(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6295255号
(P6295255)
(45)発行日　平成30年3月14日(2018.3.14)　(24)登録日　平成30年2月23日(2018.2.23)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/12 (2006.01)　A61B 8/12

請求項の数 9　(全 49 頁)

(21)出願番号　特願2015-528688(P2015-528688)
(86)(22)出願日　平成25年8月23日(2013.8.23)
(65)公表番号　特表2015-526206(P2015-526206A)
(43)公表日　平成27年9月10日(2015.9.10)
(86)国際出願番号　PCT/US2013/056405
(87)国際公開番号　WO2014/031967
(87)国際公開日　平成26年2月27日(2014.2.27)
審査請求日　平成28年8月19日(2016.8.19)
(31)優先権主張番号　61/693,118
(32)優先日　平成24年8月24日(2012.8.24)
(33)優先権主張国　米国(US)

前置審査

(73)特許権者　515122402
ボルケーノ　コーポレイション
アメリカ合衆国　カリフォルニア　９２１３０，　サンディエゴ，　バレー　センター　ドライブ　３７２１，　スイート　５００
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波画像データを集束させるためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波処理システムであって、
第１及び第２開口エンジン；
共通のＡラインデータバスを介して前記第１及び第２開口エンジンにＡラインデータの少なくとも一部を提供するＡラインデータインタフェース；及び
前記第１及び第２開口エンジンに通信可能に接続されるエンジン制御装置
を備え、
該エンジン制御装置は、前記第１及び第２開口エンジンに、前記Ａラインデータの一部を指定する少なくとも第１及び第２開口割り当てをそれぞれ与え；
前記第１及び第２開口エンジンは、
それぞれ前記第１及び第２開口割り当てを受信し、
前記Ａラインデータの少なくとも一部を受信し、
該受信したＡラインデータに対して１以上の集束処理を実行し、そして
それぞれ前記第１及び第２開口割り当てに応じて集束データを生成する、
超音波処理システム。
【請求項２】
前記エンジン制御装置は、前記第１及び第２開口エンジンの一方がいつ集束データを生成するのかを決定するために更に監視し、そして、前記第１及び第２開口エンジンの一方が集束データを生成したと決定されたときに前記第１及び第２開口エンジンの前記一方に

第３開口割り当てを与える、
請求項１に記載のシステム。
【請求項３】
前記共通のＡラインデータバスを更に備え；
前記第１及び第２開口エンジンは、該Ａラインデータの実質的に全てを受信する、
請求項１に記載のシステム。
【請求項４】
前記第１及び第２開口エンジンのそれぞれがアポダイゼーションユニットを備え；
前記１以上の集束処理がアポダイゼーション処理を含み；
前記エンジン制御装置がアポダイゼーション係数テーブルを含み；
該エンジン制御装置が更に該アポダイゼーション係数テーブルからの第１及び第２アポダイゼーション係数をそれぞれ前記第１及び第２開口エンジンに提供し；及び
該第１及び第２開口エンジンがそれぞれ該第１及び第２アポダイゼーション係数に基づいて前記アポダイゼーション処理を実行する、
請求項１に記載のシステム。
【請求項５】
前記第１及び第２開口エンジンのそれぞれが飛行時間型ユニットを備え；
前記１以上の集束処理が飛行時間型調整を含み；
前記エンジン制御装置が飛行時間オフセットテーブルを含み；
該エンジン制御装置が更に該飛行時間オフセットテーブルからの第１及び第２飛行時間オフセットをそれぞれ前記第１及び第２開口エンジンに提供し；及び
該第１及び第２開口エンジンがそれぞれ該第１及び第２飛行時間オフセットに基づいて飛行時間型調整を実行する、
請求項１に記載のシステム。
【請求項６】
前記第１及び第２開口エンジンのそれぞれが再サンプリングユニットを備え；
前記１以上の集束処理が再サンプリング処理を含み；
前記エンジン制御装置が再サンプリングレートのセットを含み；
該エンジン制御装置が更に該再サンプリングレートのセットからの第１及び第２再サンプリングレートをそれぞれ前記第１及び第２開口エンジンに提供し；
該第１及び第２開口エンジンがそれぞれ第１及び第２再サンプリング加重に基づいて前記再サンプリング処理を実行し、
前記第１再サンプリングレートが、表示装置のピクセル当たりのサンプルの比率に基づいて決定される、
請求項１に記載のシステム。
【請求項７】
当該システムが開口エンジンの総数を備え；
該開口エンジンの総数が開口内のトランスデューサの総数に相当する、
請求項１に記載のシステム。
【請求項８】
前記第１開口割り当てが前記第１開口割り当てによって識別される開口内の集束Ａラインのサブセットを指定する、
請求項１に記載のシステム。
【請求項９】
前記第１開口割り当てが前記第１開口割り当てによって識別される開口内の集束Ａラインの焦点範囲のサブセットを指定する、
請求項１に記載のシステム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】

技術分野

本発明は、血管内超音波（ＩＶＵＳ）イメージングに関し、特に、超音波情報を受信しかつ集束させて画像を生成することに関する。様々な実施形態では、この集束システムは、圧電マイクロマシン超音波トランスデューサ（ＰＭＵＴ）、静電容量型超音波トランスデューサ（ＣＭＵＴ）、圧電ジルコン酸塩トランスデューサ（ＰＺＴ）などの超音波トランスデューサのアレイから情報を受信する。この集束システムは、データを処理して超音波画像を生成する。例えば、本発明のいくつかの実施形態では、ヒトの血管を画像化するのに特に適したＩＶＵＳイメージングシステムを提供する。

【背景技術】

【０００２】

背景

血管内超音波（ＩＶＵＳ）イメージングは、治療の必要性を決定し、インターベンションを案内し、及び／又はその有効性を評価するために、ヒトの体内における動脈など罹患血管を評価するための診断ツールとして心臓インターベンションで広く使用されている。１個以上の超音波トランスデューサを含むＩＶＵＳ装置は、血管に通され、そして画像化される領域に導かれる。トランスデューサは、関心のある血管の画像を作成するために超音波エネルギーを放射する。超音波は、組織構造（血管壁の様々な層など）、赤血球及び関心のある他の特徴により生じる不連続性によって部分的に反射する。反射波からのエコーは、トランスデューサによって受信され、そしてＩＶＵＳイメージングシステムに伝えられる。イメージングシステムは、受信された超音波エコーを処理して、装置が配置されている血管の断面画像を生成する。

【０００３】

現在２つの一般的なタイプのＩＶＵＳ装置が存在する：回転及び固体（合成開口フェーズドアレイとしても知られている）。典型的な回転ＩＶＵＳ装置については、単一の超音波トランスデューサ素子が、問題の血管に挿入されたプラスチックシースの内側で回転する可撓性ドライブシャフトの先端に配置されている。このトランスデューサ素子は、超音波ビームが装置の軸に対してほぼ垂直に伝播するように方向付けされている。液体が満たされたシースは、回転するトランスデューサ及びドライブシャフトから血管組織を保護すると共に、超音波信号をトランスデューサから組織に伝播させ、そして戻すことを可能にする。ドライブシャフトが回転すると、トランスデューサは、高電圧パルスで周期的に励起されて超音波の短いバーストを放射する。その後、同じトランスデューサは、様々な組織構造から反射した戻りエコーを待つ。ＩＶＵＳイメージングシステムは、トランスデューサの単一の回転の間に発生する一連のパルス／取得サイクルから血管断面の二次元表示を組み立てる。

【０００４】

これに対し、固体ＩＶＵＳ装置は、トランスデューサ制御装置のセットに接続された装置の周囲に配置された超音波トランスデューサのアレイを備えるトランスデューサ集合体を保持する。トランスデューサ制御装置は、超音波パルスを送信しかつエコー信号を受信するために個々のトランスデューサを選択する。一連の送信－受信ペアによる工程を経ることによって、固体ＩＶＵＳシステムは、機械的にスキャンされたトランスデューサ素子の効果を、部品を移動させることなく合成することができる。回転機械部材が存在しないため、トランスデューサアレイは、最小限の血管外傷リスクで血液及び血管組織に直接接触して配置できる。さらに、回転部材がないため、接合部分が単純化される。固体スキャナは、イメージングシステムに単純な電気ケーブル及び標準的な着脱自在電気コネクタにより直接接続できる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

従来の固体ＩＶＵＳイメージングシステムは、広く受け入れられるにもかかわらず、受信したエコーから焦点画像を形成するのに必要な処理により控えられてきた。超音波デー

タを処理し集束させることには、典型的には、大容量のメモリバンクに接続された高速高性能の計算コアを伴う。このようなハードウェアは、製造するのが高価であるため、生成される画像の品質を制限している。このように、既存のＩＶＵＳイメージングシステムは有用であることが証明されてはいるが、より経済的なシステムで提供できるときには特に改善された解像度及び性能の必要性が依然として存在する。したがって、固体ＩＶＵＳ信号処理システムの改善に対する要望が存在する。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

概要

本発明の実施形態は、固体血管内超音波イメージングシステムなどの用途に使用できる高性能、高効率の時間的集束エンジンを提供する。

【０００７】

いくつかの実施形態では、超音波処理システムが提供される。このシステムは、第１及び第２開口エンジン；該第１及び第２開口エンジンにＡラインデータの少なくとも一部を提供するＡラインデータインタフェース；及び該第１及び第２開口エンジンに通信可能に接続されたエンジン制御装置を備える。このエンジン制御装置は、それぞれ第１及び第２開口エンジンにＡラインデータの部分（一部）を指定する少なくとも第１及び第２開口割り当てを与える。第１及び第２開口エンジンは、それぞれ第１及び第２開口割り当てを受信し、Ａラインデータの少なくとも一部を受信し、受信されたＡラインデータについて１以上の集束処理を実行し、そしてそれぞれ第１及び第２開口割り当てに応じて集束データを生成する。このような一実施形態では、エンジン制御装置はさらに監視を行い、いつ第１及び第２開口エンジンの一つが集束データを生成するのかを決定し、そして、第１及び第２開口エンジンの一つが集束データを生成したと決定される場合には、第１及び第２開口エンジンの一つに第３開口割り当てを与える。

【０００８】

いくつかの実施形態では、超音波エコーデータを集束する方法が提供される。この方法は、開口エンジンのセットに開口セットを割り当て、開口セット内の１個以上のトランスデューサのための超音波データセットを開口エンジンのセット内の開口エンジンのそれぞれに提供し、開口エンジンのセットの第１開口エンジンが集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有することを決定したときに集束Ａラインデータセットを生成し、その後、第１開口エンジンに別の開口を割り当てることを含む。

【０００９】

いくつかの実施形態では、エコーデータを処理するためのシステムが提供される。このシステムは、エコーデータセットに集束処理を実行するための手段；集束処理を実行するための手段に通信可能に接続されたエコーデータセットの少なくとも一部をスムーズに提供するための手段；及び集束処理を実行するための手段にエコーデータセットの部分（一部）を指定する構成情報を提供することにより開口のラウンドロビン割り当てを実行するための手段；を備える。ラウンドロビン割り当てを実行するための手段は、集束処理を実行するための手段に通信可能に接続されている。

【００１０】

いくつかの実施形態では、超音波システムが提供され、該システムは、第１レベル開口エンジンのセット；第１レベル開口エンジンのセットの一つ以上に通信可能に接続された第２レベル開口エンジンのセット；第１レベル開口エンジンのセットの各エンジンにＡラインデータの少なくとも一部を提供するＡラインデータインタフェース；及び第１レベル開口エンジンのセットの各エンジンに通信可能に接続されたエンジン制御装置を備える。エンジン制御装置は、第１レベル開口エンジンのセットの各エンジンにＡラインデータの部分（一部）を指定するサブ開口割り当てを提供する。この第１レベル開口エンジンのセットのエンジンは、それぞれ、提供されたサブ開口割り当てを受信し、Ａラインデータの少なくとも一部を受信し；受信されたＡラインデータについて１以上の第１レベル集束処理を実行し；そして提供されたサブ開口の割り当てに従って部分的に集束したデータを生

成する。第２レベル開口エンジンのセットのエンジンは、それぞれ、第１レベル開口エンジンのセットの接続エンジンから部分に集束したデータを受信し、受信した部分的に集束したデータについて１以上の第２レベル集束処理を実行し、そして集束した開口データを生成する。このような一実施形態では、エンジン制御装置は第１レベルの開口エンジンのセットのうちの１個のエンジンがいつ部分的に集束されたデータを生成するのかを決定するようにさらに監視し、そして該１個のエンジンが部分的に集束したデータを生成したと決定された場合には、第１レベル開口エンジンのセットのうちの１個のエンジンに別のサブ開口割り当てを提供する。

【００１１】

いくつかの実施形態では、超音波エコーデータを集束する方法が提供され、この方法は、第１レベル開口エンジンのセットにサブ開口のセットを割り当て；第１レベル開口エンジンのセットの各エンジンに超音波データセットの少なくとも一部分を提供し、第１レベル開口エンジンのセットの第１の第１レベル開口エンジンが部分的に集束したＡラインデータセットを生成するのに十分なデータを有すると決定された場合には、部分的に集束したＡラインデータセットを生成し；その後、第１の第１レベル開口エンジンに他のサブ開口を割り当て；第２レベル開口エンジンのセットの第１の第２レベル開口エンジンで部分的に集束したＡラインデータセットを受信し；そして第１の第２レベル開口エンジンが集束したＡラインデータセットを生成するのに十分なデータを有すると決定された場合には集束Ａラインデータセットを生成することを含む。

【００１２】

いくつかの実施形態では、エミッタ／レシーバトランスデューサのペアを特定し、かつ、該トランスデューサ構成に基づいてバンプマップを生成するトランスデューサ構成を受信するバンプマップ発生器；クロック周波数を有する固定周波数クロックを生成するクロック信号発生器；及び該エミッタ／レシーバトランスデューサペアに対応するアナログデータを受信し、該固定周波数クロック及び該バンプマップによって決定されるサンプリングレートを有する該アナログデータに基づいてデジタルデータを生成するアナログ・デジタル変換器を備えるシステムが提供される。

【００１３】

いくつかの実施形態では、エミッタ／レシーバトランスデューサペアに対応するアナログエコーデータを受信し；クロック周波数を有する固定周波数基準クロックを受信し；該エミッタ／レシーバトランスデューサペアに基づいてトランスデューサ構成を受信し；該トランスデューサ構成からバンプマップを決定し；そして該アナログエコーデータをデジタル化してデジタルエコーデータを生成することを含む方法が提供される。このデジタルエコーデータは、固定周波数基準クロック及びバンプマップによって決定されるサンプリング間隔を有する。

【００１４】

いくつかの実施形態では、超音波処理システムが提供される。このシステムは、デジタル超音波エコーデータを受信するデジタルデータインタフェースと、該デジタルデータインタフェースに通信可能に接続された周波数変換器とを備える。この周波数変換器は、デジタル超音波エコーデータ及び表示画像の解像度の測定値を受信し、デジタル超音波エコーデータを再サンプリングして該解像度の測定値に基づいて所定のサンプリング間隔を有する再サンプリングデジタル超音波エコーデータを生成する。

【００１５】

いくつかの実施形態では、デジタル超音波エコーデータを受信し；表示画像についての解像度の測定値を受信し；そして該解像度の測定値に基づいて該デジタル超音波エコーデータを再サンプリングすることを含む方法が提供される。

【００１６】

いくつかの実施形態では、超音波データを再サンプリングするためのシステムが提供される。このシステムは、超音波データストリームを受信する信号インタフェース；加重係数のセットを受信する係数インタフェース；該信号インタフェース及び該係数インタフェ

ースに通信可能に接続された加重補間ネットワークを備える。この加重補間ネットワークは、超音波データストリームを遅延させる複数の遅延装置であって、その遅延が複数の遅延超音波データストリームを生成するものと、該複数の遅延超音波データストリームに該加重係数のセットを適用する複数の加重ユニットであって、該適用が複数の加重超音波データストリームを生成するものと、該複数の加重超音波データストリームを追加して再サンプリング超音波データストリームを生成する合計ユニットとを備える。

【００１７】

いくつかの実施形態では、超音波データの処理方法が提供される。この方法は、デジタル超音波データを受信し；該デジタル超音波データを第１遅延量で遅延させて第１遅延デジタル超音波データを生成し；該１第遅延デジタル超音波データに第１加重を適用して第１加重超音波データを生成し；該デジタル超音波データを第２遅延量で遅延させて第２遅延デジタル超音波データを生成し；該第２遅延デジタル超音波データに第２加重を適用して第２加重超音波データを生成し；そして該第１及び第２加重超音波データを追加して再サンプリングデジタル超音波データを生成することを含む。

【００１８】

いくつかの実施形態では、超音波処理システムが提供される。このシステムは、第１及び第２ベースバンド開口エンジン；該第１及び第２開口エンジンにＡラインデータの少なくとも一部を提供するＡラインデータインタフェース；及び該第１及び第２開口エンジンに通信可能に接続されたエンジン制御装置を備える。このエンジン制御装置は、Ａラインデータの部分を指定する第１及び第２開口割り当てをそれぞれ第１及び第２開口エンジンに与える。この第１及び第２ベースバンド開口エンジンは、それぞれ第１及び第２開口割り当てを受信し；該Ａラインデータの少なくとも一部を受信し、該受信されたＡラインデータについて１以上のベースバンド集束処理を実行し；そしてそれぞれ第１及び第２開口割り当てに応じて集束データを生成する。このような一実施形態では、エンジン制御装置は、第１及び第２ベースバンド開口エンジンの一つがいつ集束データを生成するのかを決定するように更に監視し、そして該第１及び第２ベースバンド開口エンジンの一つが集束データを生成すると決定された場合には、該第１及び第２ベースバンド開口エンジンの一つに第３開口割り当てを与える。

【００１９】

いくつかの実施形態では、超音波エコーデータを集束する方法が提供される。この方法は、ベースバンド開口エンジンのセットに開口のセットを割り当て；該ベースバンド開口エンジンのセット内のベースバンド開口エンジンのそれぞれに、該開口セット内の１以上のトランスデューサのための超音波データセットを提供し；該ベースバンド開口エンジンのセットの第１エンジンが集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有すると決定された場合には、集束Ａラインデータセットを生成し；その後該第１のエンジンに別の開口を割り当てることを含む。

【００２０】

本発明のいくつかの実施形態は、高いリソース使用率及び最適なスループットを達成するために、ラウンドロビン開口割り当てに従って集束計算を実行する開口エンジンの並列配置を組み込む。集束エンジンの並列配置は、集束処理の高度に並列な性質を利用する。いくつかの実施形態では、開口エンジンは、開口割り当てに基づいて共通のバスからエコーデータを選択的に取得するところ、これにより、データステアリング回路の必要性が回避される。この単純化されたデータバスは、より多くの実施オプションを可能にする。例えば、いくつかの実施形態では、各開口エンジンは、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ、マイクロコントローラ、又はＣＰＵなどの別個の低コスト装置で実施される一方、いくつかの実施形態では、複数の開口エンジンは、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ、マイクロコントローラ又はＣＰＵなど単一の装置で実施される。

【００２１】

さらなる実施形態は、集束計算を分割するために並行な開口エンジンの階層構造を利用する。この構成は、実施におけるさらなる柔軟性を可能にする。例えば、いくつかの実施

形態では、より低いレベルの集束をトランスデューサの近くで、例えばトランスデューサ複合体中で又はワイヤ上で実施できる。トランスデューサに近いエコーデータのデジタル化は、ライン損失及び伝送ノイズを低減することができ、また、このような実施形態は、ＩＶＵＳ装置とＩＶＵＳシステムの残りの部分との間のインタフェースを単純化することができる。いくつかの実施形態では、低位エンジンは、無菌パッケージの一部であり、無菌領域内で動作するのに対し、上位エンジンは、無菌領域の外部、例えば隣接する観察領域内に位置する。階層構成の簡略化されたインタフェースは、無菌境界を横切る配線の数を減少させる。無線インタフェースを利用する実施形態では、潜在的な汚染経路がさらに減少する。

【００２２】

様々な実施形態が高機能再サンプリングを利用して、デジタル化されたエコーデータを表すのに必要なデータセットを減少させる。いくつかの実施形態では、これは、データ処理を軽減し、それにより、バス幅、バス速度、バスバッファリング及び／又はデータストレージの削減を可能にする。いくつかの実施形態では、減少されたデータサイズは、飛行時間型調整、アポダイゼーション及び合計などの集束タスクに割り当てられた処理リソースの減少を可能にする。同様に、これは、より小さく、より経済的で、かつ、よりエネルギー効率の高い実施を実現できる。本発明のいくつかの実施形態では、アナログエコーデータの可変レートデジタル化を利用することによって、集束エコーデータの品質に悪影響を与えることなくエコーデータセットのサイズを減少させる。いくつかの実施形態では、可変レートデジタル化は、バンプマップを使用することにより固定レート構成要素を利用して実行される。この実施は、追加の利点を伝えることができる。というのは、固定レート構成要素は、電力消費がより少なく、複雑な制御回路を回避することができ、しかも可変レート均等物と比較して改善された耐久性及び寿命を示すことができるからである。

【００２３】

本発明のいくつかの実施形態は、最終画像の解像度を考慮することにより、エコーデータセットのサイズを減少させる。最終画像は、均一な色及び強度の領域であるピクセルから構成される。したがって、いくつかの実施形態では、ピクセルを決定するのに必要な量を超えるデータを、最終画像に影響を与えることなく破棄することができる。これにより、効率の改善、システムサイズの減少及びコストの低減をもたらすことができる。実施形態では、ピクセルごとの再サンプリングにより、ミッドレンジの画像化システムが高解像度画像（このようなものは高精細ディスプレイ用に配置される）を生成することを可能にする。

【００２４】

本発明のいくつかの実施形態は、アップサンプリングの代わりとして補間位相シフトを行うことにより、エコーデータセットのサイズを管理する。補間位相シフトは、アップサンプリングに関連したより高いデータレートなしに、増大したデータ粒度を与える。いくつかの実施形態では、これは、低いクロック周波数、データステアリングの減少、回路の複雑性の減少及びメモリ要件の減少を含めて低いビットレートの利点を保持する。別の利点として、所定の集束ステップは、データ粒度の増大の恩恵を受けることができる一方で、他のものは低いビットレートの恩恵を受けることができる。各集束ステップの前に再サンプリングすることの代わりに、いくつかの実施形態では、アップサンプリング処理（その後ダウンサンプリング処理が続く）の代わりに補間位相シフトを行う。

【００２５】

さらなる実施形態は、ラウンドロビンアーキテクチャ及びスケジューリングをエコーデータのベースバンド集束に拡張する。エコーデータのベースバンド表現は低い特性周波数を有するため、デジタルサンプリングレートを減少させることができる。それに応じて、減少したサンプリングレートは、他の集束のステップに必要なバス速度、データストレージ要件、クロック周波数、消費電力及び／又は処理ハードウェアを削減することができる。

【００２６】

本発明の追加の態様、特徴及び利点は、以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

【００２７】

本発明の例示実施形態を添付の図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】図１は、本発明の態様に係るイメージングシステムの概略図である。

【図２】図２は、本発明の態様に係る超音波データを生成する方法のフロー図である。

【図３】図３は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体の一部の径方向断面図である。

【図４】図４は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体の一部の径方向断面図である。

【図５】図５は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体の開口図である。

【図６】図６は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体の一部の径方向断面図である。

【図７】図７は、本発明の態様に従って複数の開口についての超音波データを同時に収集する方法のフロー図である。

【図８】図８は、本発明の態様に係る経時的受信トランスデューサエコーデータのグラフ図である。

【図９ａ】図９ａは、本発明の態様に係る可変クロックレートデジタイザの概略図である。

【図９ｂ】図９ｂは、本発明の態様に係る可変クロックレートデジタイザの概略図である。

【図１０】図１０は、本発明の態様に係る可変レートデジタル化超音波データを生成する方法のフロー図である。

【図１１】図１１は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体の集束開口の断面図である。

【図１２】図１２は、本発明の態様に係る集束システムの概略図である。

【図１３】図１３は、本発明の態様に係る開口エンジンの概略図である。

【図１４】図１４は、本発明の態様に係るＴＯＦ及びアポダイゼーションユニットの概略図である。

【図１５】図１５は、本発明の態様に係る血管内超音波イメージングシステムによって生成された超音波画像の図である。

【図１６】図１６は、本発明の態様に係る経時的受信トランスデューサエコーデータのグラフ図である。

【図１７】図１７は、本発明の態様に係る再サンプリング装置の概略図である。

【図１８】図１８は、本発明の態様に係る再サンプリングネットワークの概略図である。

【図１９】図１９は、本発明の態様に係る超音波データを再サンプリングする方法のフロー図である。

【図２０】図２０は、本発明の態様に係る開口エンジンを利用して集束データを生成する方法のフロー図である。

【図２１】図２１は、本発明の態様に係る集束システムの概略図である。

【図２２】図２２は、本発明の態様に係る複数の開口を集束するための方法のフロー図である。

【図２３】図２３は、本発明の態様に係る集束システムの概略図である。

【図２４】図２４は、本発明の態様に係る階層的に配置された集束システムの概略図である。

【図２５】図２５は、本発明の態様に係る階層的集束を実行するための方法のフロー図である。

【図２６ａ】図２６ａは、本発明の態様に係るベースバンド変調器の概略図である。

【図２６ｂ】図２６ｂは、本発明の態様に係るベースバンド変調器の概略図である。

【図２７】図２７は、本発明の態様に係るベースバンド開口エンジンの概略図である。
【図２８】図２８は、本発明の態様に係るベースバンド開口集束の方法のフロー図である。
【図２９】図２９は、本発明の態様に係るベースバンド集束システムの概略図である。
【図３０】図３０は、本発明の態様に係る複数の開口を集束するための方法のフロー図である。
【図３１】図３１は、本発明の態様に係るＩＶＵＳ装置を利用する方法のフロー図である。
【発明を実施するための形態】
【００２９】
詳細な説明
本発明の原理の理解を促す目的のために、図面に示す実施形態について参照しており、特定の用語は、同じものを説明するために使用されている。それにもかかわらず、本発明の範囲の限定は意図されないと解される。本発明が関連する当業者であれば通常思いつくように、記載された装置、システム及び方法に対する任意の変更及び更なる修正、並びに本発明の原理のさらなる適用が完全に意図され、本発明の範囲内に含まれる。例えば、集束システムは、心臓血管イメージングに関して説明されるが、これは、この用途に限定されるものではないことが分かる。このシステムは、同様に、制限された腔内の画像化を必要とする任意の用途に適する。特に、一実施形態に関して説明される特徴、構成要素及び／又はステップは、本発明の他の実施形態に関して説明される特徴、構成要素及び／又はステップと組み合わせてもよいことが完全に企図される。しかし、簡潔にするために、これらの組み合わせの多数については個別に繰り返して説明しない。
【００３０】
図１は、本発明の態様に係る血管内超音波（ＩＶＵＳ）画像化システム１００の概略模式図である。本発明のいくつかの実施形態では、ＩＶＵＳ画像化システム１００は、圧電マイクロマシン超音波トランスデューサ（ＰＭＵＴ）固体ＩＶＵＳイメージングシステムである。いくつかの実施形態では、ＩＶＵＳ画像化システム１００は、ＣＭＵＴ又はＰＺＴ固体ＩＶＵＳイメージングシステムである。ＩＶＵＳイメージングシステム１００は、カテーテル、ガイドワイヤ若しくはガイドカテーテルなどのＩＶＵＳ装置１０２、患者インタフェースモジュール（ＰＩＭ）１０４、ＩＶＵＳ処理システム又はコンソール１０６、及び／又はモニタ１０８を備えることができる。
【００３１】
高レベルでは、ＩＶＵＳ装置１０２は、装置の先端付近にあるトランスデューサ複合体１１０から超音波エネルギーを放射する。超音波エネルギーは、トランスデューサ複合体１１０を取り囲む環境内の構造によって反射される。また、トランスデューサ複合体１１０は、反射波を受信し測定する。
【００３２】
ＰＩＭ１０４は、トランスデューサ複合体１１０の動作を制御するように、ＩＶＵＳコンソール１０６とＩＶＵＳ装置１０２との間で信号の通信を促進する。これは、ＩＶＵＳコンソール１０６にトランスデューサ複合体１１０で検出されたエコーデータを転送することを含む。この点で、ＰＩＭ１０４は、受信したエコーデータを転送し、いくつかの実施形態では、コンソール１０６にデータを送信する前にエコーデータの予備的処理を実行する。このような実施形態の例では、ＰＩＭ１０４は、データの増幅、フィルタリング及び／又は集計を実行する。また、実施形態では、ＰＩＭ１０４は、トランスデューサ複合体１１０内の回路を含めた装置１０２の動作をサポートするために、高及び低電圧直流電源を供給する。
【００３３】
ＩＶＵＳコンソール１０６は、ＰＩＭ１０４によりトランスデューサ複合体１１０からエコーデータを受信し、そしてデータを処理してトランスデューサ複合体１１０の周囲の環境の画像を作成する。また、コンソール１０６は、モニタ１０８に画像を表示すること

もできる。

【００３４】

いくつかの実施形態では、ＩＶＵＳ装置は、ヴォルカノ社から入手できるＥａｇｌｅＥｙｅ（登録商標）カテーテル及び米国特許第７８４６１０１号に開示されているもの（その全体を本明細書で引用により援用する）などの従来の固体ＩＶＵＳカテーテルに類似するいくつかの特徴を有する。例えば、ＩＶＵＳ装置１０２は、装置１０２の遠位端にトランスデューサ複合体１１０を備え、かつ、装置１０２の長手方向の本体に沿って延在する伝送線束１１２を備える。伝送線束１１２は、ＰＩＭカプラ１１４において装置１０２の近位端で終了する。ＰＩＭカプラ１１４は、伝送線束１１２をＰＩＭ１０４に電気的に接続させ、かつ、ＩＶＵＳ装置１０２をＰＩＭ１０４に物理的に連結する。実施形態では、ＩＶＵＳ装置１０２は、ガイドワイヤ出口ポート１１６をさらに備える。したがって、いくつかの例では、ＩＶＵＳ装置は迅速交換カテーテルである。ガイドワイヤ出口ポート１１６は、装置１０２を管１２０に通すために、ガイドワイヤ１１８を遠位端に向かって挿入するのを可能にする。管１２０は、画像化できる生体内にある天然及び人工の流体で満たされた又は取り囲まれた構造を表し、例えば、限定されないが、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、膵臓、肺を含めた臓器；導管；腸；脳、硬膜嚢、脊髄及び末梢神経を含めた神経系構造；尿路並びに身体の血液又は他の系内にある弁などの構造が挙げられる。天然構造を画像化することに加えて、画像は、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ又は身体内に設置された他の装置、例えば、ガイドワイヤ又はガイドカテーテル（ただしこれらに限定されない）などの人工構造物を画像化することを含むことができる。実施形態では、ＩＶＵＳ装置１０２は、遠位先端部の近くに膨張可能なバルーン部分１２２を備える。バルーン部分１２２は、ＩＶＵＳ装置の長さに沿って移動しかつ膨張ポート（図示せず）で終了するダクトに開口している。バルーン１２２は、膨張ポートを介して選択的に膨張及び収縮できる。

【００３５】

ＩＶＵＳ処理システム１０６は、ＩＶＵＳ装置１０２と連動して動作して狭い通路内から高解像度画像を生成するように設計されている。現在の技術水準と比較してＩＶＵＳイメージング装置の性能を向上させるために、本発明の実施形態は、広い帯域幅（＞１００％）及び球状集束開口を与えるＰＭＵＴなどの高度なトランスデューサ技術を取り入れる。この広い帯域幅は、短い超音波パルスを生成して径方向での最適な解像度を達成するために重要であり、また、球状集束開口は、横方向及び上方向の次元で最適な解像度を与える。ＰＭＵＴ及び他の高度な超音波トランスデューサ技術が提供する改善された解像度は、良好な診断精度を促進させ、異なる組織型を識別する能力を高め、そして血管内腔の境界を正確に把握する能力を高める。また、本発明の実施形態は、より効率的でかつより経済的な部品を利用しつつ焦点解像度を向上させ、ノイズ及びアーチファクトを減少させ、しかも解像度及びフレームレートの増加を実現する、ＩＶＵＳ処理システム１０６内での改善された焦点エンジンを提供する。

【００３６】

超音波データを収集する方法を、図２、図３、図４を参照して説明する。図２は、本発明の態様に係る超音波データを生成する方法２００のフロー図である。方法２００のステップの前、その間及びその後に追加のステップを与えることができ、また、説明されたステップの一部をこの方法の他の実施形態と交換し又は排除することができると解される。図３及び図４は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体１１０の一部分の径方向断面図である。

【００３７】

トランスデューサ複合体１１０はトランスデューサ３０２のアレイを収容しており、そのうちの１３個を図３に示している。トランスデューサ３０２は、開口３０４ａ、３０４ｂ及び３０４ｃを含む開口３０４にグループ化される。いくつかの実施形態では、各トランスデューサ３０２は、１個以上の開口３０４の一部とすることができる。例えばトランスデューサ３０２ｃは、開口３０４ａ、３０４ｂ及び３０４ｃに含まれる。非限定的な例

として、示された実施形態では、各開口３０４は、９個のトランスデューサ３０２を備える。他の開口幅が企図される。例えば、さらなる実施形態は、８、１０、１２、１４、１６、又は３２個のトランスデューサ３０２を含む開口３０４を有する。実施形態では、開口３０４は、１２８個のトランスデューサ３０２を含む。

【００３８】

ブロック２０２及び図３を参照すると、開口３０４及び該開口内の関連トランスデューサ３０２が特定されている。これは、どの特定のトランスデューサを開口の各端部に配置するのかを決定することを含むことができる。図３を参照すると、例示開口３０４ａについて、トランスデューサ３０２ａが第１端部にあり、トランスデューサ３０２ｉが第２端部に配置される。ブロック２０４において、初期の放射及び受信トランスデューサが指定される。放射及び受信トランスデューサのグループ化をＡラインと呼ぶ。Ａライン内では、複数の放射トランスデューサ及び複数の受信トランスデューサは、一緒に作用するように構成できる。さらに、いくつかの実施形態では、トランスデューサは、放射及び受信トランスデューサの両方として指定できる。したがって、代表的な発射では、トランスデューサ３０２ａは、初期放射トランスデューサと初期受信トランスデューサの両方である。

【００３９】

ブロック２０６において、指定された放射トランスデューサ（本例では、トランスデューサ３０２ａ）又は複数のトランスデューサを、超音波エネルギーを放射するように始動させる。超音波エネルギーの一部（例えば、矢印３０６によって示される線に沿って方向付けられた部分）は、トランスデューサ複合体１１０を取り巻く環境に位置する標的構造３０８によって反射する。ブロック２０８において、指定された受信トランスデューサ（本例では、トランスデューサ３０２ａ）又は複数のトランスデューサは、反射した超音波エコーを受信する（矢印３１０ａで示す）。本発明の目的のために、トランスデューサによる受信行為は、超音波エコーなどのエネルギーインパルスを経験すること、受信されたインパルスを電位などの信号に変換すること、変換された信号を送信すること、変換された信号を測定すること及び／又は他の好適な受信ステップを含むことができる。いくつかの実施形態では、複数の放射エミッタを一組として発射する。複数のトランスデューサを一組として発射すると、より強力な超音波送信が生じる。特に、比較的小さな放射トランスデューサを使用する実施形態及び／又は比較的長い距離を画像化する実施形態（ただしこれらに限定されない）では、より強い放射は信号対雑音比を改善させる。同様に、いくつかの実施形態では、複数の受信トランスデューサを一組として受信するように設定する。この複数トランスデューサのグループは、単独で作用する個々のトランスデューサよりも良好な結像特性を有する強力な電位を生成することができる。

【００４０】

図示した実施形態では、一連の発射を、一連の受信トランスデューサを使用して各放射トランスデューサについて生じさせる。受信トランスデューサは、歩行パターンに応じてステップスルーされる。前方歩行を示すことができる例示歩行パターンは、トランスデューサを任意の第１の方向に進める（例えば、トランスデューサ３０２ａ～３０２ｂ～３０２ｃまで）。後方歩行は、トランスデューサを第１の方向とは反対の方向に進める（例えば、トランスデューサ３０２ｃ～３０２ｂ～３０２ａまで）。他の歩行パターンは、複数の方向を利用し、トランスデューサをスキップし、トランスデューサを繰り返し、トランスデューサをグループ化し及び／又は任意の他の好適なパターンに従って動作する。受信サイクルが完了したら、次の放射トランスデューサを選択する。

【００４１】

したがって、ブロック２１０で、現在の受信トランスデューサ又は複数のトランスデューサが歩行パターンにおける最終トランスデューサであるかどうかが決定される。いくつかの典型的なパターンでは、そのパターンにおける最終トランスデューサは、開口の端でのトランスデューサである（例えば、開口３０４ａについてのトランスデューサ３０２ａ及び／又はトランスデューサ３０２ｉ）。いくつかの典型的なパターンでは、最終受信トランスデューサは、放射トランスデューサである。受信トランスデューサがそのパターン

における最終トランスデューサでない場合には、ブロック２１２で、次の受信トランスデューサ又は複数のトランスデューサが歩行パターンに従って指定される。前方歩行パターンに従う図３に示す実施形態では、トランスデューサ３０２ｂが次の受信トランスデューサとして指定される。

【００４２】

ブロック２１２から、ブロック２０６及び２０８の送信及び受信の連続を、新たに指定されたエミッタとレシーバのペアを使用して繰り返す。図３の例示実施形態では、トランスデューサ３０２ａからの放射（矢印３０６で示す）は、標的構造３０８によって反射する。反射を受信しトランスデューサ３０２ｂで変換する（矢印３１０ｂで示す）。次の反復で、トランスデューサ３０２ａからの放射をトランスデューサ３０２ｃで受信する（矢印３１０ｃで示す）。これは、前方歩行パターンが、開口３０４ａにおける最終受信トランスデューサであるトランスデューサ３０２ｉに達するまで進行する（矢印３１０ｉで示す）。こうして、放射トランスデューサ３０２ａのための受信サイクルを完了させる。

【００４３】

受信サイクルが完了すると、この方法は、ブロック２１０からブロック２１４に進み、そこで、放射トランスデューサ又は複数のトランスデューサがエミッタ歩行パターンに応じて最終放射トランスデューサであるかどうかが決定される。いくつかの実施形態では、そのパターンにおける最終放射トランスデューサは、開口の端にあるトランスデューサである。放射トランスデューサが最終トランスデューサでない場合は、ブロック２１６において、次の放射トランスデューサが指定される。いくつかの実施形態では、これは、同様に、レシーバ歩行パターンのアスペクトを修正することを含む。受信トランスデューサの歩行パターンを、例えば前方歩行パターンから後方歩行パターンに切り替えることにより、切り替えてもよい。また、新たな受信トランスデューサを指定することもできる。例えば、受信トランスデューサは、放射トランスデューサが変化する場合には、トランスデューサ３０２ｉから３０２ａに変更できる。他の実施形態は、受信シーケンスに対してさらに変更を取り入れる。

【００４４】

ここで図４を参照すると、例示実施形態では、トランスデューサ３０２ｂは、次の放射トランスデューサと指定され、そしてレシーバ歩行パターンを後方歩行パターンに切り替える。この実施形態では、指定された受信トランスデューサ３０２ｉは変わらないままである。ブロック２０６において、放射トランスデューサ３０２ｂは、超音波放射を生じさせ（矢印４０６で示す）、これは、標的構造３０８によって反射しかつトランスデューサ３０２ｉによって受信される（矢印４１０ｉで示す）。後方歩行パターンのため、次の反復で、トランスデューサ３０２ｂからの放射は、トランスデューサ３０２ｈ（矢印４１０ｈで示す）によって受信され、その後トランスデューサ３０２ｇ（矢印４１０ｇで示す）によって受信される。この方法は、最終放射トランスデューサが受信サイクルを完了するまで継続し、そして、いくつかの実施形態では、開口内の放射トランスデューサ及び受信トランスデューサのＡラインの組み合わせが使い尽くされる。

【００４５】

指定された放射トランスデューサのために受信トランスデューサをステップスルーする観点から方法２００を開示することは純粋に任意であることが分かる。いくつかの実施形態では、受信トランスデューサが指定され、方法２００は、新たな受信トランスデューサを指定する前に、一連の放射トランスデューサのシーケンスを介して進行する。さらに、図３～４を参照して開示されたエミッタ及びレシーバ歩行パターンが、説明を明確にするため選択された例である。他の歩行パターンも企図されかつ提供される。

【００４６】

図から分かるように、例示的な９個のトランスデューサ開口３０４のそれぞれについて、８１個のトランスデューサの組み合わせ（又はＡ－ライン）が存在する。いくつかの実施形態では、Ａラインの発射数を、Ａラインデータが相反性を示すと仮定することによって減少させる。言い換えれば、トランスデューサ３０２ａよって放射されかつトランスデ

ューサ３０２ｉによって受信された信号は、トランスデューサ３０２ｉによって放射されかつトランスデューサ３０２ａによって受信される信号のための好適な代替物である。したがって、いくつかの実施形態では、それぞれの逆数Ａライン対に対して１つのみのＡラインを生成する。

【００４７】

図５は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体１１０の開口図５００である。図５は、トランスデューサペア（Ａライン）と関連する開口との関係及び隣接する開口間の関係を示す図である。図から分かるように、図５の開口図５００は、Ａライン発射の数を減らすために、データの逆数的（相互的）性質を活用する。例示実施形態では、Ｎ個のトランスデューサ及びｉの初期トランスデューサ指数を有する開口について、トランスデューサT_iによって生成された信号は、T_iとT_{i+N-1}との間にある各トランスデューサにより受信される。後のトランスデューサT_{i+1}によって生成された信号は、T_{i+1}とT_{i+N-1}との間にある各トランスデューサによって受信されるが、必ずしもT_iによって受信されるわけではない。というのは、T_iからT_{i+1}への好適な代替データが存在するからである。したがって、T_{i+N-1}によって生成された信号は、T_{i+N-1}で受信されるが、必ずしも他のトランスデューサで受信されるわけではない。図５との関連で言えば、第１の例示の９個のトランスデューサ開口は、トランスデューサT_A～T_Iを備え、三角形５０２ａで表される。トランスデューサT_Aによって生成された信号は、トランスデューサT_A～T_Iによって受信される。トランスデューサT_Bにより生成された信号は、トランスデューサT_B～T_Iなどによって受信される。図から分かるように、発射パターンは、８１回の代わりにわずか４５回の発射を取り入れる。これは、開口データセットを取得するために要する時間を測定可能な程度に短縮できる。

【００４８】

図６は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体１１０の一部の径方向断面図である。いくつかの実施形態では、データ収集は、複数の開口３０４についてのデータを同時に収集することによって促進される。前述したように、各トランスデューサは、複数の開口の一部であってもよく、それに応じて、それぞれのＡライン（トランスデューサの組み合わせ）は、複数の開口の一部であってもよい。トランスデューサ３０２ｂ～３０２ｉで受信されたトランスデューサ３０２ｂからのＡラインは、開口３０４ａ及び３０４ｂの一部である。トランスデューサ３０２ｂからトランスデューサ３０２ｊまでの単一の追加Ａライン測定６１０ｊは、放射トランスデューサ３０２ｂに関して両方の開口についての完全なデータセットを提供するのに十分である。したがって、ある実施形態では、トランスデューサ３０２ｂの発射パターンは、開口３０４ａ及び３０４ｂの両方に必要なデータを生成する。

【００４９】

再度図５を参照すると、例示的な第１の９個のトランスデューサ開口は、三角形５０２ａで示されるように、トランスデューサT_A～T_Iを備える。第２隣接開口は、三角５０２ｂで示されるように、トランスデューサT_B～T_Jを備える。したがって、実施形態では、放射トランスデューサT_Bの受信サイクル中に、受信トランスデューサT_Jのために追加の発射を実行する。これは、第１及び第２開口５０２ａ及び５０２ｂについてのデータを生成する。さらに、放射トランスデューサT_Cのための受信サイクルは、第１及び第２開口５０２ａ及び５０２ｂ並びに三角形５０２ｃによって表される第３のものについてのデータを生成するために、受信トランスデューサT_C～T_Kを備える。換言すれば、Ｎ個のトランスデューサ及びｉの初期トランスデューサ指数を有する所定の開口について、トランスデューサT_iによって生成された信号は、T_iとT_{i+N-1}との間にある各トランスデューサで受信される。トランスデューサT_{i+1}によって生成された信号は、T_{i+N}が第１開口に含まれていないという事実にもかかわらず、T_{i+1}とT_{i+N}との間にある各トランスデューサで受信される。このシーケンスは、所定の開口についての完全なデータセットが収集されるまで継続し、その時に、部分データがＮ－１の他の開口のために収集されることになる。いくつかの実施形態は、複数の開口に関連するデータの同時収集を活用して開口処理を

並行して実行する。一例として、トランスデューサT_cについての信号データを、開口５０２ａ、５０２ｂ及び５０２ｃに使用する。したがって、いくつかの実施形態では、トランスデューサT_cについての信号データを、開口５０２ａ、５０２ｂ及び５０２ｃのために同時に処理することができる。

【００５０】

図７は、本発明の態様に係る複数の開口３０４についての超音波データを同時に収集する方法７００のフロー図である。方法７００のステップの前、その間及びその後に追加のステップを与えることができ、説明されたステップの一部を方法７００の他の実施形態と交換する又は排除することができることが分かる。ブロック７０２を参照すると、開口３０４及び該開口内の関連のトランスデューサ３０２が特定される。これは、開口の各端部に位置するトランスデューサを識別することを含むことができる。ブロック７０４において、初期放射及び受信トランスデューサを指定する。一実施形態では、開口の端部にあるトランスデューサは、第１放射及び第１受信トランスデューサの両方として指定される。ブロック７０６では、指定された放射トランスデューサ又は複数のトランスデューサは、超音波エネルギーを放射するように始動される。ブロック７０８では、指定された受信トランスデューサ又は複数のトランスデューサは、反射した超音波エコーを受信し、そして受信エネルギーをエコーデータに変換する。ブロック７１０で、このエコーデータを、指定されたトランスデューサを収容する開口などの複数の開口での処理のために提供する。

【００５１】

ブロック７１２において、指定された受信トランスデューサが歩行パターンでの最終トランスデューサがあるかどうかが決定される。受信トランスデューサが歩行パターンにおける最終トランスデューサでない場合には、ブロック７１４において、次の受信トランスデューサ又は複数のトランスデューサをそのパターンに応じて指定する。このような実施形態では、第１方向へ進めることを前方歩行と指定するのに対し、第２方向へ進めることを後方歩行と指定する。ブロック７０６及び７０８の発射及び受信連続を、新たに指定された送信機と受信機のグループを使用して繰り返す。

【００５２】

ブロック７１２において、受信トランスデューサがそのパターンにおける最終トランスデューサである場合には、受信サイクルを放射トランスデューサについて完了させる。受信サイクルが完了すると、この方法は、ブロック７１２からブロック７１６に進み、ここで、現在の放射トランスデューサがエミッタ歩行パターンにおける最終トランスデューサであるどうかが判定される。そうでない場合には、ブロック７１８において、次の放射トランスデューサ又は複数のトランスデューサが指定される。ブロック７１８で、次の受信トランスデューサ又は複数のトランスデューサは、レシーバ歩行パターンに従って、同様に指定できる。いくつかの実施形態では、ブロック７２０において、歩行パターンを変更する（例えば、前方歩行と後方歩行との間で交互に）。次に、この方法はブロック７１４に進む。

【００５３】

開口の最終放射トランスデューサが受信サイクルを完了するまで、方法７００は継続する。これが生じるときに、方法７００はブロック７１６からブロック７２２に進み、そこで、開口のための集束Ａラインのデータを送信する。次に、方法７００はブロック７１８に進み、そこで、放射及び受信トランスデューサがインクリメントされ、そしてデータ収集をその後の開口について実行する。このデータ収集方法が第１（最初の）開口データセットを収集するための時間を改善しない場合であっても、複数の開口に関連するデータの同時収集のため、その後の開口データセットを得るために必要な時間を短縮することができる。

【００５４】

指定された放射トランスデューサのために受信トランスデューサをステップスルーする観点から方法７００を開示することは純粋に任意であることが分かる。いくつかの実施形態では、受信トランスデューサを指定し、そして方法７００は、新たな受信トランスデュ

ーサを指定する前に、一連の放射トランスデューサを通して進む。さらに、開示された歩行パターンは、説明を明確にするために選択された例である。他の歩行パターンが企図され、提供される。

【００５５】

図８は、本発明の態様に係る経時受信トランスデューサエコーデータ８０２のグラフ図である。多くの実施形態では、アナログトランスデューサエコーデータ８０２をデジタル領域でのさらなる処理のためにデジタル化する。ライン８０４によって示されるように、デジタル化は、所定時間内における離散点でアナログデータサンプルを取得することを含む場合が多い。このデジタル化は、ＩＶＵＳ装置１０２内、ＰＩＭ１０４内、ＩＶＵＳ処理システム１０６内で及び／又は別のＩＶＵＳ部材内における別の好適な位置で実行できる。いくつかの実施形態では、デジタル化は、固定クロック・レート・デジタイザを用いて行われる。これは、時間の増分値当たりの定数のデジタルサンプルを生成する。しかし、メモリ、処理リソース及び処理時間は、エコーデータが受信トランスデューサに到達し、かつ、他の場所にはほとんど又は全く到達しないと予想される期間中にエコーデータを頻繁にサンプリングすることによって低減できる。したがって、いくつかの実施形態では、デジタル化は、可変周波数デジタイザを使用して実行される。これは、デジタル化されたエコーデータのサンプル数を減少させることができ、かつ、エコーデータを処理するためのシステム要件を減少させることができる。

【００５６】

図８を参照すると、エコーデータについてのサンプリングパターンは、受信トランスデューサによって生成される信号が関連しない初期期間８０６を含むことができる。したがって、初期期間８０６中のサンプルを省略することができる。例えば、この初期期間８０６は、超音波放射の反射がまだ到着していない時間に相当する場合があるため、あらゆる測定値はバックグラウンドノイズである。また、サンプリングパターンは、エコーデータ８０２を様々な周波数でサンプリングする１以上のアクティブ期間８０８及び８１０を含むこともできる。実施形態では、信号データが関連性の低い第１アクティブ期間８０８中に、データは、第２アクティブ期間８１０中よりも相対的に低い周波数でサンプリングされる。多くの要因がデータの関連性に影響を与える可能性がある。例えば、目的の範囲外の集束範囲に相当する期間は、関連性の低いものであることができる。さらなる例として、エミッタがピーク出力に達する前に生成されたデータに相当する期間は、減少した信号対雑音比を示すため、関連性が低い。このサンプリングパターンは、これらの関連性の要因などを説明することができる。様々な実施形態では、アクティブ期間８０８及び８１０のタイミング及び持続時間並びにアクティブ期間中のサンプリングレートは、サンプルサイズとデータ品質とのバランスをとるように選択される。

【００５７】

可変周波数サンプリングは、可変周波数オシレータを利用して実施できる。このような実施形態では、デジタイザ設計の単純さは、見込まれる欠点に対してバランスをとらなければならない。例えば、可変周波数オシレータは、複雑な制御ロジックを必要とする場合があり、固定周波数オシレータよりも多くの電力を必要とする場合があり、固定周波数オシレータよりも多くの熱を発生させる場合があり、しかも信頼性を低下させる場合がある。

【００５８】

図９ａ及び図９ｂは、本発明の態様に係る可変クロックレートデジタイザの概略図である。図９ａのデジタイザ９００は、固定レートオシレータ９０２及びバンプマップ生成器９０４を内蔵する。デジタイザ９００は、アナログエコーデータ９０６を単独で又はエコーデータ９０６を生成するために使用されるＡラインのトランスデューサ構成９０８と共に受信する。例えば、トランスデューサ構成９０８は、エコーデータ９０６を生成したＡライン又はエミッタ／レシーバのペアを示すことができる。トランスデューサ構成９０８から、バンプマップ生成器９０４は、エコーデータについてのサンプリングパターンを決定する。

【００５９】
サンプリングパターンは、トランスデューサ複合体１１０の幾何学的形状（例えば、弧度、トランスデューサの間隔、エミッタとレシーバとの間の距離、信号線の長さなど）、トランスデューサの特性（例えば、発射遅延、感度など）、開口の特性（例えば、幅、トランスデューサ複合体上の位置など）及び／又は到達時間、信号品質、信号の関連性などに影響を与える他の関連する要因に基づくことができる。例示実施形態では、エミッタ及びレシーバの両方として機能する単一のトランスデューサを有するＡラインは、さらに間隔の開いたトランスデューサペアよりも標的構造への及びそれからの短い距離を有することができる。それに応じてサンプリングパターンを構成することができる。別の例示実施形態では、サンプリングパターンは、製造のばらつきに相当する。様々な他の実施形態では、サンプリングパターンの時間的位置は、エコーデータを受信する時間に影響を与える測定されかつ計算された他の影響に相当する。

【００６０】
いくつかの実施形態では、サンプルの総数は、基準Ａラインによって決定される。このような一実施形態では、基準Ａライン用バンプマップは、合計３０００のサンプルを特定する。実施形態では、他の関連Ａライン用のバンプマップは、全サンプルの同じ数を特定するが、時間の配置は変更できる。

【００６１】
このサンプリングパターンを使用して、開口内の様々なＡラインから収集されたエコーデータ９０６を整列させることができる。いくつかの実施形態では、これは、Ａライン間でのエコーデータ９０６の時間的アラインメントを実行するために初期期間８０６を含めてサンプリングパターンの期間を選択することにより実行される。いくつかの実施形態では、サンプリングパターンの期間のサンプルレートは、エコーデータの時間的アラインメントを実行するために計算される。

【００６２】
バンプマップ生成器９０４は、サンプリングパターンに対応するバンプマップ９１０を作成する。いくつかの実施形態では、バンプマップ９１０は、バイナリデータ（複数の０及び１）を含み、ここで、１は、アナログデータのサンプルが対応するクロックパルスで得られるはずであることを示し、０は、新たなサンプルが対応するクロックパルスでは得られないはずであることを示す。別の実施形態では、１は、新たなサンプルが対応するクロックパルスで得られるはずではないこと、及びその逆を示す。

【００６３】
固定レートオシレータ９０２によって生成されるバンプマップ９１０及びクロックは、アナログ・デジタル変換器９１２に提供される。アナログ・デジタル変換器９１２は、クロックとバンプマップ９１０との組み合わせによって決定されるクロックレートでアナログエコーデータをサンプリングする。いくつかの実施形態では、バンプマップ９１０はクロックをマスクする。例えば、バンプマップ９１０及びクロックは、アナログ・デジタル変換器９１２内のＡＮＤゲートへの入力として供給できる。ＡＮＤゲートの出力は、アナログエコーデータをサンプリングするためにアナログ・デジタル変換器９１２によって使用されるサンプルクロックとして機能することができる。このように、アナログ・デジタル変換器９１２は、デジタル化されたエコーデータ９１４を、クロックとバンプマップ９１０との組み合わせによって決定されるサンプル周波数を有するアナログエコーデータ９０６から生成する。

【００６４】
また、図９ｂのデジタイザ９５０は、固定レートオシレータ９０２及びバンプマップ９１０も内蔵する。デジタイザ９５０は、指摘されている場合を除き、デジタイザ９００と実質的に類似する。違いの一つは、デジタイザ９５０が、固定レートオシレータ９０２によって生成されたクロックに基づいて固定周波数でサンプリングするアナログ・デジタル変換器９１２を内蔵していることである。固定レートオシレータと同様に、固定周波数のアナログ・デジタル変換器は、複雑さが少ない場合があり、エネルギー消費が少ない場合

があり、熱の生成が少ない場合があり、及び／又は可変レートの変形例よりも信頼性が高い場合がある。したがって、デジタイザ９５０は、サイズ、複雑さ及び／又は電力消費を低減でき、かつ、別の設計と比較して信頼性が向上できる。

【００６５】

アナログ・デジタル変換器９１２は、固定レートデジタル化エコーデータ９５２を生成し、これをバンプマップ９１０に従ってレート変換器９５４によって可変レートデジタル化データ９５６に変換する。その際に、レート変換器９５４は、固定レートデータ９５２に対してダウンサンプリング、アップサンプリング、補間及び／又は他の修正を実行することができる。したがって、いくつかの実施形態では、レート変換器９５４は、固定レートデジタル化エコーデータ９５２からのサンプルを破棄して可変レートデジタル化エコーデータ９５６を生成する。いくつかの実施形態では、レート変換器は再サンプリングし、そしてそれによって固定レートデジタル化エコーデータ９５２にサンプルを追加する。いくつかの実施形態では、レート変換器は、固定レートデジタル化エコーデータ９５２のサンプルからの値を補間して可変レートデジタル化エコーデータ９５６を生成する。

【００６６】

図１０は、本発明の態様に係る可変レートデジタル化超音波データを生成する方法１０００のフロー図である。追加のステップを、方法１０００のステップの前、その間、及びその後に与えることができ、また、説明されたステップの一部を方法１０００の他の実施形態と交換し又は排除することができることが分かる。ブロック１００２を参照すると、アナログエコーデータをＡラインのトランスデューサのグループから受信する。このアナログエコーデータは、Ａラインのトランスデューサ３０２或いは増幅器、フィルタ、信号調整器及び／又は他の好適なインタフェースシステムから直接受信できる。ブロック１００４では、固定周波数基準クロックを受信する。基準クロックの周波数は、可変レートデジタル化データの生成中に使用される最大のサンプリング周波数に対応することができる。ブロック１００６において、Ａラインのいくつかの側面を特定するトランスデューサ構成が受信される。このトランスデューサ構成は、Ａラインのトランスデューサ、トランスデューサ複合体１１０の形状、トランスデューサの特性、開口の特性、及び／又はエコーデータの時間的特性を決定することができる他の関連する要因を特定することができる。

【００６７】

ブロック１００８では、バンプマップは、トランスデューサ構成から決定される。バンプマップは、デジタル化エコーデータのサンプリング間隔を特定し、そしてこれを使用して、アナログエコーデータがサンプリングされない初期間隔、エコーデータを減少周波数でサンプリングするアクティブ間隔、エコーデータを増加周波数でサンプリングするアクティブ間隔及び他の重要な時間間隔を特定することができる。

【００６８】

いくつかの実施形態では、これらの間隔は、エコーデータが期待される期間中にサンプリングレートを増大させるように選択される。他の場所でのサンプル数を減らすことによって、バンプマップは、データの取り扱いと集束とのためのメモリ、処理リソース、クロック速度及び消費電力を低減することができる。いくつかの実施形態では、バンプマップは、複数のＡライン間のサンプル総数を調整する。例えば、全サンプルは基準Ａラインによって設定でき、また、開口内の他のＡラインについてのバンプマップは、基準合計に従ってもよい。いくつかの実施形態では、バンプマップを使用してＡラインにわたるエコーデータの時間的アラインメントを実行する。

【００６９】

いくつかの実施形態では、バンプマップは、一連のバイナリデータ（複数の０及び１）を含み、ここで、１は、アナログデータのサンプルが対応するクロックパルスで得られるはずであることを示し、０は、新たなサンプルが対応するクロックパルスでは得られないはずであることを示す。別の実施形態では、１は、新たなサンプルが対応するクロックパルスで得られるはずであることを示す。

【００７０】

ブロック１０１０において、アナログのエコーデータを基準クロック及びバンプマップに応じてデジタル化して可変レートデジタルエコーデータを生成する。いくつかの実施形態では、バンプマップを使用して基準クロックをゲートし、かつ、サンプリングのための可変レートクロックを生成する。さらなる実施形態では、アナログデータをまず基準クロック周波数でサンプリングすることによってデジタル化し、そしてこの固定周波数データを、バンプマップに従ってダウンサンプリング、アップサンプリング、補間及び／又はそうでなければ修正する。バンプマップを利用することにより、デジタルエコーデータセットを、データの品質に悪影響を与えることなく、かつ、複雑な制御ロジックを必要とする場合があり、固定周波数均等物よりも多くの電力を必要とする場合があり、しかも低下した信頼性を実証する場合がある可変周波数装置を使用することなく減少させることが可能になる。

【００７１】

図１１は、本発明の態様に係るトランスデューサ複合体１１０の集束開口３０４の断面図である。開口データが収集されたら、該データは、数学的集束処理を受けることができる。集束は、Ａラインとランスデューサの組合せから収集されたデータを調節し組み合わせることによって画像品質を改善する。集束の効果は、開口３０４内の所定位置からの幅狭放射であってトランスデューサ複合体１１０上の所定位置で受信されたものを、トランスデューサ３０２が実際にこれらの位置に存在するかどうか又はこのような幅狭放射を生成することができるかどうかにかかわらずシミュレートするデータセットにＡラインデータを組み合わせることである。いくつかの実施形態では、複数の集束Ａラインが開口３０４ごとに生成される。様々な集束Ａラインを、トランスデューサ複合体１１０の表面から異なる角度に向けることができる。例えば、集束は、Ａライン１１０２ａ、１１０２ｂ及び１１０２ｃについてのデータを生成することができる。これら様々な集束Ａラインは、集束Ａラインデータの様々なフレーバと呼ぶこともできる。いくつかの実施形態では、焦点の計算は、範囲に影響を受けやすい。例えば、所定の集束Ａライン（例えば、Ａライン１１０２ａ）は、範囲１１０４ａのための因子の一方のセット、１１０４ｂのための別のセット及び１１０４ｃのための別のセットを使用して計算できる。さらなる非限定的な例では、所定の集束Ａラインは、２、４、５、６及び９を含めた、範囲１１０４の他の数に対して計算される。実施形態では、範囲１１０４の数は、測定された（集束しない）Ａラインのために収集したサンプルの数である。範囲の他の好適な数が提供される。したがって、集束は、範囲、フレーバ及び／又は生成される集束Ａラインの他の側面で割った計算のセットを含むことができる。

【００７２】

集束の処理は、データの時空間アラインメント（径方向集束、すなわち矢印１１０６で示された径方向）並びにデータの空間的アライメント（方位角度集束、すなわち矢印１１０８で示される方位角方向）を含むことができる。第１のタイプのアライメント、すなわち時空間アラインメントは、飛行時間型調整を含むことができる。Ａライン間の異なる飛行経路のため、受信エコーは、異なる時間にトランスデューサに到達する場合がある。飛行時間型調整は、これらの信号を開口内の他のＡラインの信号に整列させる時間内に受信応答をシフトさせる。第２のタイプのアラインメント、すなわち空間的アライメントは、振幅バランス及びアポダイゼーションを含むことができる。振幅バランスの一つのタイプは、トランスデューサの特性に基づいて、振幅調整を受信応答に適用する。例えば、トランスデューサは、斜めの角度に向けた信号に対する感度が低下している場合がある。こうして、指向性増幅率を、放射トランスデューサに対する受信トランスデューサの位置に基づいて決定することができる。さらなる例では、製造のばらつきに起因する場合のあるものなどの感度の低いトランスデューサを補正するために調整を加えることができる。アポダイゼーションは、別のタイプの振幅加重であり、これを使用してイメージングプロセスからのグレーティング及びサイドローブ効果並びに他のアーチファクトを低減することができる。アポダイゼーションは、時間窓のいずれかの側での受信応答の振幅を漸減させることを含むことができる。これは、その窓のピーク中における応答性を強調する。代表的

なアポダイゼーション加重としては、ボックスカー、ハン、ハミング、余弦、ルートレイズ余弦及び半余弦ウィンドウ関数が挙げられる。

【００７３】

図１２は、本発明の態様に係る集束システム１２００の概略図である。集束システム１２００の一部は、ＩＶＵＳ処理システム１０６、患者インタフェースモニタ（ＰＩＭ）１０４及び／又はＩＶＵＳ画像化システム１００の他の構成要素に取り入れられることができる。様々な実施形態では、集束システム１２００は、開口３０４内のトランスデューサ３０２からＡラインデータを集束して開口３０４についての集束データセットを生成する。集束システム１２００は、ＡラインデータステアリングインタフェースＡラインデータ１２０２を受け取る。いくつかの実施形態では、インタフェース１２０４は、トランスデューサ複合体１１０からＡラインデータ１２０２を受信する。いくつかのこのような実施形態では、Ａラインインタフェース１２０４は、トランスデューサ複合体１１０のトランスデューサ３０２から直接データを受信する。いくつかの実施形態では、Ａラインインタフェース１２０４は、データバッファなどのメモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムからデータを受信する。Ａラインデータステアリングインタフェース１２０４は、適切な飛行時間型（ＴＯＦ）調整ユニット１２０６に受信したデータを向ける。

【００７４】

飛行時間型調節ユニット１２０６は、Ａラインデータを時間内に整列させる。例示実施形態では、集束システム１２００は、開口内の各Ａラインのための飛行時間型調整ユニット１２０６を備えるが、明確化のために４つしか示されていない。他の実施形態は、わずか１つの飛行時間型調整ユニット１２０６を組み込む。飛行時間型調整ユニット又はその複数のユニット１２０６は、オフセットに従って時間内で信号をシフトさせることによってＡラインデータを整列させる。いくつかの実施形態では、ユニット１２０６によって適用される特定のオフセットは、トランスデューサ複合体１１０の形状（例えば、弧度、トランスデューサの間隔、エミッタとレシーバとの間の距離、信号線の長さなど）、トランスデューサの特性（例えば、発射遅延、感度など）、開口の特性（例えば、トランスデューサ複合体上の幅、位置など）及び／又は到達時間に影響を及ぼす他の関連要因に基づいて決定される。いくつかの実施形態では、例えば、集束Ａラインが距離範囲１１０４又はフレーバに基づいて複数の計算に分割される場合、個別の飛行時間オフセットを、各特定の集束範囲１１０４又はフレーバのために供給する。いくつかの実施形態では、飛行時間オフセットは、予め決定された値を利用することに加えて又はその代わりに、ピーク検出などの方法により、入ってくるＡラインのデータの分析によって決定される。オフセットを適用した後に、整列Ａラインデータをアポダイゼーションユニット１２０８に供給する。

【００７５】

アポダイゼーションユニット１２０８は、グレーティング及びサイドローブの影響を補正するために振幅加重のセットを適用する。このような加重は、典型的には、時間窓のいずれかの側での受信応答の振幅を漸減させ、ボックスカー、ハン、ハミング、余弦、平方根二乗余弦、半余弦窓関数及び／又は他の好適なアポダイゼーション関数などのアポダイゼーション関数から導出できる。また、アポダイゼーションユニット１２０８は、トランスデューサ特性に基づいて振幅調整を実行することもできる。例えば、振幅調整は、感度の低下したトランスデューサを補正することができる。得られた整列及びアポダイズデータを合計ユニット１２１０に供給し、これは、非集束Ａラインからのデータを追加して開口についての集束Ａラインデータを生成する。

【００７６】

図１３は、本発明の態様に係る開口エンジン１３００の概略図である。開口エンジン１３００の部分を、ＩＶＵＳ処理システム１０６、患者インタフェースモニタ（ＰＩＭ）１０４、及び／又はＩＶＵＳイメージングシステム１００の他の構成要素に組み込むことが

できる。いくつかの実施形態では、開口エンジン１３００は、集束計算の並列性を強化して集束スループットを改善する。システム１２００の集束とは対照的に、開口エンジン１３００は、実行合計ユニット１３０６及び効率化インタフェースを並列化アーキテクチャと共に内蔵する。図示した実施形態では、開口エンジン１３００は、集束Ａラインデータの Ｎ回の並列計算を実行し、そのうちの３つが示されている。さらなる実施形態は、ＴＯＦとアポダイゼーションユニット１３０４と実行合計ユニット１３０６とについて、他の数を取り入れてフレーバの他の数を生成する。例えば、このような一実施形態では、開口エンジン１３００は、単一のＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４と単一の実行合計ユニット１３０６とを備える。

【００７７】

開口エンジン１３００は、集束のために生Ａラインデータを受信する。このデータは、トランスデューサ複合体１１０、メモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／若しくはデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、並びに／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。その後、受信Ａラインデータ１３０２を、１以上の飛行時間（ＴＯＦ）及びアポダイゼーションユニット１３０４に分配する。図示した実施形態では、各ユニット１３０４は、集束Ａラインのデータのサブセットに対応する。様々な例では、これらのサブセットは、範囲及び／又はフレーバによって分割されるが、明らかに他の分割も与えられる。各ＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４は、ＴＯＦ調整１３０８及びアポダイゼーション係数１３１０のセットを受信する。このセット内のＴＯＦ調整１３０８及びアポダイゼーション係数１３１０の値は、ＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４に割り当てられた集束Ａラインデータのサブセットに基づいて決定できる。例えば、ＴＯＦ調整１３０８及びアポダイゼーション係数１３１０の第１セットは、第１フレーバ及び範囲の組み合わせに相当することができる。次に、ユニット１３０４は、ＴＯＦ調整因子１３０８に従ってＡラインデータサンプルを時間内に整列させることができ、かつ、アポダイゼーション係数１３１０に従ってアポダイゼーション関数及び／又は振幅バランスを適用することができる。

【００７８】

１以上のＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４によって生成される整列及びアポタイズＡラインデータを、対応する実行合計ユニット１３０６に入力する。実行合計ユニット１３０６は、開口を構成するＡラインについての整列及びアポダイズデータを追加する。実行合計ユニット１３０６が十分なデータを蓄積した場合には、ユニット１３０６は、集束Ａラインデータ１３１２を生成する。このデータ１３１２は、開口についての合計集束Ａラインデータのサブセットであることができる（例えば、フレーバ及び／又は範囲を選択する）。複数のＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４及び実行合計ユニット１３０６を設けることによって、開口エンジン１３００は、こうしてデータ１３１２の複数のサブセットを同時に生成することができる。

【００７９】

並列化の利点に加えて、このアーキテクチャの別の利点は、いくつかの実施形態では、Ａラインのデータがデータステアリングインタフェースなしに任意の数のＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４に分配されることである。この効率化された(streamlined)インタフェースは、各データサブセットを生成するための回路（関連するＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１３０４及び実行合計ユニット１３０６を含む）を、個別のコンピューティングハードウェア装置（例えば、汎用プロセッサ、グラフィック処理ユニット、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ、マイクロコントローラなど）に実装するのを可能にすることができる。代わりに、いくつかの実施形態では、複数のデータサブセットを計算するための回路が単一のコンピューティングハードウェア装置に実装される。さらに、いくつかの実施形態では、ステアリング回路の排除により、完全開口エンジン１３００を、単一のコンピューティングハードウェア装置に実装することが可能になる。このように、本発明は、複数のフレーバ、範囲又は他の分割に対応する集束Ａラインデータセットを同時に生成することのできるスケーラブル開口エンジン１３００を提供し、かつ、単一のチ

ップ並びに複数のチップの実装を可能にする効率的なインタフェースを提供する。

【００８０】

図１４は、本発明の態様に係るＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１４００の概略図である。ＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１４００は、図１３を参照して開示されたような開口エンジン１３００での使用に好適である。ＴＯＦ及びアポダイゼーションユニット１４００は、図１２を参照して説明したものと実質的に同様の飛行時間型調整ユニット１２０６及びアポダイゼーションユニット１２０８を備える。ＴＯＦ及びアポダイゼーションユニットは、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２及び／又は予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４を備えることができる。様々な実施形態では、再サンプルユニット１４０２及び１４０４は、アップサンプリング又はダウンサンプリングによってデータを調整するために使用される。

【００８１】

予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、図９を参照して開示されたＡラインデータの可変レートデジタル化及び／又は可変レート変換を実行することができる。このような実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、サンプリングパターンを示すバンプマップ９１０を受信することができる。サンプリングパターンは、トランスデューサ複合体１１０の幾何学的形状（例えば、弧度、トランスデューサの間隔、エミッタとレシーバとの間の距離、信号線の長さなど）、トランスデューサの特性（例えば、発射遅延、感度など）、開口の特性（例えば、トランスデューサ複合体上の幅、位置など）及び／又は到達時間、信号品質、関連信号などに影響を及ぼす他の関連因子に基づくことができる。サンプリングパターンにおけるサンプルの総数は、基準Ａラインに基づいて決定できる。例えば、関連Ａラインについてのバンプマップは、同じ合計サンプル数を有するサンプリングパターンを指定することができるが、時間内での配置を変更することができる。また、サンプリングパターンは、開口内の様々なＡラインから収集したエコーデータを整列させることもできる。サンプリングパターンを指定するバンプマップ９１０を受信する代わりに、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、バンプマップ９１０を決定するために使用されるパラメータを受信することができる。

【００８２】

いくつかの実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、Ａラインデータの有効サンプルレートを増加させることによって、飛行時間型調整の精度を向上させるために使用される。再サンプリングは、より高いデータレートに関連付けられた高度なハードウェア要件なしに、より高いサンプリングレートの利点のいくつかを達成する。また、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２を使用して、ＴＯＦ調整ユニット１２０６で加えられる調整に加えて又はその代わりに飛行時間型調整を加えることもできる。

【００８３】

例示的な実施形態では、２００メガサンプル／秒でサンプリングされるＡラインデータは、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２で受信される。この予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、Ａラインデータを４倍で再サンプリングし、それによってＴＯＦ調整ユニット１２０６に８００メガサンプル／秒でサンプリングされたＡラインデータを提供する。任意の好適な再サンプリングフィルタを含む任意の好適な再サンプリングアルゴリズムを使用してデータを再サンプリングすることができる。再サンプリングアルゴリズムは、当業者に知られている。再サンプリングアルゴリズムの非限定的な例としては、線形補間、ラグランジュ補間、キュービックスプライン補間、多相補間及び／又は他の好適なアルゴリズムが挙げられる。このような実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、再サンプリングレートを特定する再サンプル係数１４０６、再サンプリングアルゴリズムのための係数及び／又は他の再サンプリング構成データのセットを受信する。

【００８４】

Ａラインのデータの完全なアップサンプリングを実行する代わりに、いくつかの実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプリングユニット１４０２は、補間された位相シフトを実行する。補間された位相シフトは、入力データと同じサンプルレートで出力データを生成する

が、ただしサンプルが時間内でのシフトに対応するようにシフトした時間で生成する。例えば、４倍補間位相シフトは、０°、９０°、１８０°及び２７０°の位相シフトを生成することができる。時間の整数値（例えば、１、２、３、４、５、６など）でのサンプルでＡラインデータを入力したとすると、９０°の位相シフトは、同じサンプルレートで、ただし１．２５、２．２５、３．２５、４．２５など倍数での振幅値に対応するサンプルでのＡラインデータ出力を生成するであろう。これらの中間の振幅値は、任意の好適な再サンプリングアルゴリズムを使用して計算できる。１８０°の位相シフトは、同じサンプルレートで、ただし１．５、２．５、３．５、４．５などでの振幅値に対応するサンプルで出力Ａラインデータを生成するであろう。２７０°の位相シフトは、１．７５、２．７５、３．７５、４．７５などでの値に対応する出力Ａラインデータを生成するであろう。この位相シフトは、より高いデータレートなしにデータ粒度の増加をもたらす。さらなるデータ粒度を与えるために、（１８０°、９０°、０°、２７０°、１８０°、０°）などの位相シフトシーケンスを使用して、入力と同じサンプルレートで、ただし１．５、２．２５、３、４．７５、５．５、６などの倍数での振幅値に対応するサンプルで出力Ａラインデータを生成することができる。様々な実施形態では、補間は、低いクロック周波数、低減したデータステアリング、減少した回路の複雑さ及び／又は減少したメモリ要件などのより低いビットレートの利点を保持する。さらに、図から分かるように、この位相シフトは、飛行時間型調整の一部として組み込まれてもよい。いくつかの実施形態では、いくつかのＡラインの構成について、この位相シフトは、データを整列させるのに十分であり、それによって、さらなる飛行時間型調整は必要とされない。別の利点は、いくつかの実施形態は、所定の集束ステップがデータ粒度の増大の恩恵を受けるのに対し、他はその恩恵を受けないことである。したがって、単一の補間位相シフトを行うことで、アップサンプリング処理、その後のダウンサンプリング処理を回避することができる。

【００８５】

さらなるデータ粒度を与えるために、いくつかの実施形態では、位相シフトは、各サンプルについて変更できる。例えば、位相シフトシーケンス（１８０°、９０°、０°、２７０°、１８０°、０°）を使用して、入力と同じサンプルレートで、ただし１．５、２．２５、３、４．７５、５．５、６の倍数での振幅値に対応するサンプルで出力Ａラインデータを生成することができる。

【００８６】

様々な実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、再サンプリングレートを特定し、位相シフトを特定し、補間アルゴリズムについての係数を特定し及び／又は他の再サンプリング構成データを特定する再サンプリング係数１４０６のセットを受信する。いくつかの実施形態では、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２は、図９ａ及び図９ｂを参照して説明した固定・可変レートエコーデータ変換を実行する。このような実施形態では、再サンプル係数１４０２は、バンプマップ９１０及び／又はバンプマップ９１０を決定することができる構成データを含むことができる。

【００８７】

予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４は、予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２に関して説明したのと実質的に同様のアップサンプリング及び／又は補間位相シフトを実行することができる。あるいは、いくつかの実施形態では、予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４は、飛行時間型調整エコーデータのダウンサンプリングを実行する。集束は、補間によって生じた精度向上による利益を受けることができるのに対し、アポダイゼーション及び加重はその利益を受けることができない。いくつかの実施形態では、アポダイゼーション精度は、最終画像の解像度に部分的に基づく閾値を越えた任意のサンプルレートでは改善されない。

【００８８】

図１５は、本発明の態様に係る血管内超音波イメージングシステム１００によって生成される超音波画像１５００の説明図である。当業者であれば、画像１５００から、トランスデューサ複合体１１０、血管１５０２の境界、プラーク１５０４、血液１５０６及び／

又は関心のある他の構造を含む構造を識別することができる。画像１５００を含むデジタル画像は、ピクセル１５０８のセットから構成されている（明瞭にするために拡大されている）。ピクセル１５０８は均一な色及び輝度の領域であるため、ピクセルについて色及び／又は強度を決定するのに必要な量を超えるデータを、最終画像１５００に影響を与えることなく破棄することができる。仮想的Ａライン（例えば、破線１５１０によって表されるＡライン）について、どれだけ多くのピクセル１５０８を交差させるのか及びそれに応じてどれだけ多くのサンプルを必要とするのかについて決定することができる。いくつかの実施形態では、サンプリングレートは、ピクセルあたりのサンプルの比に基づいて決定される。このような一実施形態では、Ａラインデータは、ピクセル当たり１個のサンプルの割合でサンプリングされる。ピクセルについてのサンプルの比に基づくサンプリングを、ピクセル単位再サンプリング又はピクセルを意識した再サンプリングということができる。最終画像ピクセル単位再サンプリングには影響を及ぼさないサンプルを省略することで、コンピューティングハードウェア、例えばアポダイゼーションユニット１２０８を減少させることが可能になる。というのは、操作されるデータセットがより小さくなるからである。これは、改善された効率、システムサイズの低下及びコストの低減をもたらすことができる。実施形態では、ピクセルごとのサンプリングにより、ミッドレンジの画像化システムが高解像度画像（このようなものは高精細ディスプレイのために構成される）を生成することが可能になる。

【００８９】

画像１５００は極座標データセットのデカルト表現であるときに、ＡラインとピクセルとのＸ交点を計算でき、或いはデカルト座標及び／又は極近似のセットを使用することができる。デカルト近似は、角度に基づいて各Ａラインについてのサンプルの固有数を決定するために三角法原理に依存することができる。ピクセルの行又は列（例えば、水平及び垂直Ａライン）に対して垂直に向かうラインは、ピクセルの最も少ない数と交差するのに対し、垂直なＡラインに対して４５°に向かうラインは、最も多く交差することが想定できる。したがって、デカルト近似を使用するいくつかの実施形態では、垂直なＡラインは、サンプルの第１数を有するように再サンプリングされるのに対し、他のＡラインについてのサンプル数は、垂直Ａラインに対する角度に基づくことになる。例示の極近似では、各集束Ａラインは、同じサンプル数で再サンプリングされる。特定のサンプルの数は、典型的なＡラインで決定される。典型的なＡラインは、最も多くの交差、平均（平均又は中央値）交差数又は他の好適な交差数を有するＡラインとすることができる。これらの例示近似は限定ではなく、他の好適な近似を利用する実施形態が企図され、提供される。例えば、いくつかの実施形態では、面積基準近似は、Ａラインのうち、画像１５００についての総ピクセル数を配分し、ここで、Ａライン当たりのサンプル数は、集束Ａラインの総数で割った画像中の総ピクセル数に相当する。

【００９０】

いくつかの実施形態では、動作パラメータが変更されたときにピクセル対サンプルの関係を再評価する。例えば、視野を大きくすると、画像当たりのサンプル数を増加させることができるのに対し、画像におけるピクセル数は同じままである。したがって、ピクセル対サンプル比は、視野の変化として再計算できる。他の動作パラメータは、収集された又は集束されたサンプルの数、画像の解像度及び／又は目標サンプル対ピクセル比に影響を及ぼす場合がある。

【００９１】

図１６は、本発明の態様に係る経時的受信トランスデューサエコーデータ１６００のグラフ図である。トランスデューサエコーデータ１６００は、ライン１６０２によって示されるように時間内において離散点でサンプリングされる。このデジタル化は、ＩＶＵＳ装置１０２内、ＩＶＵＳ処理システム１０６内、ＰＩＭ１０４内で及び／又は別のＩＶＵＳ部品内の他の好適な位置で実行できる。図示した実施形態では、時間１６０２における点を最終画像の解像度に基づいて決定する。例えば、時間１６０２における点を、１：１などのピクセル当たりのサンプルの比率に基づいて決定する。いくつかの実施形態では、サ

ンプルは、固定間隔ではなく、その代わりに１以上のピクセルに対するＡラインのアラインメントに相当する。

【００９２】

図１４を再び参照すると、実施形態では、予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４は、再サンプリングレート、補間係数、位相調整、サンプル数、画像又はディスプレイ解像度、ピクセル当たりのサンプルの比及び／又は他のサンプリング構成データを含むことができる再サンプル係数１４０８のセットを受信する。予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４は、再サンプル係数１４０８に従って飛行時間型調整データを再サンプリングし、アポダイゼーションユニット１２０８にこの再サンプルデータを提供する。例えば、図１２を参照して実質的に説明したように、その後、アポダイゼーションユニット１２０８は、再サンプリングされたＡラインデータについてアポダイゼーション及び振幅修正を実行することができる。

【００９３】

当業者であれば、再サンプリングを含めた（ただしこれに限定されない）追加の処理が、アポダイゼーションユニット１２０８によって生成される調整Ａラインデータについて実行できることが分かるであろう。例えば、いくつかの実施形態では、ピクセルを意識した再サンプリングを調整Ａラインデータに対して実行する。これは、後の画像形成ステップに必要な処理を減らすことができる。別の例として、いくつかの実施形態では、フィルタリングをアポダイゼーションユニット１２０８によって生成された調整Ａラインデータに対して実行する。さらなる処理ステップは、当業者に公知であろう。

【００９４】

図１７は、本発明の態様に係る再サンプリング装置１７００の概略図である。再サンプリング装置１７００は、図１４を参照して説明したように、予備飛行時間再サンプルユニット１４０２及び／又は予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４での使用に好適である。図示した再サンプリング装置１７００は、多相補間装置の一種である。再サンプリング装置１７００は、Ａラインデータのセットなどの入力データストリーム１７０２を受信し、これを遅延要素１７０４のセットを介して配信して遅延データストリームのセットを生成する。図示した実施形態では、遅延要素１７０４は、遅延データのセットを生成するために連鎖されている。いくつかの実施形態では、連鎖の実施は、ネットワークを構成する個々の遅延要素１７０４のサイズ及び／又は複雑さを減少させる。他の実施形態では、別個の並行な遅延要素１７０４を使用してそれぞれの遅延の大きさについてよりうまく制御することを可能にする。

【００９５】

加重要素１７０６は、遅延データストリームのセットに加重係数を適用し、得られた加重データストリームを、合計要素１７０８によって合計して再サンプリングデータストリーム１７１０を生成する。遅延要素１７０６によって適用された加重係数は、再サンプリングデータストリーム１７１０と入力データストリーム１７０２との関係を決定する。いくつかの実施形態では、再サンプリング装置１７００は、帯域通過、低域及び／又は高域フィルタリングなどのフィルタリング機能を実行する。このような一実施形態では、サンプリング装置１７００は、シンク関数から導出された加重係数を利用してローパスフィルタ処理を実行する。これは、いくつかの再サンプリング方法によって導入された高周波ノイズを除去するために有用である。また、再サンプリング装置１７００を使用して部分的な位相シフトを実行することもできる。例えば、加重係数は、０°、９０°、１８０°及び／又は２７０°の位相シフトを実行するように選択できる。一実施形態では、再サンプリング装置１７００は、トランスデューサ複合体１１０の形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は他の関連要因に基づいて選択された位相シフトに対応する加重係数を受信する。

【００９６】

図１８は、本発明の態様に係る再サンプリングネットワーク１８００の概略図である。再サンプリングネットワーク１８００は、図１４を参照して説明したような予備飛行時間

型再サンプルユニット１４０２及び／又は予備アポダイゼーション再サンプルユニット１４０４での使用に好適である。再サンプリングネットワーク１８００は、図１７に関して説明した再サンプリング装置１７００などの１個以上の再サンプリング装置１７００を備えることができる。再サンプリング装置１７００は、それぞれ、入力データストリーム（例えば、入力Ａラインデータストリーム）及び加重係数１８０２のセットを受信する。加重係数１８０２のセットは、装置１７００間で異なる場合がある。また、再サンプリングネットワーク１８００は、再サンプリングデータストリームのどれを出力データストリームとして選択するのかを決定するマルチプレクサ１８０４を備える。このように、マルチプレクサ１８０４は、入力データストリームの異なる加重及び再サンプリングバージョン間で選択する。

【００９７】

例示実施形態では、再サンプリングネットワーク１８００は、４個の再サンプリング装置１７００を備える。Ａライントランスデューサのペアに対応するデータストリームを、再サンプリング装置１７００で加重係数１８０２のセットとともに受信する。加重係数の４つのセットは、データストリームのサンプル期間に対して０°、９０°、１８０°及び２７０°の位相シフトに相当する。したがって、再サンプリング装置１７００は、４つの位相シフトに相当する加重再サンプリングデータストリームを生成する。マルチプレクサ１８０４を使用して、トランスデューサ複合体１１０の形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は他の関連要因などの要因に基づいて出力に適切な位相シフトを選択する。実施形態では、位相シフトシーケンスをマルチプレクサ１８０４に供給し（例えば、１８０°、９０°、０°、２７０°、１８０°、０°に相当するシーケンス）、そしてマルチプレクサ１８０４によって使用して入力と同じサンプルレートで、ただし１．５、２．２５、３、４．７５、５．５、６の倍での振幅値に相当するサンプルで出力Ａラインデータを生成する。

【００９８】

このような再サンプリングネットワーク１８００は、図１４の予備ＴＯＦ再サンプルユニット１４０２に関連して説明した予備ＴＯＦ再サンプリングを実行できる。入力データストリームと同じサンプリング周波数を有する入力データストリームの位相シフトバージョンを生成することによって、再サンプリングネットワーク１８００は、より高いサンプリング周波数に関連したデータハンドリングオーバーヘッドの増加なしにアップサンプリングの大きなデータ粒度を与える。その結果は、データ精度の改善された軽量で効率的なデータパスである。

【００９９】

図１９は、本発明の態様に係る超音波データを再サンプリングする方法１９００のフロー図である。追加のステップを方法１９００のステップの前、その間、及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部を方法１９００の他の実施形態と交換し又は省略することができることが分かる。ブロック１９０２を参照すると、超音波エコーデータストリームを受信する。この超音波エコーデータストリームは、Ａラインエコーデータに相当することができる。ブロック１９０４において、超音波データを第１遅延量で遅延させて第１遅延データストリームを生成する。ブロック１９０６では、第１加重値を、第１加重データストリームを生成するために第１遅延データストリームに加える。第１加重値は、補間フィルタの一部であってもよい。例えば、加重値はシンク関数に基づくことができる。第１加重値は、位相シフト成分を含むことができる。

【０１００】

ブロック１９０８において、超音波データを第２遅延量で遅延させて第２遅延データストリームを生成する。ブロック１９１０において、第２加重値を第２遅延データストリームに適用する。第１加重値と同様に、この第２値は、補間フィルタに基づく成分及び／又は位相シフトに基づく成分を有することができる。ブロック１９１２において、第１及び第２加重のデータを追加して再サンプリング超音波データストリームを生成する。いくつかの実施形態では、ブロック１９０２～１９１２の処理手順を並行して複数回実行して複

数の再サンプリング超音波データストリームを生成する。再サンプリングデータストリームは、トランスデューサ複合体１１０の幾何学的形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は他の関連要因などのアナログデータストリームを生成したＡラインの一側面に従って複数のストリームから選択できる。図から分かるように、この方法は、より高いサンプリングレートの負担なしに、データ粒度の増大を実現する。

【０１０１】

図２０は、本発明の態様に係る開口エンジン１３００を利用して集束データを生成する方法２０００のフロー図である。追加のステップを、方法２０００のステップの前、その間、及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部を方法２０００の他の実施形態と交換すること又は省略することができることが分かる。ブロック２００２を参照すると、Ａラインエコーデータを受信する。ブロック２００４において、予備飛行時間型再サンプリングを、再サンプリング係数の第１セットに従って実行することができる。再サンプリング係数は、算出される集束Ａラインデータの範囲及び／又はフレーバに部分的に依存する場合があり、及び／又はＡラインデータを生成したトランスデューサ若しくは複数のトランスデューサの構成に部分的に依存する場合がある。再サンプリング係数は、バンプマップを指定することができる又はバンプマップを決定することができる構成データを含むことができる。したがって、いくつかの実施形態では、予備飛行時間型再サンプリングは、図１０の方法１０００に実質的に開示されているように、可変レートデジタル化データを生成するためにバンプマップを作成しかつ適用することを含む。同様に、いくつかの実施形態では、予備飛行時間型再サンプリングは、図１９の方法１９００に実質的に開示されているように、位相シフトあり又はなしでの補間及び再サンプリングを含む。

【０１０２】

ブロック２００６において、飛行時間型調整は、飛行時間オフセットに従ってＡラインデータについて実行される。飛行時間オフセットは、トランスデューサ複合体の形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は他の関連要素に相当することができる。また、飛行時間オフセットは、算出されるフレーバ及び／又は範囲に相当することができる。ブロック２００８において、予備アポダイゼーション再サンプリングを再サンプリング係数の第２セットに従って飛行時間型調整データに対して実行することができる。様々な実施形態において、再サンプリング係数の第２セットは、トランスデューサ複合体の幾何学的形状、トランスデューサの特性、開口の特性、算出されるフレーバ及び／又は範囲、及び／又は他の関連要因に依存する。ブロック２０１０において、アポダイゼーションをアポダイゼーション係数のセットに従ってＡラインデータに対して実行する。様々な実施形態では、アポダイゼーション係数は、トランスデューサ複合体の幾何学的形状、トランスデューサの特性、開口の特性、算出されるフレーバ若しくは範囲、及び／又は他の関連要因に依存する。ブロック２０１２において、集束Ａラインデータを開口割り当てに従って生成する。

【０１０３】

図２１は、本発明の態様に係る集束システム２１００の概略図である。集束システム２１００の部分を、ＩＶＵＳ処理システム１０６、患者インタフェースモニタ（ＰＩＭ）１０４及び／又はＩＶＵＳイメージングシステム１００の他の構成要素に組み込むことができる。集束システム２１００は、飛行時間型調整、増幅、アポダイゼーション及び合計などの開口処理タスクを実行する複数の開口エンジン１３００を備える。好適な例示開口エンジン１３００は、図１３～１８を参照して開示された開口エンジン１３００を備える。図示の実施形態では、集束システム２１００は、Ｎ個の開口エンジン１３００を備え、そのうちの５個が示されている。いくつかの実施形態では、集束システム２１００に含まれる開口エンジン１３００の数は、開口３０４内のトランスデューサ３０２の数と同等である。

【０１０４】

集束計算を、集束エンジン１３００に開口を割り当てることにより開口に従って分割することができる。そうするために、開口エンジン１３００は、エンジン制御装置２１０２

から開口の割り当てを受信する。開口の割り当ては、エンジン１３００が処理すべき開口を指定し、それに応じて集束計算に使用すべき受信Ａラインデータの一部を指定する。受信Ａラインデータは、トランスデューサ複合体、メモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。いったん受信されたら、ＡラインデータをＡラインデータバス２１０４上に配置し、それによって、各開口エンジン１３００に分配される。受信データの一部のみが各開口、すなわち各開口エンジン１３００に関連し得る。しかし、いくつかの実施形態では、開口エンジン１３００は、データバス２１０４を介して、Ａラインの全て又は実質的に全てのデータを受信する。その後、エンジン１３００は、受信した開口割り当てに従ってバス２１０４からデータを引き出す。様々な実施形態では、割り当てられた開口の一部ではないＡラインのデータを破棄することができ、省略することができ、無視することができ、適用されたゼロ値係数を有することができ、及び／又は別のカリング処理を受けることができる。このアーキテクチャの利点の一つは、エンジン１３００でのデータ選択が、バス２１０４での複雑なデータステアリング又はフィルタリング回路の必要性を回避することである。電位配線、レイアウト及び電力の利点に加えて、ルーティング及びステアリング回路を省略することで、より柔軟な実施が可能になる。例えば、様々な実施形態は、開口エンジン１３００、複数の開口エンジン１３００、及び／又は全体的な集束システム２１００は、汎用プロセッサ、グラフィック処理ユニット、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ、マイクロコントローラ又は他の好適なコンピューティング装置などの単一の個別のコンピューティングハードウェア装置に実装される。

【０１０５】

開口の割り当てに加えて、エンジン制御装置２１０２は、開口エンジン１３００に、再サンプル係数、ＴＯＦ調整、アポダイゼーション係数及びＡラインのデータを処理するために使用される他のパラメータを与えることもできる。いくつかの実施形態では、エンジン制御装置２１０２は、バンプマップを生成するために使用されるトランスデューサ構成のセットを備える。また、エンジン制御装置２１０２は、バンプマップ自体を備えることもできる。いくつかの実施形態では、エンジン制御装置２１０２は、エミッタ／トランスデューサペアによって相互参照されるアポダイゼーション係数を含むアポダイゼーション係数テーブルを備える。いくつかの実施形態では、エンジン制御装置２１０２は、エミッタ／トランスデューサペアによって相互参照される飛行時間オフセットを含む飛行時間オフセットテーブルを備える。いくつかの実施形態では、エンジン制御装置２１０２は、再サンプリングレートのセットを備える。アポダイゼーション係数テーブル内のアポダイゼーション係数と、テーブル内の飛行時間オフセットと、再サンプリングレートとを含むこれらの提供されたパラメータは、トランスデューサ複合体１１０の幾何学的形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は飛行時間に影響を与える他の関連する要因に基づいて決定できる。再サンプリングレートは、表示ユニットのピクセル当たりのサンプルの比に基づいて決定できる。一つの例示的な比は１：１であるが、他の比率も意図され、提供される。

【０１０６】

図から分かるように、集束システム２１００のアーキテクチャは、システム２１００が複数の開口を並行に処理することを可能にする。開口エンジン１３００は、Ａラインデータが到達したときに処理し、そして任意の開口エンジン１３００が割り当てられた開口についての完全ＡラインデータセットをＡ受信した後に、エンジン１３００は、その開口についての集束Ａラインデータを出力することができる。次に、開口エンジン１３００はフラッシュされ、そして別の開口についてＡラインデータを収集し、そして処理するのを開始することができる。エンジン１３００に対する開口のこのラウンドロビン割り当ては、無駄なアイドル状態のリソースなしに高い利用度を与える（いくつかの実施形態では、エンジンの完全な利用）。

【０１０７】

図２２は、本発明の態様に係る複数の開口を集束するための方法２２００のフロー図で

ある。追加のステップを、方法２２００のステップの前、その間、及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部を方法の他の実施形態と交換し又は省略することができることが分かる。方法２２００は、図２１に関して開示した集束システム２１００などのシステムを使用する実施に好適である。

【０１０８】

ブロック２２０２において、開口３０４のセットを、開口エンジン１３００のセットに割り当てる。いくつかの実施形態では、開口のセット内の開口の数は、該エンジンセットを有するエンジンの数に相当し、これはさらに、開口３０４のそれぞれにおけるトランスデューサ３０２の数に相当する。例えば、９個のトランスデューサ開口を取り入れる実施形態では、９個の隣接する開口を９個の開口エンジン１３００に割り当てる。この例では、開口１を開口エンジン１に割り当て、開口２を開口エンジン２に割り当てる（以下同様）。ブロック２２０４において、開口の１個以上内にあるトランスデューサ３０２についての超音波データセットを開口エンジン１３００に提供する。データセットは、受信トランスデューサから直接得ることができ、又はメモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムなどの仲介を介して得ることができる。超音波データセットは、それが割り当てられた開口には関連のない可能性がある場合であっても開口エンジン１３００に提供される。この例を続けると、第１放射トランスデューサの受信の組み合わせの全てに相当する第１データセットは、たまたま開口１のみに関連する。参考のため、図５を再び参照すると、例示第１放射トランスデューサは、開口５０２ａの一部であるトランスデューサT_Aに類似する。図２２のブロック２２０６では、開口エンジン１３００のいずれが集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するかどうかが判断される。この例では、最初のパスでは、エンジンのいずれも集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有していない。したがって、方法２２００は、ブロック２２０４に戻り、そこで別の超音波データセットを与える。この例では、第２超音波データセットは、開口１及び２に関連する。参考までに、例示第２放射トランスデューサは、開口５０２ａ及び５０２ｂの一部である図５のトランスデューサT_Bに類似する。この時点で、いずれの開口も集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有していない。

【０１０９】

この例では、この処理を第９反復まで繰り返す。第９反復では、例示開口エンジン１は集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有し、例示開口エンジン２は、８～９個の放射トランスデューサについてのデータを有し、開口エンジン３は、７～９個のトランスデューサについてのデータを有している（以下同様）。ブロック２２０８において、十分なデータを有する開口エンジンは集束Ａラインデータセットを生成する。ブロック２２１０において、集束Ａラインデータセットを生成した開口エンジンは、保存されたデータを消去する。ブロック２２１２において、消去済み開口エンジンを次の開口に割り当てる。この例では、開口エンジン１を開口１０に割り当てる。この方法は、ブロックに２２０４戻り、そこで、別の超音波データセットを与える。この例を続けると、その際、開口エンジン２は、開口２についての集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有する。それに応じて、開口エンジン２は集束Ａラインデータセットを生成し、フラッシュされ、そして開口１１に割り当てられる。開口のこのラウンドロビン割り当ては、利用可能な開口エンジン１３００の高い利用度を可能にする。

【０１１０】

上記のように構造的集束は、様々な空間角度及び位置からのＡラインを組み合わせる。これらの角度及び空間的相違のため、飛行時間型調整は、時間内のサンプルを整列させるために実行できる。その後、Ａラインを指向角に従って加重し、そして合計することができる。加重合計は、フィルタ操作であると理解できる。このように、加重は、サンプル当たり又はゾーン単位でかつ加重係数がＡラインで変化する間に行われる。

【０１１１】

構造的集束に加えて、超音波集束システムは、動きを検出する能力を有することができる。画像形成領域の動きを決定する方法の一つはパワーフローである。パワーフローアルゴリズムの例はＣｈｒｏｍａＦｌｏ（登録商標）（ヴォルカノ社の商標）である。散乱体の反射強度を測定するための集束空間的Ａラインデータとは対照的に、パワーフローアルゴリズムは、散乱体の流量及びスペクトル強度を決定するために時間的Ａラインデータを集束することができる。言い換えると、開口内の複数の集束Ａラインの代わりに、単一のＡラインを発射させ、複数回撮影する。発射間におけるＡラインの信号の変化を散乱の動きに相関させることができる。多くの実施形態では、パワーフローイメージングに使用されるＡラインは、複数の放射トランスデューサと複数の受信トランスデューサとを含むことに留意すべきである。エミッタ及びレシーバは同時に動作し、これらは信号対雑音比を改善することができる。

【０１１２】

一連のＡライン発射についての時間内変化を決定するために、データを加重し、そして合計することができる。加重係数は、範囲成分のみならず時間成分を有することができる。例えば、適用される加重は、典型的な血流速度などの変化の予想レートに連動する整合フィルタを備えることができる。これは、血流の典型的な動きを強調しかつ生物学的環境における一般的な他の動きを強調しない効果を有する。この例では、フィルタの出力振幅は、流量及び散乱強度に相関する。散乱体が同様の強度のものであるとすると、フィルタの出力は、レート変化又は速度に比例し、所定の血管断面積に対して、流量を導出することができる。流量の導出に加えて、加重データは、正常な流れパターン並びにプラーク負荷、ステント付着不良からの血管流れを確立するのに有用である。これらの問題は、患者の健康に重大であると認められる。

【０１１３】

パワーフロー加重及び合計処理は、空間モードで動作する開口エンジン、例えば集束システム２１００のエンジン１３００によって実行されるアポダイゼーション及び実行合計に直接的に類似する。この開口エンジンは集束空間的シリーズには限定されないため、いくつかの実施形態では、集束システム２１００のエンジン制御装置２１０２は、パワーフローモードで開口エンジン１３００の一つ以上を動作させるように構成される。いくつかの実施形態では、Ａラインの時系列は、飛行時間型調整を必要としないため、開口エンジン又は複数の開口エンジン１３００の飛行時間型調整ユニットは、このモードでバイパスされる。実施形態は、空間的集束及び時間的集束の両方をサポートする集束システム２１００を有する実施形態は、コンピューティングリソースの有意な増加なしに機能を追加することができる。このように、開口エンジン１３００の柔軟性を活用して、追加コストなしに追加の機能を与えることができる。

【０１１４】

図２３は、本発明の態様に係る集束システム２３００の概略図である。集束システム２３００の部分を、ＩＶＵＳ処理システム１０６、患者インタフェースモニタ（ＰＩＭ）１０４、及び／又はＩＶＵＳイメージングシステム１００の他の構成要素に組み込むことができる。特に指摘した場合を除き、集束システム２３００は、図２１を参照して開示された集束システム２１００と実質的に同じである。いくつかの実施形態では、各開口エンジン１３００に１個の開口３０４を割り当てることが有益であることが実証できるのに対し、他の実施形態は、別の構成の恩恵を受ける。例えば、開口を、複数の開口エンジンにわたる集束範囲又はＡラインフレーバで分割することができる。図示した実施形態では、開口エンジン１３００を備える集束システム２３００は、ペアにグループ化され（例えば、開口エンジン１－Ａ及びエンジン１－Ｂ）るが、任意の大きさのグループも企図される。集束システム２３００は、開口内のトランスデューサ数に相当するグループ数を含むことができる。グループの開口エンジン１３００は、まとめて、開口３０４についての完全集束Ａラインデータセットを生成することができる。したがって、各開口エンジン１３００は、全データの一部を生成する。この処理を、任意の好適な分割によってグループ内の開口１３００エンジン間で配分できる。いくつかの実施形態では、各開口エンジン１３００

は、完全集束Ａラインデータセットにおける全フレーバのサブセットに対応するデータを生成する。いくつかの実施形態では、各開口エンジン１３００は、完全集束Ａラインデータセットにおける全範囲１１０４のサブセットに相当するデータを生成する。いくつかの実施形態では、各開口エンジン１３００は、完全集束Ａラインデータセットにおける全フレーバ及び範囲のサブセットに相当するデータを生成する。

【０１１５】

したがって、エンジン制御装置２１０２は、開口エンジン１３００のそれぞれに開口の少なくとも一部を割り当てる。開口エンジン２１０２は、開口割り当てを使用してＡラインデータバス２１０４からの関連データを識別し処理する。開口の割り当てに加えて、エンジン制御装置２１０２は、開口エンジン１３００に、再サンプル係数、ＴＯＦ調整、アポダイゼーション係数及びＡラインデータを処理するために使用される他のパラメータを与えることができる。

【０１１６】

この開口の分割は、様々な実施形態において様々な利点を与える。いくつかの実施形態では、集束エンジンのサブセットを処理するように構成された開口エンジン１３００は、開口エンジン１３００が完全集束データセットを生成するように構成された設計よりも物理的に小型である。この小型開口エンジンは、小型で少し性能が低い回路装置上に実装できる。これは、コスト削減及び省電力化につながる可能性がある。このような一実施形態では、開口エンジン１３００は、小型で、低コストでエネルギー効率のよいＦＰＧＡ（フィールドプログラマブルゲートアレイ）上で実装できる。いくつかの実施形態では、この小型開口エンジン１３００は、それぞれの入力及び出力の近くに配置でき、それによってシステム性能を向上させることができる。いくつかの実施形態では、小型開口エンジン１３００は、ＩＶＵＳ装置１０２内、例えばトランスデューサ複合体１１０内又は伝送線束１１２内に収容できる。これを「ワイヤ上」処理と呼ぶことができる。

【０１１７】

図２４は、本発明の態様に係る階層的に構成された集束システム２４００の概略図である。特に示した場合を除き、集束システム２４００は、図２１及び２３に関して開示された集束システムと実質的に同じである。集束システム２４００は、開口エンジンの１以上の階層レベルを組み込むが、そのうちの２つの階層レベルが図示されている（第１レベルエンジン２４０２及び第２レベルエンジン２４０４で示す）。さらなる実施形態は、３、４及び８並びに他のレベル数を含めて階層的な開口エンジンの他の数を使用する。Ａラインデータを、第１レベル開口エンジン２４０２に供給する。図２１のエンジン制御装置２１０２と実質的に同様であってもよいエンジン制御装置２４０６は、第１レベル開口エンジン２４０２にサブ開口（開口内にあるＡラインのサブセット）に割り当てることができる。サブ開口をここで及び他の場所で共アレイと呼ぶことができる。サブ開口への開口の様々な分割が意図される。例えば、開口を、放射トランスデューサ、受信トランスデューサ及び／又は他の好適な識別子によって分割できる。開口は、さらに、焦点範囲及び／又はＡラインフレーバによって第１レベルエンジン２４０２間で分割できる。さらに、第１レベルエンジンは、補間、デシメーション、再サンプリング、飛行時間型調整、アポダイゼーション、合計及び／又は他の集束処理などの集束処理のサブセットのみを割り当てることができる。例示実施形態では、第１レベル開口エンジンを割り当てて飛行時間型調整を実施するが、サブ開口内の焦点範囲のサブセットでのアポダイゼーションは実行しない。その他の分割も企図され、提供される。

【０１１８】

第１レベル開口エンジン２４０２は、実質的に開口エンジン１３００が開口割り当てに従って割り当て集束タスクを実行するときに、サブ開口割り当てに従って割り当て集束タスクを実行する。その後、この第１レベル開口エンジン２４０２は、第２レベル開口エンジン２４０４に部分集束データを提供することができる。この第２レベル開口エンジン２４０４は、補間、デシメーション、再サンプリング、飛行時間型調整、アポダイゼーション、合計、及び／又は他の焦点処理を含めたさらなる集束処理を実行することができる。

いくつかの実施形態では、第２レベルエンジンは、エンジン制御装置２４０６から開口の割り当てを受信し、そしてそれに応じて第２レベル集束処理を実行する。部分集束データは、集束システム２４００の最終階層レベル（図示した実施形態では、開口エンジン２４０４の第２のレベル）に到達するまで開口エンジンの階層レベルを介して伝播する。最終階層レベルの開口エンジンは、開口についての完全集束Ａラインデータを生成する。

【０１１９】

階層間での処理負担を一部分割するため、１階層レベルの開口エンジン（例えば、エンジン２４０２）は、別のレベルのエンジン（例えば、エンジン２４０４）と同一、類似又は異なっていてもよい。いくつかの実施形態では、集束システム２４００の全ての開口エンジンは、図１３～１８に関連して説明したものの開口エンジン特性である。これは実施において均一性及びシンプルさを与える。さらなる実施形態、特に開口エンジンが集束処理のサブセットを実行する場合の実施形態では、開口エンジンは、関連の回路をしか備えないため、レベル間で構造が異なる。例えば、第１レベルの開口エンジンは、フィルタを適用することによってデータを調整して信号対ノイズ比を向上させることができる。このようなフィルタとしては、バンドパスフィルタ、励起パルスに連動した整合フィルタ、及び当業者に公知の他のフィルタが挙げられる。この調整を後のレベル開口エンジンで繰り返す必要がない場合には、回路を省略してもよく、電力及び回路面積を節約することができる。この特殊化は、エンジンがより小型で、より効率的で、より経済的なコンピューティング装置に実装されることを可能にし、また開口エンジンを単一の装置に組み合わせることを可能にすることができる。集束システム２４００の構造は、開口エンジンの並列処理の利点を活用すると共に、物理的制限、アルゴリズム制限及び任意の１個の開口エンジンの機能を制約する可能性のある他の制限を適応させることができる。

【０１２０】

例えば、いくつかの実施形態において、開口エンジンを実施するために選択された装置は、全開口を集束するためにコンピューティングリソースを保持していなくてもよい。サブ開口に従って集束タスクを分割することで、データ及び処理をより効果的に配分し分散させることが可能になる。いくつかの実施形態では、飛行時間型調整のデータベースなどの共有リソースの近くの回路をグループ化することによってパフォーマンスが改善される。したがって、いくつかの実施形態では、いくつかの開口エンジンは、飛行時間型回路のみを含み、それに応じてグループ化される。他のエンジンは、アポダイゼーションなどの他のタスクを実行するための他の回路を有することができ、同様にそれに応じてグループ化できる。

【０１２１】

いくつかの実施形態では、第１レベル開口エンジン２４０２などの開口エンジンのレベルは、第２レベル開口エンジン２４０４などの他のレベルのものから物理的に離れている。これらの実施形態は様々な形態をとる。このような一実施形態では、第１レベル開口エンジン２４０２は、ＩＶＵＳ装置１０２内、例えばトランスデューサ複合体１１０内又は伝送線束１１２内に配置される。これを「ワイヤ上」処理と呼ぶことができる。ワイヤ上処理は、ＩＶＵＳ装置１０２とＩＶＵＳシステム１００の残りの部分との間のインタフェースを単純化することができる。また、ワイヤ上処理は、トランスデューサ複合体１１０に近いＡラインデータ信号をデジタル化し、それによってライン損失及び伝導ノイズを低減することもできる。いくつかの物理的に分離した実施形態では、第１レベル開口エンジン２４０２は、無菌領域内に位置するシステムの一部であるのに対し、第２レベル開口エンジン２４０４は、隣接する観察領域内などの無菌領域の外側に位置する。これは、無菌境界と交差するワイヤの数を減少させることができる。第１及び第２レベル開口エンジンが無線通信媒体を介して通信する関連する実施形態では、汚染につながる潜在的な経路をさらに減少させることができる。いくつかの実施形態では、第１レベル開口エンジン２４０２は、無菌パッケージの一部である。無菌パッケージは、化学的、放射線、熱、及び殺菌の他のモードを受けることができる無菌製造のために設計でき、及び／又は使い捨て可能とすることができる。

【０１２２】
図２５は、本発明の態様に係る階層的集束を実行するための方法２５００のフロー図である。追加のステップを、方法２５００のステップの前、間、及び後に設けることができ、説明されたステップの一部をこの方法の他の実施形態で置き換え又は省略することができることが分かる。方法２５００は、図２４に関して説明した階層的集束システム２４００などのシステムを使用した実施に好適である。
【０１２３】
ブロック２５０２において、サブ開口のセットを第１レベル開口エンジン２４０２のセットに割り当てる。実施形態では、サブ開口の割り当ては、エンジン制御装置２４０６によって実行される。各割り当ては、集束タスクのサブセット、焦点範囲のサブセット、Ａラインフレーバのサブセット及び／又は他の好適な分割基準でサブ開口をさらに分けることができる。ブロック２５０４において、開口のセットを第２レベル開口エンジン２４０４のセットに割り当てることができる。実施形態では、この開口の割り当ては、エンジン制御装置２４０６によって実行される。各開口の割り当ては、集束タスクのサブセット、焦点範囲のサブセット、ラインフレーバのサブセット及び／又は他の好適な分割基準によって開口をさらに分けることができる。例示実施形態では、９個の隣接９トランスデューサ開口のそれぞれを、３個のサブ開口に分ける。したがって、３個の第１レベル開口エンジンは、第１開口の三分の一（それぞれサブ開口１個全部）で様々な集束タスクを実行するように割り当てられ、３個の第１レベル開口エンジンは、第２開口の３個のサブ開口に割り当てられる（以下同様）。ブロック２５０６において、開口の１個以上内のトランスデューサ３０２についての超音波データセットを開口エンジン２４０２に与える。ブロック２５０８において、第１レベル開口エンジン２４０２のいずれが部分集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するかどうかが判断される。この判断は、各第１レベルエンジン２４０２を別々に分析することによって及び／又はグループ分析によって行うことができる。グループ分析は、関連集束タスクを割り当てられた他の第１レベルエンジンが部分集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するかどうかを決定することを含むことができる。例えば、このデータの生成は、開口内のサブ開口間で同期できる。このような一実施形態では、ブロック２５０８の決定は、開口内のサブ開口を割り当てられたエンジンのそれぞれが部分集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するまでこの方法をブロック２５１０に進めない。
【０１２４】
エンジン２４０２が集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有しない場合に、方法２５００はブロック２５０６に戻り、そこで別の超音波データセットが与えられる。１個以上のエンジン２４０２が集束Ａラインデータセットの割り当て部分を生成するのに十分なデータを有したら、この方法はブロック２５１０に進み、そこで、十分なデータを有する第１レベル開口エンジン又は複数のエンジン２４０２は、それぞれのデータセットを生成する。ブロック２５１２において、データを生成した第１レベルエンジン２４０２は、保存されたＡラインデータを消去する。ブロック２５１４において、消去された第１レベルエンジンは、エンジン制御装置２４０６により、次のサブ開口が割り当てられる。
【０１２５】
ブロック２５１６において、部分集束Ａラインデータセットを第２レベル開口エンジン２４０４によって受信する。ブロック２５１８において、任意の第２レベル開口エンジン２４０４が集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するかどうかを決定する。そうでない場合には、方法はブロック２５０６に進み、そこで追加のＡラインデータが受信される。一方、第２レベル開口エンジン２４０４が各割り当てデータセットを生成するのに十分なデータを有する場合には、ブロック２５２０において、上記集束データが生成される。ブロック２５２２において、データセットを生成した第２レベル開口エンジン２４０４は、記憶された部分集束データを削除する。ブロック２５２２において、次のサブ開口を、エンジン制御装置２４０６によってこの削除第２レベル開口エンジン２

４０４に割り当てることができる。この方法は、ブロック２５０６に戻り、そこで別の超音波データセットが与えられる。

【０１２６】

これまで、実施形態をＲＦモードのデータ処理の文脈で説明してきた。しかしながら、本発明の原理は、ベースバンドデータ処理の実施形態にも同様に当てはまる。簡潔に言えば、ベースバンドデータ処理は、Ａラインエコーデータなどの高周波信号をダウンミックスして複合的な低周波信号のセットを生成する。得られた信号は低い特性周波数を有するため、デジタルサンプリングレートを低減させることができる。

【０１２７】

トランスデューサ３０２は、特性中心周波数ｆで音響パルスを放射する。超音波用途では、代表的な中心周波数は、典型的には２ＭＨｚ～５０ＭＨｚの範囲である。しかし、この範囲をかなり超える周波数が企図され、提供される。また、放射されたパルスは、比帯域幅ｂｗのガウス振幅エンベロープ内の他の周波数も含む。点散乱体によって生成されかつ受信トランスデューサ３０２によって受信された反射パルスは、次式で概算できる：

【数１】

$$p(r,t) = Au(\phi_t)u(\phi_r)\cos\left(\omega t - k(|R_t| + |R_r|)\right)\exp\left(\frac{-(t-\tau)^2}{\sigma^2}\right)$$

ここで、

Φ_tはエミッタ指向性、すなわち放射トランスデューサと点散乱体との間の入射角であり、

Φ_rはレシーバ指向性、すなわち点散乱体と受信トランスデューサとの間の入射角であり、

Ａは、散乱強度及び弾性波の分散に依存する定数であり、

ｋは波数であり、

【数２】

$$\tau = (|R_t| + |R_r|)/V_{sound}$$

であり、

【数３】

$$\sigma = \frac{\log(0.5)}{\mathrm{bw} * \mathrm{f}}$$

であり、そして

【数４】

$$u(\phi) = \cos(\phi)\sin\left(\frac{\pi w \sin(\phi)}{\lambda}\right)/\left(\frac{\pi w \sin(\phi)}{\lambda}\right)$$

すなわち、特定のトランスデューサからの放射についての代表的な近似値である。

【０１２８】

パルスは、受信トランスデューサによって時間変動電圧に変換され、そして得られた信号を余弦信号（ｃｏｓ（ωｔ））とミキシングして同相信号を生成する：

【数５】

$$I(r,t) \propto p(r,t)\cos(\omega t)$$

【０１２９】

その後、この信号をローパスフィルタ処理して高周波成分を除去する。同様に、正弦波（ｓｉｎ（ωｔ））と混合することによって、直交信号を生成する：

【数６】

$$Q(r,t) \propto p(r,t)\sin(\omega t)$$

【０１３０】

また、この信号をローパスフィルタリングする。いくつかの実施形態では、これら２つを組み合わせて、複素包絡線とトランスデューサによって受信されたエコーの相とを含む複素振幅Ｄ（ｒ，ｔ）を形成させる。

【数７】

$$D(r,t) = I(r,t) + iQ(r,t)$$

【０１３１】

さらなる実施形態では、同相成分及び直交成分を集束処理中に別々のチャネルとして保持する。集束が完了したら、複素包絡線及び位相を導出することができる：

【数８】

$$Env = \sqrt{I(r,t)^2 + Q(r,t)^2}$$

$$\theta = tan^{-1}(Q(r,t)/I(r,t))$$

【０１３２】

複素包絡線は、典型邸には構造イメージングで使用される。この相は、組織分類、歪みイメージング及びフローイメージングなどの用途で使用できる。

【０１３３】

画像化されるフィールドは、変動強度及び密度分布の点散乱体のアマルガムとして大まかに近似できる。各散乱体は、エコー及び結果のデータを生成し、直線的に組み合わせる。集束処理は、関心のある点での散乱体の寄与を分離することにより空間内の特定の点で散乱体密度／強度を測定する。ベースバンド環境では、これは、信号を複素集束係数で乗算することによって各送信・受信ペアで記録された信号の位相を回転させることによって達成できる。複素振幅信号の位相角はエコー経路の形状に大きく依存する（音の不均一な速度のため影響を無視する）ため、予測可能である。係数の位相は、関心領域内の散乱体からのエコーがそれぞれ送受信の組み合わせのために整列した位相となるように選択できる。位相回転後、信号を合計することができる。焦点での散乱体によるエコーは一貫して追加するのに対し、媒体における別の場所から到達するエコーは追加しない。得られた信号は、焦点での散乱体密度／強度の尺度である。

【０１３４】

図２６ａ及び２６ｂは、本発明の態様に係るベースバンド変調器の概略図である。図から分かるように、ベースバンド変換は、デジタル又はアナログデータ信号のいずれかを用いて実行できる。まず図２６ａを参照すると、ベースバンド変調器２６００は、アナログ

Ａラインデータを受信する。受信Ａラインデータは、トランスデューサ複合体１１０、アナログ増幅器、フィルタ、信号調整器及び／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。同相変調器２６０２は、着信データと余弦波信号（ｃｏｓ（ωｔ））とをミキシングして同相信号を生成する。得られた信号をローパスフィルタ２６０６に通す。同様に、直交変調器２６０４は、着信データと正弦波信号（ｓｉｎ（ωｔ））とをミキシングして直交信号を生成する。この信号をローパスフィルタ２６０６に通す。

【０１３５】

集束処理は、Ａラインデータから個々の散乱体により生じたエコー信号を分離し、それによって所定の場所で散乱密度を測定しようとする。ベースバンド環境では、これは、受信Ａラインデータの同相成分及び直交成分をシフトしかつ整列させる時間で実行できる。当業者であれば、ＲＦの実施形態に関連して開示されたベースバンド時間シフトと飛行時間型調整との間の類似性を認識するであろう。ベースバンドの実施形態では、時間シフトは、２つの異なるステップで実施できる。位相回転器２６１０を使用して１未満のサンプルの度単位でアナログデータをシフトさせることができる。例えば、１８０°の位相シフトは、サンプリング間隔の半分の時間で着信Ａラインデータをシフトすることができる。位相回転器２６１０によって使用される位相シフト値２６０８は、トランスデューサ複合体１１０の幾何学的形状、トランスデューサの特性、開口の特性及び／又は到達時間に影響を与える他の関連要因に基づくことができる。１を超えるサンプルのタイムアラインメントは、例えば参照図９ａ及び図９ｂで説明したように、バンプマップを使用して実行できる。同時に、位相回転器２６１０及びバンプマップ変換器２６２０はＲＦドメインにおいて飛行時間型補正を補足し又は置き換えることができる。

【０１３６】

図２６ａの実施形態では、アナログ同相及び直交信号を、位相シフト値２６０８に従って位相回転器２６１０によって位相調整し、１個以上のアナログ・デジタル変換器２６１２によってデジタル化し、そしてバンプマップ変換器２６２０によって再サンプリングしてデジタル化ベースバンドＡラインデータを生成する。様々な関連する実施形態において、アナログ・デジタル変換器及びバンプマップ変換器２６２０を可変クロックレートデジタイザに統合する。

【０１３７】

図２６ａの実施形態とは対照的に、アナログ・デジタル変換は、先にベースバンドデータフローで実行できる。図２６ｂは、ベースバンドデータ処理の大部分をデジタル化データについて実行する実施形態を示す。図２６ｂのベースバンド変調器２６５０は、特に記載した場合を除き、図２６ａのベースバンド変調器２６００と実質的に同様である。図示した実施形態では、アナログＡラインデータは、アナログ・デジタル変換器２６１４によって受信され、そこでデジタル化される。受信Ａラインデータは、トランスデューサ複合体１１０、アナログ増幅器、フィルタ、信号調整器及び／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。デジタル化Ａラインデータは、デジタル同相２６０２及び直交変調器２６０４に与えられる。変調された信号は、デジタルローパスフィルタ２６０６に与えられる。フィルタリングされた信号は、位相シフト値２６０８に従って位相回転器２６１０で回転される。

【０１３８】

いくつかの実施形態では、合計された信号のサンプリング周波数をデシメータ２６１６によって減少させる。これは、図２６ａ及び２６ｂの両方の実施形態によって利用できるベースバンドのデータ処理に対する利点のため、精度の有意な損失なしに実行できる。同相及び直交信号を形成するプロセスは、Ａラインデータストリームを中心周波数によってダウンミキシングする。その結果は、より低い有効周波数の信号である。この低周波数信号は、半帯域幅を加えた中心周波数の代わりに半帯域幅に比例したサンプリングレートを使用してデジタル化できる。ナイキスト・レート、すなわちエイリアシングを回避するのに必要な最小サンプリングレートは、最も高い関心周波数の２倍であるため、サンプル数の減少はかなりのものになる場合がある。それに応じて、減少サンプリングレートは、バ

ス速度、データストレージ要件、クロック周波数、消費電力及び／又は他の集束のステップに必要な処理ハードウェアを減少させることができる。

【０１３９】

デシメーション後、１個以上のバンプマップ変換器２６２０は、同相及び直交ベースバンドデータをシフトするさらなる時間を行う。デシメーション及びバンプマップ変換は、単一プロセスの一部として実行できることが分かるであろう。したがって、いくつかの実施形態では、バンプマップ変換器２６２０は、デシメーションのみならず時間シフトを実行するように構成されたバンプマップを受信する。さらなる実施形態では、バンプマップ変換器２６２０は、前にデータフローに配置されたアナログ・デジタル変換器２６１４に統合されている。このような実施形態では、バンプマップを介した時間調整を、変調、フィルタリング及び位相シフト前に実行する。これら及び他の構成は、本発明の範囲内に包含される。

【０１４０】

図２７は、本発明の態様に係るベースバンド開口エンジン２７００の概略図である。ベースバンド開口エンジン２７００の部分を、ＩＶＵＳ処理システム１０６、患者インタフェースモニタ（ＰＩＭ）１０４及び／又はＩＶＵＳイメージングシステム１００の他の構成要素に組み込むことができる。いくつかの実施形態では、ベースバンド開口エンジン２７００は、処理スループットを向上させるためにＩＶＵＳシステム１００で使用される並列化集束エンジンを設けて複数の開口の同時処理を活用する。多くの態様において、ベースバンド開口エンジン２７００は、図１３～１８に関連して開示された開口エンジン１３００と実質的に同様である。

【０１４１】

ベースバンド開口エンジン２７００は、直交データ成分２７０１及び／又は同相データ成分２７０２を含むことができるベースバンドＡラインデータを受信する。このデータは、トランスデューサ複合体１１０、メモリサブシステム、アナログ・デジタルコンバータ、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。受信されたＡラインデータは、ベースバンドユニット２７０４に提供される。好適なベースバンドユニットは、図２３ａ及び２３ｂに関して記載されたものを含む。ベースバンドユニット２７０４は、フィルタリング、受信位相シフト値２７０６に従う位相回転、複素合計、アナログ・デジタル変換及び／又は図２３ａ及び２３ｂに関して説明した受信Ａラインデータ２７０２に対するバンプマップを使用した再サンプリングを適用することができる。

【０１４２】

予備アポダイゼーション再サンプルユニット２７０８を組み込んだ実施形態では、ベースバンドＡラインデータは、アナログ及び／又はデジタル形式で供給でき、かつ、別個の同相と直交成分として及び／又は２成分の複素合計として供給できる。アナログベースバンドＡラインデータが提供されると、再サンプルユニット２７０８は、アナログデータをデジタル化することができる。また、デジタルＡラインデータの再サンプリングも、再サンプルユニット２７０８によって実行することができる。このように、いくつかの実施形態の再サンプルユニット２７０８は、図１４の予備アポダイゼーション再サンプリングユニット１４０４とかなり類似していてもよい。様々な実施形態では、再サンプリングとしては、完全アップサンプリング及び補間位相シフトなどのアップサンプリング、及び／又はデシメーションなどのダウンサンプリングが挙げられる。再サンプリングアルゴリズムは、当業者に公知である。再サンプリングアルゴリズムの非限定的な例としては、線形補間、ラグランジュ補間、キュービックスプライン補間、多相補間及び／又は他の好適なアルゴリズムが挙げられる。予備アポダイゼーション再サンプルユニット２７０８は、再サンプル係数２７１２のセットに基づいてデジタルＡラインデータを再サンプリングすることができる。再サンプル係数２７１２は、再サンプリングレートを特定することができ、再サンプリングアルゴリズムを特定することができ、再サンプリングアルゴリズムの係数を供給することができ、及び／又は他の再サンプリング構成データを供給することができ

る。いくつかの実施形態では、所定の上限を超えるサンプリングレートは、最終集束画像の品質を改善しない。このような実施形態では、上限は、最終画像の解像度又はピクセル数によって部分的に決定される。したがって、予備アポダイゼーションユニットは、ピクセル当たりのサンプルの比率に応じてデシメーション処理を実行することによってベースバンドＡラインデータのサンプリング周波数を減少させることができる。例えば、ピクセル当たりのサンプルの比率は１：１とすることができる。

【０１４３】

上で開示したように、サンプリング周波数を減少させることで、より効率的なアーキテクチャを得ることができる。いくつかの実施形態では、ダウンサンプリングは、より低いバス速度、より少ないデータバッファリング、減少したクロック周波数、データ格納用の低いメモリ要件、及び／又は低減された電力包絡線を可能にする。また、減少したデータ処理要件は、汎用プロセッサ、グラフィック処理ユニット、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ及びマイクロコンピュータなどのコンピューティング装置のうちハードウェアのより柔軟な分割を可能にすることもできる。これらの利点は、データパイプラインでの改善された効率に限定されない。また、データセットの減少は、複合アポダイゼーションユニット２７１０などの機能回路のサイズ及び複雑さを低減させ、追加のサイズ、電力及びコストの削減を与えることができる。

【０１４４】

複合アポダイゼーションユニット２７１０は、ベースバンドユニット２７０４及び／又は予備アポダイゼーション再サンプルユニット２７０８からベースバンドＡラインデータを受信し、かつ、図１２に関連して開示されたアポダイゼーションユニット１２０８と同様に、サイドローブ効果及び格子効果といった影響を低減するために加重された振幅バランス及び／又はアポダイゼーション関数を実行することができる。アポダイゼーション関数としては、ボックスカー、ハン、ハミング、余弦、半余弦窓関数及び／又は他の好適なアポダイゼーション関数が挙げられる。いくつかの実施形態では、複合アポダイゼーションユニット２７１０は、指向性振幅調整、感度調整及び／又は他の振幅変更を適用する。これらは、１以上のアポダイゼーション係数２７１４によって特定できる。ベースバンドＡラインデータは同相及び直交成分のセット又はこれらの成分の複素合計であることができるため、供給されたアポダイゼーション係数２７１４は、同相及び直交値のセットを含むことができ、及び／又は複素数値を含むことができる。

【０１４５】

得られたアポダイズベースバンドＡラインデータを実行中の合計ユニット２７１６に供給し、そこで開口内の他のＡラインについてのアポダイズベースバンドＡラインデータと共に付加される。適切なデータを処理し合計したときに、開口についての集束Ａラインデータ２７１８を生成することができる。集束Ａラインデータ２７１８は、ベースバンド又はＲＦの形式であることができ、かつ、別個の同相及び直交成分として又はこれらの成分の複素合計として表すことができる。

【０１４６】

図２８は、本発明の態様に係る集束ベースバンド開口の方法２８００のフロー図である。追加のステップを方法２８００のステップの前、その間、及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部を方法２８００の他の実施形態と交換し又は排除することができることが分かる。ブロック２８０２を参照すると、開口の割り当て及びＡラインデータが受信される。開口の割り当ては、割り当てられた開口に関連する受信Ａラインデータの一部を指定する。ブロック２８０４において、ベースバンド変調を少なくとも指定Ａラインデータについて実行する。ベースバンド変調は、同相成分及び直交成分を別々又は複素合計として生成する。ブロック２８０６において、位相変調を、位相変調値に従って変調Ａラインデータに対して実行する。

【０１４７】

ブロック２８０８において、予備アポダイゼーション再サンプリングを、再サンプリング係数のセットに従って位相変調Ａラインデータについて実行できる。ブロック２８１０

において、複合アポダイゼーションをベースバンドＡラインデータに対して実行する。予備アポダイゼーション再サンプリングを行ういくつかの実施形態では、アポダイゼーション（アポダイゼーション及び振幅変調を含む）をブロック２８０８で生成された再サンプリングデータに対して実行する。代わりの実施形態では、アポダイゼーションをブロック２８０６の位相変調ベースバンドデータに対して実行する。ブロック２８１２では、集束Ａラインデータを開口割り当てに従って生成する。

【０１４８】

図２９は、本発明の態様に係るベースバンド集束システム２９００の概略図である。集束システム２９００をＩＶＵＳ処理システムに組み込むことができる。ベースバンド集束システム２９００は、図２１を参照して開示された集束システム２１００と実質的に同様である。ベースバンド集束システム２９００は、位相回転、増幅、アポダイゼーション及び合計などの開口処理タスクを実行する多数のベースバンド開口エンジン２７００を備える。好適な代表的ベースバンド開口エンジン２７００としては、図２７を参照して開示されたエンジンが挙げられる。図示した実施形態では、集束システム２９００は、Ｎ個のベースバンド開口エンジン２７００を備え、そのうちの５個が示されている。いくつかの実施形態では、ベースバンド集束システム２９００に含まれるベースバンド開口エンジン２７００の数は、開口３０４内のトランスデューサ２７００の数と同等である。この構造は、ベースバンド集束システム２９００が複数の開口を並行して処理することを可能にする。

【０１４９】

集束計算は、集束エンジン２７００に開口を割り当てることにより開口に応じて分割できる。そうするために、開口エンジン２７００は、図２１のエンジン制御装置２１０２と実質的に同様であってよいエンジン制御装置２９０２から開口割り当てを受信する。開口の割り当ては、エンジン２７００が処理すべき開口を指定し、それに応じて集束計算に使用される受信Ａラインデータの一部を指定する。受信Ａラインデータを、Ａラインデータバス２１０４に配置し、そして各開口エンジン２７００に分配する。受信Ａラインデータは、トランスデューサ複合体１１０、メモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムから受信できる。受信データの一部のみが各開口、すなわち各開口エンジン２７００に関連する。したがって、開口エンジン２７００は、開口割り当てを使用してＡラインデータバス２１０４からの関連データを識別し処理する。様々な実施形態では、割り当てられた開口の一部ではないＡラインデータを破棄することができ、省略することができ、無視することができ、適用されたゼロ値係数を有することができ、及び／又は別のカリング処理を受けることができる。このアーキテクチャの利点の一つは、エンジン２７００でのデータの選択がバス２１０４上での複雑なデータステアリング又はフィルタ回路の必要性を回避することである。電位配線、レイアウト及び電力の利点に加えて、ルーティング及びステアリング回路の省略は、より柔軟な実施を可能にする。例えば、様々な実施形態では、開口エンジン２７００、複数の開口エンジン２７００及び／又は全集束システム２９００は、汎用プロセッサ、グラフィック処理ユニット、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、ＤＳＰ、マイクロコントローラ又は他の好適なコンピューティング装置といった単一の個別のコンピューティングハードウェア装置で実施される。

【０１５０】

開口の割り当てに加えて、エンジン制御装置２９０２は、開口エンジン２７００に、再サンプル係数、位相シフト値、アポダイゼーション係数及びＡラインデータを処理するために使用される他のパラメータを与えることもできる。任意の開口エンジン２７００が割り当て開口についてのＡラインデータセットを受信すると、このエンジン２７００は、その開口についての集束Ａラインデータを生成する。次に、開口エンジン２７００はフラッシュされ、かつ、他の開口についてのＡラインデータを収集し処理することを開始できる。エンジン２７００に対する開口のこのラウンドロビン割り当ては、無駄なアイドルリソースなしで高い使用率を与える。

【０１５１】
図３０は、本発明の態様に係る複数の開口を集束するための方法３０００のフロー図である。追加のステップを方法３０００のステップの前、その間及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部をこの方法の他の実施形態と交換し又は除去することができることが分かる。方法３００は、図２９に関して開示したベースバンド集束システム２９００などのシステムを使用した実施に好適である。
【０１５２】
ブロック３００２において、開口３０４のセットをベースバンド開口エンジン２７００のセットに割り当てる。いくつかの実施形態では、この割り当ては、エンジン制御装置２９０２によって実行される。いくつかの実施形態では、開口のセット内の開口の数は、エンジンのセットを有するエンジンの数に相当し、これはさらに開口３０４の各トランスデューサ３０２の数に相当する。ブロック３００４において、開口の１個以上内のトランスデューサ３０２についての超音波データセットを、ベースバンド開口エンジン３００６に提供する。このデータセットは、エコーデータから直接得ることができ、又はメモリサブシステム、アナログ・デジタル変換器、アナログ及び／又はデジタルアンプ、フィルタ、信号調整器、及び／又は他の好適なインタフェースシステムなどの仲介物によって得ることができる。超音波データセットは、割り当てられた開口に関連しない可能性があったとしても、ベースバンド開口エンジン２７００に提供できる。
【０１５３】
ブロック３００６では、開口エンジン２７００のうち任意のものが集束Ａラインデータセットを生成するのに十分なデータを有するかどうかが決定される。ブロック３００８において、十分なデータを持つ開口エンジンは集束Ａラインデータセットを生成する。ブロック３０１０において、集束Ａラインデータセットを生成した開口エンジンは、保存されたデータが削除される。ブロック３０１２において、削除された開口エンジンは、次の開口が割り当てられる。この方法は、ブロック３００４に戻り、そこで別の超音波データセットが与えられる。
【０１５４】
ＩＶＵＳ装置１０２を利用する方法３１００を、図３１を参照しかつ再度図１を参照して開示する。図３１は、本発明の実施形態に係るＩＶＵＳ装置１０２を利用する方法のフロー図である。追加のステップを方法３１００のステップの前、その間及びその後に与えることができ、説明されたステップの一部をこの方法の他の実施形態と交換し又は除去することができることが分かる。
【０１５５】
図３１のブロック３１０２及び図１を参照すると、このシステムの典型的な環境及び用途の例示例において、外科医は、血管構造１２０内にガイドワイヤ１１８を配置する。ガイドワイヤ１１８を、ガイドワイヤ１１８の配置前、その間又はその後のいずれかにＩＶＵＳ装置１０２の遠位端の少なくとも一部に通す。図３１のブロック３１０４を参照すると、ガイドワイヤ１１８を配置したら、ＩＶＵＳ装置１０２をガイドワイヤにわたって前進させる。ブロック３１０６を参照すると、トランスデューサ複合体１１０を作動させる。伝送線束１１２を介してＰＩＭ１０４からトランスデューサ複合体１１０に送信された信号は、複合体１１０内のトランスデューサに特定超音波波形を放射させる。この超音波波形は、血管構造１２０によって反射する。図３１のブロック３１０８を参照すると、この反射は、複合体１１０内のトランスデューサによって受信され、伝送線束１１２による送信のために増幅される。エコーデータは、伝送線束１１２上に配置され、そしてＰＩＭ１０４に送信される。ＰＩＭ１０４は、エコーデータを増幅し、及び／又はいくつかの例では、予備的な前処理を実行する。図３１のブロック３１１０を参照すると、ＰＩＭ１０４は、エコーデータをＩＶＵＳコンソール１０６に再送する。図３１のブロック３１１２を参照すると、ＩＶＵＳコンソール１０６は、受信したエコーデータを集めそして組み立てて、モニタ１０８上での表示用の血管構造１２０の画像を作成する。いくつかの例示的な用途では、ＩＶＵＳ装置は、トランスデューサ複合体１１０が動作しているときに、画

像化される血管構造１２０の領域を越えて前進させ、そして引き戻して、それによって血管構造１２０の長手方向を露出させ画像化する。一定速度を確保するために、いくつかの例では引き戻し機構を使用する。典型的な引き戻し速度は、０．５ｍｍ／秒であるが、ビーム形状、サンプル速度、及びシステムの処理能力に基づいて他の速度も可能である。いくつかの実施形態では、装置１０２は、膨張可能なバルーン部分１２２を備える。治療手順の一部として、この装置を、血管構造１２０内の狭窄（狭窄部）又は閉塞プラークに隣接して配置し、そして血管構造１２０の制限区域を広げるために膨張させることができる。

【０１５６】

当業者であれば、上記装置、システム及び方法を様々に変更できることが分かるであろう。したがって、当業者であれば、本発明が包含する実施形態は、上記特定の例示実施形態に限定されるものではないことが分かるであろう。その点で、例示実施形態を示し説明してきたが、広範囲の修正、変更及び置換が上記開示において意図される。このような変形を、本発明の範囲から逸脱することなく、上記のものになすことができると解される。したがって、特許請求の範囲は広くかつ本発明と一致する態様で解釈することが妥当である。

【０１５７】

本発明は、主として超音波イメージングに関するものであるが、本明細書に開示されたシステムは、任意の種類のフェーズドアレイデータの集束によく適している。これは、超音波トランスデューサ、無線周波数トランスデューサ及びＸ線トランスデューサによって生成され収集されたデータを含む。このような用途としては、断層撮影が挙げられる（例えば、ＣＴ（コンピュータ断層撮影）、マイクロＣＴ、ＰＥＴ（陽電子放射断層撮影）及びマイクロＰＥＴ）。医療画像化を越えて、セルラ通信、衛星通信、衛星画像、レーダーＬＡＤＡＲ及び他の技術で集束を行うことができる。当業者は、これら及び他の学問分野にわたる本発明の原理の応用を認識するであろう。

【符号の説明】

【０１５８】

１００　血管内超音波（ＩＶＵＳ）画像化システム
１０２　ＩＶＵＳ装置
１０４　患者インタフェースモジュール（ＰＩＭ）
１０６　ＩＶＵＳ処理システム
１０８　モニタ
１１０　トランスデューサ複合体
１１２　伝送線束
１１４　ＰＩＭカプラ
１１６　ガイドワイヤ出口ポート
１１８　ガイドワイヤ
１２０　管
１２２　バルーン部分

【図１】

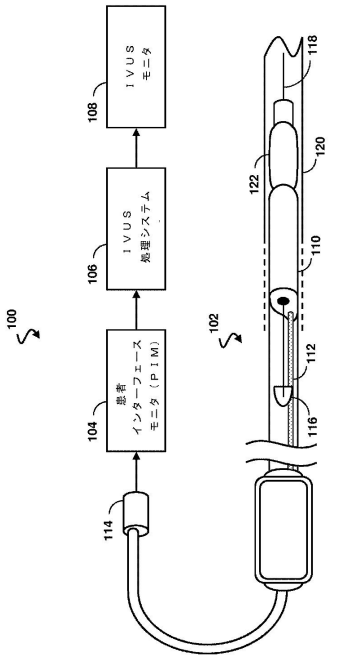


Fig. 1

【図２】

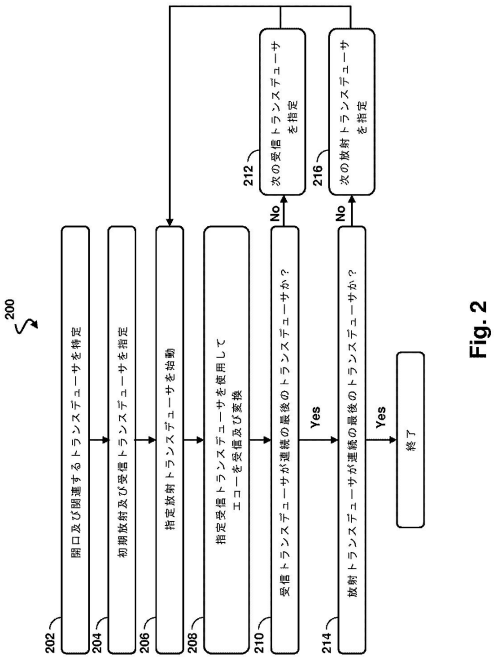


Fig. 2

【図３】

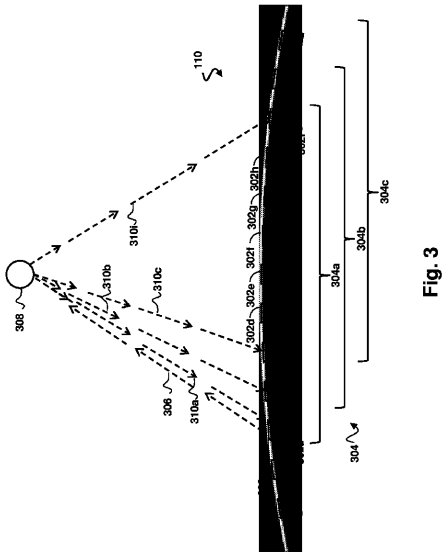


Fig. 3

【図４】

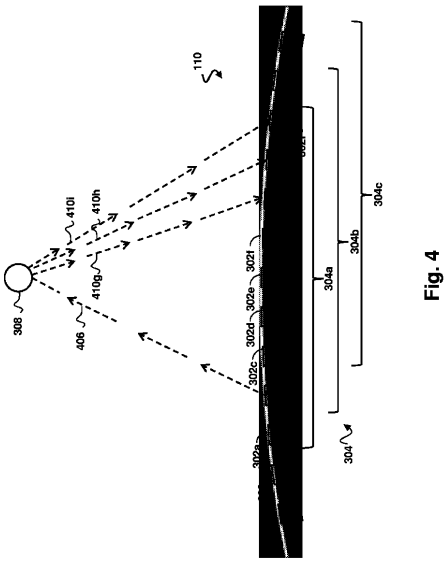


Fig. 4

【図５】

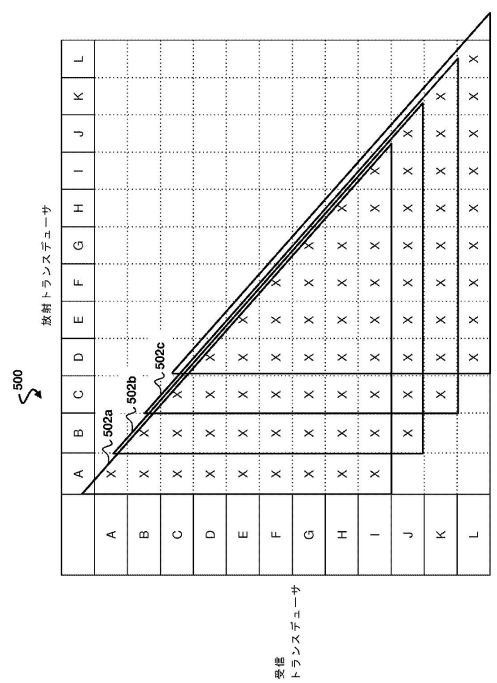


Fig. 5

【図６】

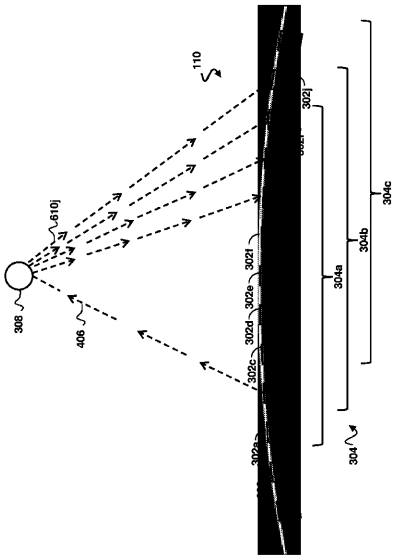


Fig. 6

【図７】

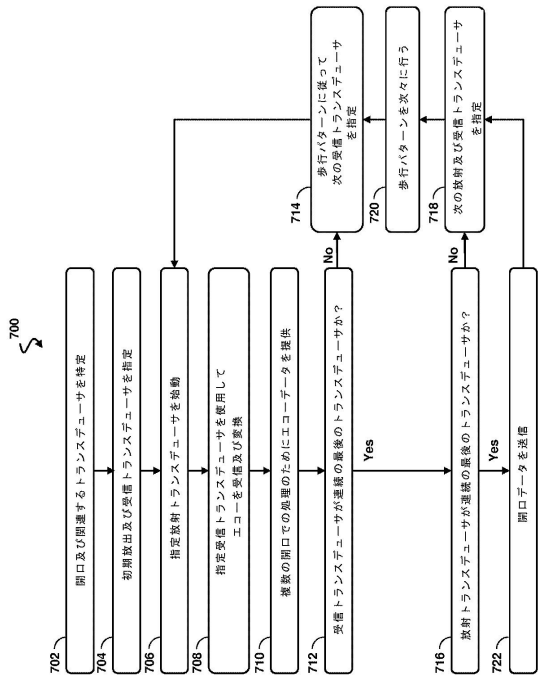


Fig. 7

【図８】

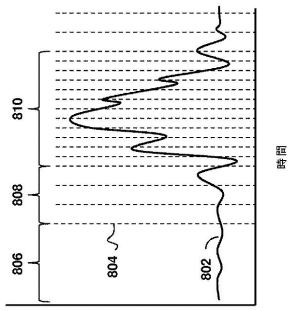


Fig. 8

【図９ａ】

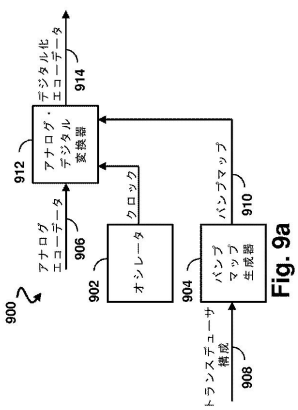


Fig. 9a

【図９ｂ】

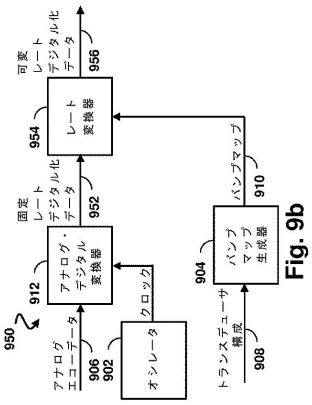


Fig. 9b

【図１０】

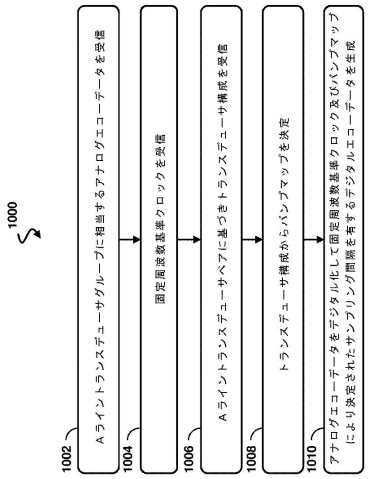


Fig. 10

【図１１】

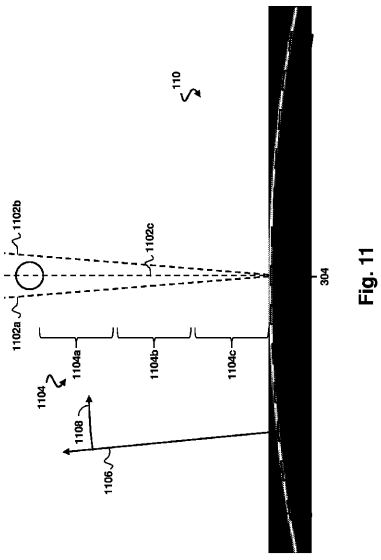


Fig. 11

【図１２】

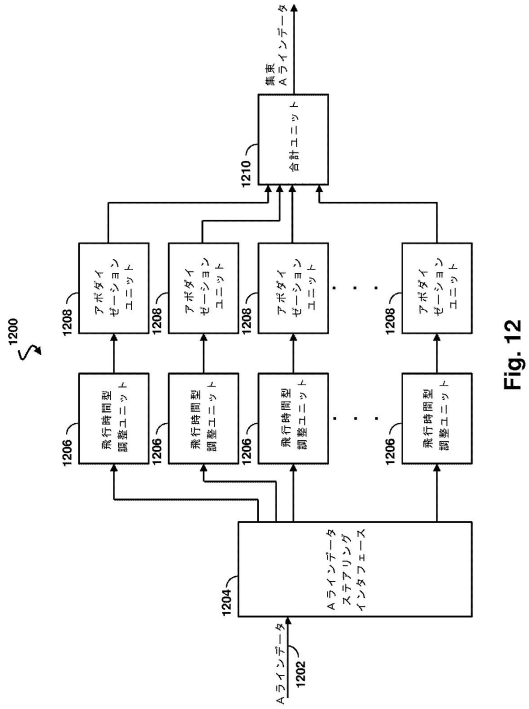


Fig. 12

【図１３】

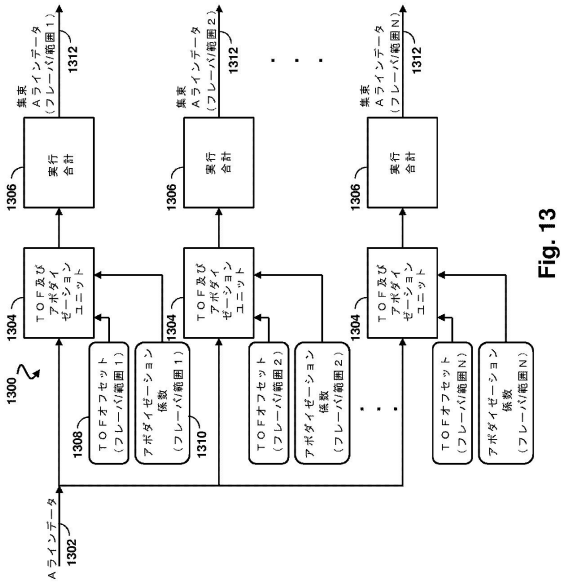


Fig. 13

【図１４】

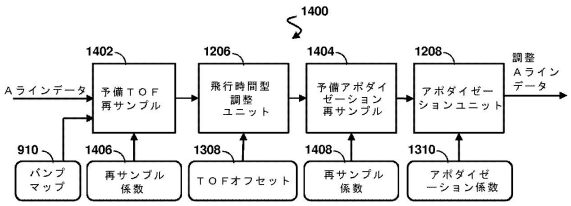


Fig. 14

【図１５】

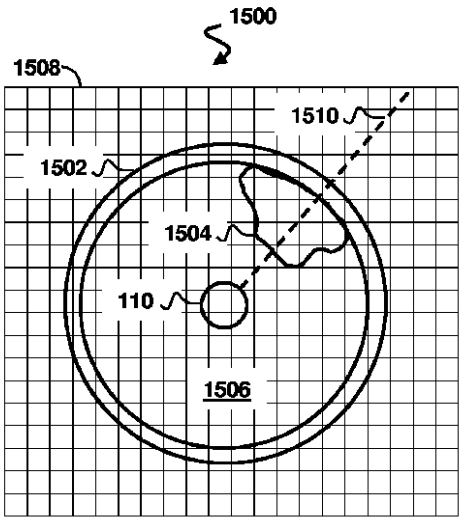


Fig. 15

【図１６】

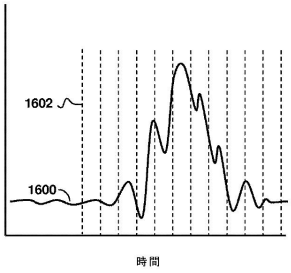


Fig. 16

【図１７】

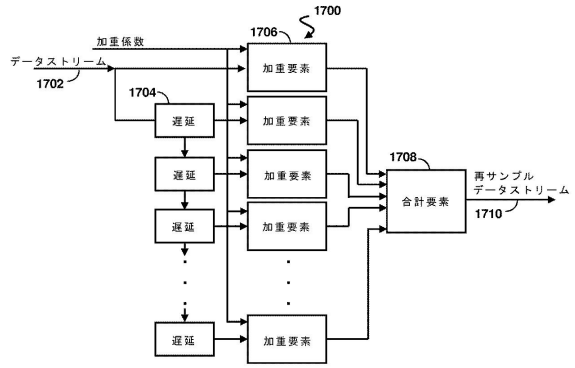


Fig. 17

【図１８】

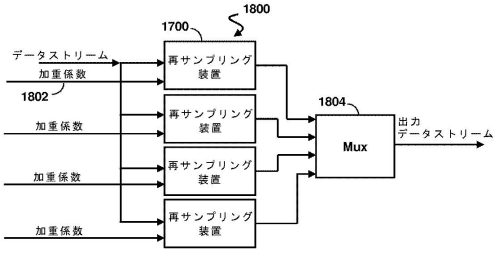


Fig. 18

【図１９】

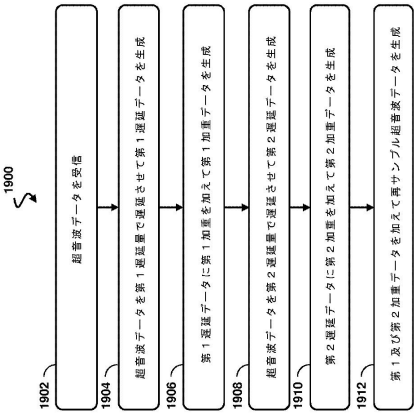


Fig. 19

【図２０】

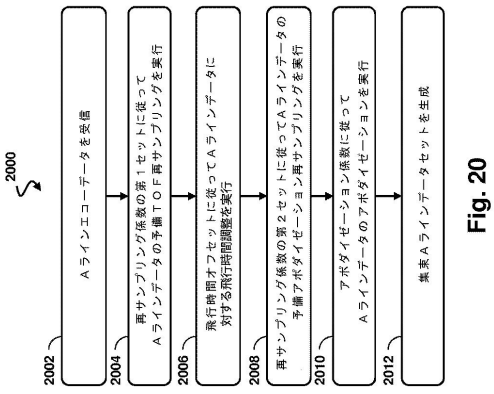


Fig. 20

【図２１】

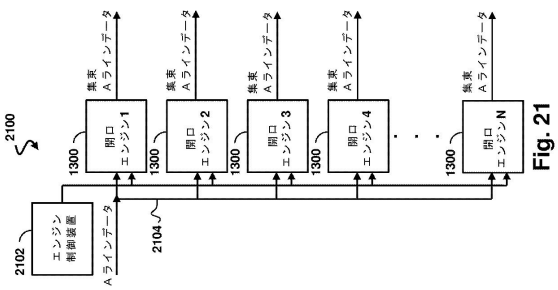


Fig. 21

【図２２】

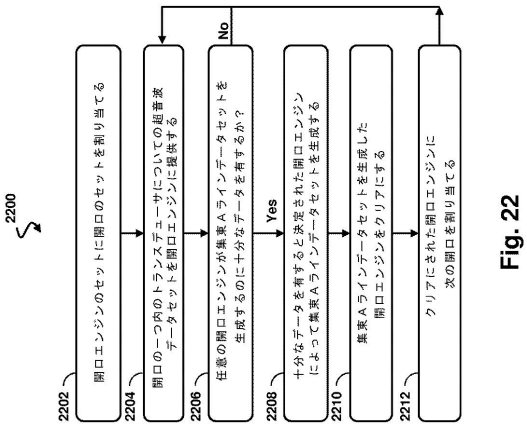


Fig. 22

【図２３】

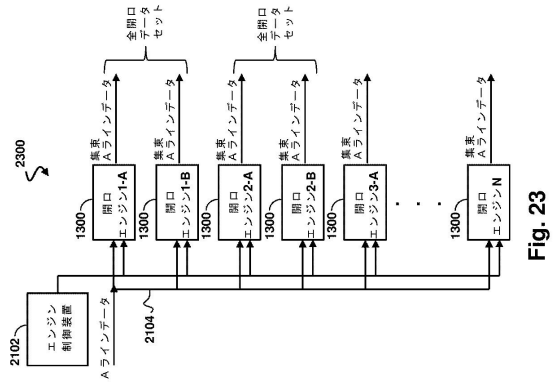


Fig. 23

【図２４】

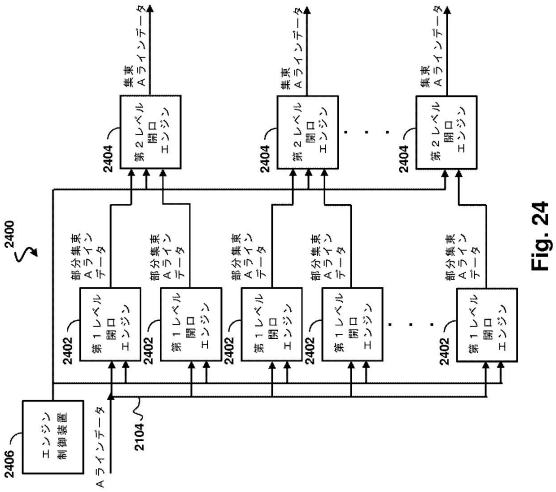


Fig. 24

【図２５】

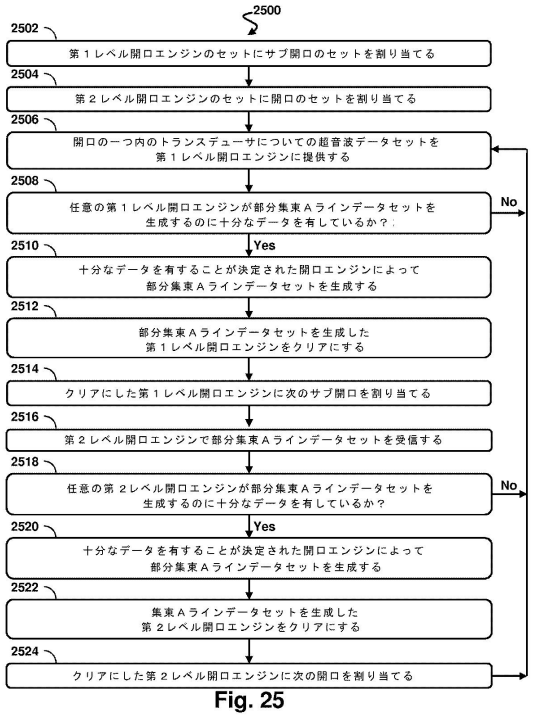


Fig. 25

【図２６ａ】

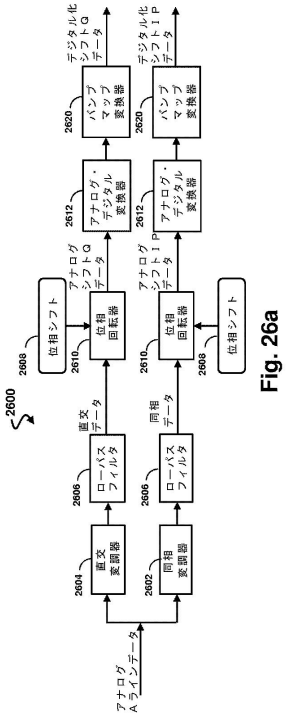


Fig. 26a

【図２６ｂ】

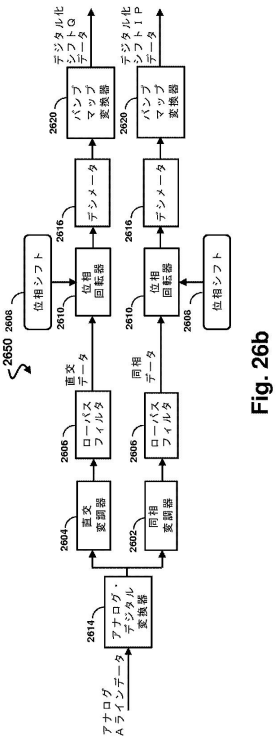


Fig. 26b

【図２７】

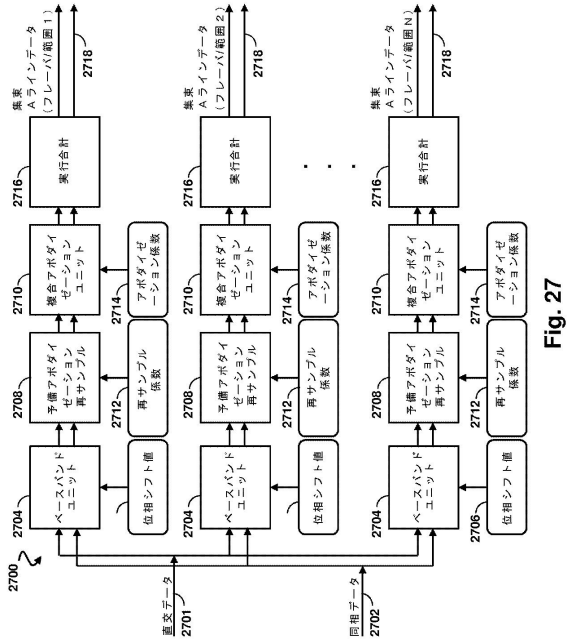


Fig. 27

【図２８】

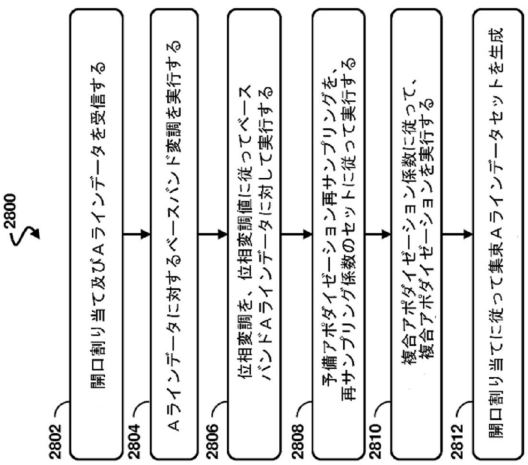


Fig. 28

【図２９】

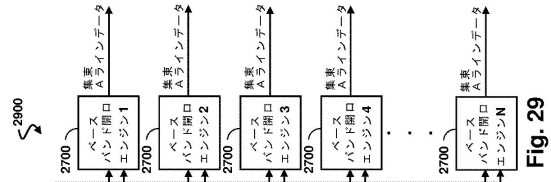


Fig. 29

【図３０】

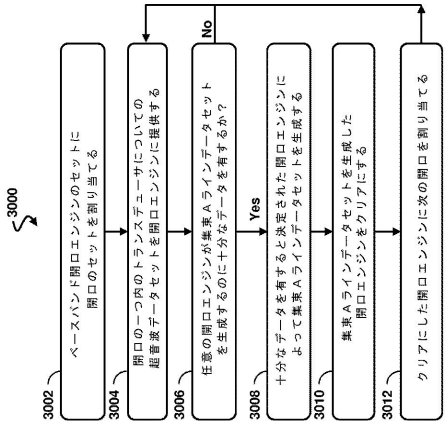


Fig. 30

【図３１】

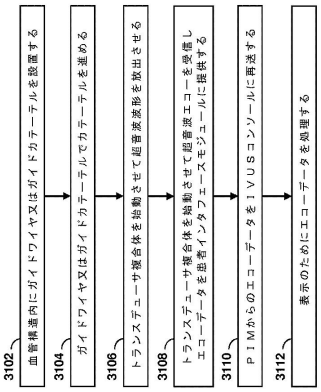


Fig. 31

フロントページの続き

(72)発明者　アンドリュー・ハンコック
アメリカ合衆国９５８２６カリフォルニア州サクラメント、ファバージ・ウェイ３６２１

審査官　永田　浩司

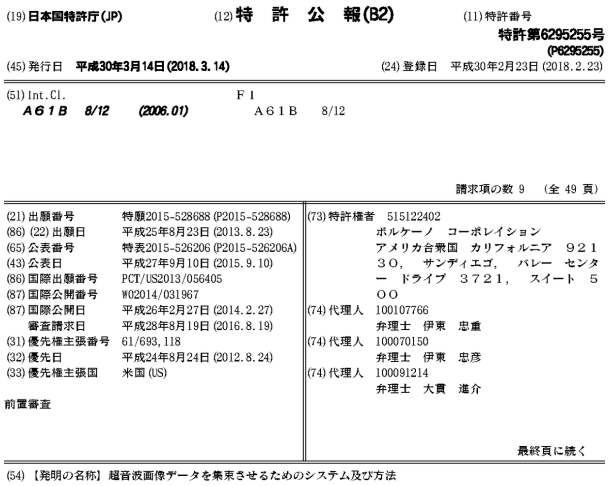
(56)参考文献　特開２００３－２２５２３７（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－２０４９２３（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５５５５５３４（ＵＳ，Ａ）

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

专利名称(译)	用于聚焦超声图像数据的系统和方法		
公开(公告)号	JP6295255B2	公开(公告)日	2018-03-14
申请号	JP2015528688	申请日	2013-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	アンドリューハンコック		
发明人	アンドリュー·ハンコック		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/56 G01S7/52034 G01S15/8927 G01S15/8997		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/693118 2012-08-24 US		
其他公开文献	JP2015526206A JP2015526206A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了固体血管内超声（IVUS）成像设备，系统和方法。本发明的一些实施例特别涉及用于聚焦从包括聚合物压电微制造超声换能器（CMUT）的换能器接收的IVUS回波数据的灵活且有效的系统。在一个实施例中，超声治疗系统包括连接到发动机调节装置的第一和第二孔发动机，其为第一和第二孔径发动机提供孔径分配。光圈引擎接收该分配和A线数据的一部分，对接收的A线数据执行一个或多个聚焦操作，并根据光圈分配产生聚焦数据。在一些实施例中，一旦光圈引擎产生了聚焦数据，发动机调节器就清除光圈引擎并分配另一个光圈。



(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号 特許第6295255号 (P6295255)

(45)発行日　平成30年3月14日(2018.3.14)　(24)登録日　平成30年2月23日(2018.2.23)

(51)Int.Cl.　A61B 8/12 (2006.01)　F I　A61B 8/12

請求項の数 9　(全 49 頁)

(21)出願番号　特願2015-528688(P2015-528688)
(86)(22)出願日　平成25年8月23日(2013.8.23)
(65)公表番号　特表2015-526206(P2015-526206A)
(43)公表日　平成27年9月10日(2015.9.10)
(86)国際出願番号　PCT/US2013/056405
(87)国際公開番号　WO2014/031967
(87)国際公開日　平成26年2月27日(2014.2.27)
審査請求日　平成28年8月19日(2016.8.19)
(31)優先権主張番号　61/693,118
(32)優先日　平成24年8月24日(2012.8.24)
(33)優先権主張国　米国(US)

前置審査

(73)特許権者　515122402
ボルケーノ　コーポレイション
アメリカ合衆国　カリフォルニア　９２１３０，　サンディエゴ，　バレー　センター　ドライブ　３７２１，　スイート　５００
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波画像データを集束させるためのシステム及び方法