

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6549706号
(P6549706)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年7月5日(2019.7.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 25 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-518339 (P2017-518339)
 (86) (22) 出願日 平成27年9月28日 (2015. 9. 28)
 (65) 公表番号 特表2017-530787 (P2017-530787A)
 (43) 公表日 平成29年10月19日 (2017. 10. 19)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/057413
 (87) 国際公開番号 WO2016/055898
 (87) 国際公開日 平成28年4月14日 (2016. 4. 14)
 審査請求日 平成30年9月25日 (2018. 9. 25)
 (31) 優先権主張番号 62/062, 698
 (32) 優先日 平成26年10月10日 (2014. 10. 10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 合成開口超音波のためのクラッター抑制

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の血管内に位置された血管内超音波 (IVUS) 撮像装置デバイスによって得られたAライン信号データを受領するよう動作可能なインターフェースと；

前記インターフェースに通信上結合され、受領されたAライン信号データに対して合焦プロセスを実行して合焦されたAライン信号データを生成するよう動作可能な合焦エンジンと；

前記インターフェースに通信上結合され、受領されたAライン信号データの位相コヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能なコヒーレンシー・ユニットと；

前記コヒーレンシー・ユニットに通信上結合され、前記位相コヒーレンシーの測定量と位相コヒーレンス閾値との比較に基づいて前記合焦されたAライン信号データに対する調整を決定するよう動作可能な調整ユニットであって、前記位相コヒーレンス閾値は患者の前記血管の組織動き情報に関連している、調整ユニットと；

前記合焦エンジンに通信上結合され、前記合焦されたAライン信号データに前記調整を適用するよう動作可能な補償ユニットとを有する、

超音波処理システム。

【請求項 2】

前記位相コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データ内のアーチファクトの指標であり、前記調整は前記アーチファクトを抑制するよう決定される、請求項1記載の超音波処理システム。

10

20

【請求項 3】

前記位相コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データの符号または位相角の少なくとも一方に基づく、請求項 1 記載の超音波処理システム。

【請求項 4】

前記位相コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データの符号に基づき、該符号は電圧極性または参照電圧からの変化の少なくとも一方を表わす、請求項 1 記載の超音波処理システム。

【請求項 5】

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに：

前記受領されたAライン信号データの符号に基づいて前記受領されたAライン信号データに符号値を割り当て； 10

前記合焦されたAライン信号データに対応する開口のAラインの集合についての符号値合計に前記符号値を加算し；

前記符号値合計に基づいて前記位相コヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能である、
請求項 1 記載の超音波処理システム。

【請求項 6】

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに、前記開口内のAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化するよう動作可能であり、前記位相コヒーレンシーの測定量はさらに、規格化された符号値合計に基づく、請求項 5 記載の超音波処理システム。 20

【請求項 7】

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに：

飛行時間調整後の前記受領されたAライン信号データの位相角を決定し；

前記位相角に基づいて、前記合焦されたAライン信号データに対応する開口のAラインの集合についての規格化された位相角を決定し；

前記規格化された位相角に基づいて前記位相コヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能である、
請求項 1 記載の超音波処理システム。

【請求項 8】

前記調整は、前記位相コヒーレンシーの測定量が前記位相コヒーレンス閾値を超えることに基づいて適用される、請求項 1 記載の超音波処理システム。 30

【請求項 9】

前記調整ユニットは第一の調整ユニットであり、前記調整はコヒーレンシー・ベースの調整であり、当該システムはさらに：

前記合焦されたAライン信号データの絶対値を決定し；

前記合焦されたAライン信号データの絶対値に基づいて前記合焦されたAライン信号データに対する強度ベースの調整を決定するよう動作可能な、
前記合焦エンジンに通信上結合された第二の調整ユニットを有しており、

前記補償ユニットはさらに、前記合焦されたAライン信号データに対して前記強度ベースの調整を適用するよう動作可能である、 40
請求項 1 記載の超音波処理システム。

【請求項 10】

前記強度ベースの調整は、前記合焦されたAライン信号データの絶対値に正比例する、
請求項 9 記載の超音波処理システム。

【請求項 11】

超音波処理システムの作動方法であって、

前記超音波処理システムのインターフェースが、患者の血管内に位置された血管内超音波（IVUS）撮像装置デバイスによって得られたAライン・データおよび対応する合焦されたAライン・データを受領する段階と；

前記超音波処理システムのコヒーレンシー・ユニットが、前記合焦されたAライン・デ 50

ータの開口の諸Aラインを通じた前記Aライン・データの位相コヒーレンス・メトリックを決定する段階と；

前記超音波処理システムの調整ユニットが、前記位相コヒーレンス・メトリックおよび前記位相コヒーレンス・メトリックと位相コヒーレンス閾値との比較に基づいて前記合焦されたAライン・データについてのクラッター低減調整を決定する段階であって、前記位相コヒーレンス閾値は患者の前記血管の組織動き情報に関連している、段階と；

前記超音波処理システムの補償ユニットが、前記クラッター低減調整を前記合焦されたAライン・データに適用して、クラッター低減Aライン・データを得る段階と；

前記超音波処理システムの画像形成ユニットが、前記クラッター低減Aライン・データから超音波画像を形成する段階とを含む、
方法。

10

【請求項 1 2】

前記クラッター低減調整の適用は、前記位相コヒーレンス・メトリックが前記位相コヒーレンス閾値を超えることに基づいて実行される、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記位相コヒーレンス・メトリックは、前記Aライン・データの符号または位相角の少なくとも一方に基づく、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記位相コヒーレンス・メトリックは、前記Aライン・データの符号に基づき、該符号は電圧極性または参照電圧より上または下の変化の少なくとも一方を表わす、請求項 1 3 記載の方法。

20

【請求項 1 5】

前記クラッター低減調整を決定する段階が、前記合焦されたAライン・データの開口に対応するAラインの集合についての符号値合計を決定することを含み、

前記符号値合計は前記受領されたAライン・データの符号値を含み、

前記位相コヒーレンス・メトリックは前記符号値合計に基づく、
請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記クラッター低減調整を決定する段階がさらに、前記開口のAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化することを含み、前記位相コヒーレンス・メトリックはさらに、規格化された符号値合計に基づく、請求項 1 5 記載の方法。

30

【請求項 1 7】

前記クラッター低減調整を決定する段階がさらに、前記受領されたAライン・データの位相角を含む位相角和を決定することを含み、前記位相コヒーレンス・メトリックは前記位相角和に基づく、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 8】

前記超音波処理システムの絶対値決定手段が、前記合焦されたAライン・データの絶対値を決定し；

前記超音波処理システムのクラッター低減調整決定手段が、前記合焦されたAライン・データについての前記クラッター低減調整を、さらに前記絶対値に基づいて決定すること
をさらに含む、
請求項 1 1 記載の方法。

40

【請求項 1 9】

前記クラッター低減調整は、前記絶対値に正比例するよう決定される、請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 0】

クラッター低減装置の作動方法であって、

前記クラッター低減装置の受領手段が、患者の血管内に位置された血管内超音波（IVUS）撮像装置デバイスによって得られた超音波データを受領する段階と；

前記クラッター低減装置の指標決定手段が、前記超音波データの位相コヒーレンスに基

50

づいて前記超音波データにおけるアーチファクトの指標を決定する段階と；

前記クラッター低減装置の合焦手段が、前記超音波データに対して合焦プロセスを実行して、合焦された超音波データを生成する段階と；

前記クラッター低減装置の適用決定手段が、前記位相コヒーレンスに基づく指標と位相コヒーレンス閾値との比較に基づいて、前記合焦された超音波データにガンマ補正を適用するかどうかを決定する段階であって、前記位相コヒーレンス閾値は患者の前記血管の組織動き情報に関連している、段階と；

前記クラッター低減装置の適用手段が、前記決定に応答して、前記アーチファクトの効果を抑制するよう、前記合焦された超音波データに対して前記アーチファクトの指標に基づいて前記ガンマ補正を適用する段階とを含む、

方法。

【請求項 2 1】

前記ガンマ補正の適用は、前記超音波データの位相コヒーレンスの指標が前記位相コヒーレンス閾値を超えることに基づく、請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 2】

前記クラッター低減装置の位相コヒーレンス決定手段が、前記超音波データの位相コヒーレンスを、前記超音波データの符号またはポスト飛行時間調整位相角のうちの少なくとも一方に基づいて決定することをさらに含む、請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 3】

前記クラッター低減装置の位相コヒーレンス決定手段が、前記超音波データの位相コヒーレンスを、前記超音波データの符号値合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化することによって決定することをさらに含み、前記位相コヒーレンスは、規格化された符号値合計に基づいて決定される、請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 4】

前記クラッター低減装置の位相コヒーレンス決定手段が、前記超音波データの位相コヒーレンスを、前記超音波データの位相角合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記位相角合計を規格化することによって決定することをさらに含み、前記位相コヒーレンスは、規格化された位相角合計に基づいて決定される、請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 5】

前記クラッター低減装置の絶対値決定手段が、前記合焦された超音波データの絶対値を決定することをさらに含み、前記ガンマ補正は前記合焦された超音波データの絶対値に基づく、請求項 2 0 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、概括的には血管内超音波（IVUS）撮像に、詳細には画像を生成するための超音波情報の受領および合焦に関する。さまざまな実施形態において、合焦システムは、圧電ジルコン酸塩トランスデューサ（PZT）、容量性マイクロ機械加工超音波トランスデューサ（CMUT）および/または圧電マイクロ機械加工超音波トランスデューサ（PMUT）のような超音波トランスデューサからのアレイから情報を受領する。合焦システムは、超音波画像を生成するために該データを処理し、また、超音波アーチファクトを除去するためにさまざまなクラッター（clutter）削減技法を実行してもよい。システムは、血管内超音波を含む多様な用途における使用のために好適である。たとえば、本開示のいくつかの実施形態は、人間の血管を撮像するのに特に好適なIVUS撮像システムを提供する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

血管内超音波（IVUS）撮像は、処置のための必要性を判別する、介入を案内するおよび/またはその有効性を評価するために人体内で動脈のような疾病のある血管を評価するた

10

20

30

40

50

めの診断ツールとして、インターベンショナル心臓学において広く使われている。IVUSデバイスは細長い部材の遠位端に配置された一つまたは複数の超音波トランスデューサを含む。細長い部材は血管中に通され、それによりトランスデューサを撮像されるべき領域まで案内する。ひとたび所定位置についたら、トランスデューサは、関心対象の血管の画像を作成するために、超音波エネルギーを発する。超音波は、組織構造（血管壁のさまざまな層など）、赤血球および他の関心対象特徴から生じる不連続によって部分的に反射される。反射波からのエコーが前記トランスデューサによって受領され、IVUS撮像システムへと渡される。撮像システムは、受領された超音波エコーを処理して、デバイスが位置しているところの血管の断面画像を生成する。

【0003】

今日使われている二つの一般的な型のIVUSデバイスがある。回転式とソリッドステート（合成開口フェーズドアレイとしても知られる）である。典型的な回転式IVUSデバイスについては、関心対象血管の中に挿入されたプラスチック・シース内部で回転する可撓性の駆動シャフトの先端に、単一の超音波トランスデューサ素子が位置される。側方観察（side-looking）回転式デバイスでは、トランスデューサ素子は、超音波ビームがデバイスの長手軸に概して垂直に伝搬するように向き付けられる。前方観察（forward-looking）回転式デバイスでは、トランスデューサ素子は、超音波ビームが先端のほうにより多く伝搬し、デバイスによっては長手方向中心線に平行に発射されるよう、遠位端に向けた角度に据えられる。流体で満たされたシースが、超音波信号がトランスデューサから組織へ、そしてその逆に伝搬することを許しつつ、回転するトランスデューサおよび駆動シャフトから血管組織を保護する。駆動シャフトが回転するので、トランスデューサは、短いパーストの超音波を発するよう高電圧パルスを用いて定期的に励起される。次いで、同じトランスデューサがさまざまな組織構造から反射される戻りエコーを傾聴する。IVUS撮像システムは、トランスデューサの一回の回転の間に生起するパルス／取得サイクルのシーケンスから、組織、血管、心臓構造などの二次元表示を組み立てる。

【0004】

対照的に、ソリッドステートIVUSデバイスは、一組のトランスデューサ・コントローラに接続されている超音波トランスデューサのアレイを含むスキャナ・アセンブリーを利用する。側方観察IVUSデバイスおよびいくつかの前方観察IVUSデバイスでは、トランスデューサはデバイスの周りのまわりに分布させられる。他の前方観察IVUSデバイスでは、それらのトランスデューサは遠位端に配置され、超音波ビームが長手方向中心線との平行により近く伝搬するような角度に据えられた線形アレイである。トランスデューサ・コントローラは、超音波パルスを送信するためおよびエコー信号を受信するためのトランスデューサ・セットを選択する。送信・受信セットのシーケンスを通じて段階的に進めることによって、ソリッドステートIVUSシステムは、機械的に走査されるトランスデューサ素子の効果を合成できるが、部品を動かすことはない。回転する機械要素がないので、トランスデューサ・アレイは血管外傷のリスクを最小限にして、血液および血管組織と直接接触して配置されることができる。さらに、回転要素がないので、インターフェースが単純化される。ソリッドステート・スキャナは単純な電気ケーブルおよび標準的な取り外し可能な電気コネクタを用いて撮像システムに直接ワイヤ接続されることができる。

【0005】

多様な音響およびデバイス特性のため、回転式およびソリッドステート技術はいずれも、結果として得られる画像に影響するアーチファクトおよび歪みを生じやすい。たとえば、超音波圧力波が細いビームに閉じ込められるのではなく多くの方向において外向きに放射される傾向の結果、トランシーバーは斜めの角度で構造からのエコーを検出することがありうる。超音波トランスデューサは、サイドローブという、追加的な望まれないエコー・データを生成しうる副次的な超音波圧力波を生成する傾向もある。合成開口ソリッドステート・デバイスも、近隣のトランスデューサからの強め合う干渉および弱め合う干渉によって引き起こされる格子ローブ（grating lobes）を示すことがある。疎でないターゲット（たとえば組織）については、メインローブ、サイドローブおよび格子ローブがみな

10

20

30

40

50

複雑な音響相互作用において互いに加わる。これらおよび他の原因からの望ましくない音響効果は、結果として得られる超音波画像のコントラスト、明瞭さおよび分解能を低下させることがあり、診断プロセスを複雑にすることがある。むしろ、これらの効果は血管内超音波に限られるものではなく、外部超音波、経食道エコーおよび他の超音波システムにおいて生起する。

【 0 0 0 6 】

既存の超音波撮像システムは有用であることが立証されているが、撮像アーチファクトの認識および抑制において改善の必要が残っている。そうすることは、多くのソリッドステート設計に特徴的なスペckル・ノイズを低減し、明瞭化し、あるいはさらに解消しうる。ノイズが完全に解消されない場合でも、クラッターのいくらかの明瞭化はしばしば有利である。さらに、アーチファクト抑制は、本物の構造に正しくないエコー強度をもたせる、より微妙な誤りをも低減しうる。エコー強度は、組織特徴付け、組織境界ノボダー検出、距離およびノまたは面積測定といった決定にとって重要なので、アーチファクト抑制は診断精度を目に見えて改善しうる。よって、超音波アーチファクトを同定し、除去するための改善されたシステムおよび技法が必要とされている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 米国特許第7,846,101号

【 発明の概要 】

20

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

本開示の実施形態は、クラッター識別および低減をもつ超音波合焦〔フォーカシング（focusing）〕エンジンを提供する。これは、ソリッドステート血管内超音波撮像システムのような用途において使用されうる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

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。本システムは、Aライン信号データを受領するよう動作可能なインターフェースと、前記インターフェースに通信上結合され、受領されたAライン信号データに対して合焦プロセスを実行して合焦されたAライン信号データを生成するよう動作可能な合焦エンジンとを有する。本システムはさらに、前記インターフェースに通信上結合されたコヒーレンシー・ユニットと、前記コヒーレンシー・ユニットに通信上結合された調整ユニットとを有する。前記コヒーレンシー・ユニットは、受領されたAライン信号データのコヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能であり、前記調整ユニットは前記コヒーレンシーの測定量に基づいて前記合焦されたAライン信号データに対する調整を決定するよう動作可能である。前記調整は、前記コヒーレンシーの測定量およびノまたは前記合焦されたAライン信号データの大きさ（振幅）の関数であってもよい。本システムはさらに、前記合焦エンジンに通信上結合され、前記合焦されたAライン信号データに前記調整を適用するよう動作可能な補償ユニットを有する。いくつかのそのような実施形態では、前記コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データにおけるアーチファクトの指標であり、前記調整は前記アーチファクトを抑制するよう決定される。いくつかのそのような実施形態では、前記コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データの符号または位相角の少なくとも一方に基づく。

30

40

【 0 0 1 0 】

いくつかの実施形態では、方法が提供される。本方法は、Aライン・データおよび対応する合焦されたAライン・データを受領し、前記合焦されたAライン・データの開口の諸Aラインにわたる前記Aライン・データのコヒーレンス・メトリックを決定することを含む。前記コヒーレンス・メトリックに基づいて前記合焦されたAライン・データについてクラッター低減調整が決定され、該クラッター低減調整が前記合焦されたAライン・データ

50

に適用されて、クラッター低減Aライン・データが得られる。前記クラッター低減Aライン・データから超音波画像が形成される。いくつかの実施形態では、クラッター低減調整の適用は、前記コヒーレンス・メトリックが閾値を超えることに基づいて実行される。いくつかの実施形態では、本方法はさらに、前記合焦されたAライン・データの大きさを決定することを含み、前記合焦されたAライン・データのための前記クラッター低減調整はさらに前記大きさに基づいて決定される。いくつかのそのような実施形態では、クラッター低減調整は前記大きさに正比例する。いくつかの実施形態では、クラッター低減調整は、前記合焦されたAライン・データの前記大きさおよび前記コヒーレンス・メトリックの両方の関数である。

【0011】

さらなる実施形態では、クラッター低減方法が提供される。本方法は、超音波データを受領し、前記超音波データのコヒーレンスに基づいて前記超音波データにおけるアーチファクトの指標を決定することを含む。前記超音波データに対して合焦プロセスが実行されて、合焦された超音波データを生成し、前記合焦された超音波データに対して前記アーチファクトの指標に基づいてガンマ補正が適用されて、前記アーチファクトの効果を抑制する。いくつかのそのような実施形態では、前記超音波データのコヒーレンスは、前記超音波データの符号またはポスト飛行時間調整位相角 (post-time-of-flight adjusted phase angle) のうちの少なくとも一方に基づいて決定される。いくつかの実施形態では、前記超音波データのコヒーレンスは、前記超音波データの符号値合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化することによって決定される。そのような実施形態において、コヒーレンスは、規格化された符号値合計に基づいていてもよい。いくつかの実施形態では、前記超音波データのコヒーレンスは、前記超音波データの位相角合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記位相角合計を規格化することによって決定される。そのような実施形態において、コヒーレンスは、規格化された位相角合計に基づいていてもよい。

【0012】

本開示のいくつかの実施形態は、サイドローブ、格子ローブおよび他のアーチファクトの広まりを判別するために、開口の異なるAラインの間で測定される超音波データのコヒーレンスを利用する。多くの型のアーチファクトが、諸Aラインにまたがるインコヒーレンスによって特徴付けられ、いくつかの実施形態では、比較的高い度合いのインコヒーレンスをもつ合焦された超音波データはクラッター低減技法を受ける。クラッター低減技法は、クラッター・マップと称されるコヒーレンス・メトリックの集合に基づいて、合焦された超音波値を調整するための量を決定する。調整量は、調整される合焦された超音波値の大きさに基づいてさらに修正されてもよい。ある実施形態では、調整量は、それが適用される合焦された超音波データの大きさに正比例する。このようにして、本開示のシステムおよび技法は、アーチファクトを低減し、画像忠実度を改善し、見かけの分解能を高め、組織分類のような画像解析を向上させるために使用されることができる。いくつかの実施形態では、本稿の技法は、組織スペックルを完全になくすことを避けるようにクラッター低減の量を慎重に制御する。ある程度の組織スペックルは、操作者が撮像された構造を把握する助けになることがあるからである。同様に、いくつかの実施形態は、過度に疎な組織を作ることなくクラッター分解能を低減するためにクラッター低減の量を制御する。

【0013】

本開示の追加的な側面、特徴および利点は、以下の詳細な説明から明白となるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0014】

本開示の例示的实施形態について付属の図面を参照して述べる。

【図1】本開示の実施形態に基づく、超音波撮像システムの図的な概略図である。

【図2】本開示の実施形態に基づく、撮像システムを利用する方法の流れ図である。

【図 3】本開示の実施形態に基づく、超音波撮像データを生成する方法の流れ図である。

【図 4】本開示の実施形態に基づく、撮像システムのスキャナ・アセンブリーの部分の動径方向断面図である。

【図 5】本開示の実施形態に基づく、スキャナ・アセンブリーの合焦された開口の断面図である。

【図 6】本開示の実施形態に基づく、合焦システムの概略図である。

【図 7】本開示の実施形態に基づく、超音波データのクラッター低減方法の流れ図である。

【図 8】本開示の実施形態に基づく、クラッター低減方法を実行するよう動作可能な合焦システムの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本開示の原理の理解を促す目的で、ここで図面に示される実施形態を参照し、これを記述するために特定の言辞が使われる。とはいえ、本開示の範囲に対する限定が意図されていないことは理解される。記載される装置、システムおよび方法に対する任意の変更およびさらなる修正ならびに本開示の原理の任意のさらなる応用が完全に考えられており、本開示が関係する分野の当業者に通常思いつく限り、本開示に含まれる。たとえば、IVUSシステムは心血管撮像に関して記述されているが、この用途に限定されることが意図されていないことは理解される。本システムは、閉じ込められた空洞内での撮像を必要とする任意の用途に等しく好適である。特に、ある実施形態に関して記述される特徴、コンポーネントおよび/またはステップが本開示の他の実施形態に関して記述される特徴、コンポーネントおよび/またはステップと組み合わせられてもよいことが完全に考えられている。しかしながら、簡潔のため、これらの組み合わせの無数の反復は別個には記述されない。

【0016】

図 1 は、本開示の実施形態に基づく、血管内超音波システム (IVUS) のような超音波撮像システム 100 の図的な概略図である。高レベルでは、撮像システム 100 の細長い部材 102 (カテーテル、ガイドワイヤまたはガイド・カテーテルなど) が血管 104 中に進められる。細長い部材 102 の最遠位端は、超音波トランスデューサ 108 のアレイおよび付随する制御回路 110 をもつスキャナ・アセンブリー 106 を含む。スキャナ・アセンブリー 106 が撮像されるべき領域の近くに位置されたら、超音波トランスデューサが作動させられて超音波エネルギーが生成される。該超音波エネルギーの一部は血管 104 および周囲の解剖構造によって反射されて、トランスデューサ 108 によって受信される。対応するエコー情報が患者インターフェース・モジュール (PIM: Patient Interface Module) 112 を通じて IVUS コンソール 114 に渡され、該 IVUS コンソール 114 が該情報をモニタ 116 上での表示のための画像としてレンダリングする。さまざまな外科的場面において、患者の安全性要件のため、患者の物理的および電氣的な隔離が必須とされる。よって、完全な電氣的絶縁が要求される場合、撮像システム 100 は、PIM 112 および IVUS コンソール 114 に分割されて、両者の間の通信のために光、RF または他の非伝導性のリンクを用いてもよい。それほど厳格でない環境では、伝導性通信リンクおよび/または電力結合が両者の間に延在してもよい。さらに、いくつかの実施形態では、PIM 112 および IVUS コンソール 114 は共位置であるおよび/または同じシステム、ユニット、シャーシまたはモジュールの一部である。画像処理タスクの PIM 112 と IVUS コンソール 114 との間での割り振りは単に任意である。

【0017】

撮像システム 100 は、多様な超音波撮像技術の任意のものを使用しうる。よって、本開示のいくつかの実施形態では、撮像システム 100 は、鉛ジルコン酸塩チタン酸塩 (PZT) セラミックから製作される圧電トランスデューサのアレイを組み込むソリッドステート IVUS 撮像システムである。いくつかの実施形態では、システム 100 は容量性マイクロ機械加工超音波トランスデューサ (CMUT) または圧電マイクロ機械加工超音波トランスデューサ (PMUT) を組み込む。

10

20

30

40

50

【0018】

いくつかの実施形態では、撮像システム100は、ボルケーノ社から入手可能なEagleEye（登録商標）および特許文献1に開示されるもののような伝統的なソリッドステートIVUSシステムと同様のいくつかの特徴を含む。特許文献1はここに参照によりその全体において組み込まれる。たとえば、細長い部材102は、部材102の遠位端において超音波スキャナ・アセンブリー106を含み、これは部材102の長手方向のボディに沿って延びるケーブル118によってPIM 112およびIVUSコンソール114に結合されている。ケーブル118は、スキャナ・アセンブリー106と撮像システム100の残りとの間で、制御信号、エコー・データおよび電力を運ぶ。

【0019】

ある実施形態では、細長い部材102はさらにガイドワイヤ出口ポート120を含む。ガイドワイヤ出口ポート120は、脈管構造（すなわち血管）104を通じて部材102を方向付けるために、ガイドワイヤ122が遠位端のほうに挿入されることを許容する。よって、いくつかの事例では、IVUSデバイスは迅速交換（rapid-exchange）カテーテルである。ある実施形態では、細長い部材102は遠位先端近くに膨張可能なバルーン部分124をも含む。バルーン部分124は、IVUSデバイスの長さに沿って進む管腔に開いており、膨張ポート（図示せず）で終わる。バルーン124は、膨張ポートを介して選択的に膨張させられ、しばまされてもよい。

【0020】

PIM 112は、スキャナ・アセンブリー106の動作を制御するために、IVUSコンソール114と細長い部材102との間の信号の通信を容易にする。これは、スキャナを構成設定する制御信号を生成すること、送信器回路をトリガーする信号を生成すること、および/またはスキャナ・アセンブリー106によって捕捉されたエコー信号をIVUSコンソール114に転送することを含む。エコー信号に関し、PIM 112は受領された信号を転送し、いくつかの実施形態では、該信号をコンソール114に送信するのに先立って、予備的な信号処理を実行する。そのような実施形態の例において、PIM 112はデータの増幅、フィルタリングおよび/または総合を実行する。ある実施形態では、PIM 112は、スキャナ・アセンブリー106内の回路の動作をサポートするために高電圧および低電圧DC電力をも供給する。PIM 112は、エコー・データを処理して超音波画像を作成するなどといったIVUSコンソール114に帰される機能の一部または全部を実行してもよく、あるいはどれも実行しなくてもよい。

【0021】

IVUSコンソール114は、スキャナ・アセンブリー106からエコー・データを、PIM 112により受領し、スキャナ・アセンブリー106を囲む組織の画像を生成するように該データの任意の残りの処理を実行する。コンソール114はモニタ116上で画像を表示してもよい。

【0022】

超音波撮像システム100は、多様な用途で利用されてもよく、生体内で血管および構造を撮像するために使用できる。血管104は、生体内で、自然のものおよび人造のもの両方の、流体で満たされたまたは囲まれた構造を表わす。かかる構造が撮像されてもよく、たとえば限定なしに、肝臓、心臓、腎臓といった器官ならびに身体の血液系または他の系内の弁といった構造を含むことができる。自然な構造を撮像することに加え、画像は、限定なしに、心臓弁、ステント、シャント、フィルタおよび身体内に位置された他のデバイスといった人造構造を撮像することをも含んでいてもよい。

【0023】

図2は、本開示の実施形態に基づく撮像システム100を利用する方法200の流れ図である。方法200のステップの前、間および後に追加的なステップが設けられることができ、記載されるステップの一部が本方法の他の実施形態については置換されたりなくされたりすることができることが理解される。

【0024】

図2のブロック202を参照し、図1も引き続き参照するに、本システムの典型的な環境および応用の例示的な例において、外科医が血管104内にガイドワイヤ122を配置する。ガイドワイヤ122は、ガイドワイヤ122の配置の前、間または後に、細長い部材102の遠位端の少なくとも一部を通じて通される。図2のブロック204を参照するに、ひとたびガイドワイヤ122が位置についたら、細長い部材102はガイドワイヤ上を進められる。追加的または代替的に、ブロック202において、ガイド・カテーテルが血管104内で進められ、ブロック204において、細長い部材102はガイド・カテーテル内で進められる。

【0025】

ブロック206を参照するに、ひとたび位置付けられたら、スキャナ・アセンブリー106が作動させられる。超音波撮像は図3～図5を参照してより詳細に述べるが、高レベルでは、PIM 112からケーブル118を介してスキャナ・アセンブリー106に送られた信号により、アセンブリー106内のトランスデューサが指定された超音波波形を発する。超音波波形は血管104および周囲の解剖構造によって反射される。図2のブロック208を参照するに、反射は、スキャナ・アセンブリー106内のトランスデューサによって受信され、ケーブル118を介した伝送のために増幅される。エコー・データはケーブル118に載せられ、PIM 112に送られる。PIM 112はエコー・データを増幅するおよび/またはいくつかの事例では予備的な前処理を実行する。ブロック210を参照するに、PIM 112はエコー・データをIVUSコンソール114に再送信する。ブロック212を参照するに、IVUSコンソール114は受信されたエコー・データを総合し、集めて、モニタ116上で表示するための血管104の画像を生成する。いくつかの例示的な用途では、IVUSデバイスは撮像されるべき血管104の領域を超えて進められて、スキャナ・アセンブリー106が動作している際に引き戻される。それにより、血管104の長手方向部分を曝露し、撮像する。一定速度を保証するために、いくつかの事例では引き戻し機構が使われる。典型的な後退速度は0.5mm/sである。いくつかの実施形態では、部材102は膨張可能なバルーン部分124を含む。処置手順の一部として、デバイスは血管104内の狭窄部（狭いセグメント）または妨害するプラークに隣接して位置され、血管104の制約された領域を広げようとして膨張させられてもよい。

【0026】

システム100および特に細長い部材102は、細い通路内からの高解像度撮像を提供するよう設計される。超音波撮像データを収集し、処理する方法が図3～図5を参照して記述される。図3は、本開示の実施形態に基づく、超音波撮像データを生成する方法300の流れ図である。この方法は、図2の外科的方法200の間に実行されてもよい。方法300のステップの前、間および後に追加的なステップが設けられることができ、記載されるステップのいくつかは本方法の他の実施形態については置換されたりまたはなくされたりすることができることは理解される。図4は、本開示の実施形態に基づく、スキャナ・アセンブリー106の一部の動径方向の断面図である。図5は、本開示の実施形態に基づく、スキャナ・アセンブリー106の合焦された開口402の断面図である。

【0027】

まず図4を参照するに、スキャナ・アセンブリー106はトランスデューサ108のアレイを収容しており、そのうち十三個のトランスデューサが図示されている。トランスデューサ108は、開口402a、402b、402cを含む諸開口402にグループ化される。超音波発射の間、開口402のいくつかのトランスデューサ108は超音波波形を放出し、その間、開口402のいくつかのトランスデューサ108は該波形によって生成されるエコーを傾聴する。トランスデューサ108は、同じ発射の間に放出器および受信器の両方として動作してもよい。超音波波形を生成するために、二つ以上のトランスデューサ108が同時並行して作動させられてもよい。トランスデューサをグループとして発射することは、より強い超音波送出を作り出しうる。特に、これに限られないが比較的小さな放出トランスデューサを使う実施形態および/または比較的長い距離を撮像する実施形態では、より強い放出は信号対雑音比を改善する。同様に、いくつかの実施形態では、

10

20

30

40

50

複数の受信トランスデューサがグループとして受信するように設定される。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、強い電位を生成し、よりよい撮像特性をもちうる。

【0028】

いくつかの実施形態では、各トランスデューサ108は一つまたは複数の開口402の一部であってもよい。たとえば、トランスデューサ108cは開口402a、402b、402cに含まれる。限定しない例として、図示した実施形態において、各開口402は9個のトランスデューサ108を含む。他の開口幅も考えられる。たとえば、さらなる実施形態は8、10、12、14、16または32個のトランスデューサ108を含む開口402を有する。ある実施形態では、開口402は128個のトランスデューサ108を含む。

10

【0029】

図3のブロック302を参照し、引き続き図4を参照するに、超音波データ取得のために、開口402およびその対応するトランスデューサ108が同定され、選択される。同定プロセスは、開口402内での諸トランスデューサ108の相対配置を決定することを含んでいてもよい。ブロック304では、放出トランスデューサおよび受信トランスデューサの初期グループが指定される。放出トランスデューサおよび受信トランスデューサをグループ化したものはAラインと称される。Aライン内で、二つ以上の放出トランスデューサおよび二つ以上の受信トランスデューサが一緒に作用するように構成されてもよい。さらに、いくつかの実施形態において、トランスデューサは、放出トランスデューサおよび受信トランスデューサの両方として指定されてもよい。よって、ある例示的な発射において、トランスデューサ108aは、初期放出トランスデューサでありかつ初期受信トランスデューサである。

20

【0030】

ブロック306では、指定された放出トランスデューサ（単数または複数）（今の例ではトランスデューサ108a）が超音波エネルギーを放出するようトリガーされる。超音波エネルギーの一部（たとえば、矢印404によって示される線に沿って方向付けられた部分）が、スキャナ・アセンブリ106を囲む環境内に位置されたターゲット構造406によって反射される。ブロック308では、指定された受信トランスデューサ（今の例ではトランスデューサ108a）（単数または複数）が反射された超音波エコー（矢印408a~408iによって示される；そのうち矢印408d~408fは明確のため省略している）を受信する。本開示の目的のためには、トランスデューサによって受信する工程は、超音波エコーのようなエネルギー・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のような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および/または他の好適な受信ステップを含んでいてもよい。

30

【0031】

ブロック310を参照するに、送信および受信プロセスは開口の各Aライン（放出器/受信器の組み合わせ）について繰り返されてもよい。開口の諸Aラインがデータを収集するために使われる順序は、開口の進行パターンによって指定されてもよい。前向き進行と記されてもよい例示的な進行パターンは、トランスデューサを任意の第一の方向に進める（たとえばトランスデューサ108aから108b、108cへ）。後ろ向き進行はトランスデューサを前記第一の方向とは逆の方向に進める（たとえばトランスデューサ108cから108b、108aへ）。他の進行パターンは二つ以上の方向を利用したり、トランスデューサをスキップしたり、トランスデューサを反復したり、トランスデューサをグループ化したり、および/または他の任意の好適なパターンに従って動作させたりする。

40

【0032】

いくつかの実施形態では、Aライン発射の数は、Aライン・データが相互的な（reciprocal）性質を示すと想定することによって低減される。換言すれば、トランスデューサ108aによって放出されてトランスデューサ108iによって受信される信号は、トランスデューサ108iによって放出されてトランスデューサ108aによって受信される信号の好適な代用となりうる。こうして、いくつかのそのような実施形態では、それぞれの相

50

互的なAライン対について、ただ一つのAライン発射が実行される。

【0033】

エコー・データがブロック304～310において収集される際、数学的な合焦〔フォーカシング〕(focusing)プロセスを受けてもよい。合焦は、諸Aライン・トランスデューサ・グループから収集されたデータを調整し、組み合わせることによって画質を改善する。合焦の効果は、Aライン・データを、図5に見られるように、開口402内の位置からの、スキャナ・アセンブリ106上のある位置で受信される、狭いビーム幅の放出/受信をシミュレートするデータセットに組み合わせることである。トランスデューサ108が実際のこれらの位置に存在するかどうか、あるいはそのような狭いビーム幅の放出/受信が生成できるかどうかは関係ない。いくつかの実施形態では、開口402毎に、二つ以上の合焦されたAラインが決定される。異なる合焦されたAラインは、スキャナ・アセンブリ106の表面に対して異なる角度に向けられてもよい。たとえば、合焦は、Aライン502a、502b、502cについてのデータを生成してもよい。これらの異なる合焦されたAラインは、合焦されたAライン・データの異なるフレーバーと称されてもよい。

【0034】

いくつかの実施形態では、合焦計算はレンジに敏感である。たとえば、所与の合焦されたAライン(たとえばAライン502a)は、レンジ504aについては因子のある集合を使って、504bについては別の集合を使って、504cについては別の集合を使って計算されてもよい。さらなる限定しない例では、所与の合焦されたAラインは、2,4,5,6および9個を含む他の数のレンジ504について計算される。ある実施形態では、レンジ504の数は測定される(合焦されていない)Aラインについて収集されるサンプルの数に対応する。他の好適なレンジ数が提供される。よって、合焦は、レンジ、フレーバーおよび/または生成されるべき合焦されたAラインの他の側面によって分割されたいくつかの組の計算を含むうる。

【0035】

ブロック312を参照するに、合焦前または合焦中の任意の時点において、エコー・データについて振幅調整が実行されてもよい。いくつかの実施形態では、振幅調整はトランスデューサの感度および他の特性を考慮に入れる。たとえば、トランスデューサは、斜めの角度に向けられた信号に対する低下した感度を有することがある。こうして、放出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、方向性の増幅因子が決定されてもよい。あるさらなる例では、調整は、製造変動から帰結しうるもののような、感度がより低いトランスデューサについて補正するために適用されてもよい。

【0036】

ブロック314および316を参照するに、合焦のプロセスは、データの空間時間整列(動径方向合焦;動径方向は矢印506によって示される)およびデータの空間的整列(方位角合焦;方位角方向は矢印508によって示される)を含んでいてもよい。整列の第一の型である空間時間整列は飛行時間調整を含んでいてもよい。Aライン間の異なる飛行経路のため、受信されるエコーは異なる時刻にトランスデューサに到達することがある。ブロック314を参照するに、飛行時間調整はAライン・データ信号を、開口内の他のAラインの信号と揃えるために、時間的にシフトさせる。

【0037】

ブロック316を参照するに、ブロック312の飛行時間調整の前および/または後にデータ信号にアポダイゼーション関数が適用される。アポダイゼーションは特定の型の振幅重み付けであり、格子およびサイドローブ効果および撮像プロセスからの他のアーチファクトを低減するために使用されうる。サイドローブは、超音波ビームの幾何構成に起因して超音波撮像において生起するものであり、周波数ならびに開口サイズおよび形状によって決定される。格子ローブは近隣の諸トランスデューサ108および諸開口402からの強め合う干渉および弱め合う干渉によって引き起こされる。これは、スキャナ・アセンブリ106上においてトランスデューサ108が存在しないブラインド・スポットから帰結する。アポダイゼーションは、時間窓のそれぞれの側において受信される応答の振幅

を徐々に小さくすることを含んでいてもよい。これは、格子ローブやサイドローブではなく超音波信号のメインローブによって生成される可能性がより高いことがありうる、窓のピークの間の応答を強調する。例示的なアポダイゼーション重み付けは、ボックスカー、ハン、ハミング、テイラー、コサイン、ルート持ち上げコサインおよび半コサイン窓関数を含む。

【0038】

図6は、本開示の実施形態に基づく合焦システム600の概略図である。合焦システム600の諸部分はIVUSコンソール114、患者インターフェース・モジュール(PIM)112および/または撮像システム100の他のコンポーネントの中に組み込まれる。さまざまな実施形態において、合焦システム600は開口402内のトランスデューサ108からのAライン・データを合焦して、開口402についての合焦されたデータセットを生成する。合焦システム600はAライン・データ・ステアリング・インターフェース604においてAライン・データ602を受領する。いくつかの実施形態では、インターフェース604はスキャナ・アセンブリー106から前記Aライン・データ602を受領する。いくつかのそのような実施形態において、Aライン・インターフェース604は、スキャナ・アセンブリー106のトランスデューサ108から直接、データを受領する。いくつかの実施形態では、Aライン・インターフェース604はメモリ・サブシステム(たとえばデータ・バッファ)、アナログ デジタル変換器、アナログおよび/またはデジタル増幅器、フィルタ、信号整え器および/または他の好適なインターフェース・システムからデータを受領する。同様に、Aライン・インターフェース604はこれらの要素のうちの任意のものを含んでいてもよい。

【0039】

Aライン・データ・ステアリング・インターフェース604は、受領されたデータを適切な振幅調整ユニット606に向ける。振幅調整ユニット606は、整合フィルタのようなフィルタを通じた信号帯域幅の調整のような、トランスデューサ特性に基づく振幅調整を実行してもよい。いくつかの実施形態では、振幅調整はトランスデューサの感度および他の特性を考慮に入れる。たとえば、トランスデューサは斜めの角度に向けられた信号に対して低減した感度を有することがある。そこで、方向性増幅因子が、放出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適用されてもよい。さらなる例では、調整は、製造変動から帰結しうるもののような、感度がより低いトランスデューサについて補正するために適用されてもよい。振幅調整ユニット606は、調整されたAライン・データを飛行時間(TOF)調整ユニット608に提供する。

【0040】

飛行時間調整ユニット608は、Aライン・データを時間的に整列させる。これは分解能を改善し、注意深い選択により、格子ローブ、サイドローブおよび他のアーチファクトを低減できる。図示した実施形態では、合焦システム600は、開口内の各Aラインについて飛行時間調整ユニット608を含んでいる。ただし、明確のため、四つのみが図示されている。他の実施形態はたった一つの飛行時間調整ユニット608を組み込む。飛行時間調整ユニット(単数または複数)608はAライン・データを、オフセットに従って時間的に信号をシフトさせることによって整列させる。いくつかの実施形態では、ユニット608によって適用される具体的なオフセットは、スキャナ・アセンブリー106の幾何構成(たとえば曲がりの度合い、トランスデューサ間隔、放出器と受信器の間の距離、信号ラインの長さなど)、トランスデューサの特性(たとえば発射遅延、感度など)、開口の特性(たとえば、幅、トランスデューサ複合体上での位置、ビーム・ステア角など)および/または到達時間に影響する他の関連する因子に基づいて決定される。いくつかの実施形態では、合焦されたAラインがフォーカル・レンジ(focal range)504またはフレイバーに基づいて二つ以上の計算に分解されるときなど、それぞれの具体的なフォーカル・レンジ504について別個の飛行時間オフセットが供給される。いくつかの実施形態では、飛行時間オフセットは、事前決定された値を利用することに加えてまたはその代わりとしてピーク検出のような方法を通じて、はいってくるAライン・データの解析によっ

て決定される。オフセットが適用されたのち、整列されたAライン・データはアポダイゼーション・ユニット610に供給される。

【0041】

アポダイゼーション・ユニット610は、格子ローブ効果、サイドローブ効果および他のアーチファクトについてさらに補正するために別の一組の振幅重み付けを適用する。これらの効果を低減するためにアポダイゼーション・ユニット610によって適用される重み付けは、典型的には、時間窓のそれぞれの側において受信される応答の振幅を徐々に小さくするものであり、ボックスカー、ハン、ハミング、テイラー、コサイン、ルート持ち上げコサイン、半コサイン窓関数といったアポダイゼーション関数および/または他の好適なアポダイゼーション関数から導出されうる。結果として得られる整列され、アポダイゼーションされたデータは総和ユニット612に与えられる。総和ユニット612は合焦されていないAラインからのデータを足し合わせて、その開口についての合焦されたAライン・データを生成する。総和ユニット612は、アポダイゼーションされ、飛行時間調整されたデータの絶対値を総和することによってインコヒーレント・ビームフォーミングを実行してもよく、および/または符号付きのアポダイゼーションされ、飛行時間調整されたデータを合計することによってコヒーレント・ビームフォーミングを実行してもよい。一般に、インコヒーレント・ビームフォーミングの結果は、対応するコヒーレント・ビームフォーミングの結果より正確であることがあるが、よりばやけていることがある。本開示の技法はインコヒーレント・ビームフォーミングおよびコヒーレント・ビームフォーミングに等しく適用される。

【0042】

サイドローブ効果、格子ローブ効果および他の歪みを低減することにおけるアポダイゼーション・ユニット610の一般的な有効性にもかかわらず、合焦された超音波データには相変わらずいくつかのアーチファクトが残ることがある。本開示の目的のためには、クラッター (clutter) ・アーチファクトは、理想的な合焦されたAラインと直接揃った組織または構造によって生成されるものより大きいまたは小さい任意の超音波データを含む。たとえば、クラッター・アーチファクトは「スペckル・ノイズ」という、超音波画像上でのスタティックに似る、強度におけるランダム変動を含む。あるターゲットからの格子ローブまたはサイドローブ・エコーが第二のターゲットのメインローブ・エコーと干渉するときにより微妙なクラッター・アーチファクトが生起する。これにより、第二のターゲットが強度においてより強くまたはより弱く見えることがあるが、それは操作者が検出するのは難しい。クラッター強度が低いとき、それは単にわずらわしいものであることもある。しかしながら、クラッター強度がより大きくなると、それは有効なデータとして誤解釈され、測定における誤差および潜在的な誤診断につながるうる。

【0043】

これらの歪みその他を正すために、合焦の前および/または後に超音波データに対してクラッター低減技法が実行されてもよい。例示的なクラッター低減技法は図7～図8を参照して記述される。いくつかの実施形態では、クラッター低減技法は、クラッターに特徴的である信号品質における差を認識し、スキャナ・アセンブリーに対していくつかの位置における合焦されたAライン・データ値に対する効果を定量化するクラッター・マップを生成する。次いで、クラッター・マップは、クラッターを低減するよう、合焦されたデータを補償するために使われる。図7は、本開示の実施形態に基づく超音波データのクラッター低減の方法700の流れ図である。方法700のステップの前、間および後に追加的なステップが設けられることができること、記載されるステップのいくつかが本方法の他の実施形態については置換されたりまたはなくされたりすることができることは理解される。図8は、本開示の実施形態に基づくクラッター削減の方法700を実行するよう動作可能な合焦システム800の概略図である。合焦システム800の諸部分は、IVUSコンソール114、患者インターフェース・モジュール (PIM) 112および/または撮像システム100の他のコンポーネントの中に組み込まれうる。

【0044】

多くの側面において、合焦システム 800 は図 6 のシステム 600 と実質的に同様であってもよい。たとえば、合焦システム 800 は、Aライン・データ・ステアリング・インターフェース 604、一つまたは複数の飛行時間調整ユニット 608、一つまたは複数のアポダイゼーション・ユニット 610 および総和ユニット 612 を含んでいてもよく、それぞれシステム 600 のものと実質的に同様であってもよい。合焦システムは動き検出エンジン 801 をも含んでいてもよい。構造的な合焦に加えて、超音波合焦システムは、動きを検出する能力を有していてもよい。撮像される領域における動きを判別する方法は、パワーフロー (power flow) である。パワーフロー・アルゴリズムの一例は ChromaFlo (登録商標) (ボルケーノ社の商標) である。散乱体の反射強度を決定するために空間的な Aライン・データを合焦するのとは対照的に、フロー・アルゴリズムは、散乱体の 10
フロー・レートおよびスペクトル強度を決定するために時間的な Aライン・データを使ってもよい。換言すれば、開口内の複数の Aラインを合焦する代わりに、単一の Aラインが発射されて、複数回捕捉される。発射と発射の間での Aラインの信号における位相または振幅の変化は、散乱体動きと関連付けられることができる。動き検出エンジン 801 によって決定された動き情報は、クラッターを除去するときに合焦システム 800 によって考慮されてもよい。

【0045】

クラッターに関し、サイドローブ、格子ローブおよび他の歪みによって生成されるデータが正常な臨床条件においてメインローブによって引き起こされる超音波データの振幅を模倣する振幅 (絶対値) をもつことがあるものの、歪められた値はコヒーレントではない 20
、つまり位相が合っていないことが判別されている。換言すれば、サイドローブ、格子ローブおよび他のクラッターは互いによく相関しておらず、諸 Aラインを横断して位相整列されていない。コヒーレンスにおけるこれらの相違は、諸 Aラインを横断したエコー・データの相対位相を決定することによって、およびコヒーレンシーを測定する他の技法によって、測定されることができる。多くの用途において、格子ローブはサイドローブよりコヒーレントであるが、それでも臨床条件におけるメインローブ・データほどコヒーレントではない。

【0046】

超音波は粗密波であり、圧縮の領域と希薄化の領域を含む。よって、位相の相違は圧縮および希薄化サイクルにおける異なる位置を表わす。さまざまな実施形態において、これらの異なる位置は、トランスデューサ 108 信号の位相を計算することによっておよび / またはトランスデューサ 108 信号の符号項を使うことによって検出される。これに関し、符号は、位相の大まかなサンプリングと考えられてもよい。(振動板などの) トランス 30
デューサ 108 の敏感な要素は超音波波面によって中立位置から偏向させられるので、希薄化から圧縮を区別するために使用できる偏向の配向は、トランスデューサ応答の符号によって表わされる。いくつかの実施形態において、トランスデューサ・データの符号はトランスデューサ 108 によって生成される電気信号の極性 (正 / 負) に対応し、他の実施形態では、トランスデューサ・データの符号は電気信号が、バイアスをかけられたトランスデューサ 108 によって生成される参照電圧より上か下かに対応する。アーチファクトはコヒーレンスがより低い生の Aライン・データを生成するので、サイドローブ、格子 40
ローブおよび他のクラッターによって生成される生の Aライン・データ (合焦前) は、諸 Aラインを通じて変化する符号をもつ。一方、メインローブによって生成される生の Aライン・データは諸 Aラインを通じて一様な符号をもつ。

【0047】

他の例では、信号符号のみに依拠するのではなく、トランスデューサ 108 信号の位相が計算される。これは、超音波データがベースバンド表現に変換されるときに特に有用である。ベースバンド表現からの位相の計算が簡単だからである。位相項を調べるとき、メインローブは、飛行時間調整後に最小の位相角和をもつ Aライン・データを生成する。各 Aラインの精密な位相角は、開口ステア角およびレンジを含むさまざまな動作特性に依存するが、メインローブ・データは諸 Aラインを通じて最小の分散とともに最小の位相角をも 50

つ。よって、メインローブ・エコー・データについて、位相角の和は、平均位相角にAラインの数を乗算したものに近づく。対照的に、サイドローブおよび格子ローブは、飛行時間調整後に、より大きな角度およびより広い位相分散の両方をもつことがあるAライン・データを生成する。よって、位相角の和はメインローブ・データより大きい。この効果をさらに増幅するために、符号付きの位相角ではなく、位相角の絶対値が加算されてもよい。これらの技法その他により、以下の実施形態のいくつかは、合焦されたデータ値がクラッターによって影響される程度を決定し、それを是正するために、基礎になるAライン・データのコヒーレンスを使う。

【0048】

図7のブロック702および図8を参照するに、合焦システム800は、開口402の諸Aラインについて生の（合焦されていない）Aライン・データを受領する。Aライン・データ602は、スキャナ・アセンブリ106のトランスデューサ108から直接、および/またはトランスデューサ・インターフェース・システム、たとえばメモリ・バッファ、アナログ デジタル変換器、アナログおよび/またはデジタル増幅器、フィルタ、信号整え器から、および/または他の好適なインターフェース・システム・コンポーネントから受領されてもよい。あるそのような実施形態では、生のAライン・データは、図6のものと実質的に同様なAライン・ステアリング・インターフェース604によって受領される。ブロック704を参照するに、合焦システム800は生のAライン・データに対して合焦技法を実行する。合焦技法は、図3のブロック312~316に記載される合焦プロセスおよび/または他の合焦プロセスの任意のものを含んでいてもよい。

【0049】

図7のブロック706および図8を参照するに、合焦プロセスと並行して、コヒーレンシー・ユニット802が、合焦されたAライン・データを計算するために使われる生のAライン・データを受領する。その後のプロセスにおいて、コヒーレンシー・ユニット802は、合焦されたAライン・データについてのコヒーレンス・メトリックを決定するために生のAライン・データのさまざまな属性を使う。コヒーレンシー・ユニット802は、飛行時間調整がデータに適用される前または後に生のAライン・データを受領しうる。よって、プレ飛行時間調整データ（pre-time-of-flight adjusted data）がAライン・データ・ステアリング・インターフェース604の入力および/または出力において得られてもよい。プレ飛行時間調整データは、何らかの振幅調整が適用される前または後に取得されうる。一様な振幅調整だけでは典型的にはコヒーレンスに影響しないからである。

【0050】

ブロック708を参照するに、コヒーレンシー・ユニット802はAライン間のコヒーレンシーについてAライン・データを解析し、該解析に基づいて、それぞれの合焦されたAライン・データ値についてのコヒーレンス・メトリックを生成する。いくつかの例示的实施形態では、コヒーレンシー・ユニット802は、コヒーレンス・メトリックを決定するために生のAライン・データの符号情報を使う。いくつかのそのような実施形態では、コヒーレンシー・ユニット802は、生のAライン・データの符号のランニング合計を累積する累算器を含む。上記で説明したように、Aライン・データ値の符号は、トランスデューサが圧縮または希薄化のどちらを経験しているかを表わし、データ信号の極性、参照電圧からの変動および/または他の任意の好適な表現によって表わされうる。

【0051】

一例では、第一の符号をもつ各生のAライン・データ値がそのAライン・データ値の絶対値に関わりなく同じ符号値（たとえば+1）を割り当てられ、一方、逆の符号をもつ各生のAライン・データ値は絶対値に関わりなく逆の符号値（たとえば-1）を割り当てられる。この例では、コヒーレンシー・ユニット802は、合焦されたAライン・データ値を決定するために使われる生のAライン・データ値の符号値を加算する。符号値合計は、-100%から+100%までの間（両端含む）の範囲の百分率を得るために、合焦されたAライン・データを決定するために使われる生のAラインの数で割ることによって規格化されてもよい。いくつかの実施形態では、合焦されたAライン・データ値を決定するために使われるA

インの数は前記フォーカル・レンジに依存する。開口がより小さいスキャナ・アセンブリー 106 の表面近くでは、合焦されたAライン・データを決定するためにより少数のAラインが使われてもよい。一方、スキャナ・アセンブリー 106 からより遠い合焦されたデータを決定するためには相対的により多くのAラインが使われてもよい。コヒーレンス・メトリックは、符号値合計および/または規格化された符号値合計を含んでいてもよい。

【0052】

単一点散乱体の理想的な場合、点散乱体のメインローブ反射によって得られる合焦されたAライン・データ値についての規格化された符号値合計は+100%か-100%のいずれかであろう。クラッターによって生成される合焦されたAライン・データ値についての規格化された符号値合計は0%であろう。しかしながら、たいていの応用では、容器 104 は十分な反射構造を含み、それぞれの合焦されたAライン・データ値は、いくつかのメインローブ超音波データおよびいくつかのクラッター効果をもつであろう。よって、コヒーレンス・メトリックは、合焦されたAライン・データ値がクラッター・アーチファクトに起因する程度の目安と考えられてもよい。

【0053】

あるさらなる例示的实施形態では、生のAライン・データ値は、合焦プロセスの間にベースバンド表現に変換される。簡潔にいうと、ベースバンドのデータ扱いは、Aライン・エコー・データのような高周波数信号を搬送波周波数 f_c によってダウンミックスして、複素数のより低い周波数の信号の集合を生成する。いくつかの実施形態では、ダウンミックスされたデータはDC (0Hz) またはその付近を中心としている。結果として得られる信号はより低い特性周波数をもつので、デジタル・サンプリング・レートを下げることができ、高周波数信号処理に付随する他の問題が軽減できる。根底にある原理は、搬送波周波数 f_c および位相 $\phi(t)$ をもつ時間変化する指標信号 $S(t)$ は、

$$I(t) = S(t) * (2) \cos(2 \pi f_c t)$$

$$Q(t) = S(t) * (2) \sin(2 \pi f_c t)$$

のように同相成分 $I(t)$ および直交成分 $Q(t)$ を決定することによってベースバンドに変換されることができる。

【0054】

上記で論じたように、コヒーレンスは、飛行時間調整後の合焦されていないベースバンドのAライン・データ値の位相角の和によって決定できる。ベースバンド表現では、位相 $\phi(t)$ は式

$$\phi(t) = \tan^{-1}(Q(t)/I(t))$$

から決定できる。

【0055】

よって、いくつかの実施形態では、コヒーレンシー・ユニット 802 は、飛行時間調整ユニット 608 の出力からベースバンドのAライン・データ値を受領し、生のAライン・データ値の位相角または位相角の大きさ(絶対値)を加算する。このようにして、コヒーレンシー・ユニット 802 は、位相角和を得る。より小さな位相角和はコヒーレントなデータを示し、より大きな位相角和は増大するインコヒーレンスを示す。そのような実施形態において、コヒーレンス・メトリックは、合焦されたAラインにおける位相角和の最小位相角和に対する関係に基づいていてもよい。たとえば、コヒーレンシー・メトリックを決定するために現在の位相角和が最小位相角で除算されてもよい。単一点散乱体という理想的な場合には、点散乱体によって生成されるメインローブ・エコーとクラッターによって生成されるエコー・データとの間には位相角和における明瞭な不連続がある。しかしながら、たいていの応用では、容器 104 は十分な反射構造を含み、それぞれの合焦されたAライン・データ値は、いくつかのメインローブ超音波データおよびいくつかのクラッター効果をもつであろう。よって、メインローブとクラッター・データの間の区別をすることに向けた技術がある。

【0056】

コヒーレンス・メトリックおよび空間内でのその対応する位置は、まとめてクラッター

・マップと称されてもよい。クラッター・マップは、合焦されたデータにおいてクラッター効果を抑制するために、合焦されたAライン・データ値を調整するために使われてもよい。調整量は、クラッター・マップを整えるためにクラッター・メトリックに重み付け関数を適用することによって決定されてもよい。多くの実施形態において、合焦システム800は、どの時点においても、完全なクラッター・マップまたは整えられたクラッター・マップを記憶または保持しないことを注意しておくべきである。たとえば、クラッター・マップのコヒーレンス・メトリックは、合焦されたAライン・データ値が決定されるにつれて決定されてもよい。いくつかのそのような実施形態では、各コヒーレンス・メトリックはそれぞれの合焦されたAライン・データに適用され、その後まもなく破棄される。追加的または代替的に、クラッター・マップまたは整えられたクラッター・マップの全部または一部は、いかなる好適なフォーマットで合焦システム800によって記憶されてもよい。そうしたフォーマットは連結リスト、ツリー、ハッシュ・テーブルのようなテーブル、連想配列、状態テーブル、フラット・ファイル、リレーショナル・データベース、ビットマップおよび/または他のメモリ構造を含む。

【0057】

アーチファクトを抑制するために、合焦されたAライン・データについて、該合焦されたAライン・データのコヒーレンス・メトリックおよび/または強度（すなわち絶対値）に基づいて調整が決定される。いくつかの実施形態では、それぞれの合焦されたAライン・データ値に対してクラッター低減が実行される。しかしながら、いくつかの応用では、ある量のアーチファクトを示す合焦されたAライン・データ値にのみクラッター低減を適用することが有利である。特に、過度に積極的なクラッター低減は結果として、組織を他の構造または空の空間から区別するために使われる組織スペckルを欠く疎な画像を与えることがある。選択的なクラッター低減は通常の組織の見え方をよりよく保持しうる。よって、ブロック710を参照するに、コヒーレンス調整ユニット804は、コヒーレンス・メトリックおよびコヒーレンス閾値に基づいて、合焦されたAライン・データ値にクラッター低減を適用するかどうかの判定をする。ある実施形態では、例示的なコヒーレンス閾値は、約-70%から+70%までの間の規格化された符号値合計をもつ対応するコヒーレンス・メトリックをもつ合焦されたAライン・データ値に対して、クラッター低減が実行されるべきであることを指定する。この例では、約+70%より大きいまたは約-70%より小さい規格化された符号値をもつ対応するコヒーレンス・メトリックをもつ合焦されたAライン・データ値に対しては、クラッター低減は実行されない。実際上は、コヒーレンス閾値は、レンジ、ビーム角、動き情報および/または他の好適な情報に依存しうる。たとえば、速く動いている組織は、より遅く動いている組織よりもコヒーレンスが低いデータを生じるので、コヒーレンスがより低いけれどもメインローブ・データであるかあるデータにクラッター低減が適用されないよう、クラッター低減閾値は修正されてもよい。

【0058】

クラッター低減のために選択された合焦されたAライン・データ値については、合焦されたAライン・データのコヒーレンスおよび/または強度の関数である調整が決定される。図示した実施形態では、合焦システム800は、調整量を決定するために使われる二つの調整ユニット（コヒーレンス調整ユニット804および強度調整ユニット808）を含む。ただし、さらなる実施形態では、これら二つの調整ユニットは併合される。ブロック712を参照するに、コヒーレンス調整ユニット804は、クラッター・マップにおける対応するコヒーレンス・メトリックに基づいて、合焦されたAライン・データ値についてのコヒーレンス・ベースの調整因子を決定する。コヒーレンス・メトリックは合焦されたAライン・データ値がアーチファクトによって影響される程度を表わすので、コヒーレンス・ベースの調整量は、コヒーレンス・メトリックと直接相関していてもよい。しかしながら、両者はコヒーレンス・メトリックと純粋に線形な関係を示す必要はない。多くの実施形態において、調整量は次の形の多項式である。

【0059】

【数 1】

$$A_c = \sum_{i=0}^m \lambda_i C^i$$

ここで、 A_c はコヒーレンシー・ベースの調整量を表わし、 λ_i はレンジ、ビーム角、動き情報および/または他の因子に基づく多項式次数*i*についての規格化定数を表わし、 C^i はコヒーレンス・メトリックの値（たとえば、符号値合計、規格化された符号値合計、規格化された位相角など）を*i*乗したものを表わし、*m*は任意の値である。 A_c は、下記でより詳細に述べる強度調整 A_i にも依存してもよい。いくつかの実施形態では、コヒーレンシー・ベースの調整値は、時間より早く決定され、調整テーブル 806 に記憶される。該テーブルは、連結リスト、ツリー、ハッシュ・テーブルのようなテーブル、連想配列、状態テーブル、フラット・ファイル、リレーショナル・データベース、ビットマップおよび/または他のメモリ構造を含むいかなる好適なメモリ・フォーマットで表現されてもよい。よって、ブロック 712 の決定は、コヒーレンシー調整ユニット 804 がコヒーレンス・メトリックに基づいて調整テーブル 806 に問い合わせすることを含んでいてもよい。

10

【0060】

合焦されたAライン・データ値の絶対値に基づいて適用されるクラッター低減の量をチューニングすることによってクラッター低減がさらに改善できることも判別された。いくつかの例では、合焦されたAライン・データ値がより大きいときに適用されるクラッター低減の量を増すことが、より正確な画像を生成する。よって、ブロック 714 を参照するに、強度調整ユニット 808 は合焦されたAライン・データ値を受領し、クラッター低減を受ける合焦されたAラインについての強度ベースの調整を、それぞれの合焦された値の絶対値に基づいて決定する。こうすることは、組織を他の構造または空の空間から区別するために使われる組織スペckルを欠く疎な画像につながるもののある過度に積極的なクラッター低減を回避しうる。

20

【0061】

コヒーレンシー・ベースの調整と同様に、強度ベースの調整は、合焦されたAライン・データ値の絶対値と線形関係を有していてもよく、および/または次の形の多項式関係を有していてもよい。

30

【0062】

【数 2】

$$A_i = \sum_{i=0}^m \lambda_i I^i$$

ここで、 A_i は強度調整量を表わし、 λ_i はレンジ、ビーム角、動き情報および/または他の因子に基づく多項式次数*i*についての規格化定数を表わし、 I^i は合焦されたAライン・データ値の絶対値を*i*乗したものを表わし、*m*は任意の値である。強度ベースの調整 A_i は、上記コヒーレンシー調整 A_c にも依存してもよい。強度ベースの調整は、合焦されたAライン・データ値の絶対値に正比例していてもよく、調整量は該絶対値が増大するにつれて増大してもよい。いくつかの実施形態では、強度ベースの調整値は、時間より早く決定され、調整テーブル 810 に記憶される。該テーブルは、連結リスト、ツリー、ハッシュ・テーブルのようなテーブル、連想配列、状態テーブル、フラット・ファイル、リレーショナル・データベース、ビットマップおよび/または他のメモリ構造を含むいかなる好適なメモリ・フォーマットで表現されてもよい。よって、ブロック 712 の決定は、強度調整ユニット 808 がAライン・データ値の絶対値に基づいて調整テーブル 810 に問い合わせすることを含んでいてもよい。

40

【0063】

ブロック 716 を参照するに、合焦システム 800 の補償ユニット 812 は、上記のコ

50

ヒーレンシー・ベースの調整量および強度ベースの調整量を合焦されたAライン・データ値に適用して、クラッター・フィルタリングされたAライン・データ値を得る。これらの調整量はガンマ調整と考えられてもよく、事実上、クラッター・フィルタリングされたAライン・データ値は、合焦されたAライン・データ値のガンマ補正されたバージョンである。ここで、ガンマ補正量はクラッター決定に基づく。ある例示的な実施形態では、補償ユニット812は、コヒーレンシー・ベースの調整量に強度ベースの調整量を乗算して全調整量を決定するよう動作可能な第一のデジタルおよび/またはアナログ乗算器を含む。例示的な補償ユニット812はまた、合焦されたAライン・データ値に全調整量を乗算してクラッター・フィルタリングされたAライン・データ値を決定する第二のデジタルおよび/またはアナログ乗算器をも含む。

10

【0064】

ブロック718を参照するに、クラッター・フィルタリングされたAライン・データ値の集合から超音波画像が得られる。クラッター・フィルタリングされたデータに基づいて該画像を生成することによって、本開示の実施形態は、最終的な画像から視覚的なアーチファクトを低減または除去し、それにより脈管構造および周囲の構造のより明瞭なピクチャーを提供することができる。この技法は画像形成プロセスの一部なので、さらに画質を改善し、クラッターを軽減するために、いくつもあるポスト合焦画像処理技法との関連で使用されてもよい。たとえば、補償ユニット812がクラッター・フィルタリングされたAライン・データ値を決定した後、画質、空疎さおよびクラッター低減をさらに改善するために、画像フィルタリング、包絡フィルタリング、対数圧縮、ガンマ曲線調整などといったさらなる調整が使われてもよい。

20

【0065】

当業者は、上記の装置、システムおよび方法がさまざまな仕方で修正できることを認識するであろう。よって、当業者は、本開示によって包含される実施形態が上記の特定の例示的な実施形態に限定されないことを理解するであろう。それに関し、これまで例示的な実施形態について示し、記述してきたが、以上の開示における幅広い範囲の修正、変更および代用が考えられている。本開示の範囲から外れることなく、そのような変形が上記に対してなされてもよいことが理解される。よって、付属の請求項は広義に、本開示と整合する仕方で解釈されることが適切である。

いくつかの態様を記載しておく。

30

〔態様1〕

Aライン信号データを受領するよう動作可能なインターフェースと；

前記インターフェースに通信上結合され、受領されたAライン信号データに対して合焦プロセスを実行して合焦されたAライン信号データを生成するよう動作可能な合焦エンジンと；

前記インターフェースに通信上結合され、受領されたAライン信号データのコヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能なコヒーレンシー・ユニットと；

前記コヒーレンシー・ユニットに通信上結合され、前記コヒーレンシーの測定量に基づいて前記合焦されたAライン信号データに対する調整を決定するよう動作可能な調整ユニットと；

40

前記合焦エンジンに通信上結合され、前記合焦されたAライン信号データに前記調整を適用するよう動作可能な補償ユニットとを有する、

超音波処理システム。

〔態様2〕

前記コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データ内のアーチファクトの指標であり、前記調整は前記アーチファクトを抑制するよう決定される、態様1記載の超音波処理システム。

〔態様3〕

前記コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データの符号または位相角の少なくとも一方に基づく、態様1記載の超音波処理システム。

50

〔 態様 4 〕

前記コヒーレンシーの測定量は、前記受領されたAライン信号データの符号に基づき、
該符号は電圧極性または参照電圧からの変化の少なくとも一方を表わす、態様 1 記載の超
音波処理システム。

〔 態様 5 〕

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに：

前記受領されたAライン信号データの符号に基づいて前記受領されたAライン信号データ
に符号値を割り当て；

前記合焦されたAライン信号データに対応する開口のAラインの集合についての符号値合
計に前記符号値を加算し；

前記符号値合計に基づいて前記コヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可能である、
態様 1 記載の超音波処理システム。

〔 態様 6 〕

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに、前記開口内のAラインの数に基づいて前記符
号値合計を規格化するよう動作可能であり、前記コヒーレンシーの測定量はさらに、規格
化された符号値合計に基づく、態様 5 記載の超音波処理システム。

〔 態様 7 〕

前記コヒーレンシー・ユニットはさらに：

飛行時間調整後の前記受領されたAライン信号データの位相角を決定し；

前記位相角に基づいて、前記合焦されたAライン信号データに対応する開口のAラインの
集合についての規格化された位相角を決定し；

前記規格化された位相角に基づいて前記コヒーレンシーの測定量を決定するよう動作可
能である、
態様 1 記載の超音波処理システム。

〔 態様 8 〕

前記調整ユニットはさらに、前記コヒーレンシーの測定量を閾値と比較するよう動作可
能であり、前記調整は、前記コヒーレンシーの測定量が前記閾値を超えることに基づいて
適用される、態様 1 記載の超音波処理システム。

〔 態様 9 〕

前記調整ユニットは第一の調整ユニットであり、前記調整はコヒーレンシー・ベースの
調整であり、当該システムはさらに：

前記合焦されたAライン信号データの絶対値を決定し；

前記合焦されたAライン信号データの絶対値に基づいて前記合焦されたAライン信号デ
ータに対する強度ベースの調整を決定するよう動作可能な、
前記合焦エンジンに通信上結合された第二の調整ユニットを有しており、

前記補償ユニットはさらに、前記合焦されたAライン信号データに対して前記強度ベ
ースの調整を適用するよう動作可能である、
態様 1 記載の超音波処理システム。

〔 態様 10 〕

前記強度ベースの調整は、前記合焦されたAライン信号データの絶対値に正比例する、
態様 9 記載の超音波処理システム。

〔 態様 11 〕

Aライン・データおよび対応する合焦されたAライン・データを受領する段階と；

前記合焦されたAライン・データの開口の諸Aラインを通じた前記Aライン・データのコ
ヒーレンス・メトリックを決定する段階と；

前記コヒーレンス・メトリックに基づいて前記合焦されたAライン・データについての
クラッター低減調整を決定する段階と；

前記クラッター低減調整を前記合焦されたAライン・データに適用して、クラッター低
減Aライン・データを得る段階と；

10

20

30

40

50

前記クラッター低減Aライン・データから超音波画像を形成する段階とを含む、方法。

〔態様 1 2〕

前記クラッター低減調整の適用は、前記コヒーレンス・メトリックが閾値を超えることに基づいて実行される、態様 1 1 記載の方法。

〔態様 1 3〕

前記コヒーレンス・メトリックは、前記Aライン・データの符号または位相角の少なくとも一方に基づく、態様 1 1 記載の方法。

〔態様 1 4〕

前記コヒーレンス・メトリックは、前記Aライン・データの符号に基づき、該符号は電圧極性または参照電圧より上または下の変化の少なくとも一方を表わす、態様 1 3 記載の方法。

〔態様 1 5〕

前記クラッター低減調整を決定する段階が、前記合焦されたAライン・データの開口に対応するAラインの集合についての符号値合計を決定することを含み、前記符号値合計は前記受領されたAライン・データの符号値を含み、前記コヒーレンス・メトリックは前記符号値合計に基づく、態様 1 1 記載の方法。

〔態様 1 6〕

前記クラッター低減調整を決定する段階がさらに、前記開口のAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化することを含み、前記コヒーレンス・メトリックはさらに、規格化された符号値合計に基づく、態様 1 5 記載の方法。

〔態様 1 7〕

前記クラッター低減調整を決定する段階がさらに、前記受領されたAライン・データの位相角を含む位相角和を決定することを含み、前記コヒーレンス・メトリックは前記位相角和に基づく、態様 1 1 記載の方法。

〔態様 1 8〕

前記合焦されたAライン・データの絶対値を決定し；
前記合焦されたAライン・データについての前記クラッター低減調整を、さらに前記絶対値に基づいて決定することをさらに含む、
態様 1 1 記載の方法。

〔態様 1 9〕

前記クラッター低減調整は、前記絶対値に正比例するよう決定される、態様 1 1 記載の方法。

〔態様 2 0〕

超音波データを受領する段階と；
前記超音波データのコヒーレンスに基づいて前記超音波データにおけるアーチファクトの指標を決定する段階と；
前記超音波データに対して合焦プロセスを実行して、合焦された超音波データを生成する段階と；

前記アーチファクトの効果を抑制するよう、前記合焦された超音波データに対して前記アーチファクトの指標に基づいてガンマ補正を適用する段階とを含む、

クラッター低減方法。

〔態様 2 1〕

前記ガンマ補正の適用は、前記超音波データのコヒーレンスの指標が閾値を超えることに基づく、態様 2 0 記載の方法。

〔態様 2 2〕

前記超音波データのコヒーレンスを、前記超音波データの符号またはポスト飛行時間調整位相角のうちの少なくとも一方に基づいて決定することをさらに含む、態様 2 0 記載の方法。

〔態様 2 3〕

10

20

30

40

50

前記超音波データのコヒーレンスを、前記超音波データの符号値合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記符号値合計を規格化することによって決定することをさらに含み、コヒーレンスは、規格化された符号値合計に基づいて決定される、態様20記載の方法。

〔態様24〕

前記超音波データのコヒーレンスを、前記超音波データの位相角合計を累積し、前記合焦された超音波データの開口におけるAラインの数に基づいて前記位相角合計を規格化することによって決定することをさらに含み、コヒーレンスは、規格化された位相角合計に基づいて決定される、態様20記載の方法。

〔態様25〕

前記合焦された超音波データの絶対値を決定することをさらに含み、前記ガンマ補正は前記合焦された超音波データの絶対値に基づく、態様20記載の方法。

10

【図1】

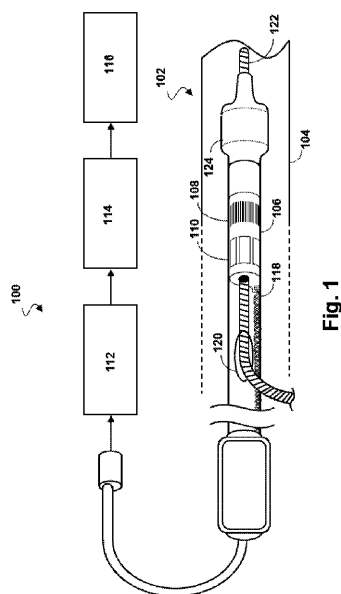


Fig. 1

【図2】

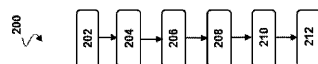


Fig. 2

【図3】

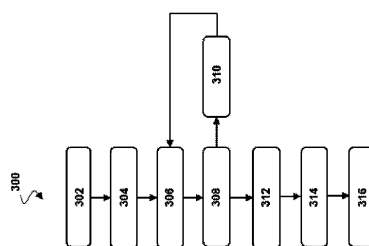


Fig. 3

【図4】

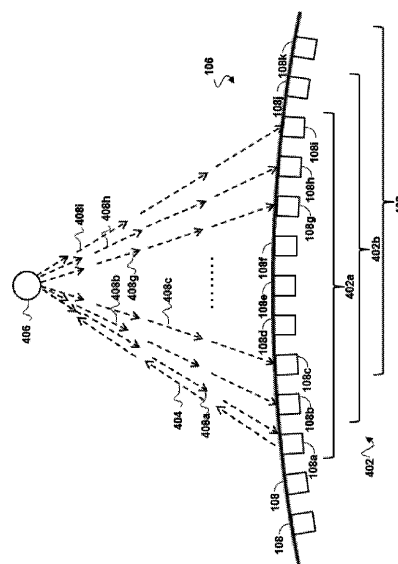
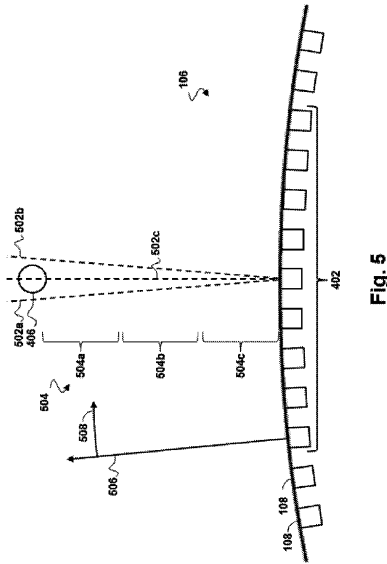
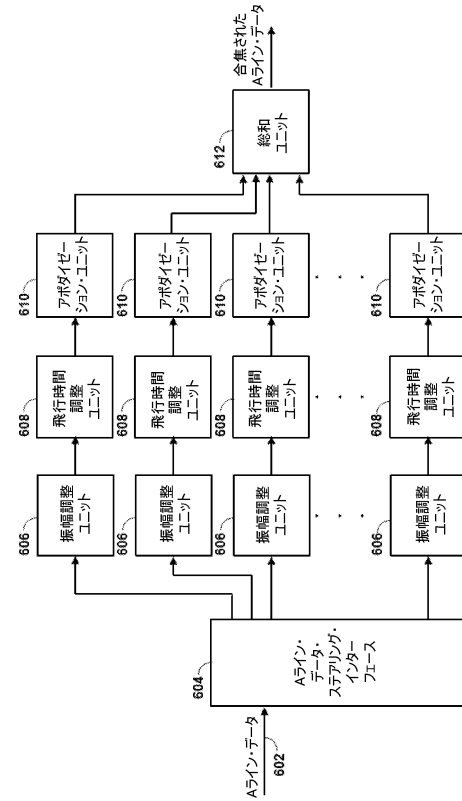


Fig. 4

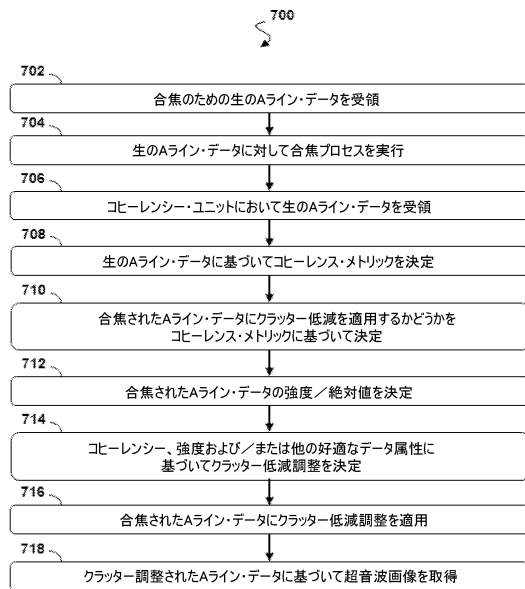
【 図 5 】



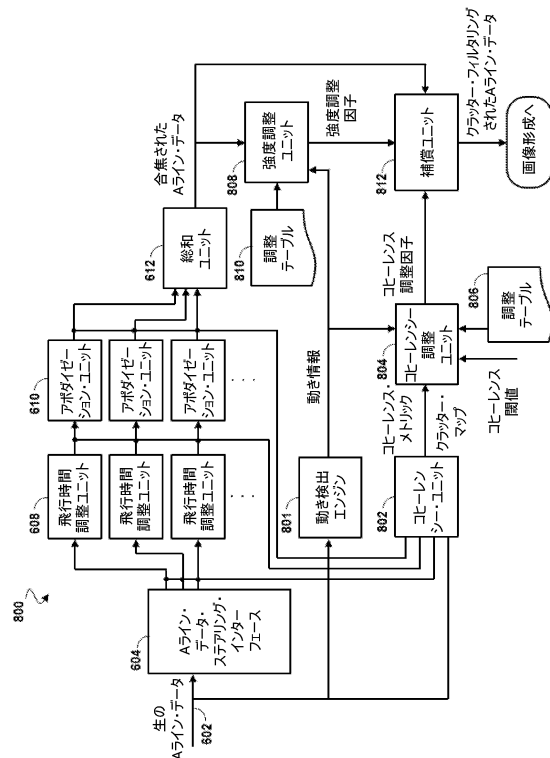
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(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 9 2 1 3 0 , サンディエゴ , バレー センター ドライブ
3 7 2 1 , スイート 5 0 0

(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

(72)発明者 ハンコック , アンドリュー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス 5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 米国特許第 0 7 8 8 7 4 8 6 (U S , B 2)

米国特許第 4 1 7 9 6 8 3 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5