴリズム用に構成することができる。プローブ4950は、CMOSまたはCCD撮像装置などの撮像カメラを含むことができる。あるいは、撮像カテーテルまたはプローブを使用して、携帯型超音波システムに直接接続されている画像データを生成することができる。

【0270】

腹腔鏡超音波ビデオを光学ビデオにオーバーレイまたはマッピングするには、多数の数学的計算が必要である。 $p_{us} = [x \ y \ 0 \ 1]$ がLUS、腹腔鏡超音波画像座標内の点を表し、z座標が0であるとする。 p_{Lap}^u が、歪みのない腹腔鏡光学ビデオ画像において p_{us} が対応する点を表すものとする。 T_A^B をAの座標系からBの座標系への 4×4 変換行列とすると、 p_{us} と p_{Lap}^u の関係は次式で表すことができる。

【数5】

$$p_{Lap}^u \sim K \cdot [I_3 \ 0] \cdot T_{EMS_{Lap}}^{lens} \cdot T_{EMT}^{EMS_{Lap}} \cdot T_{EMS_{US}}^{EMT} \cdot T_{US}^{EMS_{US}} \cdot p_{US}$$

ここで、USは腹腔鏡超音波画像を示す。 EMS_{us} は腹腔鏡超音波プローブに取り付けられたセンサを示す。EMTはEMトラッキングシステムを示す。 EMS_{Lap} は、3D光学ビジョンスコープに取り付けられたセンサを示す。レンズは3Dスコープのカメラレンズを示す。 I_3 はサイズ3の単位行列である。Kはカメラ行列である。 $T_{us}^{EMS_{us}}$ は超音波の校正から得られる。 $T_{EMS_{us}}^{EMT}$ と $T_{EMT}^{EMS_{Lap}}$ はトラッキングデータから取得できる。 $T_{EMS_{Lap}}^{lens}$ は、ハンドアイキャリブレーションから取得できる。Kはカメラの校正から得ることができる。 p_{Lap}^u は、カメラの校正からも得られるレンズ歪み係数を使用して歪み得る。

【0271】

上記の式に基づいて腹腔鏡超音波画像から腹腔鏡光学ビデオ画像内の対応する点に1つの点をマッピングすることによって、複合超音波および光学ビデオ画像を使用する拡張現

実画像化の計算要件を計算することは簡単である。カメラ行列のサイズを（５００、５００）ピクセル、超音波画像サイズを（５００、５００）ピクセルとする。上記の式に従うと、必要とされる計算の総数は、約 1×10^{12} の浮動小数点演算、すなわちグラフィックプロセッサがリアルタイムで解を提供するために使用される １０００ＧＦＬＯＰ である。

【０２７２】

腹腔鏡超音波画像を取得するために使用された超音波システムに加えて、光学および超音波画像融合作業は、 972.8 GFLOPS の処理能力である、NVIDIA GPU Quadro K2100M、 576 コアを備えたラップトップコンピュータ（Precision M4800、デル、 4 コア 2.9 GHz Intel CPU）によって行われた。しかし、本明細書に記載されるような好ましい設計は、計算強化式超音波システムを使用する。Intel プロセッサ CPU に加えて、システムは、上記の AI、AR アプリケーションによって課される計算要件を満たすために 1000 GFLOP を超える処理能力を提供することができるマルチコア GPU を組み込むことができる。

10

【０２７３】

図 ５９ は、外部アプリケーションとの通信を提供するための共有メモリの使用を示す。図 ６０ は、タブレット型またはラップトップ型超音波システムに一体化された分散型プロセッサシステムまたは GPU 4954 を示す。

【０２７４】

上記に加えて、本発明の実施形態による使用に適し、図 １Ｂ に示されている例示的な携帯型超音波システムをさらに説明する。以下に示される例示的なシステムの説明は、システムの特徴の例示および説明を意図しており、限定的な意味ではないことを理解されたい。本明細書に含まれる説明と一致する以下に説明される例示的なシステムに対する修正もまた本発明の範囲内にあるとみなされることをさらに理解されたい。

20

【０２７５】

例示的な携帯型超音波システムは、超音波撮像または人体の流体の流れによる分析を実行する資格のある医師による使用を意図した高解像度画像を生成する。具体的な臨床用途および検査の種類には、胎児、腹部、術中（腹部、臓器および血管）、小児科、小臓器（甲状腺、乳房、精巣）、新生児および成人の頭部、経直腸、経膈、筋骨格系（従来型および表在性）、心臓（成人および小児）、末梢血管が含まれるが、これらに限定されない。

30

【０２７６】

従来、超音波は主に操作者依存の撮像技術であった。画像の質および走査に基づいて正しい診断を下す能力は、正確な画像調整および検査中に適用される適切な制御設定に依存する。例示的な携帯型超音波システムは、すべての画像モードについて患者走査中の画像の質を改善または最適化するためのツールを提供する。このシステムは、限定することなく、例えば、図 ９Ａ～図 ９Ｆ および図 ４６～図 ６０ に記載されているように、本明細書で前述したようなグラフィック処理装置を組み込んでいる。

【０２７７】

携帯型超音波システムは、異なるレベルの機能を有する変形版を含むことができる。

【０２７８】

次の表は、各変形版に付属している走査モードの一覧である。

40

【表 2】

モード	初級	標準	上級	オプション
パルス波ドプラ			X	
連続波ドプラ		X		X
オムニビーム				X
DICOM画像転送				X

10

【0279】

携帯型超音波システムは、256のデジタルビーム形成チャンネルを使用して2次元デジタル撮像を送達することができる。この撮像モードは、2MHz～12MHzの周波数で、優れた画像均一性、組織のコントラスト分解能、およびステアリングの柔軟性を送達する。高チャンネル数は、真のフェイズドアレイと高要素数撮像プローブを支援する。2D走査データが2D撮像ウィンドウに表示される。

【0280】

20

携帯型超音波システムは、同時2次元（2Dモード）およびMモード撮像を提供することができる。この組み合わせは、動く構造物の効率的な評価に役立つ。Mモードは、超音波ビーム内の対象物の動きのパターンを判定するために使用され得る。このモードは心臓の運動パターンを見るために使用することができる。Mモードは、2D撮像ウィンドウに解剖学的構造の走査データを、時系列ウィンドウに運動の走査を表示する。

【0281】

カラードプラモードは、色分けされた情報をこれらのパラメータに割り当てることによって血流の存在、方向、および相対速度を検出するために使用される。色は、2D画像に重ね合わされた関心領域（ROI）に表示される。プローブへの非反転の流れには、赤の色合いが割り当てられ、プローブからの流れが青のシェードで表示される。次に、平均ドプラシフトが、構造のグレースケール走査に対して表示される。赤血球の超音波ベースの撮像全形態は、送信信号の受信エコーから得られる。このエコー信号の主な特性は、周波数と振幅（または電力）である。周波数シフトは、プローブに対する赤血球の動きによって判定される。プローブに向かう流れは、プローブから離れる流れよりも高い周波数の信号を生成する。振幅は、超音波ビームによってサンプリングされた容積部の内部の動いている血液の容量に依存する。走査の質を制御するために、高いフレームレートまたは高い解像度が適用できる。より高い周波数は急速な流れによって生成され、より明るい色で表示され、より低い周波数はより暗い色で表示される。例えば、近位頸動脈は、流れがプローブに向かっており、この動脈内の流れの頻度（速度）が比較的高いため、通常、明るい赤とオレンジ色で表示される。比較すると、頸静脈内の流れは、プローブから流れ出るので青色で表示される。カラードプラ走査データは、2D撮像ウィンドウに表示される。

30

40

【0282】

パルス波ドプラ（PWD）走査は、サンプル容量またはサンプルゲートと呼ばれる所望の走査ベクトルに沿った小さな領域における血流の動きを検査するために使用される一連のパルスを生成する。

【0283】

グラフのX軸は時間を表し、Y軸はドプラ周波数シフトを表す。超音波ビームと血流との間の適切な角度が分かっている場合、主に赤血球の移動によって引き起こされる、連続した超音波パルス間の周波数のシフトは、速度および流れに変換することができる。スペクトル表示のグレイの濃淡は信号の強度を表す。スペクトル信号の厚さは、層流または乱

50

流を示す（層流は典型的には狭帯域の血流情報を示す）。携帯型超音波システムでは、パルス波ドプラと2Dが混在モードのディスプレイと一緒に表示される。この組み合わせにより、システムのユーザは、時系列ウィンドウでパルス波ドプラデータを取得しながら、2D画像ウィンドウで2D画像上のサンプル容量の正確な位置を監視することができる。

【0284】

2D走査では、長い線でユーザは超音波カーソルの位置を調整し、2本の平行な線（＝のように見る）でユーザはサンプル容量（SV）のサイズと深さを調整し、それらを交差する線でユーザは補正角度を調整する。

【0285】

連続波ドプラ走査は、超音波カーソルの全長にわたって存在するすべての速度を表示する。このモードは、漏れている心臓弁から生じるような非常に高速の画像を作成するのに役立つ。パルス波ドプラ走査と同様に、グラフのX軸は時間を表し、Y軸はドプラ周波数シフトを表す。

【0286】

トリプレックス走査モードでは、同時または非同時のドプラ撮像（カラードプラ）とパルス波ドプラ撮像を組み合わせ、動脈または静脈の速度と血流のデータを見る。トリプレックスを使用すると、ユーザは範囲指定の流れの評価を実行できる。トリプレックスの適用には、血管検査、静脈科学、周産期、および放射線医学が含まれる。次の図61のトリプレックス画像は、より大きな伏在静脈を示している。

【0287】

例示的な携帯型超音波システムはまた、画像を鮮鋭化するオプションの画像最適化パッケージを含み得る。携帯型超音波システムは、組織生検、体液吸引、羊水穿刺、およびカテーテル留置に使用される針ガイドを用いて構成することができる。このシステムはまた、他の業者からの凍結切除（または標的切除）および近接照射療法の製品に組み込むことができる。携帯型超音波システムは、大きさ、位置、および開存性について解剖学的構造または血管を走査し、その間に針が現れるガイドラインを提供する。生検および血管穿刺用途のために、針ガイドキットは、経皮的血管穿刺および神経ブロックのために針を適切な位置に向ける。針ガイドは、ユーザが針を血管または組織塊の中心に向けることを可能にし、隣接する生体組織の回避を促す。ユーザは、処置の前、最中、および後にリアルタイムで解剖学的構造を見ることができ、将来の参考のために画像およびシネループを保存することができる。

【0288】

凍結切除または近接照射療法への適用のために、システムは挿入テンプレートおよびステッパーまたは安定剤を含み得る。これらの適用の手順は、それらのシステムを提供する会社によって定義されている。システムソフトウェアは、挿入グリッドと針を走査において表示して、処置の進行状況を表示する。

【0289】

ユーザは以下のモードで針ガイドを使用することができる。2Dモード、カラードプラ、Mモード（動きのモード）である。携帯型超音波システムは、プローブ、電子機器エンベロープ、およびシステムソフトウェアからなる。例示的な携帯型超音波システムでは、すべてのプローブをすべての走査モードで 사용할 ことができる。

【0290】

ユーザがシステムソフトウェアを起動すると、撮像ウィンドウが表示される。撮像ウィンドウには、時系列ウィンドウの上にある2Dウィンドウを含めることができる（選択した走査モードで時系列ウィンドウが生成される場合）。2Dウィンドウはすべての走査モードで表示される。時系列ウィンドウは、Mモード、PWDモード、CWDモード、またはトリプレックスモードで走査している場合にのみ表示される。制御、ボタン、キー、またはメニューがグレーで表示されている場合は、その機能が現在の状況では利用できないことを示し得る。撮像画面の下隅にステータスバーを含み得る。

【0291】

ステータスバーには、コンピュータがネットワークに接続されているかどうかを示すネットワーク接続を含むインジケータが表示されることがある。接続がない場合、インジケータとD I C O Mステータスに赤いXが表示される。これは、D I C O Mサーバへの接続がアクティブであるかどうか、およびD I C O Mサーバへのいずれかの検査の送信が失敗したかどうかを示す。システムの電源は、システムバッテリーの残量、およびA C電源が接続されているかどうかを示す。図では、バッテリーは完全に充電されており、システムはA C電源に接続されている。バッテリーが放電すると、緑色の帯が右から左に消える。バッテリーがほぼ完全に放電されると、インジケータの左端に単一の赤い帯が表示される。バッテリーが部分的に放電され、A C電源が接続されると、黄色い稲妻がバッテリーアイコンに表示される。バッテリーがフル充電され、A C電源が接続されると、バッテリーアイコンの下に電源プラグのアイコンが表示される。撮像ウィンドウには、現在の走査に関する情報を示すテキスト表示が含まれている。表示される画像制御設定は、走査モードやその他の要因によって異なる。

10

【0292】

図62に示すように、例示的なディスプレイは、機械的指標、熱的指標、参照パーティプ、画像制御設定、マップ／持続性／走査周波数／2Dゲイン／ダイナミックレンジ、深度設定、フレームレート、走査モード、P R F設定、ウォールフィルタ設定、カラー周波数、および焦点を含むことができる。例示的な携帯型超音波システムでは、2Dゲイン表示は最初50である。これは絶対的な値ではない。実際のゲインはプリセットによって異なるが、最初は常に50と表示される。ユーザがゲインノブを使ってゲインを変更すると、表示された値は上下に変わる。心臓検査タイプを選択すると、撮像ウィンドウの図に示すように、深度ルーラと焦点深度インジケータが超音波カーソル上に表示される。

20

【0293】

ユーザはレビューウィンドウで保存された検査項目を見ることができる。保存された検査項目をレビューしている間、ユーザは撮像ウィンドウ上と同じ方法で注釈と測定を追加することができる。

【0294】

例示的な携帯型超音波システムは、携帯型超音波システムを構成し動作する制御装置を収容する、図63に示されているコンソールを含む。

30

- 1、電源ボタン 13、カラーモードキー
- 2、ベースラインキー 14、2Dモードキー
- 3、スケールキー 15、C Wモードキー
- 4、ページキー 16、ゲイン／アクティブ制御
- 5、未割り当て 17、クリアキー
- 6、ステアリングキー 18、計算キー
- 7、分割キー 19、キャリパーキー
- 8、焦点キー 20、選択キー
- 9、深度キー 21、カーソルキー
- 10、ボディマーカークー 22、Mモードキー
- 11、テキストキー 23、ズーム制御
- 12、P Wモードキー 24、更新キー

40

【0295】

コンソールには、英数字キーボード、一連のシステムキー、T G Cスライダー、ソフトキー制御、および超音波撮像機能用の多数の制御が含まれる。例示的なコンソール内の番号が付けられた超音波撮像制御は、以下に列挙された機能を実行する。

1. 電源：システムを起動してシャットダウンする。
2. ベースライン：P W、C W、カラードプラモードでドプラベースラインを変更する。キーの上を押すとベースラインが上に移動し、キーの下を押すと下に移動する。
3. スケール：P W、C W、カラードプラモードで速度のスケールを（P R Fを変更することで）変更する。キーの上部を押すとP R Fが増加し、キーの下部を押すとそれは減

50

少する。

4. ページ：いずれのアクティブなソフトキーのセットが表示されるかを変更する。

5. このキーは割り当てられていない可能性がある。

6. ステアリング：2D、カラードプラ、またはPWDモードでは、このキーは超音波信号を向ける。キーの左端を押すと左に向き、右端を押すと右に向く。

7. 分割：キーの左端を押すと左画面がアクティブの状態に分割画面が開く。または、分割画面がすでに開いているときは左画面がアクティブになる。キーの右端を押すと、分割画面が開いて右画面がアクティブになるか、右画面をアクティブにする。アクティブな画面に対応するキーの端を押すと、分割画面が終了する。

8. 焦点：信号の焦点の深さを変更する。キーの上部を押すと焦点が上に移動し、キーの下部を押すと下に移動する。

9. 深度：全体の画像の深度を変更する。キーの上部を押すと画像が上に移動し、キーの下部を押すと下に移動する。

10. ボディマーカ：走査にボディマーカを挿入する。

11. テキスト：走査時のテキスト入力と注釈を有効にする。

12. PW：パルス波ドプラモードに入り、終了する。

13. カラー：カラードプラモードに入り、終了する。

14. 2D：2Dモードに入る。

15. CW：連続波ドプラモードに入り、終了する。

16. ゲイン／アクティブ：ノブを回すとゲインが変更される。アクティブボタンを押すと、アクティブ走査モードとそれらのモードに関連するソフトキーとが切り替わる。

17. クリア：現在選択されている注釈または測定値を消去する。

18. 計算：計算メニューを開く。

19. キャリパー：一般測定を開始する。キーを繰り返し押すと、使用可能な計算が順番に切り替わる。

20. 選択：トラックボール機能を選択する。選択した機能は、ソフトキー表示の上に青色で強調表示される。

21. カーソル：超音波カーソルを選択して表示または選択解除して非表示にする。

22. Mモード：Mモードに入り、終了する。

23. ズーム：押してROIボックスズームに入る、またはズームモードを終了する。クイックズームにする。

24. 更新：PWDおよびCWモードで2D画像の更新をオンまたはオフにする。

25. 左エンター：項目を選択および選択解除する。Windows（登録商標）画面がアクティブなときは、左エンターキーはマウスの左ボタンのように機能する。

26. トラックボール：カーソルの動き、ROI、その他の機能を制御する。

27. 右エンター：コンテキストメニューを開く。Windows（登録商標）画面がアクティブなときは、右エンターキーはマウスの右ボタンのように機能する。

28. フリーズ：走査をフリーズおよびフリーズ解除する。

29. 記憶：単一フレームの画像を記憶する。

30. 記録：ループを記憶する。

【0296】

コンソールの左上には、ウィンドウがアクティブであるものを制御する一連のシステムキーがある。それらには、患者－患者ウィンドウを開く、プリセット－プリセットメニューを開く、レビュー－レビューウィンドウを開く、レポート－レポートウィンドウを開く、検査を終了－現在の検査を閉じる、プローブ－撮像ウィンドウを開く、セットアップ－セットアップウィンドウを開く、が含まれる。

【0297】

キーボードの真下にあるキーは、撮像ウィンドウの下部に表示されるソフトキーの機能を制御する。ソフトキー機能は、どのプローブが接続されているか、どの走査モードが選択されているか、および走査がライブかフリーズかによって異なる。下の図は、画像がラ

10

20

30

40

50

イブでフリーズしているときのソフトキーの例を示している。システムが表示するソフトキーは、接続されているプローブ、選択した走査モード、および選択した検査によって異なる。ユーザに見る表示は、ここに示されている図とは異なる場合がある。

【0298】

いくつかの実施形態では、コンソール制御は、別個の物理的ハウジング内に構成されるのではなく、タッチスクリーンディスプレイを介して提供されてもよいことを理解されたい。

【0299】

このシステムは、ECGモジュール、ECGリード線セットー10セットの電極、フットスイッチ（Kinassis FS20A-USB-UL）、医療用プリンタおよび1つまたは複数のトランスデューサプローブを含み得る。例示的な携帯型超音波システムは、Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment（UD3-98）に準拠する。該当する出力インデックスが1.0未満の場合、インデックス値は表示されない。

【0300】

フリーズ機能が無効になっているいずれかのモードで動作しているときは、現在アクティブなプローブと動作モードに関連する音響出力インデックスがウィンドウに表示される。リアルタイム表示されたインデックス値を最小にすることは、ALARA原理（合理的に達成可能な限り低いレベルの超音波エネルギーへ患者を曝露する）の実践を可能にする。

【0301】

例示的な携帯型超音波システムでは、走査モードを選択するために、ユーザはコンソール上の適切なキーを押す。2Dの場合は、2Dキーを押す。Mモードの場合は、Mモードキーを押す。カラードブラの場合は、カラーキーを押すパルス波ドブラの場合は、PWキーを押す。連続波ドブラの場合は、CWキーを押す。

【0302】

例示的な携帯型超音波システムでは、2D、カラードブラ、またはMモードで超音波検査を実施するために、ユーザはこれらのステップを完了する。

1. 患者情報をロードするか作成する。
2. 必要な走査モードに対応するコンソールキーを押す。
3. プリセットキーを押してから、プリセットメニューからプリセットを選択する。

【0303】

システムソフトウェアは、選択されたプリセットおよび接続されているプローブに最適化されているプリセット画像制御設定をロードする。ユーザは今やこのプローブを使って超音波検査を行うことができる。ユーザが実施している検査に適した臨床手順を参照する。

4. 必要に応じて、ソフトキーを使用して画像の制御を調整する。

5. フリーズキーを押す。ソフトキーの制御は印刷、測定、およびその他の機能を可能にするために変わる。

【0304】

パルス波ドブラモードで検査を実施するために、ユーザはこれらの例示的なステップを完了することができる。

1. 2Dモードで検査を実施する。
2. コンソールのPWキーを押す。
3. レンジゲートを適切な位置に移動してから、コンソールの左エンターキーを押す。
4. 必要に応じて、ソフトキーを使用していずれかの画像制御設定を調整する。
5. フリーズキーを押す。ソフトキーの制御は印刷、測定、およびその他の機能を可能にするために変わる。

10

20

30

40

50

【0305】

トリプレックスモードで検査を実施するために、ユーザはこれらの例示的なステップを完了することができる。

1. カラードプラモードで検査を実行する（走査をフリーズしない）。
2. コンソールのPWキーを押す。ソフトウェアはトリプレックスモードを起動する。
3. レンジゲートを適切な位置に移動してからコンソールの左エンターキーを押す。
4. 必要に応じて、ソフトキーを使用していずれかの画像制御設定を調整する。
5. フリーズキーを押す。ソフトキーの制御は印刷、測定、およびその他の機能を可能にするために変わる。

【0306】

ユーザがトリプレックスモードに切り替えると、元の2D走査モードとPWDモードの両方がアクティブになる。これは、オプションが同時モードに設定されているかどうかによって異なる。

【0307】

ライブ画像はフレームごとに記録され、一時的にコンピュータに記憶される。ユーザが選択したモードに応じて、システムは一定数のフレームを記録する。例えば、2Dモードでは、ユーザはシネループで最大10秒まで取込める。

【0308】

パルス波ドプラ（トリプレックスを含む）およびMモード走査は、2D画像用の単一フレームを保存するだけで、ユーザはこれらの走査モード用のループを保存することはできない。

【0309】

走査中にユーザがリアルタイム画像をフリーズすると、すべての動きが撮像ウィンドウで一時停止される。フリーズしたフレームは、単一の画像ファイルまたは画像ループとして保存できる。Mモード、PWD、およびトリプレックスモードの場合、ソフトウェアは時系列データと単一の2D画像を保存する。

【0310】

ユーザはいつでもフレームを解凍してライブ画像表示に戻ることができる。ユーザが画像または画像ループを保存せずにフリーズキーを押すと、ユーザは一時的に記憶されたフレームを失う。

【0311】

超音波走査を実行するときに表示画像をフリーズさせるために、ユーザはフリーズキーを押す。走査がフリーズすると、フリーズアイコンが撮像画面の左ソフトキーのすぐ上に現れる。その後、ユーザはゲインノブまたはキーボードの矢印キーを使って、走査中に取得したフレームを移動できる。

【0312】

新しい走査を開始するには、ユーザはフリーズキーをもう一度押す。ユーザがフリーズ画像またはループを保存しない場合、ライブ走査を開始するとフレームデータが消去される。ユーザは、新しい走査データを取得する前に、任意の必要な画像を保存または印刷する。

【0313】

画像ループをレビューすることは、走査セッションの短いセグメント中に画像に焦点を合わせるのに役立つ。ユーザが画像をフリーズすると、ユーザはゲインノブを使用して、フレームごとに全体のループをレビューし、特定のフレームを見つけることができる。ユーザは、保存したループを見ているときに、所望のフレームが表示されるまでゲインノブを回して記憶キーを押すことで、これを行うこともできる。

【0314】

ループ全体を保存するために、ユーザは異なるフレームを選択する必要はない。ユーザが記憶キーを押すと、取得したすべてのフレームがループに保存される。

【0315】

ループを見るには、ユーザは画像をフリーズしてプレイソフトキーを押す。プレイソフトキーのラベルが一時停止に変わる。ユーザがフリーズキーまたは一時停止ソフトキーを押すまで、ループは継続して再生される。ユーザは、撮像ウィンドウの下部にあるプログレスバーで、フレームと現在のフレームの番号を追跡できる。

【0316】

2Dおよびカラーモードでは、システムはループを前向きまたは後ろ向きにて取得できる。前向き取得は、取得コマンドに続くライブ走査データのループを取込む。一方、後ろ向き取得はフリーズ走査のループを保存する。

【0317】

ライブ撮像中に記憶キーを押すと、キークリック後に走査のループを取得して記憶するようにシステムに指示する。ループは、メイン画面の横にあるサムネイルウィンドウに表示される。ループのデフォルトの長さは3秒であるが、例えばセットアップ記憶／取得ウィンドウの取得の長さセクションで1～10秒の間で調整できる。

【0318】

セットアップウィンドウの記憶／取得タブのビートラジオボタンが選択されていて、システムがECG信号を検出した場合、取得したループは多数のハートビートである。デフォルトは2ビートであり得るが、これはまた、取得の長さセクションにおいて1～10ビートの間のように調整可能であり得る。ECG信号が検出されない場合、ビートラジオボタンが選択されていても、取得されたループは時間フィールドで設定された長さになる可能性がある。ユーザは、取得の長さセクションでR波遅延を適用できる。ユーザは、取得が完了したときに鳴るビーブ音を有効にすることもできる。この方法で取得されたループのデフォルトフォーマットは、dcmであるが、その他の利用可能なフォーマットとして保存することもできる。ユーザは、セットアップウィンドウのエクスポートタブを使用して別のファイル形式を選択できる。

【0319】

ユーザがフリーズまたはライブ画像を見るとき、ユーザはズームツールを使用して2D画像の領域を拡大することができる。ユーザは、時系列ウィンドウでズームツールを使用することはできない。ユーザが画像の中央にズームインするには、以下のことを行う。

1. ゲインノブメニューでZoomが選択されるまでゲインノブを押す。

2. ゲインノブを回して、ユーザが望むサイズにズームインまたはズームアウトする。画像の中央から離れた領域をズームするには、以下のことを行う。画像の中央から離れた領域をズームするには、ユーザは、

1. ズームオフのソフトキーを押す。

2. トラックボールを使用して、ズームボックスをユーザが拡大したい領域に移動し、左エンターキーを押す。

3. ゲインノブを使ってその領域をズームインまたはズームアウトする。

【0320】

例示的な携帯型超音波システムでは、Mモードおよびスペクトルモードでは、ユーザは2Dディスプレイを時系列ディスプレイに対してより大きくすることができ、またその逆も可能である。走査表示のサイズを変更するには、

1. セットアップキーを押す。

2. 表示タブをクリックする。

【0321】

時系列表示を大きくし、2D撮像表示を小さくするには、Mモードフォーマットまたはスペクトルフォーマット領域のS/Lラジオボタンをクリックする。2D表示を大きくし、時系列撮像表示を小さくするには、Mモードフォーマットまたはスペクトルフォーマット領域のL/Sラジオボタンをクリックする。

3. OKをクリックして変更を適用する。

注意：この選択は、ユーザが変更を加えたときに選択されたプリセットをユーザが使用するたびに適用される。ユーザが別のプリセットを使用している場合、ユーザがまたその

10

20

30

40

50

プリセットに変更を加えていない限り、選択は適用されない。

【0322】

例示的な携帯型超音波システムでは、オプションの画像最適化パッケージが携帯型超音波システムによって生成された画像を鮮鋭化する。デフォルト設定では、携帯型超音波システムが起動するとソフトウェアが起動する。システムが最適化ソフトウェアをオフにして起動するようにこれを変更するには、ユーザはTVレベルソフトキー制御を0に設定してプリセットを作成できる。最適化ソフトウェアのレベル番号は0から3の範囲である。0に設定すると、画像処理は適用されない。数字が大きいほど、画像に適用される処理が増える。最適化レベルを調整するには、ライブ撮像時に、ユーザは希望するレベルが設定されるまでTVレベルソフトキーを押すことができる。

10

【0323】

セットアップウィンドウの全般タブの表示オプションセクションでは、ユーザは走査した画像にいくつかのガイドを追加または削除できる。これらのガイドは、患者、プローブ、および画像制御設定に関する詳細を提供する。

【0324】

システムソフトウェアは、患者に対する2つの現在の走査を見るために、ユーザに対し、撮像スクリーンを2つのセクションに分割させる。ユーザは患者の走査を1回取得し、分割画面を選択してから、別の角度または位置から別の走査を取得できる。分割画面モードは、2D走査モード（2Dおよびカラードブラ）と連動する。

【0325】

ユーザが分割画面モードに入ると、システムソフトウェアは画像制御ウィンドウの現在の設定を新しい画面にコピーする。その後、ユーザは任意の画像制御設定をどちらの画面にも個別に適用できる。ユーザはどちらの画面もライブまたはフリーズすることができ（一度に1つの画面しかライブにできない）、ユーザはいずれの画面でもツールやメニューのいずれかを使用できる。さらに、ユーザは各画面で異なるモードで走査できる。例えば、ユーザは2D走査を取得し、分割画面モードに入り、次いで第2の画面でカラードブラ走査を取得することができる。次の図は、分割画面の例を示している。

20

【0326】

アクティブ画面が、上部と下部にシアン色のバーを有している。もう一方の画面をアクティブにするには、ユーザは次のアクションのうちの1つを実行する。

30

- ・ 所望の画面に矢印カーソルを移動して、左エンターキーを押す。
- ・ 切り替え画面ソフトキーを押す。分割画面モードを終了するには、以下の方法のいずれかを使用する。
 - ・ 2Dキーを押す。
 - ・ 別の検査を選択する。
 - ・ Mモード、PWD、またはトリプレックス走査モードを選択する。
 - ・ 分割ソフトキーを押す。

ユーザが分割ソフトキーを押して分割画面モードを終了すると、システムソフトウェアはアクティブ画面（上部と下部にシアン色の線が表示されている画面）の取得データを保持し、もう一方の画面の取得データを破棄する。

40

【0327】

テキストモードでは、ユーザはソフトキーを使用してテキストと記号を画像に追加できる。テキストモードで使用可能なソフトキー制御は、以下を含む。

【0328】

ラテラリティは、画像上に左または右という単語を配置する。ラテラリティソフトキーを押すと、左、右、およびテキストなしが循環する。

【0329】

位置は、身体の位置のメニューを開くか、身体の位置のリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックしてそれを画像上に配置し得る。

【0330】

50

解剖学は、異なる解剖学的構造の名前のメニューを開くか、解剖学的構造のリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックして画像上に配置する。

【0331】

向きは患者の向きのメニューを開くか、または患者の向きのリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックして画像上に配置する。ボディマーカはボディマーカメニューを開く。テキストニューは、ホームの位置で新しいテキスト行を開始する。テキストクリアは、画像からすべてのテキスト（手動で入力したテキストや矢印を含む）を削除する。ホームは、テキストカーソルまたは選択したテキストをテキストのホームの位置に移動する。矢印は、テキストのホームの位置に矢印を配置するか、画像上にテキストがある場合はテキストの最後の行の中央に配置する。ホーム設定は、テキストのホームの位置を設定する。テキストカーソルを所望の位置に移動してから、ホーム設定ソフトキーを押す。

10

【0332】

テキストモードに入るには、テキストキーを押す。システムソフトウェアは、撮像画面にテキストカーソル（Iビーム）を置く。トラックボールは、ユーザが新しいテキストを望む場所に移動し、テキストを入力するか、テキストモードの複数のソフトキーのうちの1つを使用するために使用される。テキストが完成したら、左エンターキーを押す。ユーザがセットアップウィンドウの注釈タブを使用してカスタムテキストを追加した場合、そのテキストは追加先のソフトキーリストに表示される。

【0333】

ユーザはまたソフトキーを使用して、定義済みテキストを追加することができる。これにより、ユーザは頻繁に必要なラベルやメッセージを毎回入力しなくても追加できる。

20

1. コンソールのテキストキーを押すか、キーボードのスペースバーを押す。
2. 定義済みテキスト用の複数のソフトキーのうちの1つを押す。

【0334】

ラテラリティは、画像上に左または右という単語を配置する。ラテラリティソフトキーを押すと、左、右、およびテキストなしが循環する。

【0335】

位置は、身体の位置のメニューを開くか、身体の位置のリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックして画像上に配置する。

30

【0336】

解剖学は、異なる解剖学的構造の名前のメニューを開くか、解剖学的構造のリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックして画像上に配置する。

【0337】

向きは患者の向きのメニューを開くか、または患者の向きのリストを増やしていく。メニューが開いたら、適切な項目をクリックして画像上に配置する。複数のソフトキーのうちの1つで項目を選択すると、それが画像上に配置される。

【0338】

ユーザは、フリーズされた画像に2種類の矢印を配置できる。マーカの矢印とテキストの矢印である。デフォルトはマーカの矢印である。ユーザは、ユーザが望むだけの数の矢印を画像上に配置できる。マーカの矢印は、画像上のスポットを示す短い中空の矢印である。ユーザが矢印を置くと（以下の手順を参照）、矢印は緑色になる。ユーザはトラックボールを使用して、矢印が緑色のときに矢印を動かすことができる。ユーザはクリックして矢印を選択できる。矢印が選択されると、ユーザはそれをトラックボールと共に移動し、選択キーを押してからトラックボールを移動させることによってそれを回転させることができる。画像にマーカの矢印を置くには、次のステップを完了させる。

40

1. 矢印ソフトキーを押す。
2. トラックボールを使って、矢印をユーザが望む場所に移動する。
3. 矢印を回転させるには、選択キーを押してトラックボールを移動する。
4. 画像上に別の矢印を配置するには、矢印ソフトキーを押す。

50

5. 左エンターキーを押して矢印を設定し、テキストモードを終了する。

テキスト矢印は、テキストから、走査した解剖学的構造上の点までユーザが描画できる破線の矢印である。ユーザはまたテキストを追加せずに矢印を追加することができる。テキスト矢印を使用するには、ユーザはセットアップ／注釈ウィンドウで選択を行う必要がある。

【0339】

画像にテキストを配置した後、ユーザはそれを画像表示内の任意の位置に簡単に移動できる。テキストを移動するには、テキストをクリックして新しい位置に移動し、左エンターキーを押す。テキストに矢印が付いている場合は、矢印の原点も移動する。

【0340】

ユーザは、走査の解剖学的構造を識別するアイコンを2D画像に追加できる。注釈メニューのボディマーカーは現在の検査に基づいたいくつかの解剖学的ビューを含むウィンドウを開く。画像にボディマーカーを追加するには、ユーザは次のステップを完了させる。

1. テキストキーを押す。
2. ボディマーカーソフトキーを押す。ボディマーカーが画像に表示される。
3. ユーザが希望するマーカーが表示されていない場合は、次のマーカーまたは過去のマーカーソフトキーを押す。他のマーカーが利用可能であれば、それは最初のマーカーを置き換える。
4. ユーザが望むマーカーが表示されたら、左エンターキーを押す。

【0341】

ボディマーカーを変更するには、次のステップを完了させる。

1. ボディマーカーをクリックする。マーカーが緑色に変わり、ソフトキーがボディマーカーセットに変わる。
2. 次のマーカーまたは過去のマーカーソフトキーを押す。
3. ユーザが望むマーカーが表示されたら、左エンターキーを押す。

【0342】

ユーザは、ボディマーカーを画像上の任意の位置に移動できる。ボディマーカーを移動するには、次のステップを完了させる。

1. ボディマーカーをクリックして選択する。
2. マーカーの場所ソフトキーを押す。
3. トラックボールを使ってボディマーカーを動かす。
4. マーカーがユーザの希望する位置にあるとき、左エンターキーを2回押す。

【0343】

ユーザは、走査された解剖学的構造をより正確に示すために、オレンジ色のプローブインジケータをアイコン上の任意の場所に移動することができる。

【0344】

オレンジ色のマーカーを移動するには、次のステップを完了させる。

1. ボディマーカーをクリックする。ソフトキー表示の上のテキストが、プローブPosが選択されたことを示すように変わる。
2. トラックボールを使用して、プローブインジケータをボディマーカー上の所望の位置に移動する。
3. マーカーがユーザの希望する位置にあるとき、左エンターキーを押す。

【0345】

プローブインジケータをより多くの位置に回転させるには、次のステップを完了させる。

1. Windows（登録商標）のポインタをボディマーカーの上に移動する。ポインタが指差しに変わる。
2. 選択キーを押して、ソフトキー表示の上にある行のプローブの向きをハイライトする。
3. トラックボールを使用して、プローブインジケータをボディマーカー上の所望の方

10

20

30

40

50

向に回転させる。

4. インジケータを所定の位置に固定するには、左エンターキーを押す。

【0346】

撮像ウィンドウの下にある一連のソフトキー制御には、現在使用可能な撮像制御が表示される。ソフトキーは、コンソールのキーまたはタッチスクリーンディスプレイを使って動作する。ユーザが走査モードを選択すると、ソフトウェアはそのモードのソフトキーを設定する。表示される制御は、接続されているプローブやその他の選択によって異なる。コンソールの左側にある左右の矢印キーを押すと、選択したモードで使用可能な他の制御に表示が変わる。

【0347】

設定を変更するには、コンソールの切り替えキーを使用する。各切り替えキーは、撮像ウィンドウの下部にある複数のソフトキーのうちの1つの設定を制御する。キーセットの位置は画面上のボタンの位置に対応する一番左のキーが一番左のソフトキーの設定を制御する、などがある。

【0348】

図64は、利用可能な2D画像制御の例として示されているソフトキーを示す。ユーザはライブ走査中にのみこれらの画像制御を調整できる。ユーザが走査をフリーズすると、システムソフトウェアは、走査画像に注釈や測定値を印刷して作成するために、ソフトキーを別のセットに置き換える。

【0349】

ソフトキーの表示は、接続されているプローブ、選択した走査モード、および選択した検査によって異なる。ユーザは、ライブ走査中に、周波数、走査深度、焦点深度、ゲイン、タイムゲイン補正(TGC)、画像フォーマット、オムニビーム、左右反転および上下反転、カラー化、持続性、画像マップ、針ガイド、ダイナミックレンジ、ソフトウェア最適化制御の2D画像制御を調整できる。

【0350】

ユーザが検査を選択すると、システムソフトウェアはその検査に適した頻度を設定する。ユーザは特定の状況により適した代替周波数を選択できる。一般に、送信周波数が高いほど2D解像度が高くなり、周波数が低いほど透過率が高くなる。高、中、または低周波数を選択するには、周波数ソフトキーを使用する。正確な周波数は、接続されているプローブによって異なる。各周波数には、検査の種類に応じて、それに関連する他のパラメータがいくつかある。選択した周波数は、撮像ウィンドウの右側にある情報の文字列にH、M、またはLとして表示される。以下の例では、中周波数が選択されている。

【0351】

深度キーは視野を調整する。ユーザは深度を深くして、より大きく、またはより深い構造を見ることができる。ユーザは、皮膚の線近くの構造の表示を拡大するため、またはウィンドウの下部に不要な領域を表示しないために深度を減らすことができる。ユーザが検査の種類を選択すると、システムソフトウェアは特定の検査の種類とプローブのプリセットされた深度の値を入力する。走査深度を設定するには、深度キーを使用する。深度を調整した後、ユーザは、ゲイン、タイムゲイン補正(TGC)曲線、および焦点制御設定を調整したいことがある。ユーザは、セットアップウィンドウの全般タブで深度ルーラを選択して、画像上の深度ルーラを見ることができる。

【0352】

焦点は、特定の領域の解像度を上げることによって画像を最適化する。図65は、画像の右側に沿った深度ルーラを示している。深度ルーラのカラーの三角形は、焦点深度を示す。このインジケータは、ユーザが深度ルーラを表示している場合にのみ可視である。深度は、走査情報領域にテキストとしても表示される。ユーザが検査の種類を選択すると、ソフトウェアは焦点の値を特定の検査の種類、プローブ、および頻度のプリセット値に更新する。2Dモードでは、ユーザは、焦点ゾーンソフトキーを使用して、最大4つの焦点深度を設定できる。その他のすべてのモードでは、ユーザは焦点深度を1つだけ設定でき

10

20

30

40

50

る。ユーザが複数の焦点深度を使用するとき、ユーザは焦点深度の分布を選択することができる。

【0353】

焦点深度を設定するには、ユーザは焦点キーを使用する。2Dで複数の焦点深度を設定するには、ユーザは次のステップを完了させる。

1. 焦点ゾーンソフトキーを使用して、希望する焦点ゾーン数を選択する。
2. 焦点範囲ソフトキーを使用して、焦点ゾーンの分布を選択する。

【0354】

分布は、深度ルーラ上の深度インジケータの間隔によって示される。実際の焦点深度の間隔は、選択した点の数と深度によって異なる。焦点ゾーンの数の増加で、フレームレートが低下する。

10

【0355】

2Dゲインは、ユーザが戻りエコーの増幅を増減させることを可能にし、それは画像に表示されるエコーの情報の量を増減させる。十分なエコー情報が生成される場合、ゲインを調整すると画像が明るくなったり暗くなったりし得る。ユーザがゲインを調整すると、システムソフトウェアはTGC曲線の形状を維持しながら全体のゲインを増減する。ユーザがプリセットを選択すると、システムソフトウェアは特定のプリセットとプローブのゲインをプリセット値に設定する。ゲインを増減するには、ユーザはゲインノブを左右に回す。

【0356】

組織をより深く走査すると、戻ってきた信号が減衰する。TGCスライダーは、減衰を補正するために戻り信号の増幅を調整する。TGCは、近距離から遠距離までのエコーの明るさを均等にするために画像のバランスを取る。ユーザが深度を変更する、新しい検査タイプをロードする、異なる周波数を選択する、またはゲイン設定を調整すると、システムソフトウェアはTGC設定を再調整する。

20

【0357】

TGCスライダーバーの間隔は深さに比例する。画像ディスプレイ上のTGC曲線はTGC設定を表し、ユーザが複数のスライダーのうちの1つを動かすと表示される。各スライダーは曲線上の1つの点を制御する。ユーザは必要に応じてTGCスライダーを個別に調整できる。ユーザがスライダーを左にドラッグするとゲインが下がり、右にドラッグするとゲインが上がる。TGC曲線を表示するまたは隠すには、セットアップキーを押してから全般タブをクリックし、TGCボックスで表示する、隠す、またはタイムアウトを選択する。常に曲線を表示するには表示を選択し、常に曲線を隠すには隠すを選択する。ユーザがタイムアウト（デフォルト設定）を選択した場合、ユーザがアプリケーションを起動したときまたは個々のTGCスライダーを調整したときに、曲線が少しの間表示される。

30

【0358】

リニアプローブを使用している場合、画像フォーマットソフトキーにより、ユーザは長方形（Rect）または台形（Trap）のイメージフォーマットを選択する。オムニは、超音波ビームを電子的にステアリングして、複数の方向からROIの走査を取得することを可能にする。オムニは線形および曲線線形アレイプローブで動作する。オムニがオンになっていると、走査情報ディスプレイにコードOMが表示され、深度ルーラの焦点マーカーが変わる。オムニビームをオンまたはオフにするには、オムニビームソフトキーを押す。

40

【0359】

持続性は、リアルタイム画像またはループの画像フレームの平均化を指す。持続率が高いと、画像の斑点が少なく滑らかに見る。しかし、ユーザが画像をフリーズしたときに組織が動いている場合、持続率を上げると画像がぼけてしまうことがある。持続性が低い場合は、逆のことが言える。

【0360】

50

フレームの平均化の量を変更するには、ユーザは持続性ソフトキーを押して0～7の値を選択する。0の設定は0%を表し、7は100%の持続性を表す。持続性の設定は、情報テキスト文字列内の文字として画面に表示される。

【0361】

マップ制御で、ユーザはグレースケールを画像全体にどのように分布するかを選択できる。各マップは、信号振幅範囲の特定の領域を強調している。この機能は、特定の解剖学的特徴を詳しく見たり、微妙な病状を検出したりするのに役立つ。ユーザのマップの選択の効果は、画像の深度スケールの左側にある参照バーによって表される。

【0362】

針ガイドソフトキーは、生検またはその他の医療処置をサポートするプローブが接続されているときにのみアクティブになる。針ガイドを表示するには、ソフトキーを使用して針ガイドをオンにし、複数のガイドが利用可能である場合は正しい針ガイドを選択する。接続されているプローブによっては、ユーザは1つの針ガイドオプションしか見ることができない。そのプローブのブラケットが複数の角度または深度をサポートしている場合は、サポートされている各角度または深さのオプションが表示される。針ガイドのオンとオフを切り替えるには、針ガイドソフトキーを押す。複数のガイドが利用可能な場合は、ガイドの種類ソフトキーを押して別のガイドを選択する。ターゲットインジケータのオンとオフを切り替えるには、ターゲットソフトキーを押す。トラックボールを使ってターゲット深度を設定する。プローブからターゲットまでの距離は、撮像ウィンドウの左上隅に表示される。

【0363】

ダイナミックレンジというソフトキーは、画像に表示される音響レベルの範囲を制御する。これは、画像のコントラストに影響する。ソフトキーの数字は0から100までの圧縮量を示す。ダイナミックレンジを調整するには、ダイナミックレンジソフトキーを使用する。0に設定すると最大のコントラストが得られ、100に設定すると最小のコントラストが得られる。ソフトウェアイメージエンハンスメント最適化を有効または無効にするには、TVレベルソフトキーを使用する。ソフトキーを使用して、ユーザはオフ、1、2、または3のレベルを設定できる。

【0364】

組織ドブラ撮像(TDI)を選択すると、組織の動きを撮像するための画像の制御が最適化される。選択した走査モードによって制御設定が異なる。制御値は、非TDI設定とは無関係に調整およびプリセットできる。画像がフリーズしていると、TDIは無効になる。TDIは4V2Aプローブでのみ作動する。組織ドブラ撮像を適用するには、2DモードでTDIソフトキーを押す。

【0365】

送信された超音波信号は、組織内に高調波(送信信号周波数の倍数である周波数の信号)を生成する。組織の高調波撮像は、表示画像を強調するために戻り高調波信号を処理する。THIに使用される高調波は、送信信号の周波数の2倍である。THIは4V2Aまたは5C2Aトランスデューサが接続されている場合にのみ利用可能である。他の種類のトランスデューサを接続しているときは、THIボタンは表示されない。THIは中程度の範囲の深度で最も効果的である。浅い走査と深い走査はTHIの恩恵を受けない。走査深度が4cm以上の場合、THIは無効になる。THIをオンまたはオフにするには、2DモードでTHIボタンをタップする。

【0366】

ユーザがMモードを選択すると、システムソフトウェアは一連のプリセット画像設定を適用し、利用可能なソフトキー制御を変更する。ユーザが走査をフリーズすると、システムソフトウェアは撮像ソフトキー制御をMモード画像の機能を測定するための制御、およびフレームを検査しループを再生するための制御に置き換える。

【0367】

Mモードを選択すると、システムソフトウェアが自動的に超音波カーソルを選択し、ト

10

20

30

40

50

トラックボールを動かすとカーソルの位置が制御される。左エンターキーを押すと、カーソルの選択が解除されて所定の位置にロックする。カーソルキーを押すと超音波カーソルが選択される。

【0368】

ゲインノブの中央にあるアクティブボタンは、いずれのアクティブモード用の撮像制御セットを表示するかを制御する。Mモードでは、これらは2DモードとMモードの制御である。現在選択されている制御セット名は、ソフトキーの上に青色で表示される。別の制御セットを選択するには、アクティブボタンを押す。Mモードでは、利用可能なゲインノブ制御は2Dゲイン制御である。

【0369】

掃飛速度ソフトキーは、時系列ウィンドウ上でいかに速くタイムラインを走査するかを設定する。掃飛速度を設定するには、ユーザが掃飛速度ソフトキーを押して遅、中、または速を選択する。時系列ウィンドウの目盛りは、速度に応じて近くなったり遠くなったりする。大きな目盛りはそれぞれ1秒を表す。

【0370】

超音波カーソルを動かすためには、ユーザはカーソルキーを押して超音波カーソルを選択し、トラックボールを使用してそれを新しい位置へ移動させる。ユーザが望む場所にカーソルがあるときは、左エンターキーが押される。超音波カーソルを選択すると緑色に変わる。所定の位置に固定されると、通常の色に戻る。

【0371】

解剖学ソフトキーで解剖学のMモードを有効にすると、ユーザは走査ラインを回転させて垂直に移動させることができる。ユーザがパルス波ドブラを選択すると、システムソフトウェアは一連のプリセット画像設定を適用し、利用可能なソフトキー制御を変更する。ユーザがパルス波走査をフリーズすると、システムソフトウェアは撮像ソフトキー制御をPWD画像の機能を測定するための制御、およびフレームを検査しループを再生するための制御に置き換える。

【0372】

ゲインノブの中央にあるアクティブボタンは、いずれのアクティブモード用の撮像制御セットを表示するかを制御する。PWDモードでは、これらは2Dモードとスペクトルモードの制御である。現在選択されている制御セットは、ソフトキーの上に青色で表示される。別の制御セットを選択するには、アクティブボタンを押す。PWDモードに対する特定のトラックボールの応答パルス波ドブラモードを選択すると、システムソフトウェアは自動的に超音波カーソルとサンプル容量ゲート(SVG)を選択し、トラックボールを動かすと超音波カーソルとSVG位置が制御される。左エンターキーを押すと、超音波カーソルとSVGが所定の位置に設定される。カーソルキーを押すと、PWDモードのときの超音波カーソルとSVGが選択される。

【0373】

システムソフトウェアは、スペクトルドブラモード用の掃飛速度をユーザに選択させる。速度が遅いと経時的に波形が多くなるが、細部は細かくなる。中程度の速度は通常の使用に適している。速い速度では、経時的に少ない波形が表示されるが、詳細は表示される。時系列ウィンドウの上部に沿った目盛りの間隔は、掃飛速度を示す。大きな目盛りは、それぞれ1秒を表す。画像がフリーズしている場合、ユーザは設定を変更できない。掃飛速度ソフトキーは、時系列ウィンドウ上でいかに速くタイムラインを走査するかを設定する。掃飛速度を設定するには、掃飛速度ソフトキーを押して遅、中、または速を選択する。

【0374】

時系列ウィンドウは、流速をcm/sまたはkHzで表示する。カーソルの角度が70°以下であれば、ユーザはいつでも単位を変更できる。速度表示単位を変更するには、出力単位ソフトキーを押す。ソフトキーを押すと、cm/sとkHzとの間で切り替わる。

【0375】

パルス繰返し周波数はディスプレイの速度の範囲を定義する。これはスケールとして現れる。PRFの最大値(Hz)は、特定のプローブとサンプル容量の位置によって異なる。PRFは、エイリアシングを防ぐために十分に高く設定し、遅い血流を適切に検出するために十分に低く設定すべきである。血流の速度によって、または病理が存在するときには、検査中にPRFを変える必要がある可能性がある。エイリアシングは、ユーザが観測している頻度がサンプルレートの半分を超えると発生する。血液がパルス繰返し数よりも速く動いている場合、ディスプレイ上の波形は、ベースラインのエイリアスまたはラップアラウンドになる。ユーザは、この設定を、ライブ画像を表示しているときにのみ変更でき、画像がフリーズしているときはできない。システムソフトウェアは、最大PRF値がその限界を超えないのを確実にするために、ユーザが関心領域を移動したときにPRF値を自動的に変更してもよい。PRF値を調整するには、スケールキーを使用する。時系列ウィンドウの左側の速度(cm/s)スケールは、スケール設定に応じて変わり、PRF値は走査特性画面に表示される。各クリックのインクリメント値は現在の範囲によって異なる。例えば、スケールの設定が4000の場合、ユーザが上または下のソフトキーを押すたびに、選択した値が低いまたは高い範囲になるまで、システムソフトウェアはその値から500Hzを加算または減算する。また、PRFを大きくすると、熱的指標(TI)値も大きくなる。トリプレックス走査のみでは、PRF値は2Dモード(カラードブラ)の設定に関連付けられている。ユーザが一方のモードでPRF値を変更すると、システムソフトウェアはまた、もう一方のモードでPRF値を変更する。これは、ユーザが同時モードと非同時モードのどちらで走査しているかによって異なる。これは更新キーで制御される。

10

20

【0376】

ドブラシステムは、ディスプレイから不要な低周波の高強度信号(クラッタとして知られている)を除去するためにウォールフィルタ(ハイパス周波数フィルタ)を使用する。クラッタは、組織の動きやプローブの急激な動きによって発生し得る。ウォールフィルタの設定を大きくすると、低速の組織の動きの表示が減少する。ウォールフィルタの設定を下げると、より多くの情報が表示されるが、より多くの壁組織の動きが表示される。

【0377】

クラッタを除去するのに十分高いがベースラインの近くに情報を表示するのに十分低いウォールフィルタ設定を使用する。ウォールフィルタの値を調整するには、フィルタソフトキーを使用する。ウォールフィルタの範囲はPRFの1%から25%なので、スケールキーでPRFを変更すると、ウォールフィルタの範囲と、フィルタソフトキーの設定を変更するインクリメントも変更される。各クリックのインクリメント値は現在の範囲によって異なる。例えば、ウォールフィルタの範囲が1000Hzの場合、ユーザがフィルタソフトキーをクリックするたびに、システムソフトウェアはフィルタ値に100Hzを加算または減算する。

30

【0378】

スペクトルドブラを使用する場合、ユーザは流れに対するドブラ角度(超音波ビームの軸と血液が流れる平面との間の角度)に注意すべきである。超音波ビームが流れに対して垂直の場合(流れに対して90°の角度)、流れが正常であっても、存在なしまたは混乱のカラーパターンが表示される。有用なスペクトルドブラ情報を得るためには、適切な流れに対するドブラ角度が必要である。ほとんどの場合、ドブラビームが流れにより平行に近いほど(流れに対する角度が小さいほど)、受信信号はよくなる。60°未満の角度は、最高の質のスペクトルドブラを提供する。電子ステアリングは、流れがドブラビームに対して角度が狭い場合に役立つ。しかし、流れに対するドブラ角度を改善するためにプローブの一方の端または他方の端を押すことも頻繁に必要である。電子ステアリングは、フラットリニアアレイプローブ(4V2Aおよび15L4)で利用できる。湾曲した線形プローブは電子ステアリングが不可能であり、臨床的状况に応じて、ユーザがプローブの1つの隅を押し下げて流れに対して適切な角度を得ることを必要とし得る。ステアリング角は速度スケールの較正に直接影響しない。異なるステアリング角を選択するために、ユー

40

50

ザは所望の角度を得るためのステアリングキーを押す。ユーザはライブ画像を見るときにこの制御を使用できる。画像がフリーズしている場合、ユーザは設定を変更できない。

【0379】

正確な速度を得るために、ユーザは60度以下のドブラ角を維持しなければならない。流れに対するドブラ角度を改善するために、プローブの一方の端またはもう一方の端を押す必要があることがよくある。携帯型超音波システムでは、センチメートル／秒の単位での速度表示は、+70°～-70°の補正角度範囲でのみ表示される。70°を超える角度では、速度計算の誤差が大きすぎ、速度スケールは補正角度とは無関係に周波数(kHz)に変換される。参考のために、流れる方向のインジケータはまだウィンドウに表示されている。補正角度を調整するには、CAソフトキーを押して角度を増減する。角度の設定は、撮像ウィンドウの画像情報セクションの深度スケールの右側に表示される。補正角度を0または60°に設定するには、CA+/__60ソフトキーまたはステアリング0ソフトキーを押す。CA+/__60ソフトキーで補正角度を-60°と+60°の間で切り替え、ステアリング0ソフトキーで角度を0°に設定する。

10

【0380】

ユーザはパルスドブラ波形を反転することができる。ドプラスケールは、スペクトル表示の幅を横切るゼロベースラインによって分離されている。ベースラインより上のデータは順方向の流れとして分類される。ベースラインより下のデータは逆方向の流れとして分類される。波形が反転すると、逆方向の流れがベースラインの上に表示され、順方向の流れがベースラインの下に表示される。波形を反転するには、ユーザは反転ソフトキーを押す。ユーザはライブ画像を見るときにのみこの制御を使用できる。画像がフリーズしている場合、ユーザはこの設定を変更できない。

20

【0381】

2D画像ディスプレイで超音波カーソルを調整するには、カーソルキーを押し、トラックボールを使ってカーソルを移動し、左エンターキーを押してカーソルを所定の位置に固定する。

【0382】

サンプル容量サイズ制御は、検査されているドブラ領域のサイズを調整する。値が小さいほど、流速の計算に使用されるサンプルサイズは狭くなる。サンプル容量は、2本の平行線として超音波カーソルに沿って表示される。2本の平行線の間の距離は、ミリメートル単位のサンプル容量のサイズである。サンプル容量(SV)サイズを調整するには、SVサイズソフトキーを押す。SVサイズはソフトキーと撮像ウィンドウの深度スケールの右側の画像情報領域に表示される。ユーザは0.5～20mmの値を(0.5mm刻みで)設定できる。

30

【0383】

サンプル容量の位置を調整するには、カーソルキーを使用してそれを選択してから、トラックボールまたはタッチパッドを使用して所望の場所にそれを移動する。固定するには、左エンターキーを押す。

【0384】

ユーザはライブ画像を見るときにのみこの制御を使用できる。画像がフリーズしていると、ユーザはサンプル容量を調整できない。サンプル容量の深さ位置を変更すると、熱的指標(TI)値に影響する。

40

【0385】

サンプル容量インジケータは、ユーザが2D走査モードで走査を開始し、サンプル容量の位置を設定し、スペクトルドブラモードに切り替えることを可能にする。サンプル容量が所定の位置に固定される。CDモードで走査すると、この手順はトリプレックスモードに切り替わる(ユーザライセンスによって有効になっている場合)。サンプル容量を特定するには、2Dウィンドウでカーソルキーを押してから、トラックボールを使ってゲート位置を設定する。

【0386】

50

PWゲイン設定（2Dゲイン設定ではない）は、時系列表示の戻り信号（ライブまたは再生）の増幅を増減する。スペクトル波形が明るくなるようにゲインを調整すべきであるが、高すぎないようにして、シストリックウィンドウが埋まること、または他のアーティファクトが発生することがないようにする。PWDゲインを調整するには、ゲインノブを使用する。スペクトルがソフトキー表示の上に表示されていることを確認する。ユーザは再生中のライブ画像または保存されたループのゲインを調整できる。ユーザは、フリーズ画像や一時停止ループのゲインを調整することはできない。

【0387】

ノイズ除去は、低レベルの戻り信号の除去を制御する。除去を増やすと、画像の背景が暗くなる。ソフトキーの数字は、ノイズ除去のレベルを示す。ノイズ除去を調整するには、除去ソフトキーを使用する。ソフトキーの数字は、ノイズ除去のレベルを示す。

10

【0388】

更新キーで、ユーザはスペクトルドブラ走査データ（時系列ウィンドウに表示）を取得しながら、解剖学的構造（2Dウィンドウに表示）の走査を続行するかどうかを選択する。更新を選択すると、キーが青色に点灯し、システムソフトウェアはスペクトルドブラデータを取得しながら2D走査を継続的に更新する。選択されていない場合、キーは白色に点灯し、システムソフトウェアはスペクトルドブラデータを取得している間、2Dデータをフリーズする。ほとんどの検査でこのキーのデフォルト設定が選択されている（2Dおよびスペクトルドブラデータの連続走査）。ユーザが更新キーを選択解除すると（しかし走査をフリーズしないと）、ユーザは2D画像制御の一部を調整することができない。2Dウィンドウをライブとフリーズとの間で切り替えるには、更新キーを押す。

20

【0389】

ユーザがカラーモードを選択すると、システムソフトウェアはソフトキーとカラーモード用のゲインノブメニューを表示する。ゲインノブの中央にあるアクティブボタンは、いずれの撮像制御セットを表示するかを制御する。カラーモードでは、これらは2Dモードとカラーモードの制御である。カラーモードを選択すると、システムソフトウェアは自動的にROI位置（ROI Pos）を選択し、トラックボールを動かすと位置が変わる。トラックボールの上にある選択キーをクリックすると、制御がROIサイズに変わる。トラックボールを転がすと、ROIが縮小または拡大する。ROIが正しい位置にあり、正しいサイズになったら、左エンターキーをクリックしてROIを設定する。カーソルキーを押すと超音波カーソルが選択され、トラックボールがカーソル位置を制御する。

30

【0390】

走査領域のサイズ（関心領域（ROI）とも呼ばれる）は、フレームレートに影響を与える主な制御キーのうちの1つである。走査領域が小さいほど、フレームレートは速くなる。走査領域が大きいほど、フレームレートは遅くなる。ユーザは、選択キーを押して、ROIを新しい位置に移動し、左エンターキーを押して固定することで、走査領域を移動できる。選択キーを2回押すことで、ROIサイズが選択され、ユーザが、そのサイズ変更および形状変更を、図67に示すようにトラックボールを使用しながらあるいはタッチ操作によって行う。画像がフリーズしている場合、ユーザはROIを移動またはサイズ変更することができない。関心領域を移動するには、以下のステップを完了させる。

40

1. 選択キーを押してROIを選択する。カーソルが消え、ROI Posがソフトキーの上に青色で表示される。
2. トラックボールを使ってROIを移動する。
3. 左エンターキーを押す。

【0391】

関心領域のサイズを調整するには、以下のステップを完了させる。

1. 選択キーを2回押して、ROIを選択する。カーソルが消え、ROIの輪郭が点線になり、ROIサイズがソフトキーの上に青色で表示される。
2. トラックボールを使ってROIのサイズを変更する。

【0392】

50

システムソフトウェアは、ユーザが関心領域を移動するときに自動的に P R F 値を調整して、最大 P R F が新しい深度を超えないのを確実にすることができる。パルス繰返し周波数はディスプレイの速度の範囲を定義する。これはスケールとして現れる。P R F の最大値 (k H z) は、特定のプローブと関心領域の位置によって異なる。P R F は、エイリアシングを防ぐために十分に高く設定し、低い流れを適切に検出するのに十分に低く設定すべきである。血流の速度によって、または病理が存在する場合には、検査中に P R F を変える必要がある可能性がある。エイリアシングは、ユーザが観測している頻度がサンプルレートの半分を超えると発生する。血液がパルス繰返し数よりも速く動いている場合、ドブラ表示はベースラインのエイリアスまたはラップアラウンドになる。P R F を高く設定しすぎると、低い流速による低い周波数シフトが表示されないことがある。P R F が増加すると、エイリアシングなしで表示できる最大ドブラシフトも増加する。ユーザはライブ画像を見るときにのみこの制御を使用できる。画像がフリーズしているとき、ユーザは P R F を変更することができない。

10

【0393】

P R F 値を調整するには、スケールキーを使用する。各クリックのインクリメント値は現在の範囲によって異なる。例えば、P R F 設定が 4. 0 k H z の場合、ユーザが右矢印または左矢印をクリックするたびに、システムソフトウェアは選択された値がより低いまたはより高い範囲に入るまで、その値から 5 0 0 H z を加算または減算する。また、P R F を大きくすると、熱的指標 (T I) の値が大きくなる。

【0394】

20

カラードブラでは、ユーザはカラースケールを反転できる。通常、赤い色は正の周波数シフト (プローブに向かって流れる) に割り当てられ、青は負の周波数シフト (プローブから離れる方向に流れる) に割り当てられる。この色の割り当ては、反転ソフトキーを押すことで逆転できる。プローブに向かう流れには常にカラーバーの上半分の色が割り当てられ、プローブから離れる方向の流れにはカラーバーの下半分の色が割り当てられる。ユーザが反転ソフトキーを押すと、カラードブラ参照バーと関心領域内の走査データの色がどちらも反転する。

【0395】

例えば、内頸動脈 (I C A) を走査するときに反転を使用できる。一般に、この血管内の流れはプローブから離れる。反転が有効になっていると、I C A の流れは赤の色合いで表示される。カラーバーは、上半分に青の色合いを、下半分に赤の色合いを表示する。

30

【0396】

ドブラシステムは、ディスプレイから不要な低周波、高強度の信号 (クラッタとしても知られる) を除去するためにウォールフィルタ (ハイパス周波数フィルタ) を使用する。クラッタは、組織の動きやプローブの急激な動きによって発生し得る。ウォールフィルタの設定を上げると、低速の組織の動きの表示が減少する。ウォールフィルタの設定を下げると、より多くの情報が表示される。しかし、より多くの壁組織の動きもまた表示される。ウォールフィルタの設定は、組織や壁の動きによるカラードブラフラッシュアーティファクトが表示されないのを確実にするように十分に高く設定すべきであるが、遅い流れを表示するのに十分に低く設定すべきである。ウォールフィルタの設定が高すぎると、遅い流れが見られない場合がある。組織の動きが著しい場合や、カラードブラモードで走査中にプローブを素早く動かす場合は、アプリケーションのウォールフィルタ設定をより高く設定する。小さな部分や流れは遅いが組織の動きがそれほど多くない場合は、ウォールフィルタ設定をより低く設定する。クラッタを除去するのに十分高いがベースラインの近くにドブラ情報を表示するのに十分低いウォールフィルタ設定を使用する。ウォールフィルタの値を調整するには、フィルタソフトキーを使用する。現在の値は、ソフトキーと撮像ウィンドウの画像情報領域に (「W F」に続く数字として) 表示される。ウォールフィルタの範囲はスケール値の 1 % から 5 0 % である。

40

【0397】

カラーゲインは血管内の不適切な色の塗りつぶしを補正するために増加させることがで

50

き、血管外の許容できない量の色を補正するために減少させることができる。ユーザは、再生または表示されている戻り信号の増幅を増減させるためにカラーゲインを調整することができる。2Dゲインの場合のように、カラーゲインの走査特性リストにインジケータはない。カラーゲインを変更するには、ゲインノブを左（減少）または右（増加）に回す。

【0398】

画像のカラー優先順位は、明るいエコーの上に表示される色の量を定義し、血管壁内の色を制限するのに役立つ。カラー優先順位は、色の情報が2D情報を上書きするレベルに影響する。ユーザがかなり大きな2Dの明るさの領域でより多くの流れを見なければならぬ場合は、カラー優先順位を上げる。血管内の流れの表示ををよりよく含むには、カラー優先順位を下げる。カラー優先順位がゼロに設定されている場合、色は表示されない。カラー優先順位を変更するには、優先順位ソフトキーを使用する。現在のカラー優先順位設定がソフトキーディスプレイに表示される。

10

【0399】

カラー持続性設定は、フレーム間で平均化される量を判定する。持続性を増加させると、流れの表示が2D画像上に持続するようになる。持続性を減少させることが、短期間のジェットにより良い検出を可能にし、より良い流れ／流れなしの評価の基礎を提供する。また、カラー持続性を調整すると、血管の輪郭描写の向上をもたらす。カラー持続性を変更するには、持続ソフトキーを使用する。現在のカラー持続性設定がソフトキーディスプレイに表示される。

20

【0400】

カラーベースライン調整は通常不要である。ベースラインとは、カラードブラ画像内のゼロベースラインを示す。これを調整するには、ベースラインを下に移動してより積極的な流れを表示し（順方向）、ベースラインを上を移動してより負の流れを表示する（逆方向）。この調整は、どちらの方向へのエイリアシングを防ぐためにも使用できる。カラーベースラインを移動するには、ベースラインキーを使用する。ベースラインの現在の設定は、カラードブラ参照バーに表示される。ユーザは、カラー参照バーに対するユーザの変更の影響が見る。バーが可視でない場合は、セットアップ>全般>参照バーを選択して画像表示に追加する。

【0401】

マップソフトキーは、カラードブラデータを表示するために5つのカラーマップのうちの1つを選択する。ユーザは、検査を選択してからカラーマップを選択することにより、検査ごとに独立してカラーマップを設定できる。ユーザが異なる検査を選択すると、システムソフトウェアは選択された検査のカラーマップをロードする。カラーマップにはAからEが設計されている。一部のマップは他のマップよりも多くの色を使用し、一部は他のものより滑らかな勾配を表示する。カラーマップを選択するには、マップソフトキーを使用する。現在のマップの文字がソフトキー表示に表示される。

30

【0402】

トリプレックス走査モードは、パルス波ドブラ走査とカラードブラ走査を組み合わせたものである。トリプレックス走査を作動するには、カラードブラモードを選択してから、コンソールのPWキーを押す。トリプレックス走査のみではPRF値は2Dモード（カラードブラ）の設定に関連付けられている。ユーザが一方のモードでPRF値を変更すると、システムソフトウェアはもう一方のモードでもPRF値を変更する。これは、ユーザが同時モードと非同時モードのどちらで走査しているかによって異なる。これは、更新コンソールキーによって制御される。トリプレックス走査の画像制御を調整するには、まず2D走査モードの画像制御を調整してからカラードブラウィンドウに移動し、カーソルキーを押してPWD超音波カーソルとサンプル容量の位置を選択する。トリプレックスで走査すると、2D画像制御の中には調整できないものがあるため、ユーザは2Dモードで画像制御を調整する必要がある。ユーザはライブ走査中にのみこれらの画像制御を調整できる。ユーザが走査をフリーズすると、システムソフトウェアはソフトキーを別のセットに置

40

50

き換えて印刷し、走査画像に注釈や測定値を作成する。アプリケーションは、P W Dの時系列ウィンドウを2 D画像に追加する。

【0403】

トリプレックスモードで走査すると、ユーザは関心領域を移動したり、サイズを調整したり、距離ゲートを移動したりすることができる。関心領域を移動するには、以下のステップを完了させる。

1. 選択キーを押してR O Iを選択する。
2. トラックボールを使ってR O Iを移動する。
3. 左エンターキーを押す。

【0404】

トリプレックス走査の場合は、P Wソフトキーを使用できる。画像情報ディスプレイには、トリプレックスモードで2つのP R F値が表示される。システムソフトウェアは、カラーP R FをP W D P R Fの整数分の1 ($1/2$ 、 $1/3$ 、 $1/4$ など) に設定する。ユーザがあるモードでP R F値を変更すると、システムソフトウェアはその他のP R F設定も変更する。ユーザは、2 DおよびP W D走査用にウォールフィルタを個別に設定できる。ゲインノブの中央にあるアクティブボタンは、いずれのアクティブモード用の撮像制御セットを表示するのかを制御する。トリプレックスモードでは、それらは2 D、スペクトル、カラーモードのための制御である。現在選択されている制御セットは、ソフトキーの上に青色で表示される。別の制御セットを選択するには、アクティブボタンを押す。

【0405】

超音波画像を伴う測定は、主治医が利用可能な他の臨床手順を補足する。測定の精度はシステムソフトウェアと医療プロトコルの適切な使用によって判定される。ユーザが走査をフリーズすると、システムソフトウェアは使用可能なソフトキー制御のセットを変更し、キャリパーキーを有効にする。キャリパーキーを押すと、測定の制御が有効になる。キャリパーキーを繰り返し押すと、距離、トレース、楕円の測定オプションを循環する。ユーザが画像を保存すると、すべての測定値がその画像と共に保存される。

【0406】

分割画面モードを使用する場合、ユーザは両方の画面で測定を行うこともできる。測定の完全なセットを取得するために、ユーザは頻繁に複数の走査を取得しなければならない。ユーザは、測定値を失うことなく、検査に必要な数の走査と測定を行うことができる。ユーザが別の検査を選択し、別の走査モードを選択し、別の患者をロードし、削除ソフトキーを押し、全消去ソフトキーを押すまで、測定は撮像ウィンドウに残る。

【0407】

例示的な携帯型超音波システムにおける測定結果の表示のためのデフォルト位置は、画像の左上である。結果を画像の一番下に移動するには、結果ソフトキーを押す（測定ツールがアクティブのときに有効）。ユーザは、セットアップ／測定ウィンドウの結果表示位置ラジオボタンを使用して、デフォルトの位置を画像の下部に変更することもできる。

【0408】

ユーザが検査プリセットを選択すると、システムソフトウェアはデフォルトの測定セットを利用可能にする。デフォルトの設定は、サポートされているプローブによって異なる。ユーザは利用可能なリストにカスタム測定を追加することもできる。

【0409】

システムは、ユーザが選択したプリセットに合わせて調整された一連の測定をロードする。測定は計算キーを使って選択する。測定タイプを選択するには、計算キーを押して所望の測定をクリックする。

【0410】

ユーザが2 D走査をフリーズすると、システムソフトウェアはソフトキーと、2 Dモードでループを測定、印刷、および再生するためのゲインノブメニューを表示する。2 Dウィンドウの測定機能で、距離を測定できる、楕円形、円周および面積を測定できる、画像上の領域をトレースできる、分割画面測定ができる。

【0411】

一般に、ユーザは、測定メニューから自分が測定したいものを選択する。ユーザが面積などの特定の測定を選択した場合は、その測定で作動するソフトキーのみが使用可能である。

【0412】

2Dウィンドウ内の距離を測定するために、ユーザは以下のステップを完了する。

1. 画像がライブの場合は、フリーズキーを押す。画像がフリーズし、ソフトキー制御が変わる。

2. キャリパーキーを押す。

3. 詳細な領域を正確に測定するには、ズーム機能を使用して2D走査の領域を拡大する。

4. キャリパーキーを押す。

5. ユーザが測定を開始したい場所をクリックし、ターゲットのカーソルを移動して、ユーザが測定を終了したい場所をクリックする。

6. システムソフトウェアは、結果を2Dウィンドウの左上隅に表示する。

【0413】

ユーザに測定値が見ない場合は、ユーザがセットアップキーを押してから全般>測定値の順に選択する。画像上で同じ種類の測定を複数回行うには、適切なソフトキーをもう一度押してから、追加の測定を行う。キャリパーキーを使用して一連の2D測定を実行するとき、ユーザはセットアップ/測定ウィンドウのキャリパーアクティブ保持ボックスをチェックすることによってキャリパーをアクティブにしておくことができる。このボックスをチェックすると、ユーザがキャリパー測定の終点を設定したときに新しいキャリパーカーソルが表示される。ユーザが測定を終了したら、ユーザは画像を保存し、次にフリーズキーを押してキャリパー測定をオフにする。

【0414】

図68に示すように、ユーザは楕円ソフトキーまたはトレースソフトキーを使用して、画像上の円周を測定できる。楕円形の面積を測定するには、楕円ソフトキーを使用する。不規則な形状の面積を測定するには、トレースソフトキーを使用する。狭い領域を測定するには、ユーザの測定の前にズーム機能を使用する。

【0415】

楕円ツールを使用して楕円形の面積を測定するには、以下のステップを完了させる。

1. 画像がライブの場合は、フリーズキーを押す。画像がフリーズし、ソフトキー制御が変わる。

2. キャリパーキーを押す。

3. 計算キーを押す。測定メニューが開く。

4. 測定メニューで測定タイプクリックして選択する。ユーザが測定メニューから周を選択すると、楕円ツールが自動的に起動される。

5. ユーザが測定したい領域の一方の端にターゲットカーソルを位置決めし、クリックする。

6. 所望の領域のもう一方の端にターゲットカーソルを移動して、クリックする。システムソフトウェアは緑色の線を表示し、画像の上部に周または面積の値を表示する。

7. 楕円のもう一方の軸を調整するには、選択キーを押して軸をハイライトし（ソフトキー表示の上）、トラックボールを使用して楕円の幅を調整する。

8. 測定が正しければ、左エンターキーを押してロックする。ユーザはロックした後で測定値を変更することはできない。今やユーザは、ロックした測定値を削除せずに別の測定を実行できる。

9. 測定値を記憶するには、記憶キーを押す。画像はすべての測定値と共に保存される。

【0416】

システムソフトウェアは、ユーザが任意の形状の輪郭をトレースすることによって、ま

10

20

30

40

50

た画像上の図69に示される腫瘍として面積を測定することを可能にする。ユーザは楕円ツールを使用して面積を測定することもできる。ユーザはまた、トレースツールを使用して、輪郭をスケッチすることで不規則な形状をトレースすること、および形状の隅をクリックすることで多角形を描画することもできる。ユーザはこれらの方法を組み合わせて画像上の領域をトレースすることもできる。

【0417】

アウトラインをトレースするには、a. ユーザがクリックして測定を開始する。b. ユーザはトラックボールを使用して、ユーザがトレースしたい対象物の周囲にトレースカーソルをドラッグする。それからc. ユーザのトレースがほぼ完了したら、左エンターキーを押す。すると、ソフトウェアは現在のカーソル位置から開始点まで直線を引くことによってループを完了する。

10

【0418】

ユーザが左エンターキーを押すと、トレースが白くなり、編集できなくなる。ユーザが左エンターキーをクリックする前に、ユーザはカーソルの軌跡を逆にしてトレースの一部を削除できる。

【0419】

5. 未完了のトレースを編集するには、

a. 選択キーを押して、ソフトキー表示の上にある消去がハイライトされるようにする。

b. トラックボールを使用して、トレースの不要部分を最新のものから開始時のものに向かって消去する。

20

c. トレースの不要な部分がすべて消去されたら、もう一度選択キーを押して、描画がソフトキー表示の上にハイライトされるようにする。

d. トラックボールを使ってトレースを終了する。

e. 左エンターキーを押してトレースを完了する。

【0420】

分割画面モードで測定する場合、両方の画面に測定値が含まれていても、すべての測定値が単一のリストに表示される。ユーザは、いずれかの画面でも両画面でも測定できる。分割画面で交互に測定を行うには、ユーザはライブ撮像に戻るを無効にする必要がある。

1. セットアップキーを押す。

30

2. 表示タブをクリックする。

3. 切り替えアクティブな画面でライブ撮像に戻るをクリックして、ボックスにチェックを入れない。

【0421】

これにより、ユーザは一方の画面で測定を行い、もう一方の画面に切り替えてそこで測定を行い、その後最初の画面に戻って追加の測定を行うことができる。セットアップ/表示ウィンドウのボックスがチェックされている場合は、最初の画面に戻るとそれがライブに戻り、すべての測定値が消去される。両画面で測定を行うには、

1. 前述のように、ライブ撮像に戻るを無効にする。

2. 一方の画面に走査をフリーズする。

40

3. 切り替え画面ソフトキーを押す。

4. もう一方の画面で走査をフリーズする。

5. ユーザの必要なツールが表示されるまで、キャリパーキーを繰り返し押す。

6. 測定の始点をクリックする。

7. 測定の終点をクリックする。

8. 左エンターキーを押す。

【0422】

ユーザがMモード走査をフリーズすると、システムソフトウェアはMモードでループを測定、印刷、および再生するためのソフトキーとゲインノブメニューを表示する。Mモード走査の時系列ウィンドウで、ユーザは自分の心拍数(HR)と距離(時間に対する距離

50

〔TD〕とスロープの値を含む)を測定できる。Mモード時間連鎖ウィンドウで測定するために、次のステップを完了させる。

1. フリーズキーを押す。
2. ユーザが必要とする測定タイプが表示されるまで、キャリパーキーを押す。
3. ユーザが測定を開始したいターゲットカーソルをクリックする。
4. ターゲットのカーソルを移動して、所望の終了位置をクリックする。測定値が時系列ウィンドウの左上に表示される。

【0423】

ユーザがパルス波ドブラまたはトリプレックス走査をフリーズすると、システムソフトウェアはソフトキーを変更して測定、印刷、およびその他の機能を有効にする。

10

【0424】

ユーザは、CA (補正角度) ソフトキーと0/+-60ソフトキーを使用して、フリーズ走査の角度を調整できる。この機能はPWDタブの補正角度と同じように機能する。ユーザがスペクトル測定セットに2D測定を追加した場合、ユーザはスペクトルドブラ撮像スクリーンで2D測定を実行することができる。スペクトルドブラ撮像画面で2D測定をするには、計算キーを押す。ユーザがスペクトル測定セットに追加した2D測定は、撮像画面の右上隅にある測定メニューに表示される。

【0425】

ユーザは、任意の数の心臓測定を行い、次いでレポートを生成することができる。システムソフトウェアは、2D画像表示ウィンドウ、Mモード時系列ウィンドウ、およびPWD/CW時系列ウィンドウの心臓の測定を提供する (図70を参照)。ユーザが2D画像表示ウィンドウで測定を行うと、測定値がウィンドウの左上に表示される。

20

【0426】

内膜中膜厚 (IMT) 測定は、動脈内壁の厚さを測定することによってアテローム性動脈硬化症を診断するのに有用である。頸動脈の内壁を測定するには、

1. システムにリニアプローブを接続する。
2. 2Dモードで、頸動脈プリセットを選択する。
3. 頸動脈を走査する。
4. 走査をフリーズする。
5. 計算キーを押す。測定メニューが表示される。
6. メニューから、IMTを選択する。画像上に緑色の四角形が表示される。
7. トラックボールを使って緑色の四角形を動かし、動脈の両方の壁をカバーする。必要に応じて、トラックボールを使用してボックスのサイズを変更できるようにするには、選択キーを押す。選択キーを1回押すと、水平方向のサイズ変更が可能になる。2回押すと垂直方向のサイズ変更ができる。ボックスの幅は、撮像ウィンドウの左上に表示される。ディスプレイが動脈の内壁を正しくトレースしない場合は、編集ソフトキーを押してから、画像上の適切な壁の位置をクリックする。
8. 壁ソフトキーを押して、前壁、後壁、またはその両方を選択する。測定値は撮像ウィンドウの左上に表示される。

30

【0427】

システムソフトウェアには、画像がフリーズされたときに測定メニューにて利用できる一般的に使用される測定のデフォルトのグループが含まれている。ユーザは、グループに測定を追加または削除したり、グループを作成または削除したりすることができる。

40

【0428】

次の表は、様々な走査モードで利用できる測定値を示している。

a. この計算はCWモードで利用可能である。時系列ウィンドウは、300 cm/sを含む速度範囲を表示する必要がある。これを実現するには、スケールソフトキーを使用する。

b. この計算はCWモードで利用可能である。時系列ウィンドウには、200 cm/sを含む速度範囲を表示する必要がある。これを実現するには、スケールソフトキーを使用

50

する。

【0429】

検査を選択すると、図71にて見るように、使用するプローブ、走査モードなど、走査する解剖学的構造に基づいて、多くの画像制御設定に、最適化されたプリセットがロードされる。検査プリセットは、検査に適した測定値も指定する。ユーザはこれらの最適化されたプリセットをそのまま使用することができ、あるいはユーザは特定の患者および特定の検査に対して必要に応じて画像制御設定のいずれかを調整することができる。ユーザは、特定の種類の検査用の画像制御設定のセットを記憶するための追加のプリセットを作成できる。カスタマイズされたプリセットは、ユーザが特定の超音波検査を実行するたびにユーザが変更しなければならない設定の数を最小限に抑えることができる。

10

【0430】

携帯型超音波システムは、サポートされているすべてのプローブ用に事前定義されたプリセットを提供する。複数のプローブモデルが同じ検査タイプをサポートしている場合があるが、プリセット画像制御設定は各プローブモデルに固有である。検査には、高、中、低周波数に使用される定義済みの画像制御設定が含まれている。ユーザがコンソールで周波数範囲を選択すると、システムソフトウェアはその周波数に最適化された他の検査設定をロードする。ユーザが異なる周波数を選択したとき、ユーザはプリセットを再ロードしたり、異なるプリセットをロードしたりする必要はない。システムソフトウェアは選択された周波数の設定を自動的に更新する。次の表は、各プローブで利用可能なプリセット検査の一覧である。

20

【0431】

例示的な携帯型超音波システムは、異なる解剖学的構造を走査するためのカスタマイズされた検査プリセットを提供する。ユーザがプリセットを選択すると、システムソフトウェアは、その解剖学的構造、選択された走査モード、および接続されているプローブに合わせてカスタマイズされた画像制御設定をロードする。プリセットを選択するには、ユーザはプリセットメニューからそれを選択し、クリックしてプリセットを強調表示してから左エンターキーを押す。ユーザが実行したい検査の種類に対応するプリセット名をユーザが見ない場合、ユーザはカスタムプリセットを作成できる。

【0432】

システムソフトウェアは、接続されているプローブでサポートされている検査のみを表示する。ユーザが任意のカスタム検査を作成すると、検査メニューの下部に表示される。

30

【0433】

提供された検査プリセットを使用することに加えて、ユーザはカスタムプリセットを作成することができる。カスタムプリセットには、プリセットイメージ制御設定に対するユーザ独自の変更が含まれる。その後、ユーザはカスタムプリセットをロードし、画像制御パラメータの設定をスキップできる。ユーザは、ユーザ固有の制御設定を含めるように任意のプリセットをカスタマイズできる。ユーザはシステムプリセットのデフォルト設定を変更できない。ただし、ユーザはシステムプリセットの画像制御設定を編集してから別の名前でそれを保存することができる。プリセットを作成したり、既存のカスタムプリセットを変更したりするには、ユーザは次のステップを完了させる。

40

1. ユーザが作成したいプリセットに近い設定を有するシステムプリセットまたはカスタムプリセットを選択する。
2. 必要に応じて画像制御設定を変更する。
3. プリセットキーを押す。
4. 設定の保存ソフトキーを押す。設定の保存ウィンドウが開く。これはプリセットのリストを含み、システムプリセットが一番上に、カスタムプリセットが一番下にある。
5. 名前フィールドにカスタムプリセットの名前を入力する。名前は最大16文字である。ユーザが既存のカスタムプリセットを変更している場合は、その名前がフィールドにあることを確認する。
6. 保存をクリックする。システムソフトウェアが画像制御設定を保存する。これで、

50

現在のプローブがコンピュータに接続されているときはいつでも、新しいプリセットを使用することができる。ユーザが別のプローブを接続した場合、この新しいプリセットは使用できない。

【0434】

画像とループは、適切な患者フォルダの検査ディレクトリに保存される。患者が走査に関連付けられていない場合、画像やループを保存することはできない。同じ日に保存された特定の患者のすべての画像とループは、後の画像が保存される前に患者ウィンドウの新規検査ボタンがクリックされない限り、同じ検査項目に保存される。1つの検査項目に、異なる日に保存された画像やループを含めることはできない。分割画面モードの場合、ユーザは分割画面の画像を（両方の画面を表示する単一フレームとして）保存できる。ユーザは分割画面の画像をループファイルとして保存できる。ユーザが実行すると、システムソフトウェアはアクティブ画面をイメージループとして保存し、もう一方の画面を単一フレームとして保存する。

【0435】

画像またはループを保存するには、次のステップを完了させる。

1. ライブ画像を表示している場合は、フリーズキーを押す。
2. 画像を記憶するには、記憶キーを押す。ユーザはコンピュータのキーボードでF8キーを押して画像を保存することもできる。
3. 画像ループを記憶するには、ライブ撮像中に記憶キーを押す（フリーズしていない）。
4. 保存した画像またはループを現在の検査のレポートに追加するには、画像またはループにカーソルを置き、右エンターキーを押してレポートに追加を選択する。
5. 画像またはループを削除するには、画像またはループにカーソルを置き、右エンターキーを押して削除を選択する。ユーザが検査のために患者情報をロードしなかった場合、ユーザは画像またはループを保存することができない。

【0436】

ユーザが画像またはループを保存すると、その画像のサムネイルが撮像ウィンドウの右側の領域に表示される。12以上の画像またはループが検査に含まれているとき、いくつかは隠される。それらを表示するには、サムネイル領域の下部にあるスクロール矢印をクリックする。上に再スクロールするには、サムネイル領域の上部にあるスクロール矢印をクリックする。現在の検査で保存された画像またはループをレビューするには、画像またはループのサムネイルをダブルクリックする。撮像ウィンドウにそれが表示される。

【0437】

ユーザは、患者ウィンドウの検査リストボタンを使用して保存された患者の検査項目を見つけることができる。以前に保存した検査項目を患者ウィンドウで見つけるには、

1. 患者キーを押す。
2. 患者ウィンドウで、検査リストボタンをクリックする。検査リストウィンドウが開き、保存されている検査項目のリストが表示される。
3. デフォルトはすべての検査項目を表示することである。特定の日または特定の日の範囲で行われた検査を見つけるには、検査日メニューをクリックし、今日、過去7日間、過去30日間、または期間内を選択する。ユーザが日付範囲内をクリックすると、ユーザが検査項目を表示する日付範囲を選択できるボックスが開く。
4. リストから希望の検査項目を見つけ、クリックして選択する。
5. レビューキーを押す。選択された検査項目は撮像ウィンドウにロードされる。

【0438】

ユーザは、検査項目、画像をCD、DVD、DICOMサーバ、USBドライブ、またはネットワーク上の別の場所にエクスポートできる。検査項目、画像、またはループをエクスポートすると、システムは各検査項目、画像、またはループに対して一意の名前のサブディレクトリを作成する。ユーザは、JPEG、BMP、またはAVI形式として、コンピュータのハードドライブまたは外付けドライブに画像をエクスポートできる。ユーザ

は、これらの形式のうちの1つによる画像を電子メールのメッセージに添付することもできる。システムソフトウェアで、A V I、ビットマップ、D I C O M、J P E Gなどの形式で、ユーザは外部メディアに画像またはループをエクスポートすることができる。ユーザは、画像を電子メールで送ったり、ファイルをループしたり、他のアプリケーションのグラフィックとして含めたりすることができる。ユーザがJ P E G形式を使用して画像を保存する場合、ユーザはデータ圧縮の影響に注意すべきである。デフォルトでは、システムソフトウェアは非可逆J P E G圧縮アルゴリズムを使用する。圧縮後、画像データの一部が消えている。表示したときに、圧縮された画像にJ P E G圧縮によるアーティファクトが示されることがある。アーティファクトはまた、ユーザが医療用表示ステーション上で画像を表示するかどうかを示してもよく、これによりユーザは画像をウィンドウ化し平準化することができる。画像の圧縮量を選択または予測することはできない。1回の走査で10対1の比率で圧縮し、もう1回の走査で5対1の比率で圧縮できる。医学的に重要な構造は、圧縮の量に関係なく、圧縮の結果として失われる可能性がある。さらに、圧縮すると、画像にアーティファクトが現れることがある。

10

【0439】

例示的な携帯型超音波システムは、生検などの医療処置を実行するのを助けることができる。生検を行うには、ユーザはプローブ、針、針ガイドキット、そしてブラケットが必要である。生検機能は選択したプローブにより使用できる。準備ステップすべてが完了し、ユーザが最近位置合わせを確認していたら、患者に生検を行う。システムソフトウェアは、生検または他の医療処置で使用される特定のプローブ、ブラケット、および針ゲージのガイドラインを表示する。

20

【0440】

携帯型超音波システムソフトウェアは、異なる物理的針ガイドと共に使用される2種類の針ガイドを提供する。針ガイドは、そのガイドをサポートするプローブが超音波システムに接続されている場合にのみ利用可能である。接続されたプローブに複数の針ガイドが利用できる場合、ユーザは選択されたガイドがプローブに取り付けられているハードウェアと一致することを確認する必要がある。面内ガイドは、標準の針ガイドハードウェアと連動する。これらのガイドは、適切なハードウェアが使用されているときの針の経路を示す2本の平行線である。横方向ガイドは、挿入の角度と深度を設定するためのクリップを含むガイドハードウェアが使用されるときに得られる深度を示す円である。針ガイドをオフにするには、下の針ガイドソフトキーを押す。ユーザが横方向針ガイドを使用していた場合、ユーザは下の針ガイドソフトキーを数回押す必要があり得る。

30

【0441】

携帯型超音波システムは、オンスクリーンの針ガイドを提供し、特定のプローブを使用すると、針の撮像が向上する。ユーザシステムが針エンハンスメントのライセンスを受けている場合、次の条件がすべて満たされると、システムは図72に示すように針画像を明るくする。その条件とは、2Dモードが選択されていること、プローブがシステムに接続されていること、患者プロファイルが選択されて、コンソールのNキーが押されていることである。

【0442】

Nキーを押すと、走査ウィンドウに広がった青い実線と青い点線が表示される。それは針エンハンスメントの限界をマークする。針の先がこれらの限界を超えると、限界を超える針画像の部分は明るくならない。点線はより急な針の挿入に適用される。針L t / R tと表示されたソフトキーは、左上から右下への角度付きの線と右上から左下への角度付きの線との間で切り替わる。針エンハンスメントが有効になっていると、撮像ウィンドウの右側の走査情報エリアにE N V (E n h a n c e d N e e d l e V i s u a l i z a t i o n用)の凡例が表示される。

40

【0443】

針画像エンハンスメントを有効にするには、コンソールのNキーを押す。

【0444】

50

面内針ガイドを使用して生検を行うには、次のステップを完了させる。

1. ライブ撮像を開始する。

2. 針ガイドソフトキーを押す。針ガイドラインが、警告メッセージと共に撮像ウィンドウに表示される。

【0445】

警告が閉じ、システムソフトウェアが針ガイドとターゲットインジケータを表示する。ガイドラインは、針が患者のどこに挿入されるべきかをユーザに示す。緑色のターゲットインジケータは、ガイドライン内で生検ターゲットの正確な位置に移動できる。ターゲットまでの距離値は、そのターゲットに到達するために針をどれだけ深く挿入する必要があるかを正確に示す。ガイドライン上の大きな目盛りは1 cm間隔であり、ガイドライン間の距離は1 cmに固定されている。

4. 緑色のターゲットインジケータがガイド内に表示されない場合は、ターゲットソフトキーを押す。システムソフトウェアは、画像の上部に「ターゲットまでの距離」の値を追加する。

5. トラックボールを使用してターゲットインジケータを正しい深さに移動する。ユーザはターゲットをガイドラインの外側に移動することはできない。

6. 生検を完了するために適切な医療プロトコルに従う。

【0446】

ターゲット距離はセンチメートル単位で測定され、クリップの下部から患者の皮膚までの距離（針ガイドラインの上部によって示される）と、緑色のターゲットインジケータの位置により示されるように、皮膚の線からターゲットまでの距離として計算される。ユーザが針を挿入するとき、それはガイドラインの中央の近くに配置されるべきである。針が線の外側に表示される場合は、ユーザが適切な針ガイドを選択したことを確認する。

【0447】

横方向針ガイドを使用して生検を行うには、次のステップを完了させる。

1. ライブ撮像を開始する。

2. 針ガイドソフトキーを押す。針ガイドラインが、警告メッセージと共に、撮像ウィンドウに表示される。

3. OKをクリックする。

4. ガイドの種類のソフトキーを押す。横方向針ガイド円が撮像ウィンドウの面内針ガイドに置き換わり、針ガイドソフトキーにガイドの識別情報が表示される。

5. ユーザがハードウェアガイドに取り付けたクリップのガイドとしてガイドが合っていない場合は、正しいガイドが表示されるまでガイドの種類のソフトキーを押す。

6. 生検を完了するために適切な医療プロトコルに従う。

【0448】

プローブと生検の取り付け部が正確に位置合わせされていること、および針の経路が指定された仕様の範囲内であることを確認するために、ユーザは定期的にシミュレーションテストを行うべきである。この試験を実施するために、ユーザは組み立てられた生検ブラケット、針ガイド、および水槽を有していなければならない。位置合わせを確認するには2Dを使用し、ズームツールは使用しない。ズームディスプレイに針ガイドは表示されない。

【0449】

プローブと生検の取り付け部の位置合わせを確認するには、次のステップを完了させる。

1. 針ガイドが可視でない場合は、針ガイドソフトキーを押す。生検ガイドが撮像ウィンドウに表示される。

2. ガイドの種類のソフトキーを押して、試験に使用する針ガイドを選択する。取り付けられたプローブに利用できるガイドは1つだけである。

3. ブラケット、針ガイドクリップ、およびゲージインサートピンを組み立てる。

4. 針をゲージ挿入ピンに挿入する。

5. 針を水槽に入れる。ユーザが水槽の側面や底面に確実に触れないようにする（針が

10

20

30

40

50

曲がって不正確な測定値が出る可能性がある)。

6. 2つのガイドラインの間に針がはっきりと表示されていることを確認する。

7. 生検ブラケットから針を外し、安全に針を処分する。

8. プロブから生検ブラケットを取り外す。

【0450】

システムソフトウェアは、ユーザが針ガイド（生検に使用される）および挿入グリッド（凍結切除または近接照射療法に使用される）の位置決めを微調整することを可能にする。ユーザが針ガイドを受け取ったとき、それらはすでに構成されており、角度および深さについて試験されている。角度は、X軸とY軸（針軸）の間の度数である。ミリメートルで示される深度は、生検針とガイド線が2D画像の垂直中心線と交差する点である。

10

【0451】

ユーザは、針ガイドエラー補正ダイアログボックスで、角度と深度の上限と下限をわずかに変更できる。ユーザがこれらの設定を変更すると、針ガイドラインに可視であり、システムによって保存され、ユーザが再度変更するまですべての生検に使用される。ユーザはこれらの範囲内で値を変更することができる。角度は -2° から 2° 、深度は -1 mm から 1 mm である。バイプレーナープロブ以外のプロブの針ガイドエラー補正值を変更するには、次のステップを完了させる。

1. セットアップキーを押す。

2. 表示タブをクリックする。セットアップ表示ウィンドウが開く。

3. 針ガイドセクションで、較正ボタンをクリックする。針ガイド較正ダイアログボックスが開く。

20

【0452】

ユーザは適用ボタンをクリックして、ダイアログボックスを閉じずにユーザ選択の効果を見られる。デフォルトボタンをクリックして、値を工場出荷時の値にリセットする。

1. 角度補正フィールドの横にある左右の矢印をクリックして、角度を1度または2度補正する。

2. 深度補正フィールドの横にある左右の矢印をクリックして、プラスまたはマイナス1ミリメートルだけ深度を補正する。

3. OKをクリックしてユーザエントリを保存し、ダイアログボックスを閉じる。

【0453】

D I C O M（医学におけるデジタル画像と通信）は、超音波走査などの医療画像の分布と表示を支援するためにNEMA（National Electrical Manufacturers Association）によって作成されたフォーマットである。ユーザがユーザ携帯型超音波システムにD I C O Mオプションをインストールしている場合、ユーザはD I C O Mファイルをサポートする他のアプリケーションが使用できるD I C O Mサーバに検査項目を送信し、D I C O Mワークリストを使用してD I C O Mサーバの患者の検査項目のアーカイブを検索し、患者情報セットを携帯型超音波システムにコピーしてシステム上の検査が正しい患者で識別されるようにする。

30

【0454】

ユーザが検査項目をD I C O Mサーバに送信すると、システムソフトウェアは検査項目をユーザコンピュータ上の一時的な場所に保存する。その後、検査項目はサーバに送信される。検査項目をD I C O Mサーバに送信するには、以下のステップを完了させる。

40

1. 検査項目をロードする（以前に保存されている場合）か、新しい走査を入手して保存する。

2. エクスポートソフトキーを押す。エクスポート選択ウィンドウが開く。

3. エクスポート行先 セクションで、D I C O Mサーバラジオボタンが選択されていることを確認する。

4. ユーザが送信したい検査項目の名前をクリックする。

5. エクスポートをクリックする。携帯型超音波システムアプリケーションは、構成されたD I C O Mサーバに検査項目を送信する。

50

【0455】

ユーザがCDまたはDVDに検査項目をエクスポートするとき、ユーザはディスク上のDICOMファイルのための視聴者を含めるオプションを有する。DICOMワークリストは、ネットワークサービスを使用してDICOMサーバに接続し、選択された基準を満たす患者情報セットのリストを生成する携帯型超音波システムソフトウェアの機能である。ワークリストは、セットアップ>DICOM>クエリウィンドウで設定されたパラメータに基づいて患者の記録を見つける。

【0456】

超音波検査の準備をするために、超音波技術者は患者の情報を含むパラメータを使用してワークリストを照会する。クエリは、基準を満たすすべての患者情報セットのワークリストを再実行する。超音波技術者がワークリスト上の患者の記録を選択すると、検査はその患者の情報に自動的に添付される（患者情報ウィンドウに選択した患者の情報が表示される）。また、技術者はワークリストを使用してDICOMサーバから患者情報を取得し、その情報を現在の検査に適用することもできる。ワークリストのクエリには、自動クエリと手動クエリという2種類が利用可能である。

10

【0457】

超音波システムの電源が入っていると、自動クエリが定期的に実行され、クエリウィンドウで設定された基準に一致する患者情報セットのリストが広範なクエリとして返される。例えば、現在の日に予定されている超音波検査のリストを返すように自動クエリを設定することができる。施設のスケジュール管理者は、患者の超音波検査をDICOMに入力する。スケジュールされた日付になると、ワークリスト自動クエリが患者情報を収集してワークリストに追加する。

20

【0458】

手動クエリは、2つの形式をとることができる。広範なクエリと患者ベースのクエリである。広範なクエリは、オプションウィンドウで選択されたパラメータを使用して、DICOMサーバ上のすべてのレコードを検索する。広範なクエリは、プリセットされたパラメータのグループである。それらはそのまま使用することも、様々なパラメータで変更することも、患者ベースのクエリに適用することもできる。

【0459】

患者ベースのクエリは、患者名、アクセッション番号、または患者IDを使用してレコードを検索する。それらは広範なクエリのパラメータにさらに制限することができる。

30

【0460】

ユーザは、すべての患者レコードを検索して基準に一致するすべての患者情報セットを返す広範なクエリ、または特定の患者の情報セットを検索する患者固有のクエリを作成できる。患者固有のクエリは、幅広いクエリと同じ基準を使用して、広範なクエリの基準と一部の患者固有のデータの両方に一致する情報セットのみを返すことができる。

【0461】

チェックボックスは、分割画面間の切り替えによってアクティブ画面をライブにするかどうかを制御する。ボックスのチェックが外れているときは、画面を切り替えると両方がフリーズしたままになる。フリーズキーを押すと、アクティブウィンドウがライブになる。もう一方の画面に切り替えて戻ると、両方の画面が再びフリーズする。このボックスがチェックされているときにウィンドウを切り替えると、フリーズキーを使って以前にフリーズされていてもアクティブウィンドウがライブになる。

40

【0462】

これらが選択されると、スペクトルドブラモードは通常時系列表示と2D表示の両方を同時に更新しながら開く。これがデフォルトであり、セットアップ表示ウィンドウの同時選択である。非同時を選択すると、2Dディスプレイがフリーズした状態でスペクトルドブラモードが開く。どちらのラジオボタンを選択しても、更新キーを押すと、2D表示がライブとフリーズとの間で切り替わる。

【0463】

50

このセクションには、ターゲットインジケータを表示または隠すチェックボックスと、針ガイド較正ウィンドウを開くボタンがある。針ガイド較正は、生検／医療処置オプションとのみ使用される。

【0464】

これらのラジオボタンは、撮像ウィンドウの2Dディスプレイと時系列ディスプレイの相対的なサイズを設定する。

- ・ S / L は、2D表示を時系列表示の半分の高さにする。
- ・ E q u a l は2Dディスプレイを時系列ディスプレイと同じ高さにする。
- ・ L / S は2D表示を時系列表示の高さの2倍にする。

これにより、走査ウィンドウに表示される熱的指標が選択される。T I S は軟組織指数である。そしてT I Bは骨指数である。T I Cは頭蓋指数である。

10

【0465】

このボックスがチェックされているときに、一方の分割画面の視界からもう一方の分割画面の視界に切り替えると、選択された視界がライブになる。このボックスがチェックされていないと、フリーズキーが押されるまで、一方の視界からもう一方の視界に切り替えるときに両方の視界がフリーズしたままになる。

【0466】

ユーザがセットアップキーを押してから測定タブをクリックすると、セットアップウィンドウで、ユーザはフリーズ画像の計算キーによってアクセスされるメニューに表示される測定値を選択できる。セットアップ測定ウィンドウには、測定カーソルのサイズ、産科測定値の計算に使用されるテーブル、および測定値を別の場所へ送信するために使用されるポートを選択するための制御も含まれている。容量計算係数の選択では、標準のPI / 6楕円体係数、またはカスタム値のいずれかを選択する。カスタム選択のデフォルトは0.479である。別の一般的に使用される値だが、ユーザは任意の値を入力できる。

20

【0467】

上記の装置および方法は、従来の超音波システムと共に使用することができる。好ましい実施形態は、本明細書に記載されるようなタッチスクリーン作動式タブレットディスプレイシステムにおいて使用される。ジェスチャを使用して撮像手順を制御することができるように、タッチ作動アイコンを使用することができる。

【0468】

本明細書に記載された動作は純粋に例示的であり、特定の順序を意味しないことに留意されたい。さらに、動作は、適切な場合には任意の順序で使用することができ、かつ／または部分的に使用することができる。例示的なフローチャートは、例示目的で本明細書に提供されており、方法の非限定的な例である。当業者は、例示的な方法が例示的なフローチャートに示されたものより多いまたは少ないステップを含み得ること、および例示的なフローチャートにおけるステップが示されたものとは異なる順序で実行され得ることを認識するであろう。

30

【0469】

例示的な実施形態を説明する際に、明確にするために特定の用語が使用される。説明のために、各特定の用語は、類似の目的を達成するために類似の方法で動作するすべての技術的および機能的等価物を少なくとも含むことを意図している。さらに、特定の例示的な実施形態が複数のシステム要素または方法ステップを含むいくつかの事例では、それらの要素またはステップは単一の要素またはステップと置き換えられてもよい。同様に、単一の要素またはステップは、同じ目的を果たす複数の要素またはステップと置き換えられてもよい。さらに、例示的な実施形態について様々な特性のパラメータが本明細書で特定される場合、特に指定のない限り、それらのパラメータは、1 / 20、1 / 10、1 / 5、1 / 3、1 / 2などによって、または四捨五入の近似によって上下に調整され得る。

40

【0470】

上記の例示的な実施形態を念頭に置いて、そのような実施形態は、コンピュータシステムに転送または記憶されたデータを含む様々なコンピュータ実施動作を使用できることを

50

理解されたい。そのような動作は、物理量の物理的動作を必要とするものである。必ずしもそうとは限らないが、通常、そのような量は、記憶、転送、結合、比較、および／または他の方法で操作することができる電気信号、磁気信号、および／または光信号の形をとる。

【0471】

さらに、例示的な実施形態の一部を形成する本明細書に記載されている動作のいずれもが有用な機械動作である。例示的な実施形態はまた、そのような動作を実行するための装置または器具に関する。器具は、要求される目的のために特別に構成することができ、あるいはコンピュータに記憶されたコンピュータプログラムによって選択的に起動または構成される汎用コンピュータ装置を組み込むことができる。特に、1つまたは複数のコンピュータ可読媒体に連結された1つまたは複数のプロセッサを使用する様々な汎用機械は、本明細書に開示された教示に従って書かれたコンピュータプログラムと共に使用することができるか、必要な動作を実行するためのより専門的な器具を構成するのにより便利であり得る。

10

【0472】

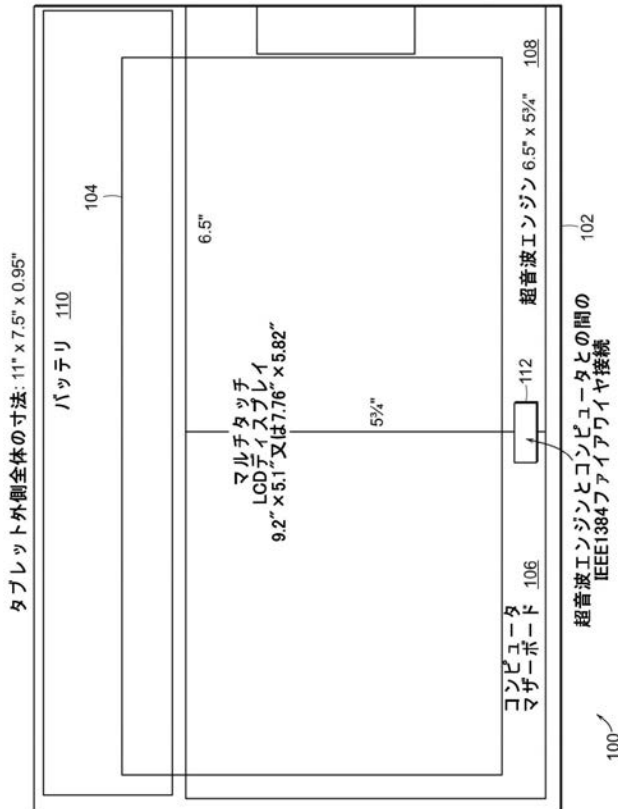
前述の説明は、本開示の特定の例示的な実施形態に向けられてきた。しかし、それらの関連する利点のいくつかまたはすべてを達成しながら、記載された実施形態に対して他の変形および修正がなされてもよいことは明らかであろう。さらに、本明細書で説明されている手順、プロセス、および／またはモジュールは、プログラム命令、ファームウェア、またはそれらの組み合わせを有するコンピュータ可読媒体として具現化されたハードウェア、ソフトウェアで実施することができる。例えば、本明細書に記載の1つまたは複数の機能は、メモリまたは他の記憶装置からプログラム命令を実行するプロセッサによって実行され得る。

20

【0473】

本明細書に開示された発明の概念から逸脱することなく、上述のシステムおよび方法に対する修正および変形がなされてもよいことが当業者によって理解されるであろう。したがって、本開示は、添付の特許請求の範囲の範囲および精神以外により限定されるものとみなされるべきではない。

【図 1 A】



【図 1 B】

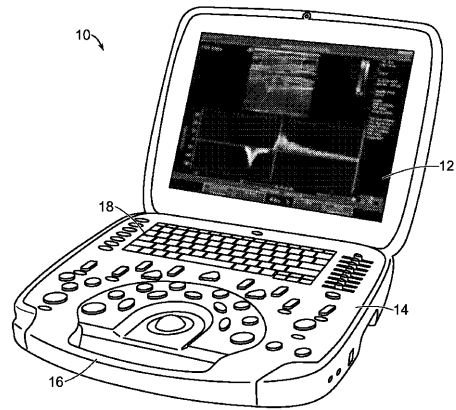
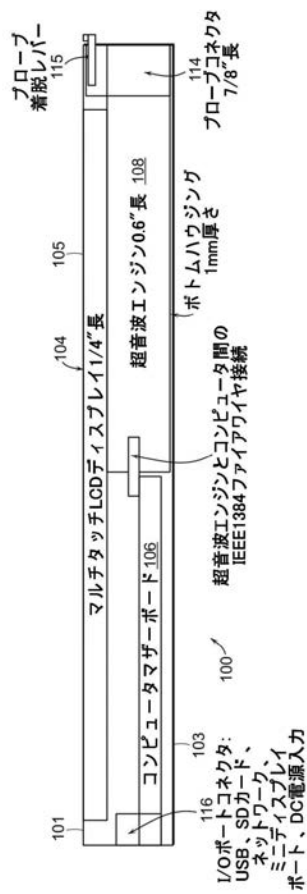
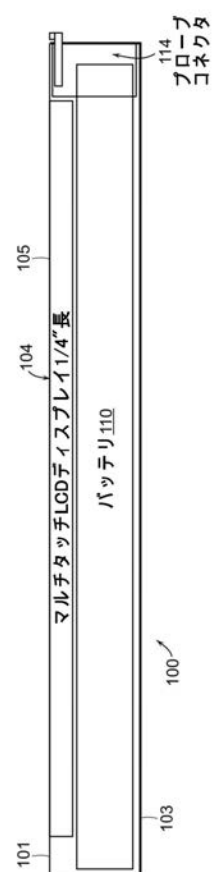


FIG. 1B

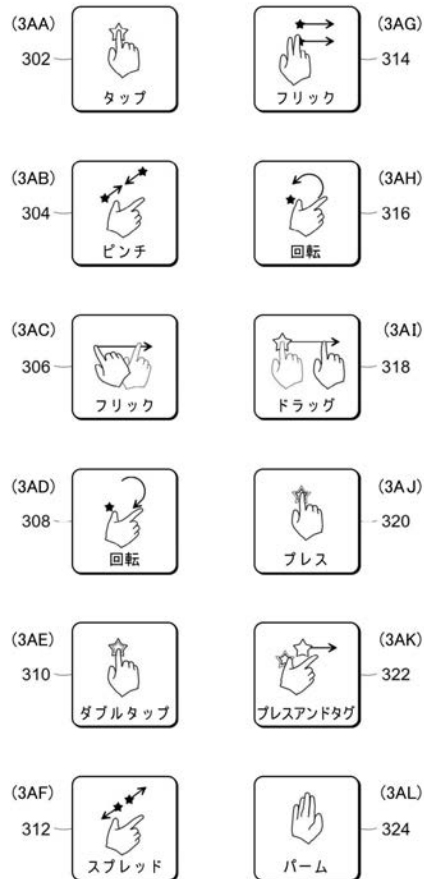
【図 2 A】



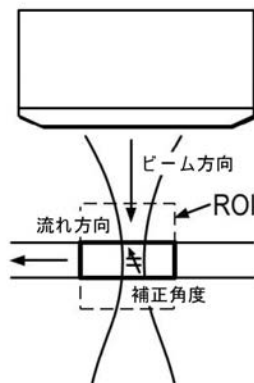
【図 2 B】



【図 3 A】



【図 3 C】



【図 3 D】

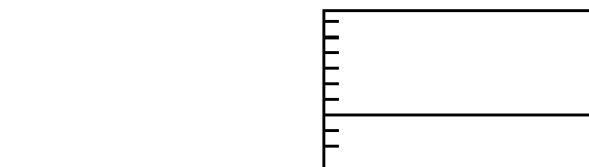
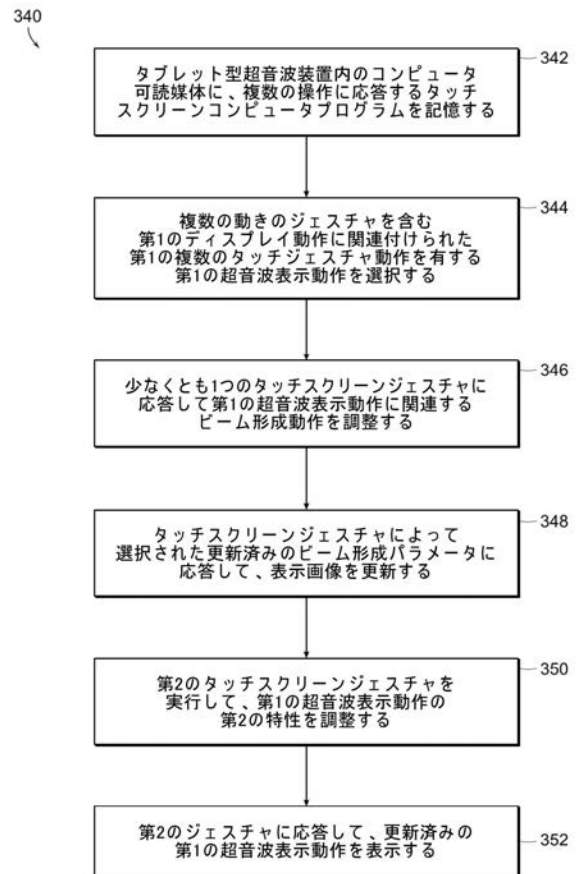
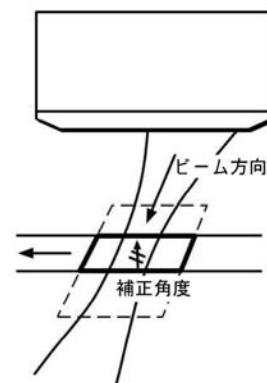


FIG. 3D

【図 3 B】



【図 3 E】



【図 3 F】

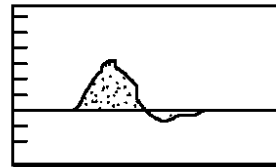
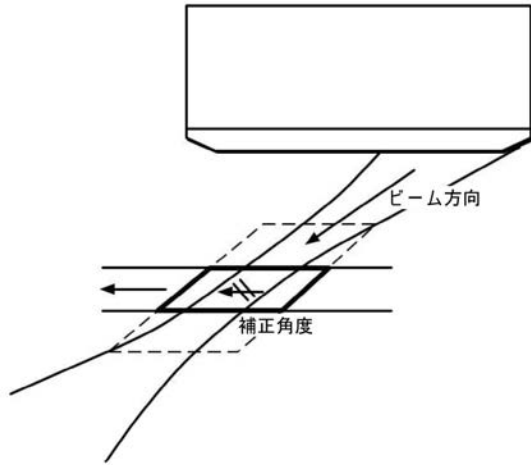


FIG. 3F

【図 3 G】



【図 3 H】

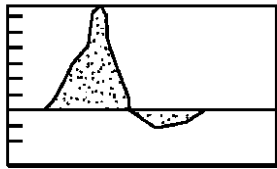
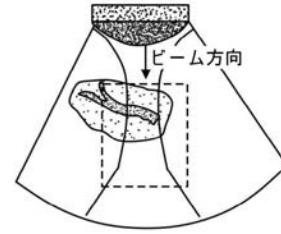
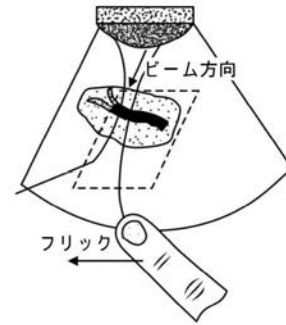


FIG. 3H

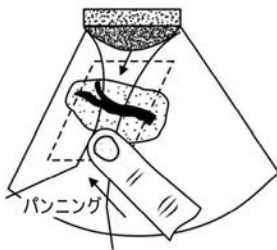
【図 3 I】



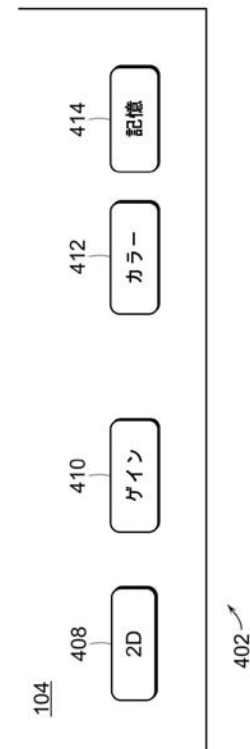
【図 3 J】



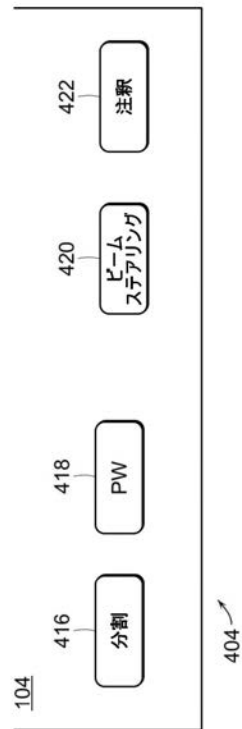
【図 3 K】



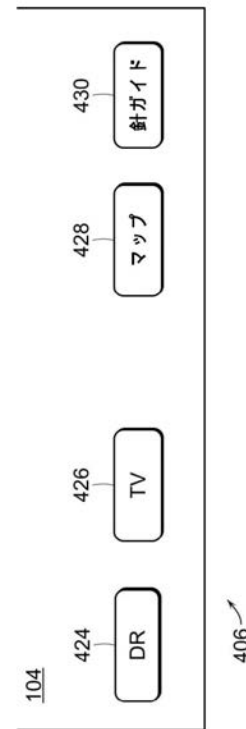
【図 4 A】



【図 4 B】



【図 4 C】



【図 5 A】

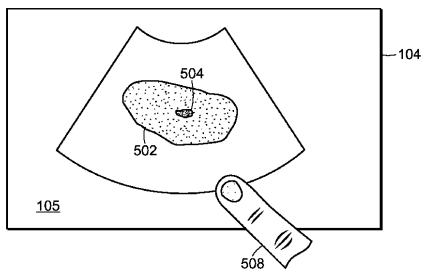
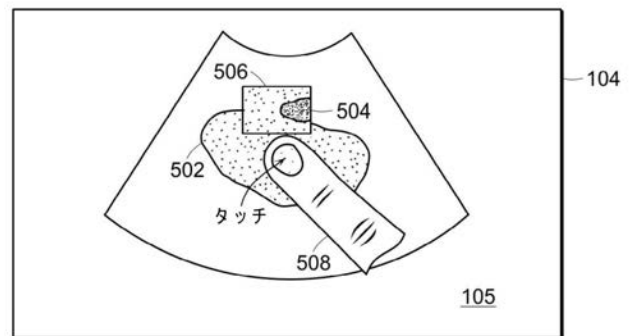
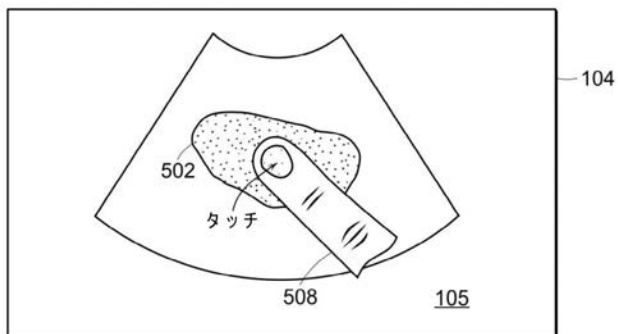


FIG. 5A

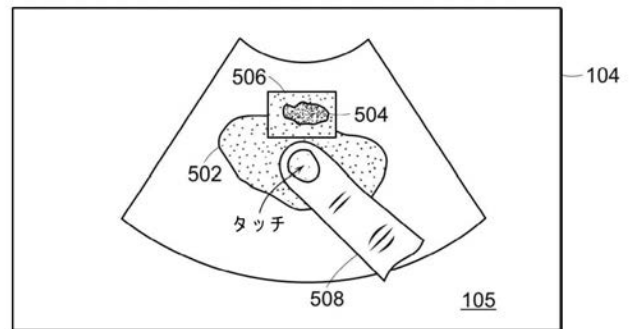
【図 5 C】



【図 5 B】



【図 5 D】



【図 6 A】

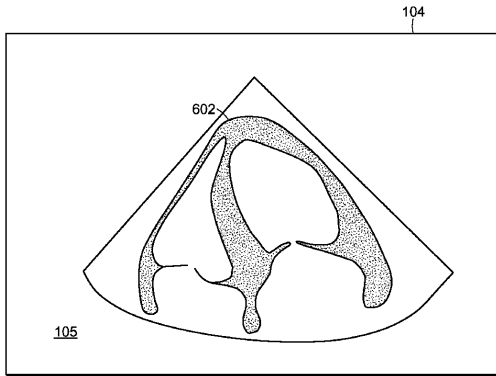
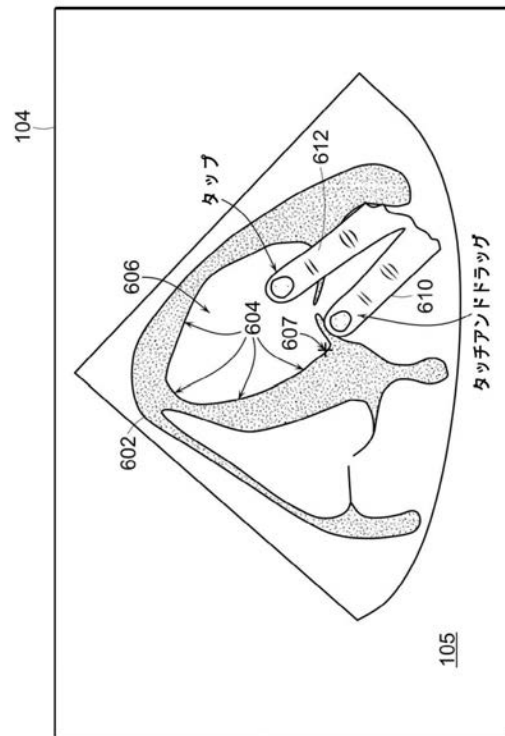
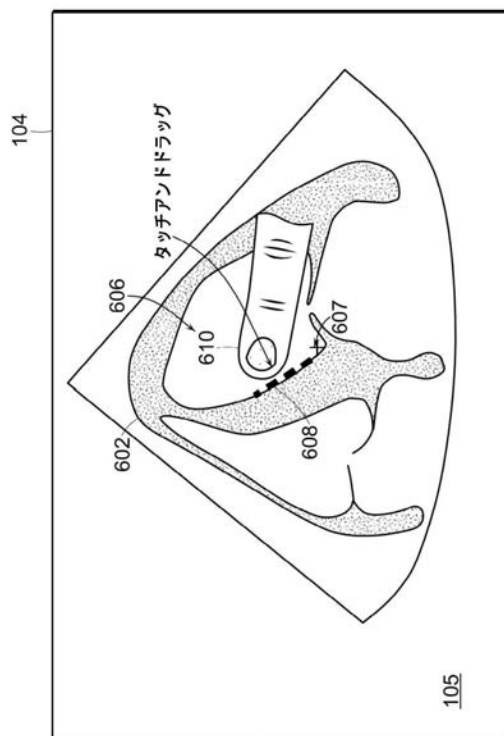


FIG. 6A

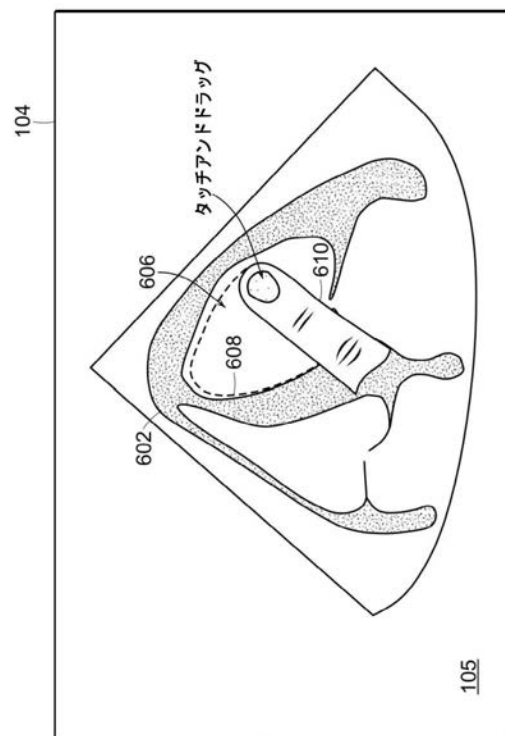
【図 6 B】



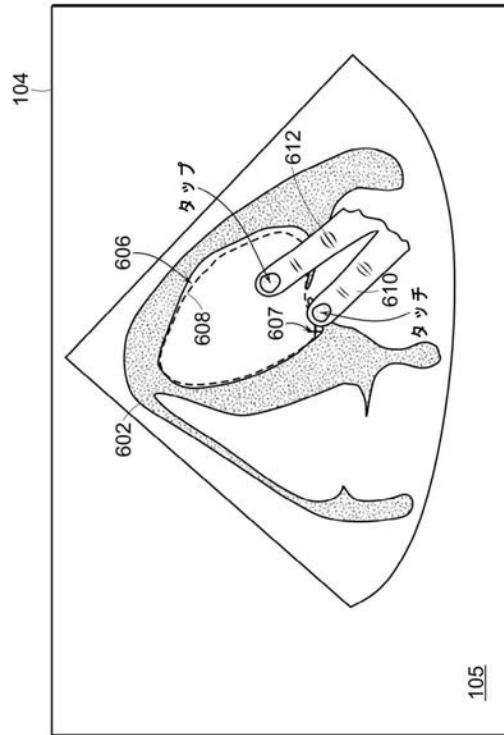
【図 6 C】



【図 6 D】



【図 6 E】



【図 7 A】

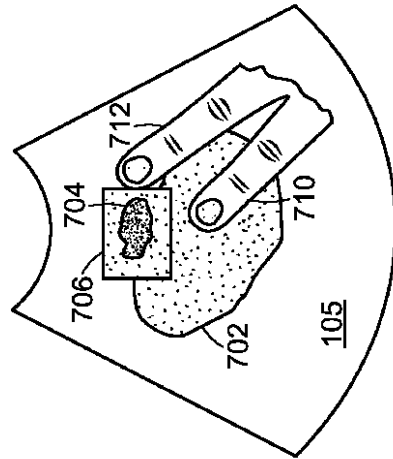
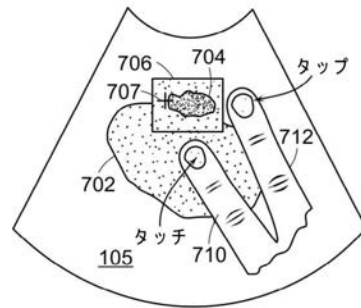
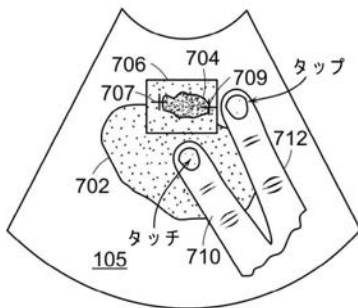


FIG. 7A

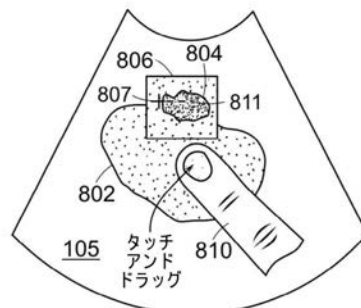
【図 7 B】



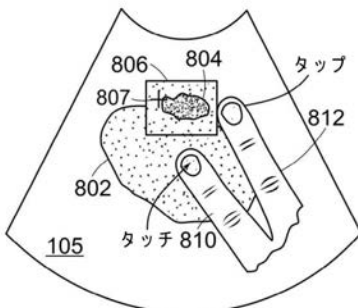
【図 7 C】



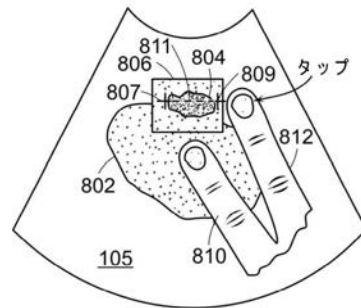
【図 8 B】



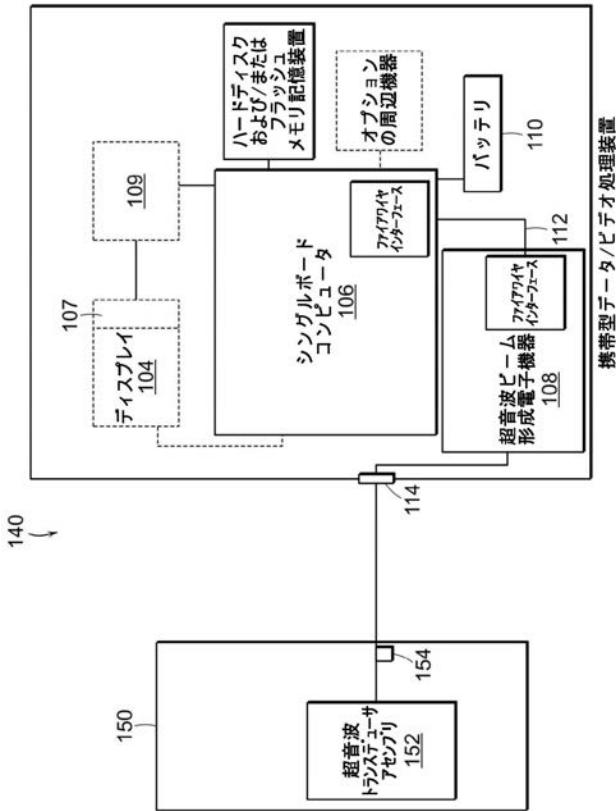
【図 8 A】



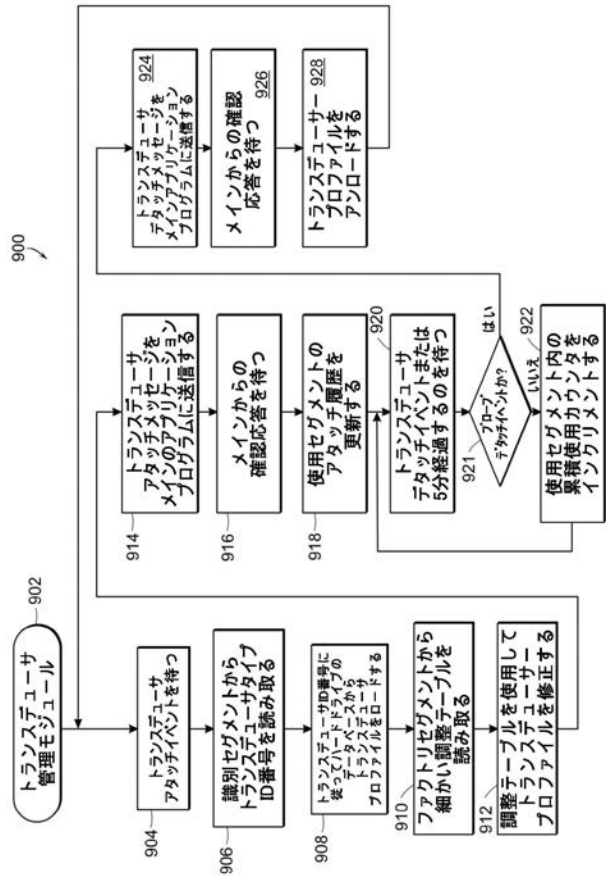
【図 8 C】



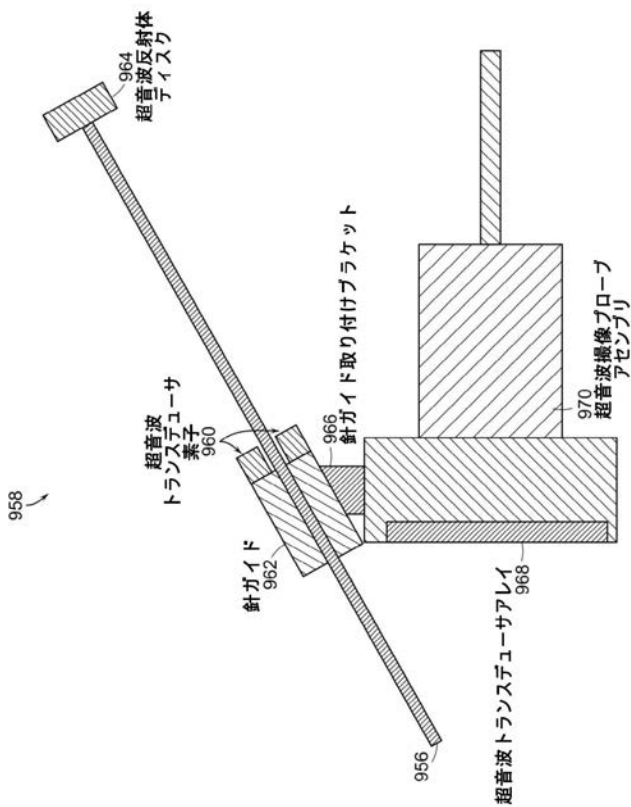
【図 9 A】



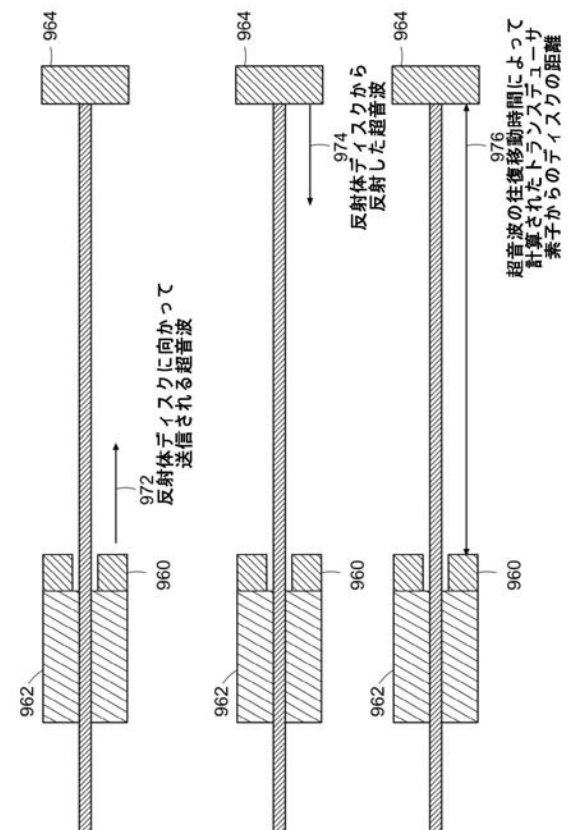
【図 9 B】



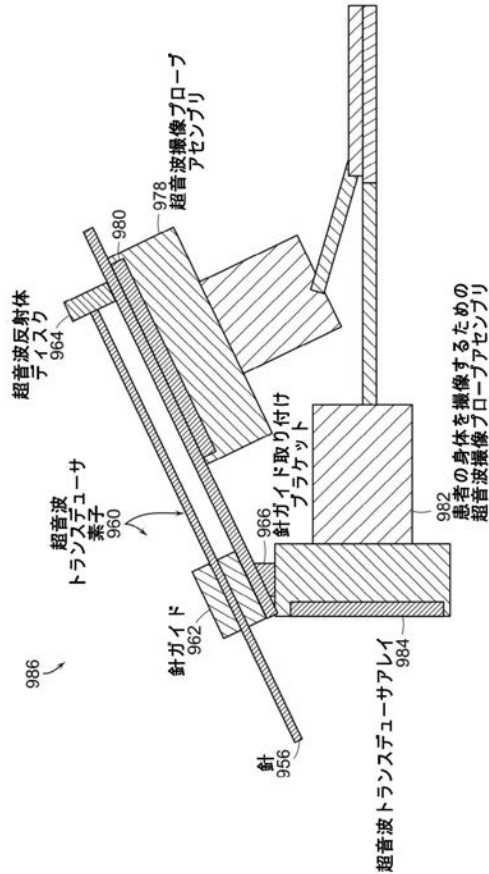
【図 9 C】



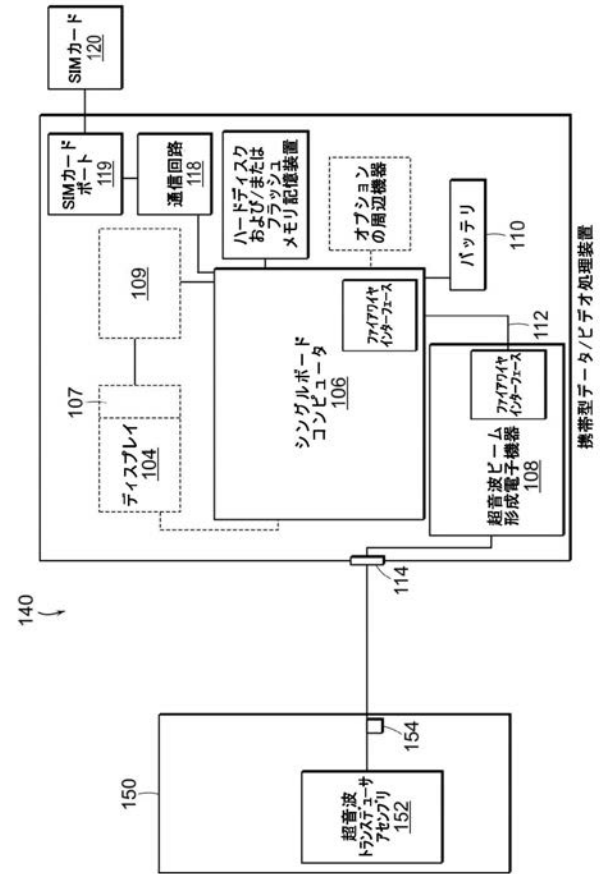
【図 9 D】



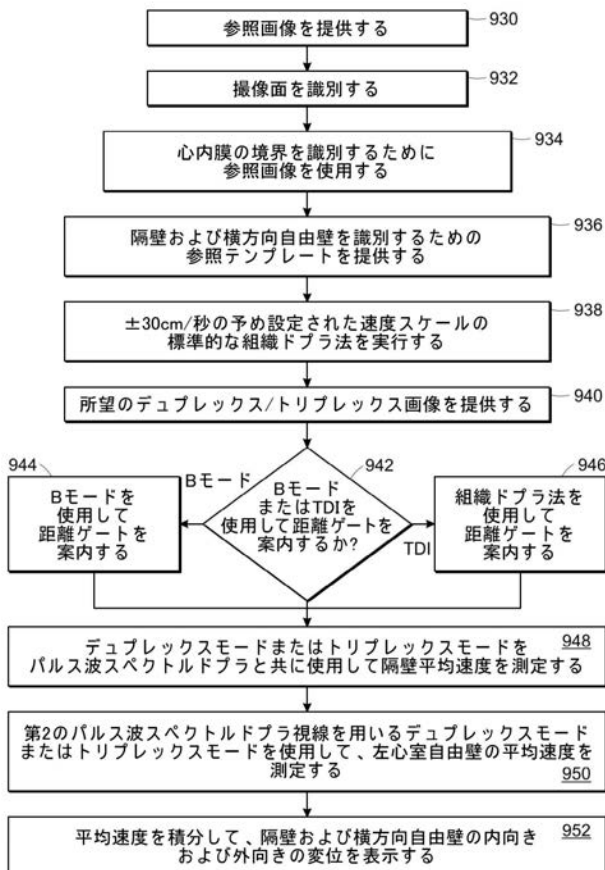
【図 9 E】



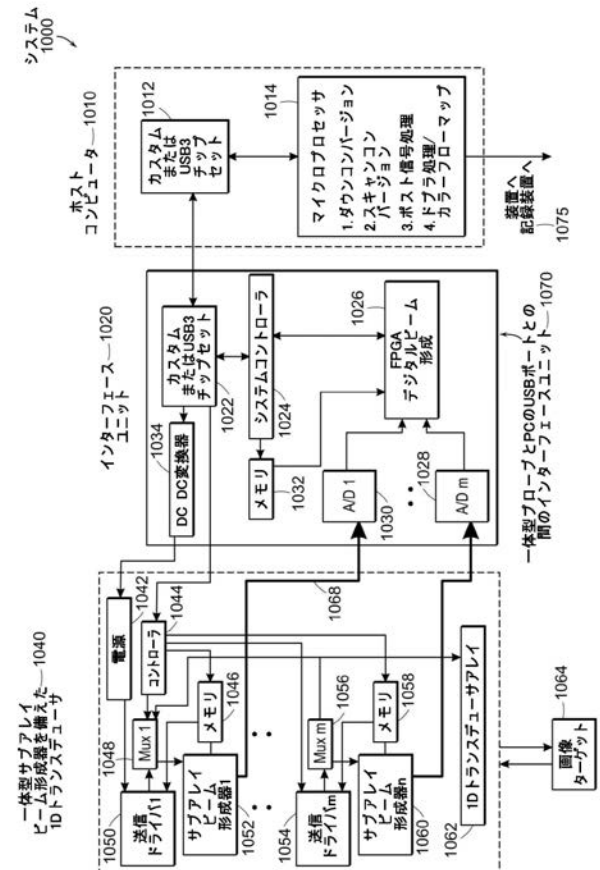
【図 9 F】



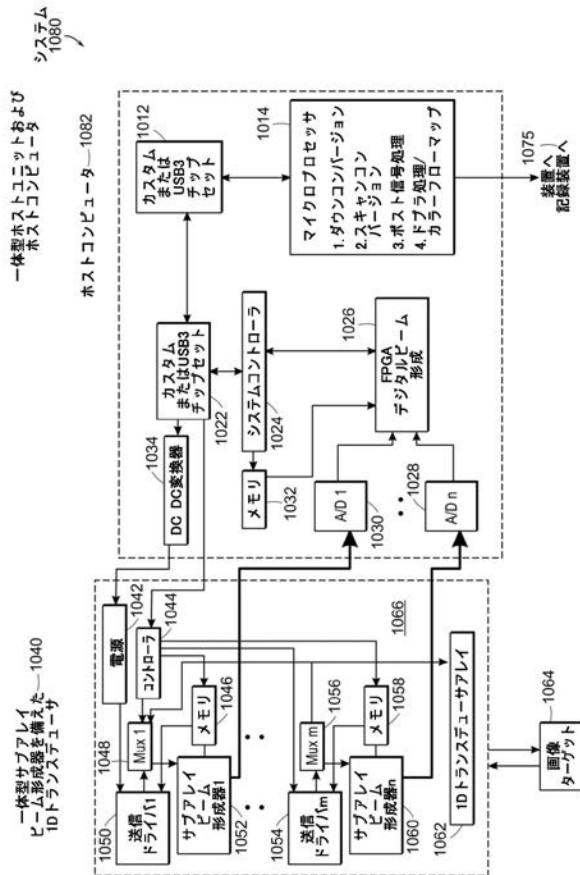
【図 10 A】



【図 10 B】



【 図 1 0 C 】



【図 1 2】

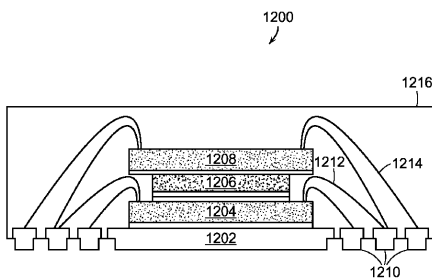
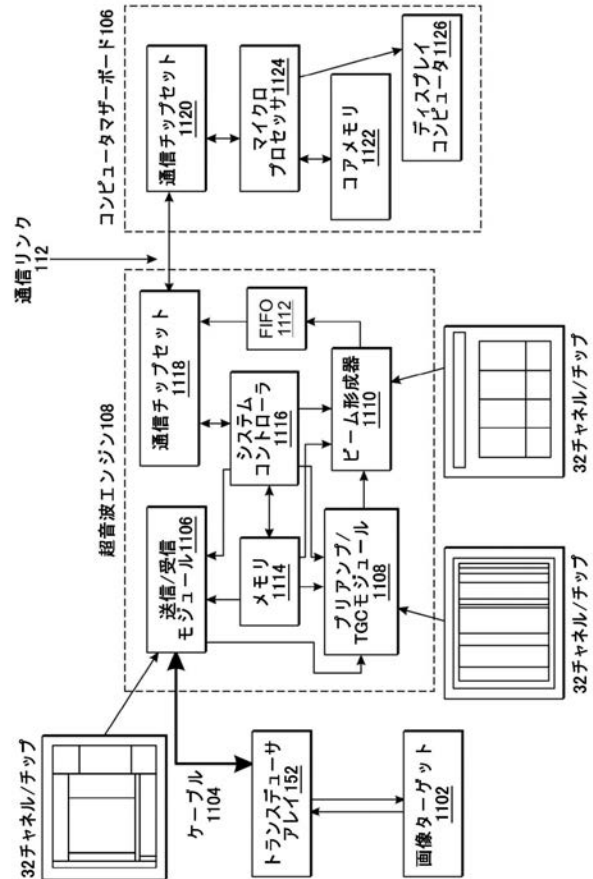
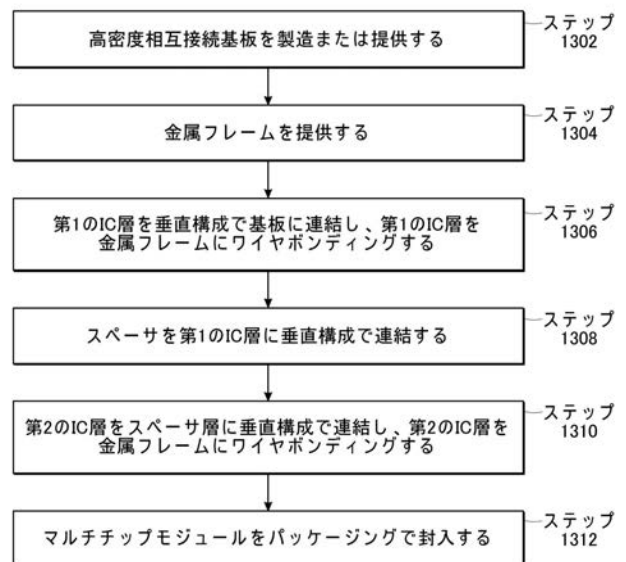


FIG. 12

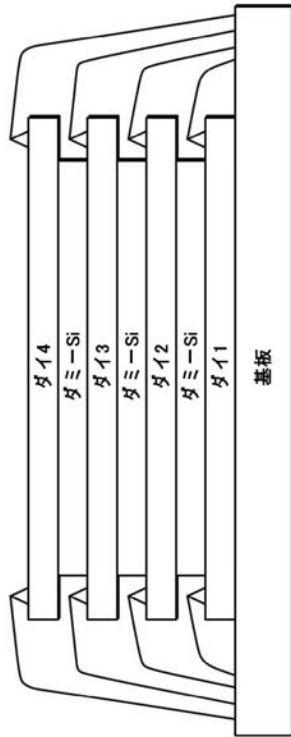
【 図 1 1 】



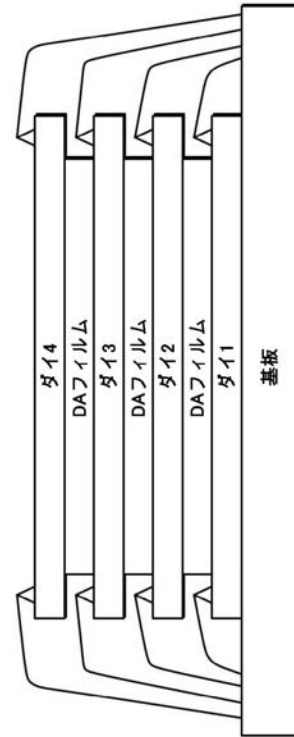
【 図 1 3 】



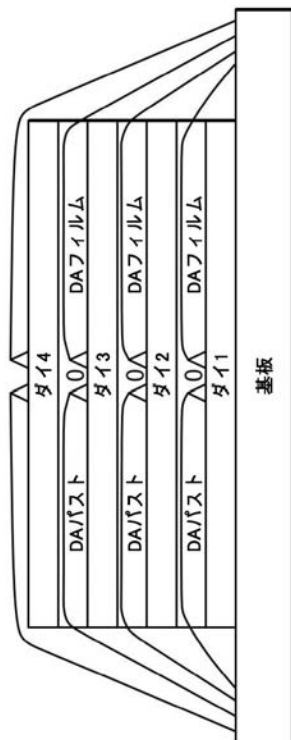
【図 1 4 A】



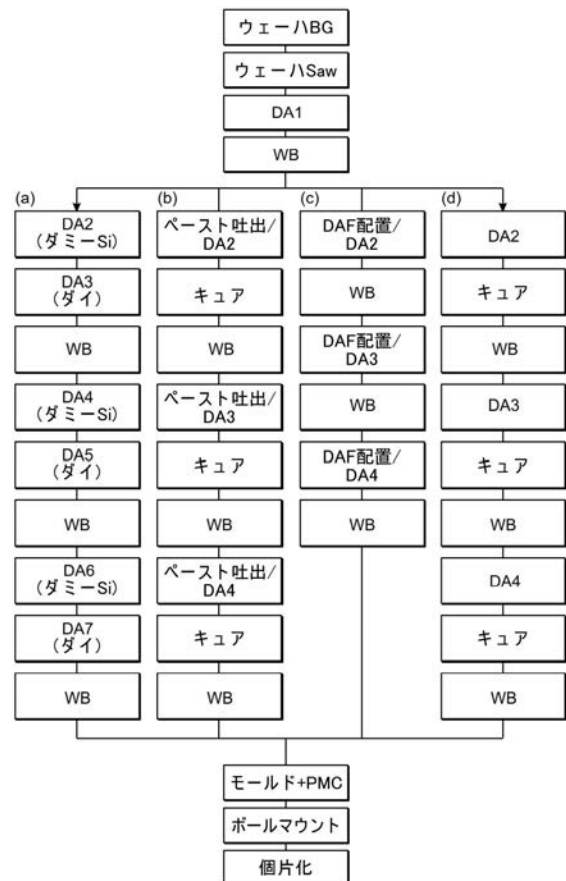
【図 1 4 B】



【図 1 4 C】



【図 1 5】



【図 1 6】

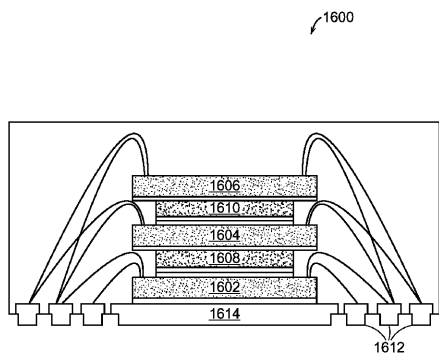
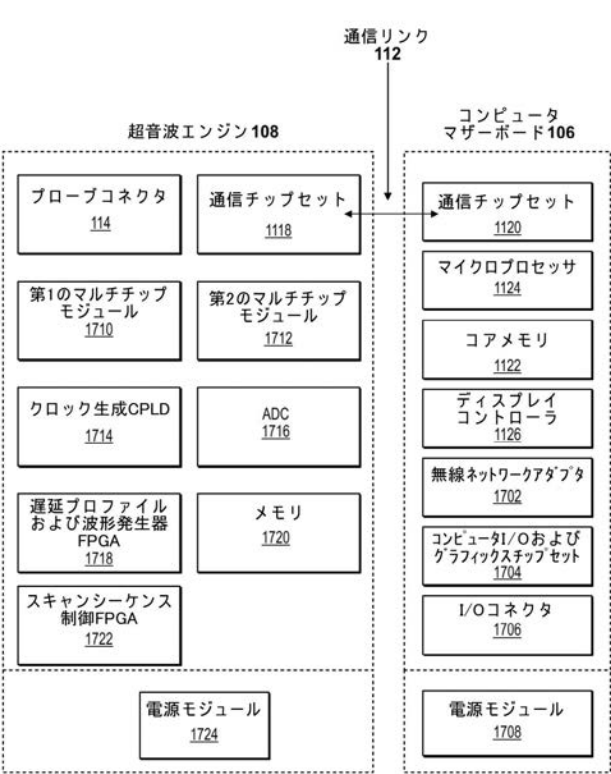


FIG. 16

【図 1 7】



【図 1 8】

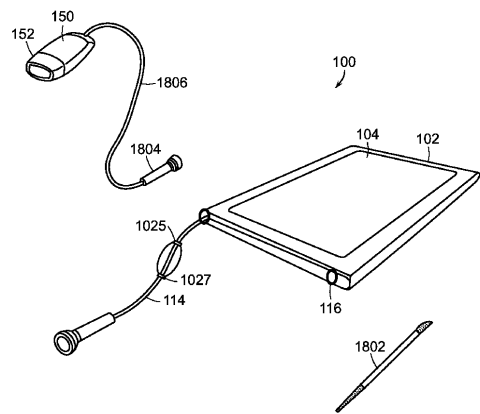
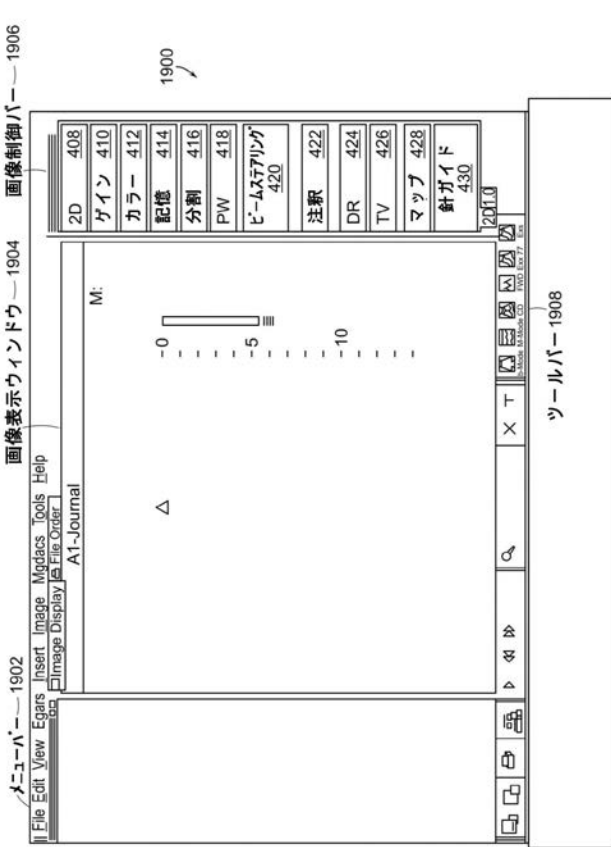


FIG. 18

【図 1 9】



【図 20 A】

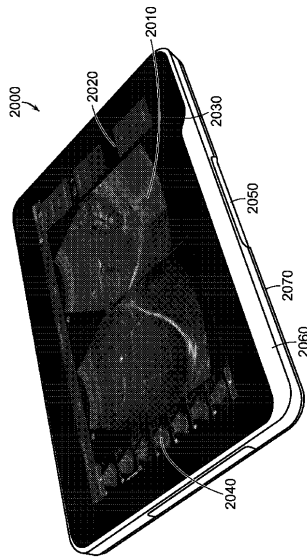


FIG. 20A

【図 20 B】

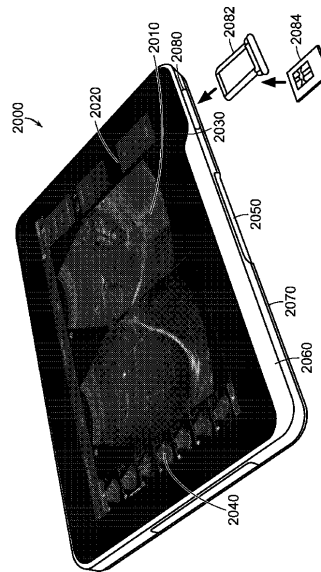
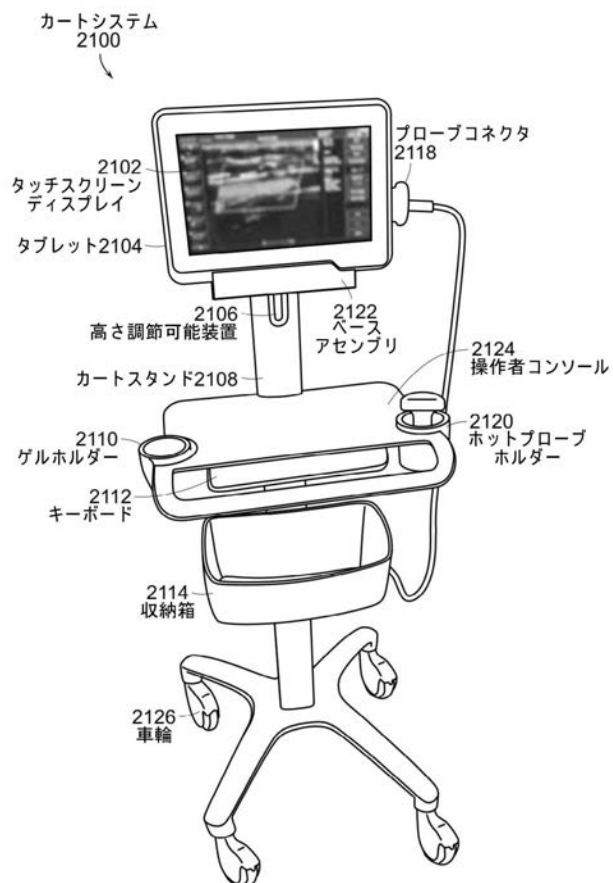
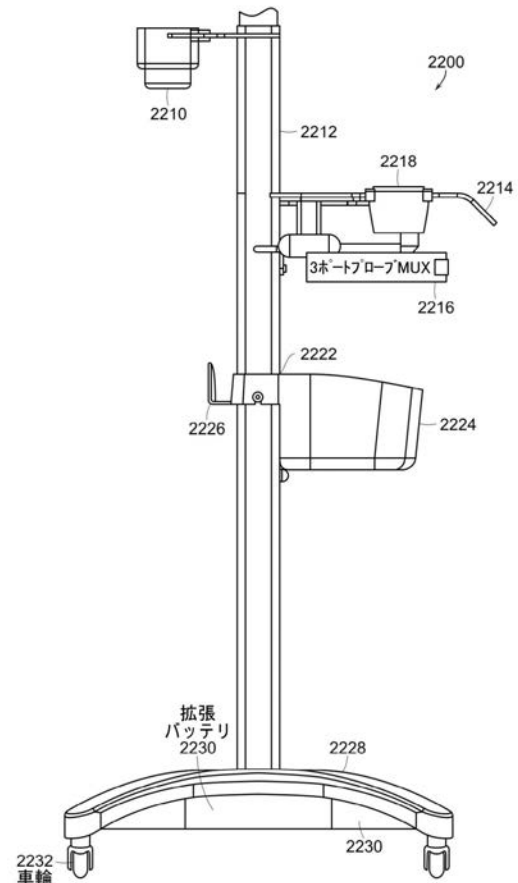


FIG. 20B

【図 21】



【図 22】



【図 2 3 A】

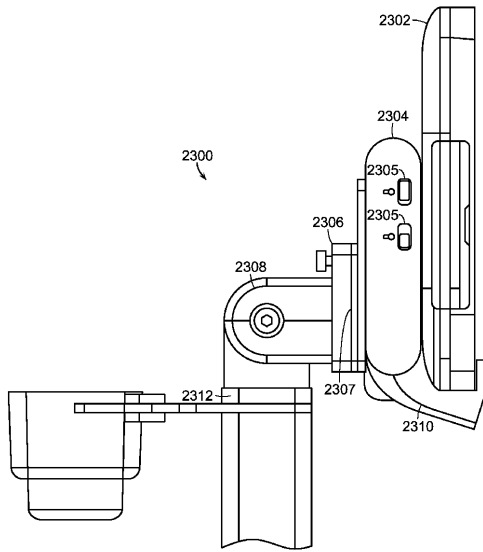


FIG. 23A

【図 2 3 B】

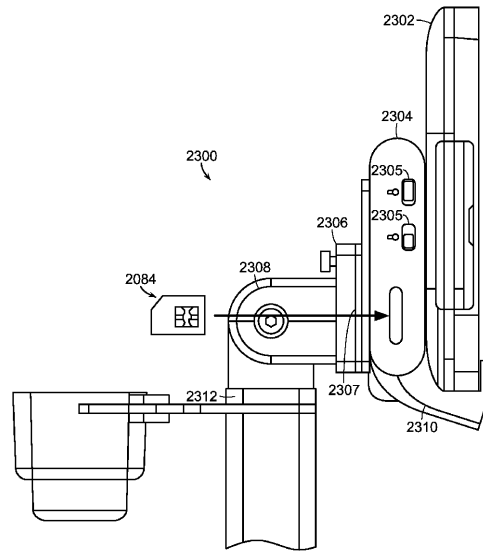


FIG. 23B

【図 2 4】

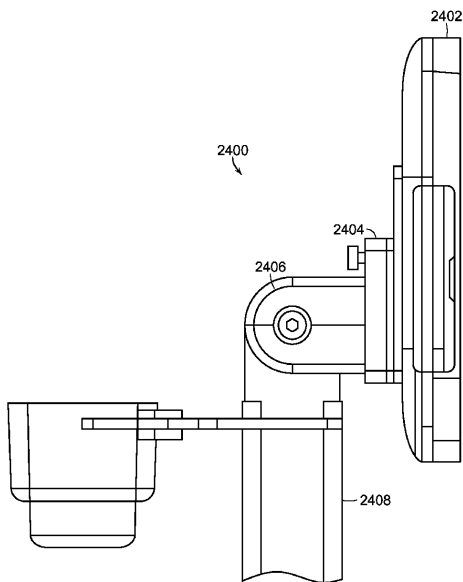
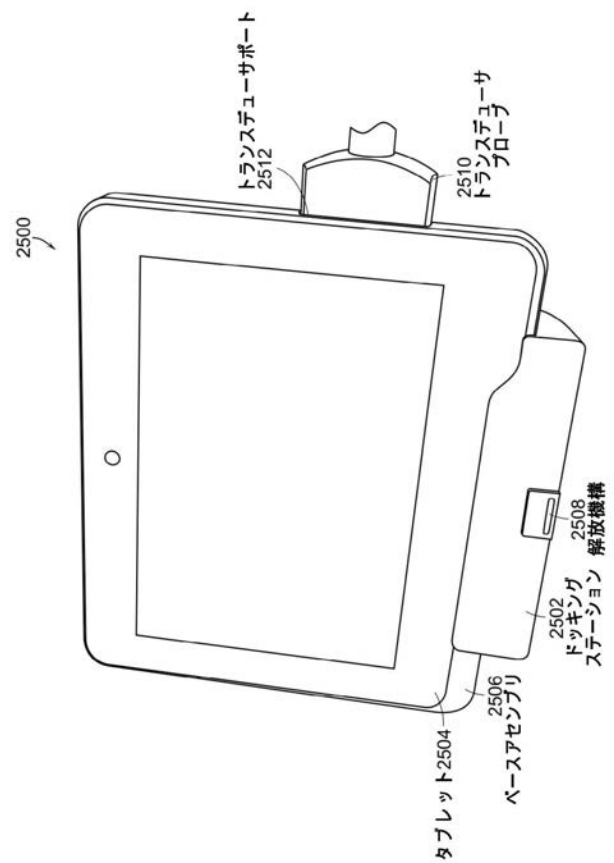
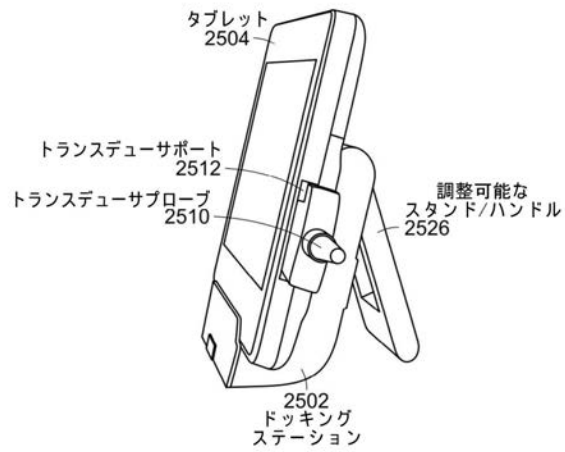


FIG. 24

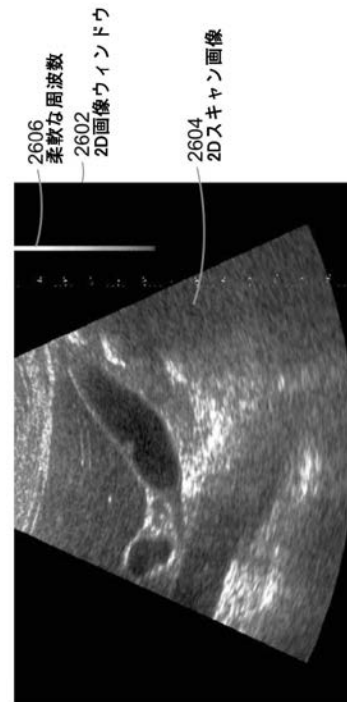
【図 2 5 A】



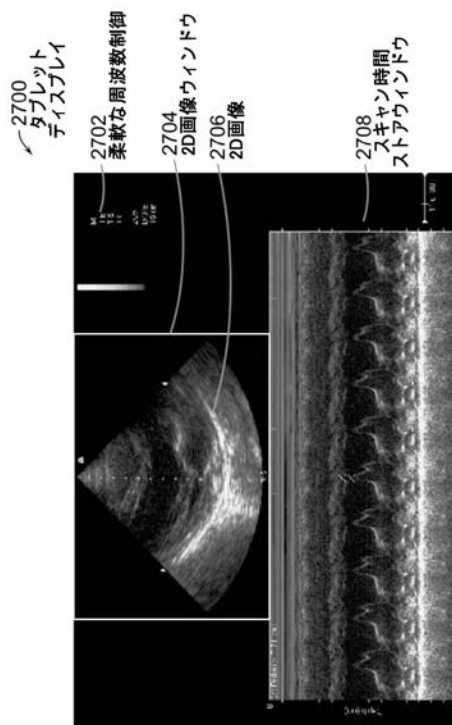
【図 25 B】



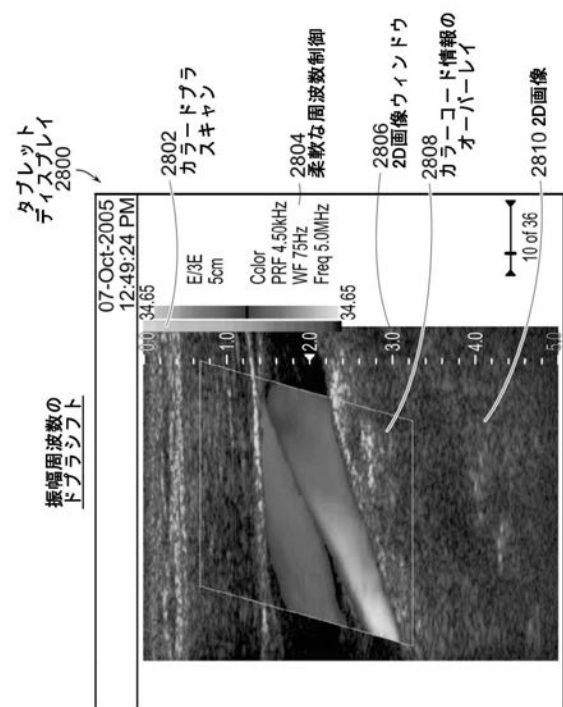
【図 26】



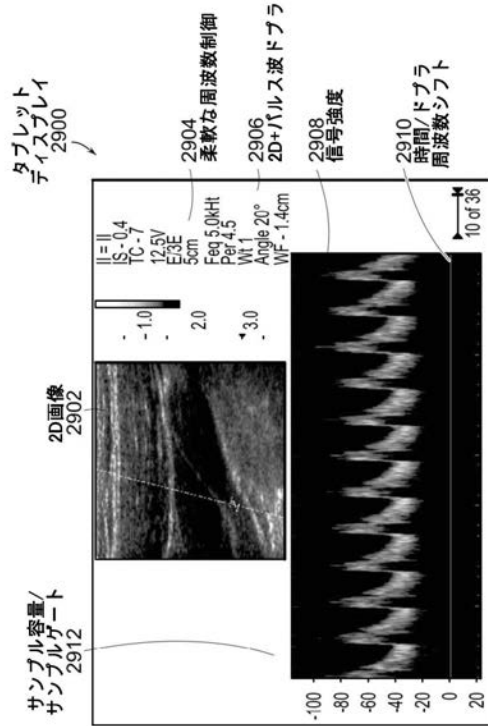
【図 27】



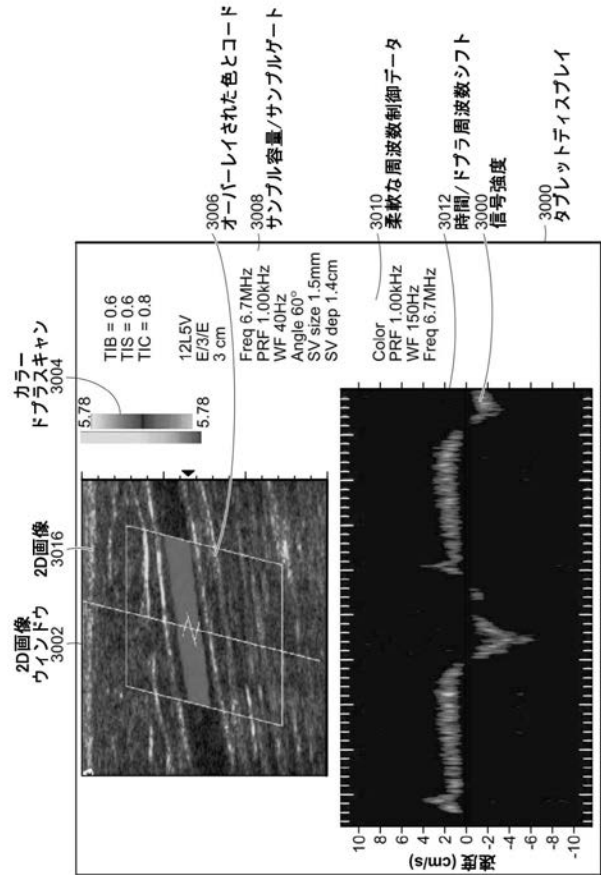
【図 28】



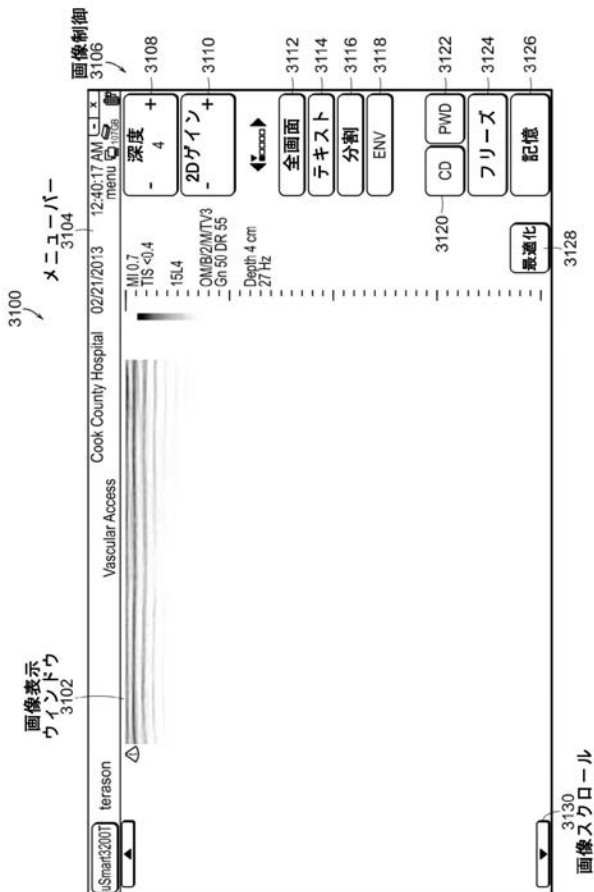
【図 29】



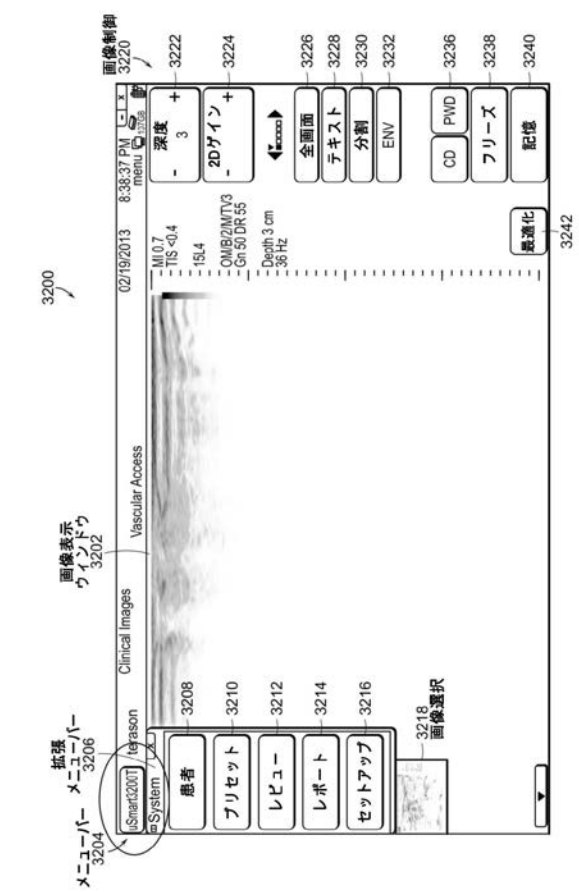
【図 30】



【図 31】



【図 32】



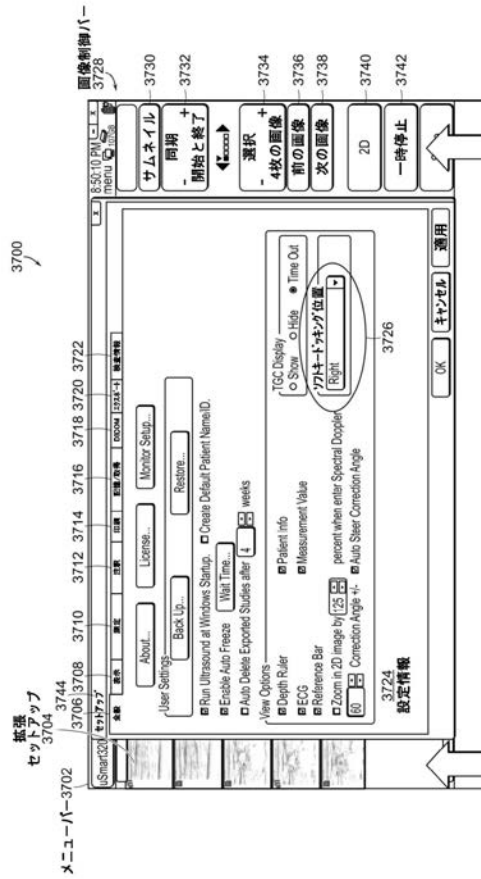
【図 3 3】

【図 3 4】

【図 3 5】

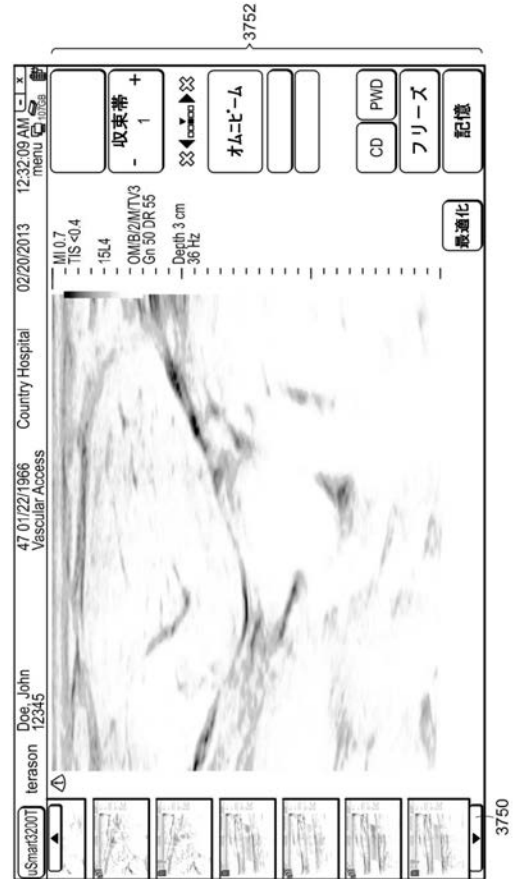
【図 3 6】

【図 3 7 A】

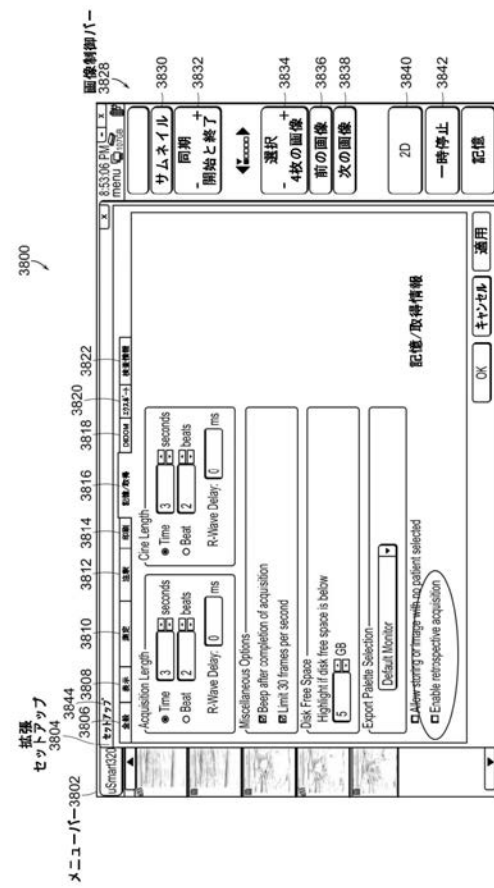
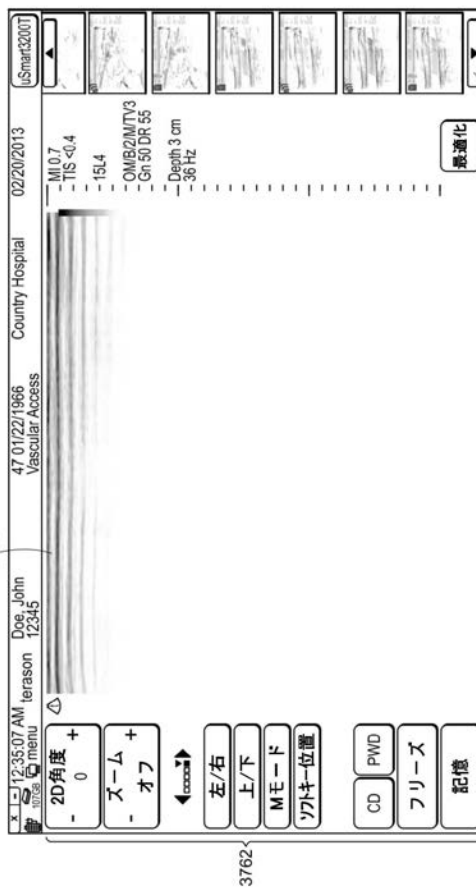


【図 3 7 B】

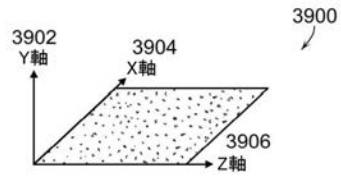
【図 3 7 B】



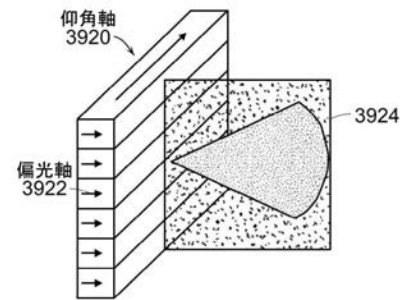
【図 3 8】

画像表示
3764

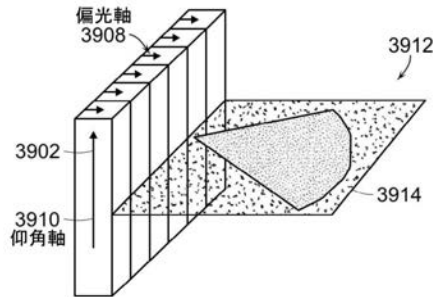
【図 3 9 A】



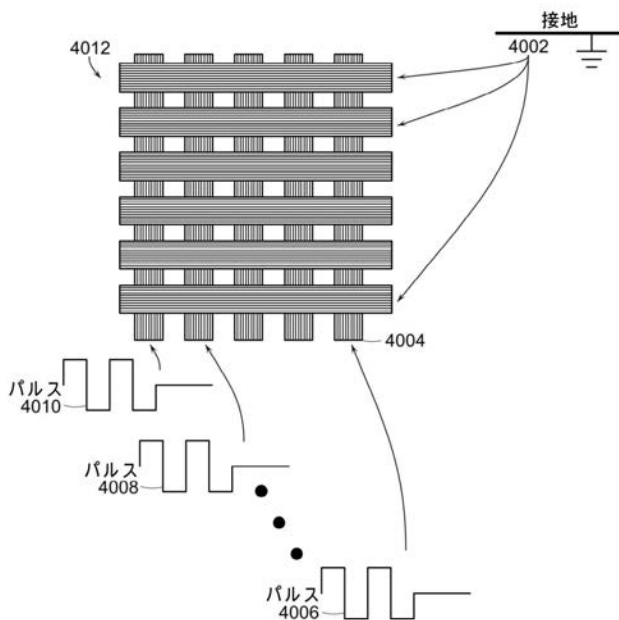
【図 3 9 C】



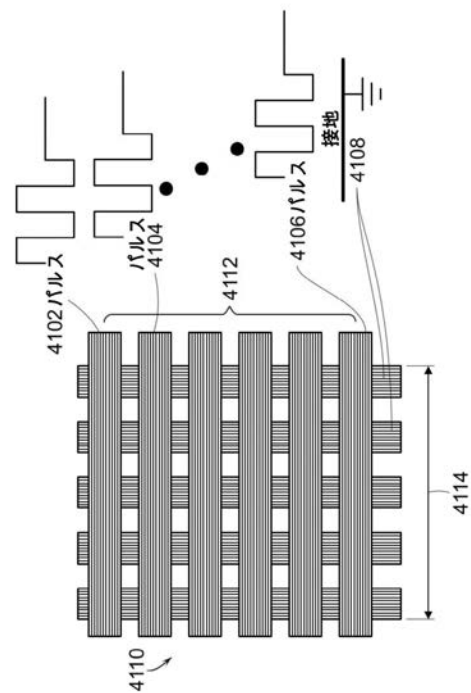
【図 3 9 B】



【図 4 0】

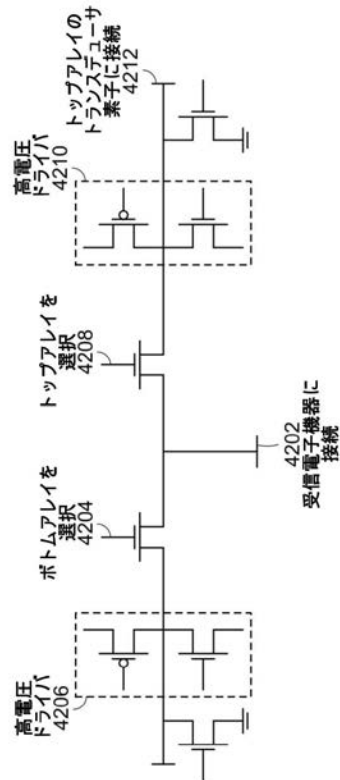


【図 4 1】

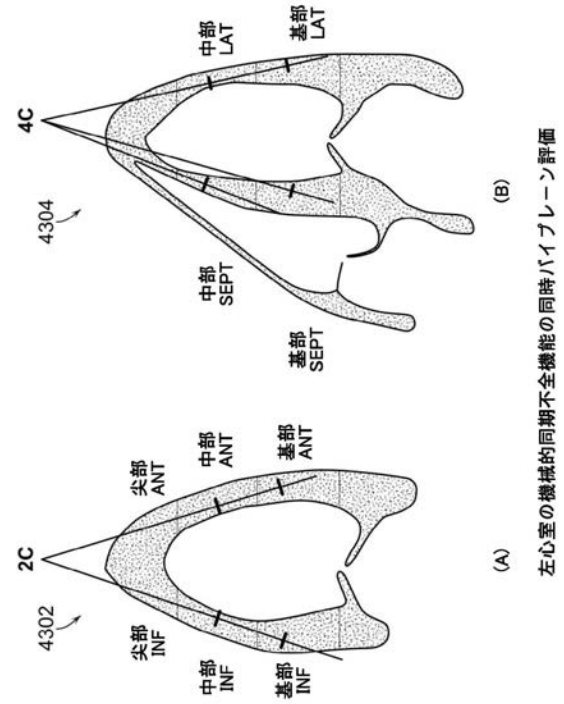


Y2平面上に画像を形成するためにX方向に仰角軸を有する
トランスデューサーアレイの素子に印加される高電圧駆動パルス

【図 4 2】



【図 4 3】



【図 4 4 A】

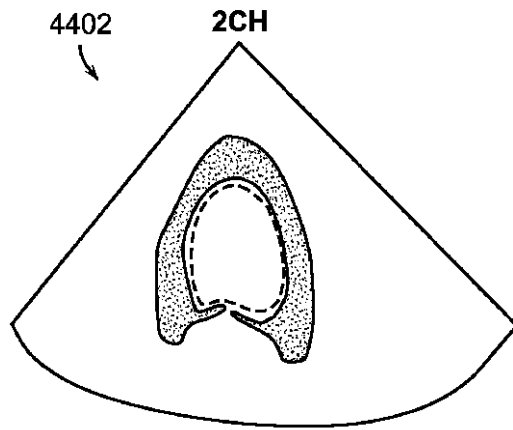


FIG. 44A

【図 4 4 B】

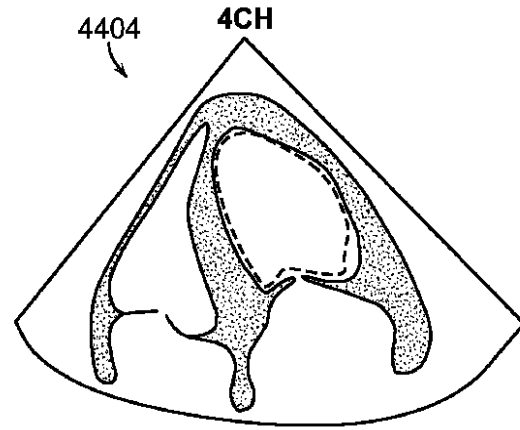
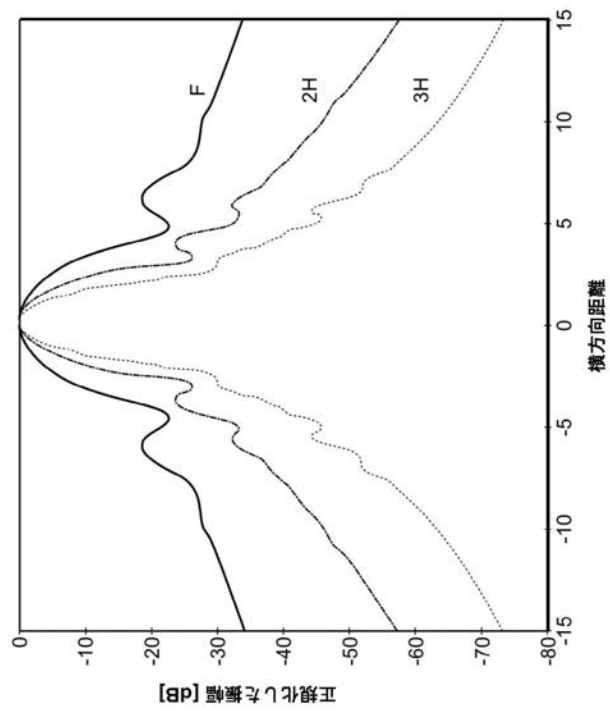


FIG. 44B

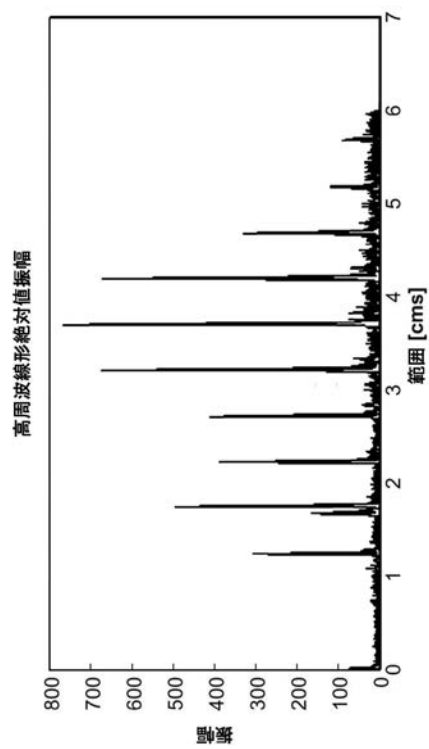
【図 4 5】



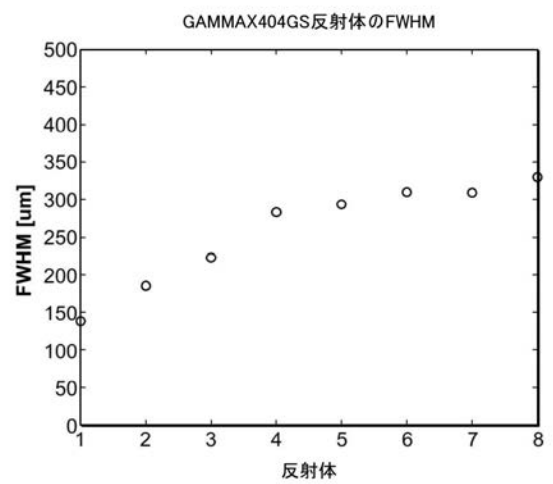
【図 4 6】



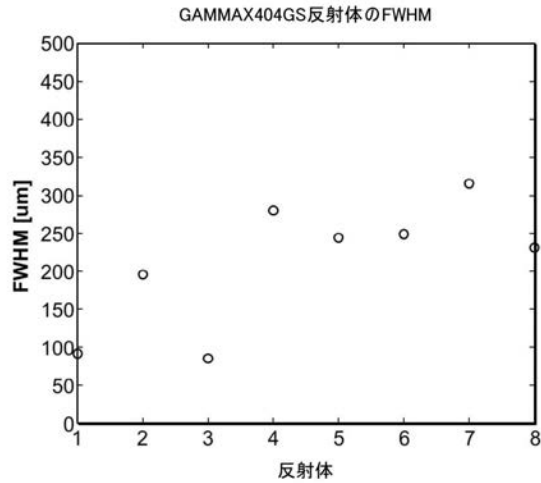
【図 4 7】



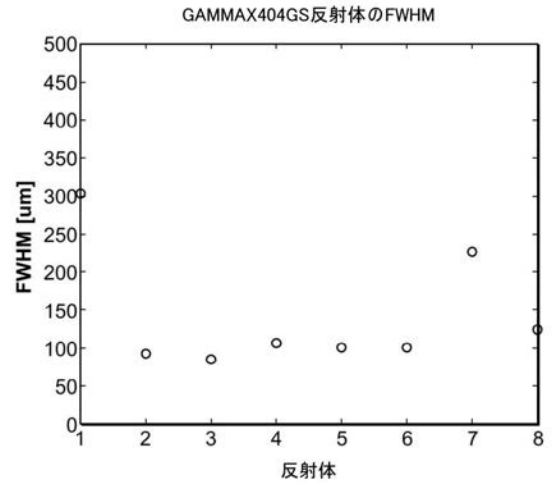
【図 4 8】



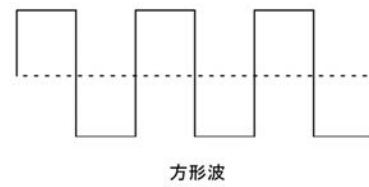
【図 4 9】



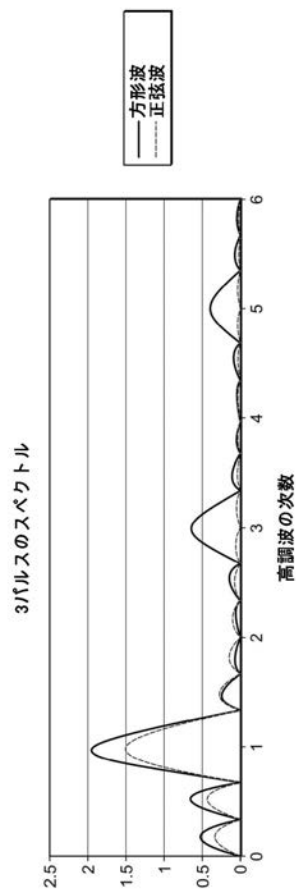
【図 5 0】



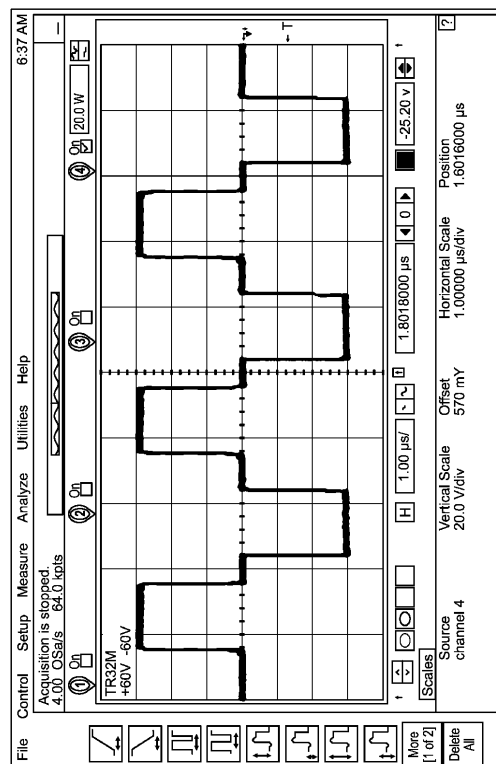
【図 5 1 A】



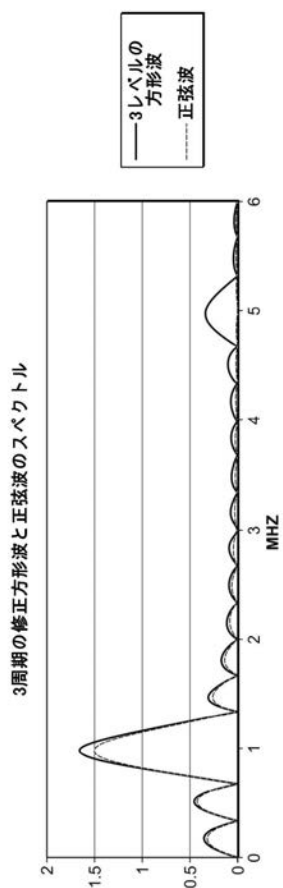
【図 5 1 B】



【図 5 2】



【図 5 3】



【図 5 4 A】



【図 5 4 B】



【図 5 5】

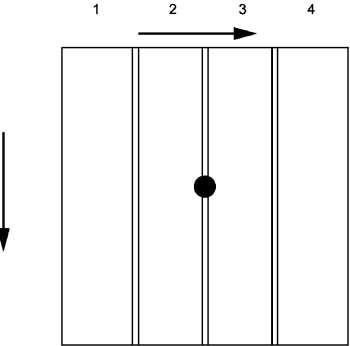


FIG. 55

【図 56】

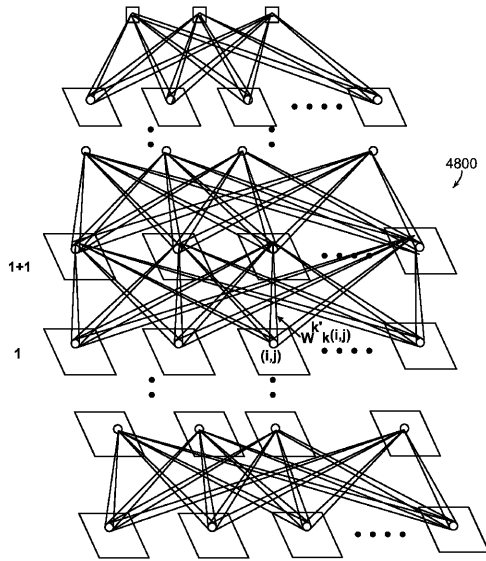
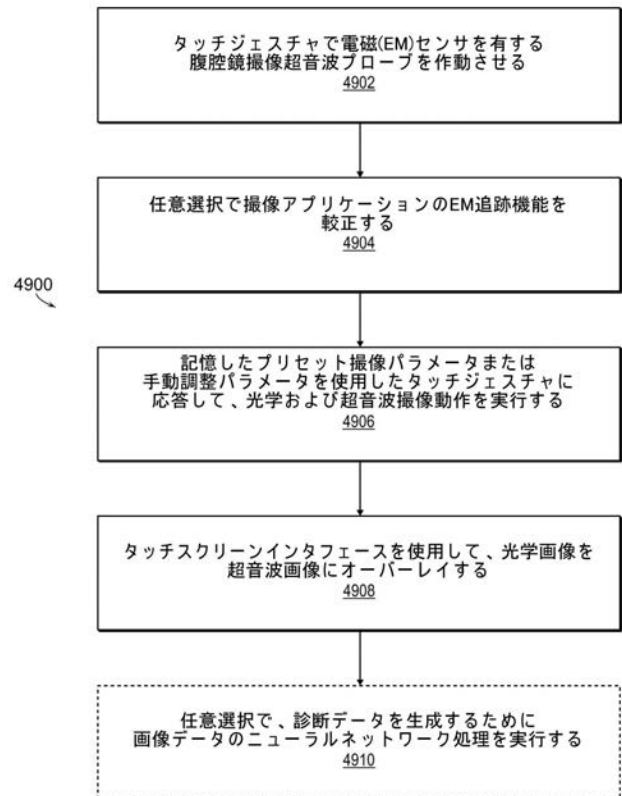
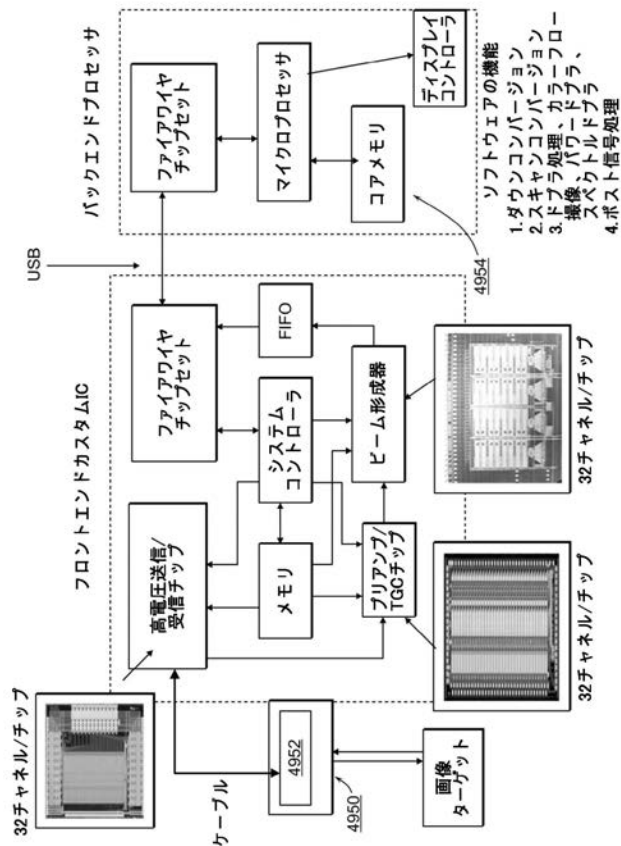


FIG. 56

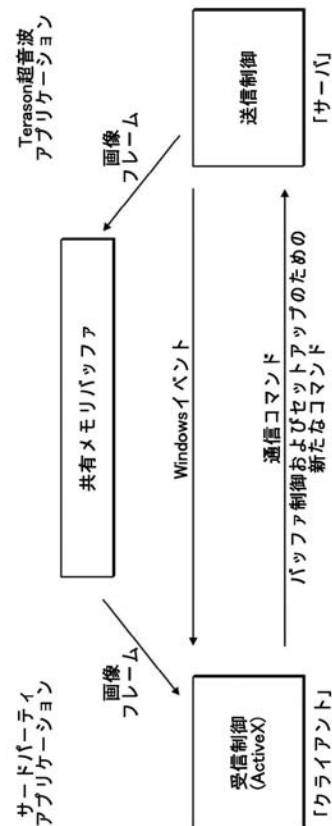
【図 57】



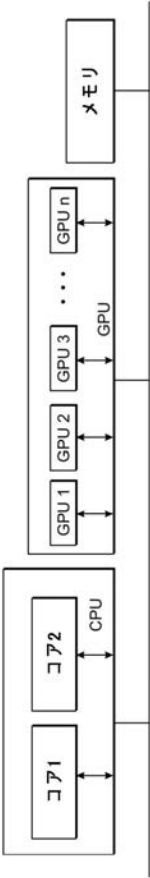
【図 58】



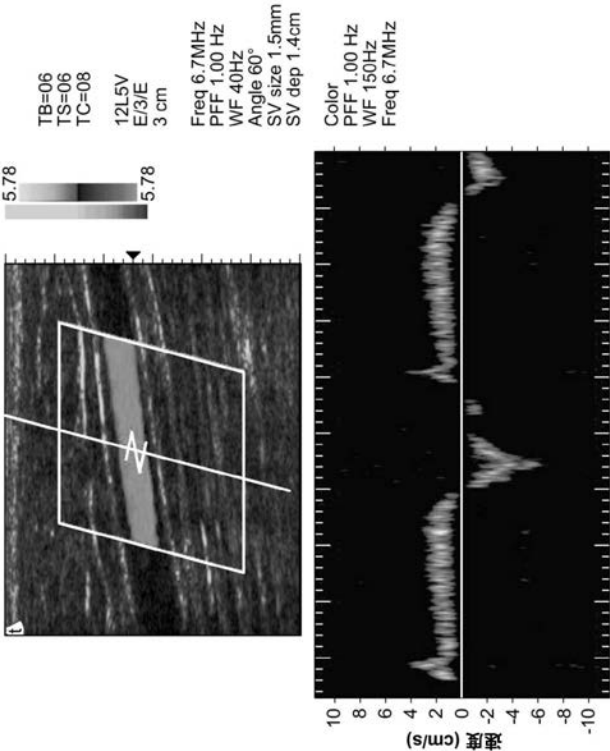
【図 59】



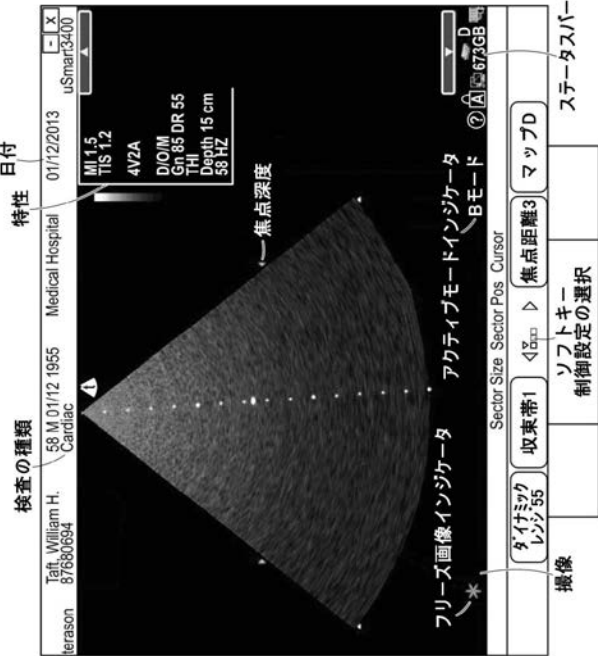
【図 6 0】



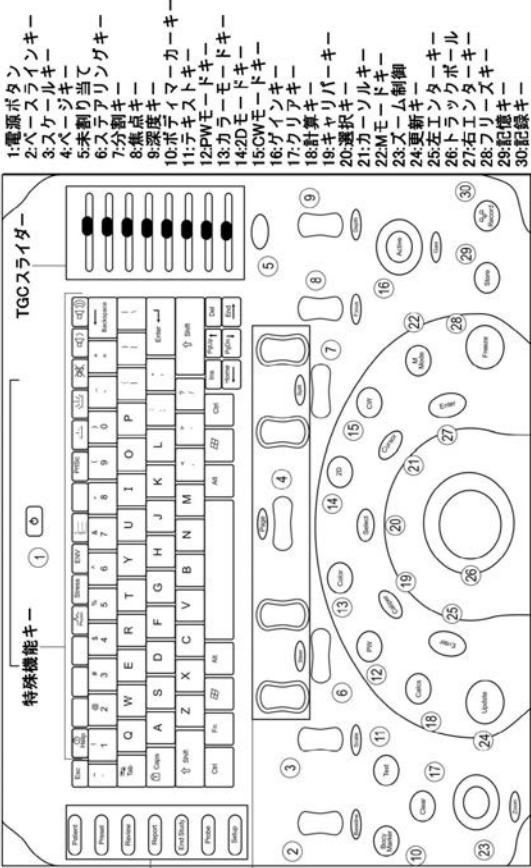
【図 6 1】



【図 6 2】



【図 6 3】



【図 6 4】

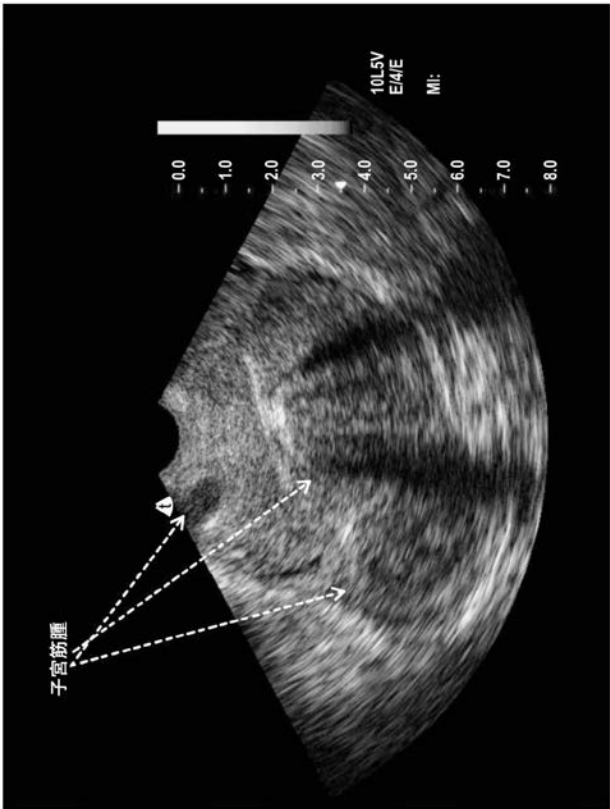
Bモード				?
カーソル				
ダイナミックレンジ ₅₅	収束帯 ₂	＜▼□□□＞	焦点距離 ₂	マップ _E
Bモード				?
カーソル				
ダイナミックレンジ	画像フォーモット 長方形	＜▼□□□＞	持続性 ₃	オムニビーム
Bモード				?
カーソル				
TVレベル ₂	左/右 上/下	＜▼□□□＞	針ガイド	

【図 6 6】



FIG. 66

【図 6 5】



【図 6 7】

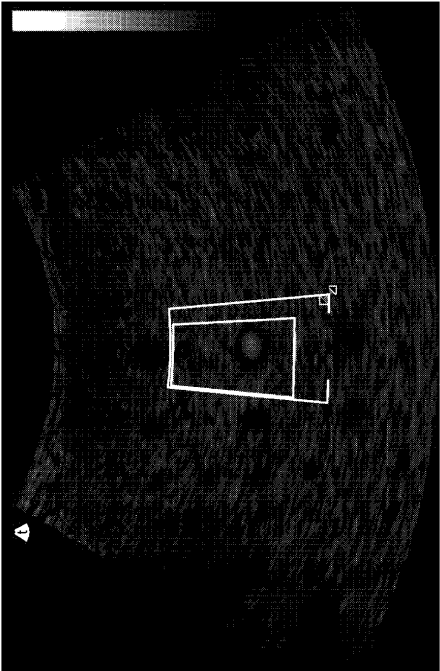
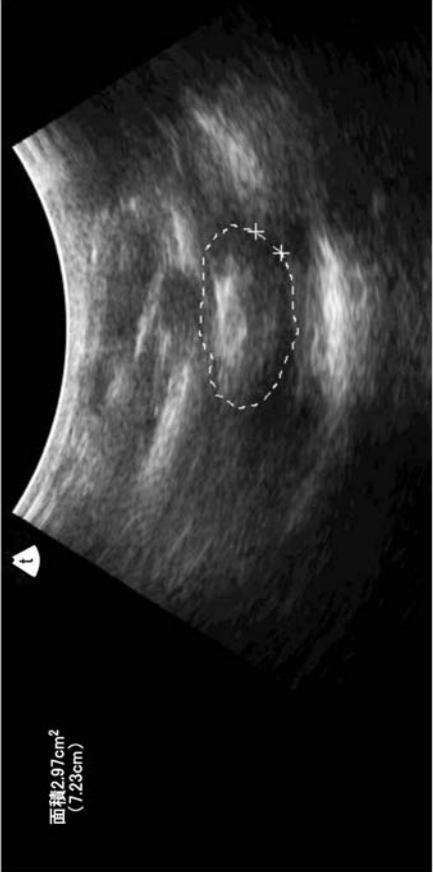


FIG. 67

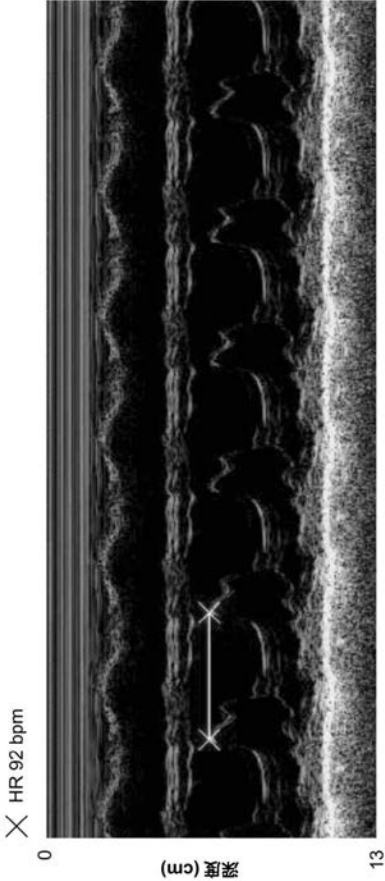
【図 6 8】



【図 6 9】



【図 7 0】



【図 7 1】

保存設定

利用可能なプリセット項目:

- 足首と足
- 手首と手
- 臀部
- 脊椎
- 胸部

名前:

保存

キャンセル

【図 7 2】



FIG. 72

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2017/062109

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 A61B8/00 G06F3/01 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 G06F		
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.
X	WO 03/075769 A1 (UNIV VIRGINIA [US]; WALKER WILLIAM F [US]; HOSSACK JOHN A [US]; BLALOC) 18 September 2003 (2003-09-18)	1-3, 16, 35
Y	the whole document	4-6, 12, 26
A		7-11, 13-15, 17-25, 36-60
Y	US 2014/243614 A1 (ROTHBERG JONATHAN M [US] ET AL) 28 August 2014 (2014-08-28)	4, 12
A	the whole document	1-3, 5-11, 13-26, 35-60
	----- - / - -	
☒ 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 19 April 2018		Date of mailing of the international search report 30/04/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mundakapadam, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2017/062109

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 2013/237811 A1 (MIHAILESCU LUCIAN [US] ET AL) 12 September 2013 (2013-09-12) the whole document	5 1-4, 6-26, 35-60
Y A	----- US 2011/218436 A1 (DEWEY RUSSELL H [US] ET AL) 8 September 2011 (2011-09-08) the whole document	6 1-5, 7-26, 35-60
Y A	----- WO 2006/111871 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; POLAND MCKEE DUNN [US]) 26 October 2006 (2006-10-26) the whole document	26 1-25, 35-60
A	----- JP 2016 087020 A (TOSHIBA CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CORP) 23 May 2016 (2016-05-23) the whole document	1-26, 35-60
X	----- WO 2014/134316 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 4 September 2014 (2014-09-04) paragraphs [0001], [0005] - [0007], [0018] - [0038], [0041] - [0043], [0046]; claims; figures	1-11, 13-15, 17-25, 36-60
X A	----- WO 2015/048327 A2 (TERATECH CORP [US]) 2 April 2015 (2015-04-02) the whole document	1,7-11, 13-15, 17-25, 36-60 2-6,12, 16,26,35
X A	----- US 2014/121524 A1 (CHIANG ALICE M [US] ET AL) 1 May 2014 (2014-05-01) the whole document	1,7-11, 13-15, 17-25, 36-60 2-6,12, 16,26,35
X A	----- WO 2013/148730 A2 (TERRA TECH CORP) 3 October 2013 (2013-10-03) the whole document	1,7-11, 13-15, 17-25, 36-60 2-6,12, 16,26,35

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2017/062109**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☒ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
1-26, 35-60
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2017/ 062109

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-6, 12, 16, 26, 35

directed to various hardware components of a portable medical ultrasound device and a method method of operation;

2. claims: 7-11, 13-15, 17-25, 36-60

directed to various features of a display for a portable medical ultrasound device.

3. claims: 27-34

directed to various features of a housing of a portable medical ultrasound device.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2017/062109

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 03075769 A1	18-09-2003	AT 481033 T AU 2003220001 A1 CA 2478085 A1 EP 1549221 A1 US 2005154303 A1 US 2010268086 A1 US 2015011884 A1 WO 03075769 A1	15-10-2010 22-09-2003 18-09-2003 06-07-2005 14-07-2005 21-10-2010 08-01-2015 18-09-2003
US 2014243614 A1	28-08-2014	AU 2014223521 A1 CA 2902550 A1 EP 2961325 A2 US 2014243614 A1 WO 2014134175 A2	24-09-2015 04-09-2014 06-01-2016 28-08-2014 04-09-2014
US 2013237811 A1	12-09-2013	CA 2866370 A1 CN 104271046 A EP 2822472 A1 US 2013237811 A1 US 2016242744 A1 WO 2013134559 A1	12-09-2013 07-01-2015 14-01-2015 12-09-2013 25-08-2016 12-09-2013
US 2011218436 A1	08-09-2011	NONE	
WO 2006111871 A1	26-10-2006	CN 101163986 A EP 1875270 A1 JP 2008536601 A US 2008161688 A1 WO 2006111871 A1	16-04-2008 09-01-2008 11-09-2008 03-07-2008 26-10-2006
JP 2016087020 A	23-05-2016	NONE	
WO 2014134316 A1	04-09-2014	CN 105027128 A DE 112014001044 T5 JP 2016508429 A US 2016004330 A1 WO 2014134316 A1	04-11-2015 03-12-2015 22-03-2016 07-01-2016 04-09-2014
WO 2015048327 A2	02-04-2015	TW 201531283 A WO 2015048327 A2	16-08-2015 02-04-2015
US 2014121524 A1	01-05-2014	US 2014121524 A1 US 2016228091 A1	01-05-2014 11-08-2016
WO 2013148730 A2	03-10-2013	EP 2830507 A2 JP 6195606 B2 JP 2015515312 A JP 2017213427 A US 2014114190 A1 WO 2013148730 A2	04-02-2015 13-09-2017 28-05-2015 07-12-2017 24-04-2014 03-10-2013

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB23 DD01 DD03 DD15 DD27 DE03 DE04 DE08 EE11
EE13 FE02 FF04 GA19 GA20 GA25 GA27 GA28 GA33 GB04
JC21 KK10 KK12 KK17 KK19 KK24 KK25 KK31 KK45 KK47
LL26

专利名称(译)	便携式超声波检查仪		
公开(公告)号	JP2019534110A	公开(公告)日	2019-11-28
申请号	JP2019525841	申请日	2017-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	泰拉科技公司		
申请(专利权)人(译)	Terateku·企业庸率		
发明人	チアン、アリス、エム.		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4405 A61B8/4427 A61B8/4433 A61B8/461 A61B8/465 A61B8/469 G06F3/0481 G06F3/04842 G06F3/04886 H01L2224/32145 H01L2224/32245 H01L2224/48091 H01L2224/48247 H01L2224/73265 H01L2924/181 H01L2924/00014 H01L2924/00012 H01L2924/00 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE08 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/FF04 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GA27 4C601/GA28 4C601/GA33 4C601/GB04 4C601/JC21 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK45 4C601/KK47 4C601/LL26		
优先权	62/422808 2016-11-16 US 62/565846 2017-09-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

示例实施例提供了用于便携式医学超声成像的系统和方法。最佳实施例利用了一个手持的，电池供电的系统，该系统具有显示器和可操作来控制成像和显示操作的用户界面。键盘控制板可以单独使用，也可以与触摸屏控件结合使用以激活图形用户界面。示例性实施例还提供了包括一个或多个这种多芯片模块的超声引擎，以及包括超声引擎电路板的便携式医学超声成像系统。

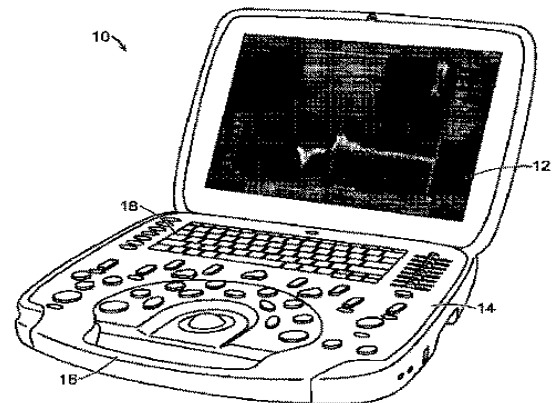


FIG. 1B