

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7237079号
(P7237079)

(45)発行日 令和5年3月10日(2023.3.10)

(24)登録日 令和5年3月2日(2023.3.2)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/08 Z D M

請求項の数 12 (全21頁)

(21)出願番号	特願2020-542389(P2020-542389)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成31年2月9日(2019.2.9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-512699(P2021-512699		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年5月20日(2021.5.20)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/053218		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/155037		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年8月15日(2019.8.15)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年1月28日(2022.1.28)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	62/628,323		etherlands
(32)優先日	平成30年2月9日(2018.2.9)	(74)代理人	100122769
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 笛田 秀仙
		(74)代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕
		(72)発明者	シエ ホワ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 マルチパラメトリック組織の剛性の定量化

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

剪断波撮像のための超音波撮像システムであって、

標的組織に向けて送信される超音波パルスに応答してエコーを取得するように構成される超音波トランスデューサであって、前記標的組織は、前記超音波トランスデューサの公称軸方向に対して角度方向を有する異方性組織を有する、超音波トランスデューサと、
ビームフォーマであって、

前記標的組織内に剪断波を生成するためのステアリング角度に沿ってプッシュパルスを送信させるように前記超音波トランスデューサを制御し、前記ステアリング角度は、前記標的組織の前記角度方向に基づき、

前記超音波トランスデューサから、横方向に分離されるトラッキングラインに沿って前記プッシュパルスに平行にトラッキングパルスを送信し、

前記超音波トランスデューサから、前記横方向に分離されるトラッキングラインに沿うポイントからエコー信号を受信する

ように構成される、ビームフォーマと、

前記ビームフォーマと通信するプロセッサであって、

前記受信されるエコー信号から生成されるトラッキングラインエコーデータを保存し、
前記トラッキングラインエコーデータに応答して、前記標的組織を通じて前記剪断波の伝播によって引き起こされる前記標的組織内の動きを検出し、

前記剪断波の速度を測定する

ように構成される、プロセッサと
を有し、

前記標的組織のライブ超音波画像及びROIトラッキングボックスを表示するように構成されるユーザインターフェースをさらに備え、前記ROIトラッキングボックスは、前記プッシュパルスの前記ステアリング角度の調整に応答して形状を変化させるように構成され、

前記プロセッサは、前記取得されるエコーに基づいて前記標的組織の前記角度方向を決定するようにさらに構成され、

前記プロセッサは、前記ビームフォーマによって送信される複数の画像ビームステアリング角度で生成される後方散乱信号の強度を決定することにより、前記標的組織の前記角度方向を決定するように構成される、
超音波撮像システム。

10

【請求項 2】

前記プロセッサは、ユーザ入力に応答して前記角度方向を決定するように構成される、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、前記取得されるエコーから生成される画像フレームに対してハフ変換を実行することにより、前記標的組織の角度方向を決定するように構成される、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記剪断波によって引き起こされる横方向及び軸方向の組織変位を決定することによって動きを検出するように構成される、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

20

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記横方向及び前記軸方向における前記剪断波の前記速度を測定するように構成される、請求項 4 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記剪断波の前記測定される速度に基づいて剪断波マップを生成するようにさらに構成され、前記剪断波マップは、剪断波速度値の二次元画像の表示を有する、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

30

【請求項 7】

前記プロセッサは、複数のプッシュパルスステアリング角度及び角度組織方向で得られる複数の剪断波速度を決定するようにさらに構成される、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 8】

前記プロセッサは、前記複数の剪断波速度に基づいて前記標的組織のマルチパラメトリック硬さ値を決定するようにさらに構成される、請求項 7 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 9】

前記ビームフォーマは、前記超音波トランスデューサから複数のプッシュパルスを送信するように構成され、各プッシュパルスは、第 1 のプッシュパルスが前記標的組織に対して平行に送信され、第 2 のプッシュパルスが前記標的組織に対して垂直に送信され、第 3 のプッシュパルスが前記標的組織に対して斜めの角度で送信されるように前記標的組織に対して異なるステアリング角度で送信される、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

40

【請求項 10】

剪断波撮像の方法であって、前記方法は、

標的組織に向けて送信される超音波パルスに応答して超音波エコーを取得するステップであって、前記標的組織は超音波トランスデューサの公称軸方向に対して角度方向を有する異方性組織を有する、ステップと、

前記標的組織内に剪断波を生成するためにステアリング角度に沿ってプッシュパルスを送信するステップであって、前記ステアリング角度は、前記標的組織の前記角度方向に基

50

づく、ステップと、

前記プッシュパルスに平行な横方向に分離されるトラッキングラインに沿ってトラッキングパルスを送信するステップと、

前記横方向に分離されるトラッキングラインに沿うポイントからエコー信号を受信するステップと、

前記受信されるエコー信号から生成されるトラッキングラインエコーデータを保存するステップと、

前記標的組織を通じて前記剪断波の伝播によって引き起こされる前記標的組織内の動きを検出するステップと、

前記剪断波の速度を測定するステップと、

前記標的組織のライブ超音波画像及びROIトラッキングボックスを表示するステップと、

前記プッシュパルスの前記ステアリング角度の調整に応答して前記ROIトラッキングボックスの形状を変化させるステップと

前記取得されるエコーに基づいて前記標的組織の前記角度方向を決定するステップと、ビームフォーマによって送信される複数の画像ビームステアリング角度で生成される後方散乱信号の強度を決定することにより、前記標的組織の前記角度方向を決定するステップとを有する、方法。

【請求項 1 1】

前記標的組織の前記角度方向を決定するステップをさらに有する、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

実行されるとき、超音波画像システムのプロセッサに、請求項 1 0 乃至 1 1 の何れか一項に記載の方法を実行させる実行可能命令を有する、非一時的コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、剪断波エラストグラフィを使用して異方性組織の剛性レベルを決定するための超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波剪断波エラストグラフィは、様々な組織の局所的な剛性レベルを測定するために使用されており、組織の異常を検出し、癌又は肝線維症などの状態を診断するための貴重な情報を提供し得る。超音波剪断波エラストグラフィは、通常、トランスデューサから組織に「プッシュパルス」を送信することにより、それを通じて横方向に伝播する剪断波を生成する。それから、トランスデューサによって放出されるトラッキングパルスを使用して、伝播する剪断波の速度を測定できる。これは、通常、組織の硬さに基づいて変動する。たとえば、同一のプッシュパルスを使用して各組織タイプで剪断波を生成すると仮定すると、軟組織の剪断波速度は通常、硬組織の剪断波速度よりも遅くなる。したがって、剪断波速度の変動を使用して、正常な軟組織を異常な硬組織から区別することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

既存の超音波エラストグラフィシステムは、肝臓、乳房、前立腺、及び甲状腺などの器官における局所的な組織硬さレベルを測定するのに効果的であることが判明しているが、そのような器官を有する組織は主に等方性である。そのため、組織の硬さレベルはすべての方向でほぼ同じである。筋組織、及び腱、腎臓、及び心臓を有する組織の硬さレベルは、異方性の機械的特性、すなわち、異なる方向で異なる組織硬さレベルを示す。このような組織の硬さの定量化は、超音波システムと材料の構造特性への複雑な剪断波伝播の依存

10

20

30

40

50

性に関する理解の欠如、及び異方性組織の特性を完全に特徴付けることができる撮像モダリティの利用不可能性によって妨げられる。したがって、剪断波エラストグラフィを介して異方性組織の硬さレベルを決定するように構成される新しい超音波システムが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本開示は、剪断波超音波撮像を介して異方性組織の硬さレベルを決定するためのシステム及び方法を説明する。本明細書に記載の方法に従って評価される異方性組織、例えば骨格筋は、組織を調べるために使用される超音波トランスデューサの公称軸方向に対して角度を付けることができる。組織に送信されるプッシュパルスから生成される剪断波の伝播パターンを正確に追跡するために、本明細書のシステムは、組織の角度方向を決定し、決定される方向に基づいてプッシュパルスのステアリング角度を調整するように構成される。プッシュパルスは、組織を完全に特徴付けるためにさまざまなステアリング角度で放出できるが、プッシュパルスに平行に配置されるトラッキングパルスは、結果として生じる剪断波によって引き起こされる組織の変位を監視する。システムによって取得される変位データはそれから、組織内のさまざまなポイントでの剪断波の速度を決定するために使用できる。速度データは、組織の硬さを示す。システムは、横等方性材料（骨格筋は多くの場合、横等方性と見なされる）である場合、検査中の異方性組織の完全な特性に対するマルチアングル剪断波速度測定に基づいて、3つのすべての機械的弾性率（つまり、縦剪断弾性率、横剪断弾性率、縦ヤング率）を再構成できる。

【0005】

本開示の原理によれば、超音波撮像システムは、標的組織に向けて送信される超音波パルスに反応してエコーを取得するように構成される超音波トランスデューサを有することができる。標的組織は、超音波トランスデューサの公称軸方向に対して角度方向を有する異方性組織を有する。システムは、超音波トランスデューサを制御して、前記標的組織内に剪断波を生成するためのステアリング角度に沿ってプッシュパルスを送信し、前記ステアリング角度は、前記標的組織の前記角度方向に基づき、前記超音波トランスデューサから、横方向に分離されるトラッキングラインに沿って前記プッシュパルスに平行にトラッキングパルスを送信し、前記超音波トランスデューサから、前記横方向に分離されるトラッキングラインに沿うポイントからエコー信号を受信するように構成されるビームフォーマも含み得る。システムは、ビームフォーマと通信し、前記受信エコー信号から生成されるトラッキングラインエコーデータを保存し、前記トラッキングラインエコーデータに反応して、前記標的組織を通じて前記剪断波の伝播によって引き起こされる前記標的組織内の動きを検出し、前記剪断波の速度を測定するように構成されるプロセッサを有することもできる。

【0006】

いくつかの実施形態では、プロセッサは、ユーザ入力に反応して角度方向を決定するように構成される。いくつかの例では、プロセッサは、取得されるエコーに基づいて標的組織の角度方向を自動的に決定するようにさらに構成される。いくつかの実施形態では、プロセッサは、ビームパターンの指向性を補償した後、ビームフォーマによって送信される複数の画像ビームステアリング角度で生成される後方散乱信号の最大強度を決定することにより、標的組織の角度方向を決定するように構成される。いくつかの例では、プロセッサは、取得されるエコーから生成される画像フレームに対してハフ変換を実行することによって、標的組織の角度方向を決定するように構成されている。いくつかの実施形態では、プロセッサは、剪断波によって引き起こされる横方向及び軸方向の組織変位を決定することによって動きを検出するように構成される。いくつかの例では、プロセッサは、横方向及び軸方向の剪断波の速度を測定するように構成されている。いくつかの実施形態では、プロセッサは、剪断波の測定速度に基づいて剪断波マップを生成するようにさらに構成され、剪断波マップは、剪断波速度値の二次元画像の表示を有する。いくつかの例はさらに、標的組織のライブ超音波画像を表示するように構成されるユーザインターフェース、

10

20

30

40

50

及びROIトラッキングボックスを含み、ROIトラッキングボックスは、プッシュパルスのステアリング角度の調整に応じて形状を変化させるように構成される。いくつかの実施形態では、プロセッサは、複数のプッシュパルスステアリング角度及び角度組織方向で得られる複数の剪断波速度を決定するようにさらに構成される。いくつかの実施形態では、プロセッサは、複数の剪断波速度に基づいて標的組織のマルチパラメータ硬さ値を決定するようにさらに構成される。いくつかの例では、ビームフォーマは、超音波トランスデューサから複数のプッシュパルスを送信するように構成され、各プッシュパルスは、第1のプッシュパルスは標的組織に平行に送信され、第2のプッシュパルスは標的組織に垂直に送信され、第3のプッシュパルスは標的組織に対して斜めの角度で送信される。

【0007】

本開示による剪断波撮像方法は、標的組織に向けて送信される超音波パルスに応答して超音波エコーを取得するステップであって、前記標的組織は前記超音波トランスデューサに対して角度方向を有する、ステップと、前記標的組織内に剪断波を生成するためにステアリング角度に沿ってプッシュパルスを送信するステップであって、前記ステアリング角度は、前記標的組織の角度方向に基づく、ステップと、前記プッシュパルスに平行な横方向に分離されるトラッキングラインに沿ってトラッキングパルスを送信するステップと、前記横方向に分離されるトラッキングラインに沿うポイントからエコー信号を受信するステップと、前記受信エコー信号から生成されるトラッキングラインエコーデータを保存するステップと、前記標的組織を通じて前記剪断波の伝播によって引き起こされる前記標的組織内の動きを検出するステップと、前記剪断波の前記速度を測定するステップとを含む。

【0008】

いくつかの例では、方法は、標的組織の角度方向を決定するステップを含み得る。いくつかの実施形態では、標的組織の角度方向を決定するステップは、ビームフォーマによって送信される複数の画像ビームステアリング角度で生成される後方散乱信号の強度を決定するステップを有する。いくつかの例では、標的組織内の動きを検出するステップは、剪断波によって引き起こされる横方向及び軸方向の組織変位を決定するステップを有する。例示的な方法は、横方向及び軸方向の剪断波の速度を測定するステップをさらに含み得る。いくつかの実施形態では、プッシュパルスを送信するステップは、複数のプッシュパルスを送信するステップであって、各プッシュパルスは、第1のプッシュパルスが標的組織に平行に送信され、標的組織に対して異なるステアリング角度で送信され、第2のプッシュパルスは、標的組織に対して垂直に送信され、第3のプッシュパルスは、標的組織に対して斜めの角度で送信されるように標的組織に対して異なるステアリング角度で送信されるステップを含む。実施形態は、複数のプッシュパルスステアリング角度及び角度組織方向で得られた複数の剪断波速度を決定するステップを含み得る。

【0009】

本明細書に記載の方法又はそのステップのいずれも、実行時に医用撮像システムのプロセッサに本明細書で実施される方法又はステップを実行させる実行可能命令を有する非一時的なコンピュータ可読媒体で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1A】上腕二頭筋の超音波画像である。

【図1B】図1Aの画像を取得するために使用される超音波プローブ配置の図である。

【図1C】内側腓腹筋の超音波画像である。

【図1D】図1Cの画像を取得するために使用される超音波トランスデューサ配置の図である。

【図2】本発明の原理に従って構成される超音波撮像システムのブロック図である。

【図3A】第1の角度方向における異方性組織のライブ超音波画像を示す例示的な表示画面である。

【図3B】第2の角度方向における図3Aに示される異方性組織のライブ超音波画像を示す例示的な表示画面である。

10

20

30

40

50

【図 3 C】第 3 の角度方向における図 3 A に示される異方性組織のライブ超音波画像を示す例示的な表示画面である。

【図 4】ライブ超音波画像及びカスタム切断波撮像技術のリストビューを示す例示的な表示画面である。

【図 5 A】カスタム超音波撮像技術の画像ベースのビュー及びライブ超音波画像を示す表示画面の例である。

【図 5 B】図 5 A のライブ超音波画像を生成するために使用することができるユーザインターフェースの例である。

【図 6】超音波トランスデューサの撮像面の横方向に平行に配置される標的組織の 9 つの超音波画像であって、各画像は、別個のステアリング角度で取得される、超音波画像を示す。

10

【図 7】超音波トランスデューサ撮像面の横方向に対して斜めの角度で配置される標的組織の 9 つの超音波画像であって、各画像は、別個のステアリング角度で得られる、超音波画像を示す。

【図 8 A】図 6 に示される画像から生成される合成画像である。

【図 8 B】、図 7 に示される画像から生成される合成画像である。

【図 8 C】超音波トランスデューサの撮像面の横方向に対して別の傾斜角度で配置される複数の画像を組み合わせることにより生成される合成画像である。

【図 8 D】図 8 A 乃至 8 C のビームステアリング角度の関数として測定される後方散乱信号強度のグラフ表示である。

20

【図 9 A】従来通りにステアリングされるプッシュ/トラッキングビームを使用して生成される硬さマップである。

【図 9 B】超音波画像上に表示される非ステアリング ROI トラッキングボックスである。

【図 9 C】超音波画像上に表示されるステアリングされる ROI トラッキングボックスである。

【図 9 D】超音波画像上に表示される異なる角度を備えるステアリングされる ROI トラッキングボックスである。

【図 10】本開示の原理に従って生成及び表示される例示的なレポートである。

【図 11】本開示の原理に従って実行される方法である。

【発明を実施するための形態】

30

【0011】

特定の実施形態の以下の説明は、本質的に単なる例示であり、決して本発明又はその用途又は使用を限定することを意図するものではない。本システム及び方法の実施形態の以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成し、説明されるシステム及び方法が実施され得る特定の実施形態を例として示す添付図面を参照する。これらの実施形態は、当業者が現在開示されているシステム及び方法を実施できるように十分詳細に記載されており、他の実施形態が利用され得、現在のシステムの精神及び範囲から逸脱することなく構造的及び論理的变化がなされ得ることが理解されるべきである。さらに、明確にするために、特定の特徴の詳細な説明は、本システムの説明を不明瞭にしないように、当業者に明らかな場合には説明されない。したがって、以下の詳細な説明は、限定的な意味で解釈されるべきではなく、本システムの範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ定義される。

40

【0012】

本技術は、本実施形態による方法、装置（システム）及び/又はコンピュータプログラム製品のブロック図及び/又はフローチャート図を参照して以下に説明される。ブロック図及び/又はフローチャート図のブロック、ならびにブロック図及び/又はフローチャート図におけるブロックの組み合わせは、コンピュータ実行可能命令によって実装され得ることが理解される。これらのコンピュータ実行可能命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、及び/又は他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサ、コントローラ又は制御ユニットに提供されて、機械を生成し、命令がプロセッサのプロセッサを介して実行されるようにすることができる。コンピュータ及び/又は他のプログラム可能なデータ

50

処理装置は、ブロック図及び/又はフローチャートのブロックで指定される機能/動作を実施するための手段を作成する。

【0013】

本明細書に記載されるように、異方性組織は、異方性の機械的特性、例えば、組織繊維の異なる方向にわたって変化する組織硬さレベルを示す組織を指す。例えば、異方性組織は、組織を構成する組織化される繊維の方向に平行及び垂直に測定される異なる硬さ値によって特徴付けられてもよい。本明細書で企図される異方性組織の例には、筋肉組織、腱組織及び腎臓組織が含まれるが、これらに限定されない。本明細書で企図される異方性組織のサブセットには、例えば、骨格筋組織及び心筋組織が含まれる。説明を簡単にするために、前述の組織タイプは、「異方性」という包括的用語で呼ばれる。

10

【0014】

等方性組織は、等方性特性、例えば、組織の異なる方向にわたってほぼ一定のままである組織硬さ値を示す組織を指す。既存の剪断波エラストグラフィシステムは、通常、肝臓、乳房、前立腺、甲状腺などの器官を有する組織が線形、非圧縮性、等方性であると仮定するようにプログラムされている。このように、そのような組織の硬さレベルを決定する場合、既存のシステムは、式1.1、すなわち、

【0015】

$$\text{式 1.1 : } E = 3 \quad V_{sh}^2$$

に示されるように、組織密度()と剪断波速度(V_{sh})の関数として表すことができる1つの物理パラメータ、つまりヤング率のみを決定する。

20

【0016】

組織に対する超音波トランスデューサの角度は、プッシュパルスを組織に送信する際に生成される剪断波の伝播パターンに影響を及ぼさない場合があるため、等方性組織の硬さを特徴付けるためにヤング率を使用することができる。対照的に、異方性組織にプッシュパルスを放出するときにトランスデューサの角度を調整すると、組織を通る剪断波の伝播パターンが変化する。たとえば、図1A及び1Cは、2つの異なるタイプの骨格筋からなる異方性組織の超音波画像を示す。示されているように、2つの筋肉タイプの組織化される繊維は、それらを撮像するために使用されるトランスデューサに対する繊維の角度によって異なる。図1Aは、上腕二頭筋の繊維102及び剪断波トラッキングボックス104の超音波画像である。トラッキングボックス104内の繊維は、図1Bに示される超音波トランスデューサ106の撮像面において横方向に自然に平行に配置され、患者の二頭筋108の上に置かれる。その結果、(矢印の方向に)繊維102に送信されるプッシュパルスは、ほぼ垂直な角度で繊維を通過し、繊維の方向に伝播する剪断波を生成する。図1Cは、内側腓腹筋繊維110及び剪断波トラッキングボックス112の超音波画像である。図1Aに示される繊維と対照的に、トラッキングボックス112内の繊維は、トラッキングボックス112内の繊維は、図1Dに示されるトランスデューサ114の撮像面において横方向に対して斜めの角度で配置され、患者のふくらはぎ116の上に配置される。これは、繊維110(矢印の方向)に送信されるプッシュパルスが繊維を斜めの角度で通過し、繊維の方向にも伝播する剪断波を生成する。各筋肉タイプで角度が異なる繊維により、各組織にプッシュパルスを放出することによって生成される剪断波伝播パターンは、このように変化する。その結果、剪断波速度は、各組織タイプで別々に測定する必要がある。剪断波速度は、繊維に平行な、縦方向の剪断弾性率を決定することにより、図1Aの組織で測定することができる。しかしながら、剪断波速度は、横方向剪断弾性率、縦剪断弾性率、及び縦ヤング率を特定することにより、図1Cの組織においてのみ正確に測定することができる。トランスデューサに対して3つの筋繊維方向：(1)面内及び横方向に平行な繊維、(2)撮像面に垂直な交差面繊維、及び(3)既知の傾斜角を持つ面内繊維で剪断波速度を測定する必要がある。

30

40

【0017】

本明細書で提供されるのは、トランスデューサに対するそのような組織の角度に関係なく、異方性組織における組織硬さ値を決定するように構成される超音波ベースの剪断波工

50

ラストグラフィシステムである。本明細書に記載のシステムは、異方性組織繊維の角度方向を決定するように構成されることでき、決定される方向に基づいて、自動的にユーザを指導及び/又は誘導して、カスタマイズされる剪断波エラストグラフィ技術を実施する。実施形態は、決定される繊維方向及び放出される超音波パルスのパラメータに応答する態様で、剪断波トラッキング及び波速度再構成を実行するようにさらに構成され得る。さまざまな取得条件下で取得される硬さ値と剪断波速度は、異方性組織の完全な特性評価のために集計され、表示され得る。本明細書に記載のシステム及び方法を実施することにより、異なる角度形成によって引き起こされる異方性組織硬さ測定の変動度を低減でき、それにより異方性機械的特性を示す組織でより正確な標準化される硬さ測定を生成できる。本明細書に記載されている技術の用途には、腫瘍、損傷、筋力低下及び/又は線維症を有する多数の組織異常の検出が含まれる。具体的な実装には、ジストロフィーや筋炎などの筋肉疾患の検出が含まれる場合がある。いくつかの例では、本明細書で説明されるシステムは、異なる状態、例えば、能動的収縮状態と受動的安静時の筋肉の硬さを決定するために使用されてもよい。さまざまな筋肉タイプに加えて、異方性組織を腎皮質で検査できる。

【0018】

図2は、本開示に従って異方性組織に剪断波エラストグラフィを実行するように構成される例示的な超音波システム200を示す。図示のように、システム200は、超音波信号を送受信するように構成される超音波センサレイ212を有する超音波プローブ211を含むことができる超音波データ取得ユニット210を有することができる。レイ212は、例えば筋骨格組織などの異方性組織218を含む標的領域216内に超音波プッシュパルス214を放出するように構成される。レイ212は、複数のトラッキングパルス219を異方性組織218に送信して、プッシュパルスの送信後に剪断波伝搬を検出するように構成される。レイ212は、送信/受信(T/R)スイッチ223を介して送信ビームフォーマ221及びマルチライン受信ビームフォーマ222に結合される。ビームフォーマ221、222による送信及び受信の調整は、ビームフォーマコントローラ224によって制御することができる。マルチライン受信ビームフォーマ222は、エコー信号の空間的に異なる受信ライン(Aライン)を生成することができ、信号プロセッサ225によってフィルタリング、ノイズ低減などによって処理することができる。いくつかの実施形態では、データ取得ユニット210の構成要素は、レイ212で受信される超音波エコー220から複数の超音波画像フレーム226を生成するように構成され得る。システム200は、Aラインデータをグループに編成し、Aラインの各グループに組み込まれたデータに基づいて、異方性組織218の局所的な動きを検出するように構成され得る、データプロセッサ227などの1つ以上のプロセッサを含み得る。一緒に、データ取得ユニット210及びデータプロセッサ227の構成要素は、剪断波によって引き起こされた異方性組織218の変位を、それが組織を介して伝播するときに検出及び分析することによって、横方向又は斜めに移動する剪断波の速度を検出するように構成される。組織の変位の追跡は、例えば、米国特許出願公開第2013/0131511号(Petersonら)に記載され、その全体が参照により本明細書に組み込まれているように、トラッキングパルス219を時間インターリーブすることによって部分的に達成することができる。

【0019】

様々な実施形態では、システム210は、データプロセッサ227及びユーザインターフェース230と結合されるディスプレイプロセッサ228も含む。ディスプレイプロセッサ228は、画像フレーム226、剪断波エラストグラフィを実行するための命令234、剪断波関心領域トラッキングボックスグラフィック236(「ROIトラッキングボックス」)、1つ又は複数の自動キャプション238、及びライブ剪断波マップ239から超音波画像232を生成するように構成することができ、剪断波の測定される速度に基づくことができ、システム200によって決定される剪断波速度値の二次元画像の表示を有する。ユーザインターフェース230は、超音波スキャンが実行されているときにリアルタイムで超音波画像232を表示するように構成されることができ、スキャン前、スキャン中、スキャン後のいつでもユーザ入力240を受ける。図2に示すシステム200の構成は様

々である。例えば、システム 200 は、携帯型又は固定型であり得る。システム 200 の 1 つ又は複数の機能を実装するために、ラップトップ、タブレット、スマートフォンなどの様々なポータブルデバイスを使用することができる。そのようなデバイスを組み込む例では、超音波センサアレイ 212 は、例えば USB インターフェースを介して接続可能とすることができる。

【0020】

システム 200 は、ユーザ入力 240 の受信に 응답して、複数の撮像モダリティと非撮像モダリティの間で切り替わるように構成され得る。可能なモダリティの 1 つは、等方性及び異方性組織エラストグラフィのための別個のサブモダリティを含み得る剪断波撮像を含む。いくつかの例では、ユーザがシステムに異方性組織のための剪断波撮像モードに入るように指示した後、ライブ超音波画像を表示するように構成されるディスプレイ画面が現れてもよい。表示画面の例は、図 3 A 乃至 3 C に提供されるように、選択可能な面内設定の下での繊維方向に関して異なるトランスデューサ方向から撮像される異方性組織のライブ超音波画像表示を示す。いくつかの実施形態では、ユーザは、組織の超音波画像、例えば、B モード画像を視覚的に検査することにより、異方性組織の角度方向を決定することができる。加えて、又は代替として、本明細書のシステムは、繊維方向を自動的に検出し、それに応じてプッシュ/トラッキングパルスを電子的にステアリングするように構成され得る。ユーザは、デジタル角度測定ツールの助けを借りて、又はシステムによって実行される自動方向測定を通じて、目視検査を介して繊維方向を測定するオプションを提示される場合がある。

【0021】

画像 3 A 乃至 3 C のそれぞれは、それらを撮像するために使用される超音波トランスデューサに対して、異なる角度方向で配置される組織繊維を示す。繊維は、例えば深さ方向に沿って、又は概してトランスデューサに垂直に、トランスデューサの公称軸方向に対して角度を付けることができる。超音波システムで動作する角度測定ツールは、定義される角度測定ボックス 303、305、307 内の各画像 302、304、306 内の繊維の角度を測定するように構成されている。示されている特定の例では、第 1 の画像 302 は、軸方向に関して約 90° (又は横方向に関して 0°) に配向された組織繊維を示し、第 2 の画像 304 は、軸方向に関して約 64° (又は横方向に関して 26°) に配向された組織繊維を示し、第 3 の画像 306 は、軸方向に関して約 112.9° (又は横方向に関して -23°) に向けられた組織繊維を示す。

【0022】

組織繊維の角度方向を決定した後、超音波取得ユニット、例えば、ユニット 210 は、繊維の角度方向に基づいて、特定の角度で組織内のプッシュパルス及びトラッキングパルスを送信するために利用され得るので、結果として生じる剪断波は、繊維の面内及び横方向に平行、繊維の交差面方向、及び既知の傾斜角で繊維の面内方向における組織を通して伝播する。いくつかの例では、システムは、プッシュパルス測定のカスタマイズされるシーケンスを介してユーザを誘導し、組織を通るこれらの方向に剪断波を生成するように構成され得る。図 4 は、カスタマイズされる剪断波撮像プロトコルを通じてユーザを誘導するために、ユーザインターフェース、例えば、ユーザインターフェース 230 上でユーザに提示され得る例示的なディスプレイ 400 を図示する。示されるように、ディスプレイ 400 は、標的組織のライブ超音波画像 402 及びその上に重ねられた剪断波 ROI トラッキングボックス 404 を含み得る。ディスプレイ 400 は、剪断波スキャンシーケンスを実行し、撮像面内、及び撮像面を横切る、すなわち交差面の剪断波速度測定値を取得するための、作業リスト又はチェックリストとして提示される命令リスト 406 を有する。いくつかの例では、ディスプレイ 400 は、面内取得状態と交差面取得状態との間で切り替えるための選択可能なアイコンを含むことができる。繊維方向 (命令リスト 406 の第一の命令である) を決定した後、システムは、命令 406 を更新して、様々なステアリング角度で剪断波撮像を実行することができる。示されるように、各ステップの完了が各命令に隣接してリアルタイムで記録されるように、命令はチェックリスト形式で表示されて

もよい。サンプル命令は、例えば、「繊維方向を測定/検出」；「面内1 /ステアリング 1= 0°」；「トランスデューサを90度回転」；又は「X-面 1 / ステアリング 1= 0°」を含み得る。様々な実施形態では、デフォルトのステアリング角度を0°に設定することができる。

【0023】

ユーザは、例えば送信ビームフォーマ221などのビームフォーマのステアリング角度を調整することにより、命令406に従って切断波撮像を開始することができる。実施形態は、ビームステアリング角度を調整するための回転ノブ又はデジタル制御を有することができる。ステアリング角度調整にตอบสนองして、切断波ROIトラッキングボックス404の幾何学的形状は、リアルタイムで変化し得る。図4における特定の例では、キャプション408によって示され、ROIトラッキングボックス404の傾斜角によって明らかのように、20°のビームステアリング角度がユーザによって特定されている。ユーザの命令の下で、平行なプッシュ/トラッキングパルスが特定される20°の角度で組織に送信することができる。

10

【0024】

図5Aは、ユーザインターフェース上に提示され得るディスプレイ500の別の例を示す。ディスプレイ500は、標的組織のライブ超音波画像502と、ユーザによるビームステアリング調整入力にตอบสนองして形状を変化させるように構成されるROIトラッキングボックス504を含む。ディスプレイ500は、複数の角度ビームステアリングステータスボックス506も含む。図示の例では、ステータスボックス506は、様々な向きのROIトラッキングボックスを備えた標的組織のサムネイル画像を有する。特定のビームステアリング角度で切断波トラッキングが完了すると、角度を示すように修正されるROIトラッキングボックスを表示するステータスボックスは満たされ、シェーディングされる。示されるディスプレイ500は、3つの未充填ステータスボックス506を含み、各ステータスボックスは、カスタマイズされる切断波プロトコルに従って送信されるべき別個のビームステアリング角度を表す。

20

【0025】

図5Bは、図5Aに示されるディスプレイ500を生成するために使用されるユーザインターフェース508の例を示す。示されるように、ユーザは、繊維方向を測定し、検出される繊維方向にตอบสนองして切断波エラストグラフィを実行するための複数のインタラクティブボタンを提示され得る。特に、ユーザインターフェース508は、この特定の例では20°である現在のビームステアリング角度510を有する。ユーザインターフェース508は、「ライブ比較」、「上/下」、「左/右」を含む様々な表示オプション512も表示する。

30

【0026】

上述のように、本明細書に記載のシステムの実施形態は、標的組織の繊維方向を自動的に測定し、測定される繊維方向にตอบสนองして、ユーザ入力なしにカスタマイズされる一連のプッシュ/トラッキングパルス送信を実行するように構成され得る。自動化される繊維方向の決定とプッシュ/トラッキング送信を実装して、ユーザ対話を減らし、測定のばらつきを排除することができる。本明細書のシステムは、単独で又は組み合わせて実装され得る複数の技術に従って自動化される方法で繊維方向を決定するように構成され得る。例えば、繊維方向は、画像処理ベースの方法、例えば、線形特徴検出のためのエッジ検出及びハフ変換、及び/又は超音波ビームを様々な角度で標的組織にステアリングし、結果の画像を組み合わせるステップを含み得る音響特性ベースの方法に従って決定され得る。

40

【0027】

音響特性に基づく方法を実行して繊維方向を決定するように構成されるシステムは、Philips Koninklijke N.V.によるSonoCTを実装するように構成され得る。SonoCTは、本明細書のシステムによって超音波後方散乱係数/強度を分析するために使用できるリアルタイム複合撮像技術である。SonoCTは、超音波ビームを送信し、さまざまなビームステアリング角度で対応する超音波エコーを受信するステップを含む。受信されるエコーから

50

、関心領域内の後方散乱信号強度は、例えば、ピクセルごとに各画像の信号強度を決定することによって、各角度で決定され得る。システムは、ピーク強度値を決定し、ピーク強度値に対応する組織方向角度を識別することができる。本明細書の例示的なシステムによって実装される複合撮像技術の例を、図6乃至8に示す。

【0028】

図6は、撮像面の横方向に平行に配置される異方性組織の9つの別個のビームステアリング角度を介して得られた9つのBモード超音波画像を示している。各画像の取得に使用されるビームステアリング角度は、各画像の上に示されている。示されるように、例示的なビームステアリング角度は、軸方向に対して -20° 、 -15° 、 -10° 、 -5° 、 0° 、 5° 、 10° 、 15° 、及び 20° を含み得る。各角度において、生の無線周波数データは、超音波データ取得ユニット、例えば、取得ユニット210を介して取得され、図6の中央の画像に示される白いボックス604によって特定される関心領域内の後方散乱強度について分析され得る。図6に示す9つの画像のうち、観測される後方散乱強度は、ビームパターンの指向性を考慮した後、 0° のビームステアリング角度を介して生成される画像で最大である。

【0029】

図7は、撮像面の横方向に対して約 -23° の傾斜角で配置される異方性組織の9つの別個のビームステアリング角度を介して得られた9つのBモード超音波画像702を示す。各画像の取得に使用されるビームステアリング角度は、各画像の上に示されている。図7に示されるように、この実施形態で使用される例示的なビームステアリング角度は、 -20° 、 -15° 、 -10° 、 -5° 、 0° 、 5° 、 10° 、 15° 、及び 20° も含む。観測される後方散乱強度は、白い関心領域704によって示されるように、 20° のビームステアリング角度で最大である。

【0030】

図8A乃至8Dは、本明細書でシステムによって実行される画像合成の結果を、異なる方向に向けられた組織の後方散乱強度値対ステアリング角度のグラフ表現とともに示す。図8Aは、図6に示される画像602を組み合わせることによって生成される最終的な角度合成画像を示す。1つ又は複数のプロセッサ、例えば、信号プロセッサ225及び/又はデータプロセッサ227は、画像を合成して、撮像面の横方向に平行に向けられた異方性組織を示す図8Aの画像を生成するように構成することができる。図8Bは、図7に示される画像702を組み合わせることによって生成される最終的な角度合成画像を示し、画像は、撮像面の横方向に対して約 -23° の傾斜角で配向される異方性組織を示す。図8Cは、撮像面の横方向に対して約 25° の傾斜角で配置される複数の画像を組み合わせることによって生成される最終的な角度合成画像を示す。図8Dは、図8A乃至8Cに示される繊維の3つの角度方向についてのビームステアリング角度の関数として、測定される後方散乱信号強度をグラフ化した線プロットである。平行組織アライメント802を表す線は、 0° のステアリング角度でピーク強度に達し、 -23° 組織アライメント804を表す線は、 20° ステアリング角度でピークに達し、 25° の組織アライメント806を表す線は、 -20° のステアリング角度でピークに達する。したがって、面内繊維方向は、複数の送信/受信ビームステアリング角度を介して検出される後方散乱信号強度の全体的な最大値を検索することによって決定できる。ピーク後方散乱信号強度を決定することにより、本明細書のシステムは、繊維を撮像するために使用されるトランスデューサの撮像面に対する異方性組織繊維の方向を決定することができる。

【0031】

標的組織繊維の角度方向を決定した後、本明細書のシステムは、それに応じてプッシュ/トラッキングビームの送信角度を調整することができ、その結果、プッシュ及びトラッキングビームは、(1)繊維の面内及び横方向に平行な方向、(2)繊維の交差面方向、(3)既知の傾斜角方向の繊維面内方向のそれぞれで送信される。ビームのステアリング角度は、繊維の向きに基づいてリアルタイムで調整できる。表示プロセッサ(例えば、表示プロセッサ228)は、ユーザインターフェース(例えば、ユーザインターフェース23

10

20

30

40

50

0)と協働して、図4及び/又は5Aに示されるものと同様の態様でシステムによって実装されるプッシュ/トラッキングビームの自動調整のインジケーションを表示できる。例えば、形状調整されるROIトラッキングボックスは、ライブ超音波画像上に表示されてもよい。トラッキングボックスの形状は、プッシュ/トラッキングビームが組織に対して様々な角度で放出されるときに調整することができる。

【0032】

図9A乃至9Dは、撮像面の横方向に対して斜めの角度で配置される異方性組織へのプッシュ/トラッキングビームの送信中にユーザに表示され得る例示的な超音波画像を示す。図9Aは、従来のプッシュ/トラッキングROI構成、すなわち、組織繊維の斜めの角度方向に応答しない構成を使用して生成されるライブ組織硬さマップ902を示す。図9Bは、ステアリングされていない切断波ROIトラッキングボックス904を示す。図9Cは、20°にステアリングされる切断波トラッキングボックス906を示し、図9Dは、-20°にステアリングされる切断波トラッキングボックスを示す。様々な実施形態では、超音波トランスデューサ撮像面の横方向に対して斜めの角度に向けられた標的組織の完全な特徴は、図9B乃至9Dに示されるように、標的組織に対して3つ以上の異なる送信角度でプッシュパルス及びトラッキングビームを送信する必要がある場合がある。1つのプッシュ/トラッキングシーケンスは標的組織とほぼ平行に送信され、第二のプッシュ/トラッキングシーケンスは標的組織に対してほぼ垂直な角度で送信され、第三のプッシュ/トラッキングシーケンスは特定される傾斜で送信される。特定される傾斜角度は、視覚的又は自動化される方法で決定される繊維の角度方向に基づいて決定される。それぞれの異なるステアリング角度は、標的組織内の異なる方向に伝播する切断波を生成する。

【0033】

図9Aに示される組織硬さマップ902は、図9B乃至図9Cのそれぞれに示されるライブ超音波画像と同時に表示されてもよく、例えば、ROIトラッキングボックスの上又はそれに隣接して重ね合わされる。硬さマップは、超音波トランスデューサ及び/又は組織繊維が移動するとき、又は異なるようにステアリングされるプッシュ/トラッキングビームが放出されるときに、リアルタイムで更新され得る。本明細書のシステムは、ビームフォーマのステアリング角度に従って硬さマップを再構成するように構成されている。いくつかの例では、ユーザインターフェースはユーザ入力、例えば「保存」又は「停止」を受け取り、ROIトラッキングボックス内のサブ領域又は点の絶対硬さを測定するようにシステムに命令し、ユーザによって規定されてもよい。サブ領域の形状とサイズは異なる場合がある。硬さ測定値は、メモリに保存され、測定値を取得するために使用される取得条件と関連して、最終レポート、例えば、図10に示されるようなレポート1000に表示され得る。

【0034】

図9A乃至9D(及び5A)に示されるROIトラッキングボックスの調整は、本明細書で説明される複数のシステム構成要素によって実行されるビームステアリングを表す。例えば、送信ビームフォーマ、例えば、ビームフォーマ221は、システムによって決定される角度で1つ以上のプッシュパルスを標的組織に送信するように構成され得る。コントローラ、例えば、ビームフォーマコントローラ224は、プロセッサ、例えば、データプロセッサ227によって決定される送信角度を受信し、特定される角度でプッシュパルスを放出するように送信ビームフォーマを方向付けるように構成され得る。結果として生じる切断波によって引き起こされる組織変位を監視するために使用されるトラッキングビームは、同じ送信角度で、すなわち、プッシュパルスに平行に放出され得る。それから、受信ビームフォーマ、例えばマルチライン受信ビームフォーマ222は、送信されるトラッキングビームにตอบสนองしてエコーを受信することができる。トラッキングビームはプッシュパルスの方向に揃えられるため、結果として生じる組織の動きは、最適な動きのS/N比を得るために、音響ビームの軸にアラインされる。

【0035】

組織硬さ値を正確に決定するために、本明細書に記載のシステムは、(受信ビームフォ

10

20

30

40

50

ーマを介して)データ取得ユニットによって受信される情報を処理して、トラッキングビーム及びプッシュパルスのステアリングを考慮する方法で剪断波速度を再構成するように構成することができる。1つ以上のプロセッサ、例えば、データプロセッサ227を使用して、システムは、剪断波誘導組織変位の超音波スキャンデータを、超音波トランスデューサの撮像面に対して特定の角度で測定される剪断波誘導組織変位のスキャンデータに変換するように構成され得る。1つ又は複数のプロセッサは、剪断波の真の伝播角度を考慮するように剪断波及び軸方向の両方で剪断波速度ベクトル推定を実行するようにも構成され得る。それから、剪断波速度の再構成は、横方向及び軸方向の速度成分を真の複合剪断波速度に組み合わせることにより実行できる。これにより、角度プッシュパルスによって生成される剪断波が組織を軸方向及び横方向の両方に歪ませるという事実は考慮される。このように、ここでのシステムは、剪断波を生成するために使用されるプッシュ及びトラッキングパルスのステアリング角度に適應する態様で剪断波速度を再構成するように構成されている。最終的な剪断波再構成は、基になる剪断波伝播パターン、プッシュ/トラッキングステアリング角度、及び超音波プローブの撮像面に対する繊維の角度方向を組み合わせることによって決定できる。

10

【0036】

図10は、本開示の原理に従って生成及び表示される例示的なレポート1000である。示されるように、レポート1000は、様々な患者人口統計情報1002及び剪断波組織特徴付け情報1004を含み得る。特徴付け情報1004は、標的組織の角度方向及び/又はビームフォーマのステアリング角度に従って分類され得る。例えば、情報1004は、剪断波撮像送信プッシュパルスを実行するために使用される超音波トランスデューサが、面内、交差面、面外、ステアリング角度での面内、又は斜めに向けられた標的組織に対して面内にあるかを含む得る。情報1004は、各ステアリング角度及び/又は繊維方向について、平均剪断波速度、剪断波速度標準偏差、中央剪断波速度、及び剪断波速度の四分位範囲も含み得る。標的組織を有する繊維の方向角度を、プッシュパルス/トラッキングビームのステアリング角度とともに表示することができる。さまざまな繊維方向とステアリング角度を介して取得した剪断波情報を表示することにより、標的組織のマルチパラメトリック硬さの定量化がレポート1000に具現化される。この情報により、ユーザ、例えば放射線科医が実行する組織硬さ評価の精度は、さまざまな繊維方向にわたる剪断波伝播の差を明らかにすることによって向上される。示されている方法で情報を表にすることにより、硬さの定量化を取得するために使用される剪断波撮像条件を後続の検査で繰り返すことができ、それによって一貫した標準化される組織検査技術が可能になる。

20

30

【0037】

図11は、本開示の原理に従って実行される剪断波撮像の方法の流れ図である。例示的な方法1100は、本明細書で説明されるシステム及び/又は装置によって、任意の順序で利用され得るステップを示す。方法1100は、システム100などの超音波撮像システム、又は、例えば、Koninklijke Philips N.V. (「フィリップス」)によるLUMIFYなどのモバイルシステムを含む他のシステムによって実行され得る。追加のシステム例には、これもPhilipsによって製造されるSPARQ及び/又はEPIQが含まれる場合がある。

40

【0038】

図示の実施形態では、方法1100は、「標的組織に向けて送信される超音波パルスに応答して超音波エコーを取得するステップであって、標的組織は超音波トランスデューサに対して角度方向を有する、ステップによって」ブロック1102で始まる。

【0039】

ブロック1104で、方法は、「標的組織内に剪断波を生成するためにステアリング角度に沿ってプッシュパルスを送信するステップであって、前記ステアリング角度は、前記標的組織の角度方向に基づく、ステップ」を含む。

【0040】

ブロック1106で、方法は、「プッシュパルスに平行な横方向に分離されるトラッキ

50

ングラインに沿ってトラッキングパルスを送信するステップ」を含む。

【0041】

ブロック1108で、方法は、「横方向に分離されるトラッキングラインに沿うポイントからエコー信号を受信するステップ」を含む。

【0042】

ブロック1110において、方法は、「受信エコー信号から生成されるトラッキングラインエコーデータを保存するステップ」を含む。

【0043】

ブロック1112において、方法は、「標的組織を通じて前記切断波の伝播によって引き起こされる前記標的組織内の動きを検出するステップ」を含む。

10

【0044】

ブロック1114で、方法は、「切断波の速度を測定するステップ」を含む。

【0045】

コンポーネント、システム及び/又は方法が、コンピュータベースのシステム又はプログラム可能なロジックなどのプログラム可能なデバイスを使用して実装される様々な実施形態では、上記のシステム及び方法は、「C」、「C++」、「FORTRAN」、「Pascal」、「VHDL」などのさまざまな既知の、又は後で開発されるプログラミング言語を使用して実装されることができるとは評価される。したがって、上述のシステム及び/又は方法を実装するようにコンピュータなどのデバイスに命令することができる情報を有することができる、磁気コンピュータディスク、光ディスク、電子メモリなどの様々な記憶媒体を準備することができる。適切なデバイスが記憶媒体に含まれる情報及びプログラムにアクセスすると、記憶媒体は情報及びプログラムをデバイスに提供することができ、したがって、デバイスが本明細書に記載のシステム及び/又は方法の機能を実行できるようになる。たとえば、ソースファイル、オブジェクトファイル、実行可能ファイルなどの適切な素材を有するコンピュータディスクがコンピュータに提供される場合、コンピュータは情報を受信し、適切に構成し、さまざまな機能を実装するために、上記の図とフローチャートで概説されているさまざまなシステムと方法の機能を実行できる。すなわち、コンピュータは、上述のシステム及び/又は方法の異なる要素に関するディスクから情報のさまざまな部分を受け取り、個々のシステム及び/又は方法を実装し、説明される個々のシステム及び/又は方法の機能を調整することができる。

20

30

【0046】

この開示を考慮して、本明細書で説明される様々な方法及びデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア、及びファームウェアで実装できることに留意される。さらに、様々な方法及びパラメータは、例としてのみ含まれ、限定的な意味ではない。この開示を考慮して、当業者は、本発明の範囲内に留まりながら、これらの技術に影響を与えるために、独自の技術及び必要な機器を決定する際に本教示を実施することができる。本明細書に記載される1つ以上のプロセッサの機能は、より少ない数又は単一の処理ユニット(例えば、CPU)に組み込まれ得、ここに記述される機能を実行するための実行可能な命令にตอบสนองしてプログラムされる特定用途向け集積回路(ASIC)又は汎用処理回路を使用して実装され得る。

40

【0047】

本システムは、超音波撮像システムを特に参照して説明されるが、本システムは、1つ又は複数の画像が系統的に得られる他の医療撮像システムに拡張できることも想定される。したがって、本システムは、超音波ガイド下の介入に関連する他の撮像アプリケーションと同様に、腎臓、精巣、乳房、卵巣、子宮、甲状腺、肝臓、肺、筋骨格、脾臓、心臓、動脈及び血管系に関連するがこれらに限定されない画像情報を取得及び/又は記録するために使用され得る。さらに、本システムは、本システムの特徴及び利点を提供することができるように、従来の撮像システムで使用され得る1つ以上のプログラムを含み得る。本開示の特定の追加の利点及び特徴は、本開示を検討すると当業者に明らかであり得るか、又は本開示の新規のシステム及び方法を採用する人によって経験され得る。本システム及

50

び方法の別の利点は、従来の医用画像システムを容易にアップグレードして、本システム、デバイス、及び方法の特徴及び利点を組み込むことができることであり得る。

【 0 0 4 8 】

当然のことながら、本明細書に記載される例、実施形態又はプロセスのいずれか1つは、1つ又は複数の他の例、実施形態及び/又はプロセスと組み合わせることができ、又は別個のデバイス又は本システム、デバイス及び方法によるデバイス部分の間で分離及び/又は実行できることを理解される。

【 0 0 4 9 】

最後に、上記の議論は、本システムの単なる例示を意図しており、添付の特許請求の範囲を特定の実施形態又は実施形態のグループに限定するものとして解釈されるべきではない。したがって、例示的な実施形態を参照して本システムを特に詳細に説明したが、当業者は、以下の特許請求の範囲に記載される本システムのより広く意図される精神及び範囲から逸脱することなく、多数の修正及び代替実施形態を考案できることも理解される。したがって、明細書及び図面は、例示的な方法であると見なされるべきであり、添付の特許請求の範囲を限定することを意図するものではない。

10

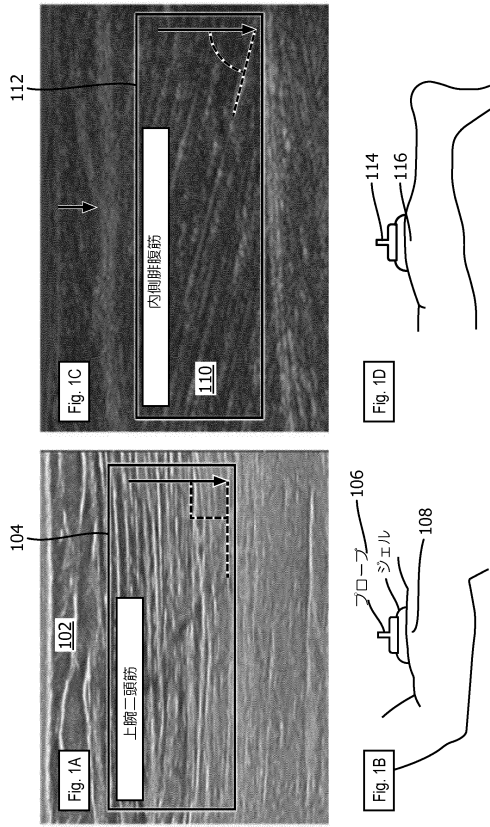
20

30

40

50

【図面】
【図 1】



【図 2】

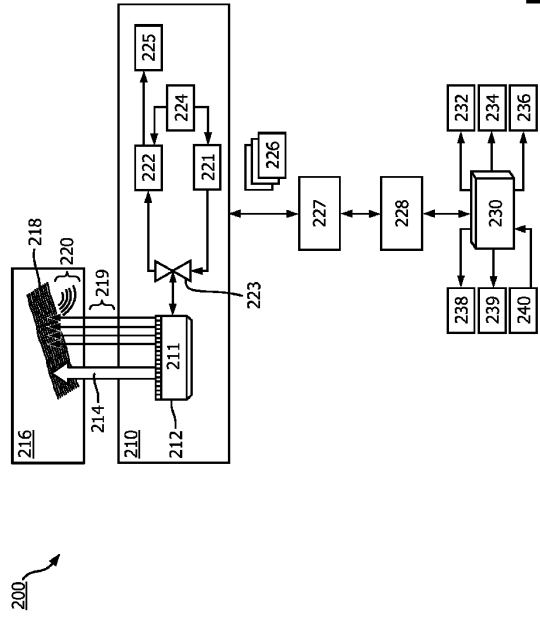


FIG. 2

【図 3 A】

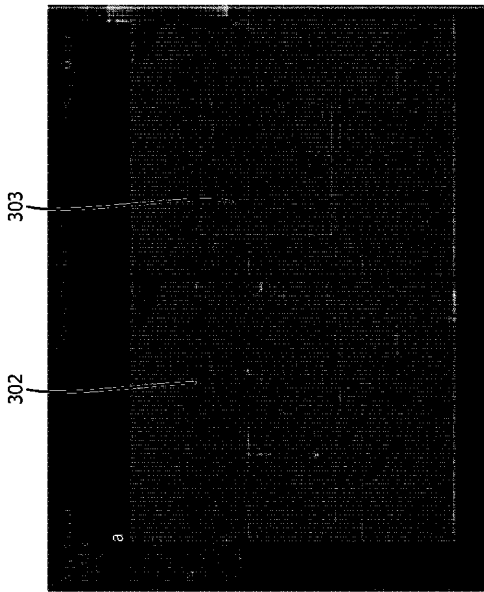


FIG. 3A

【図 3 B】

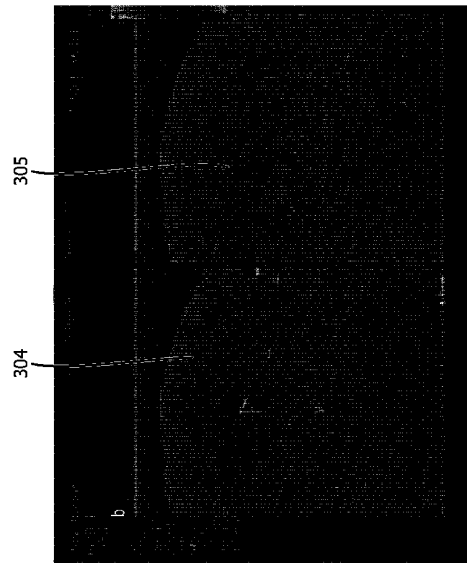


FIG. 3B

10

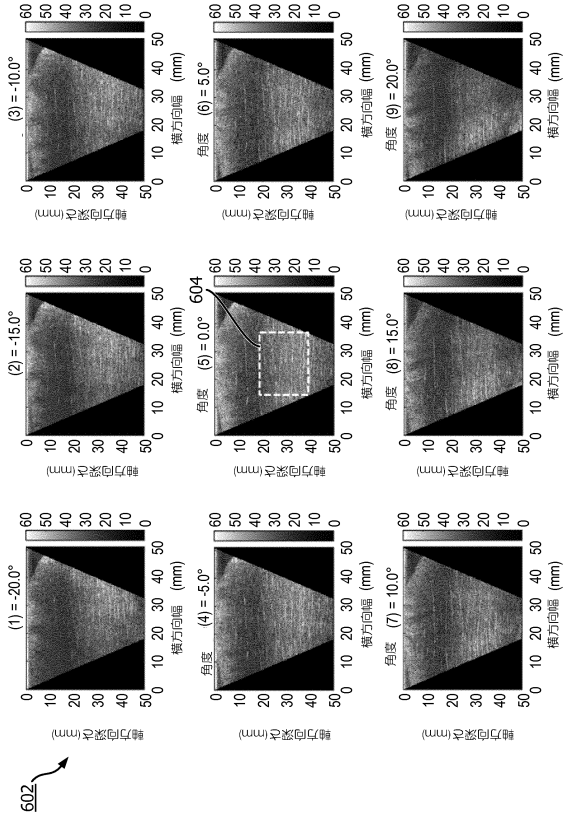
20

30

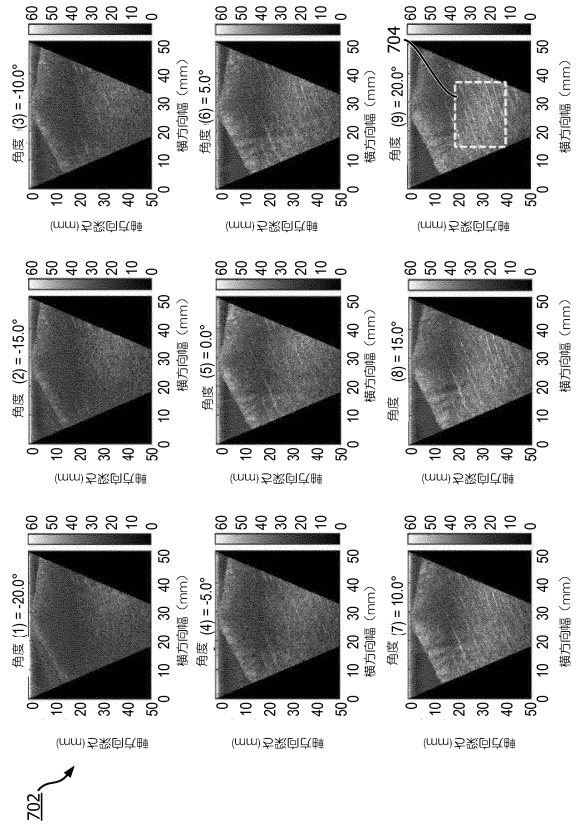
40

50

【 図 6 】



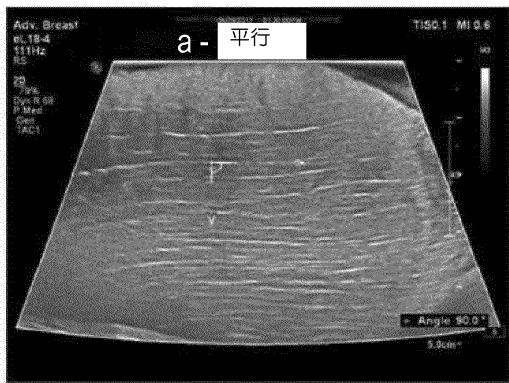
【 図 7 】



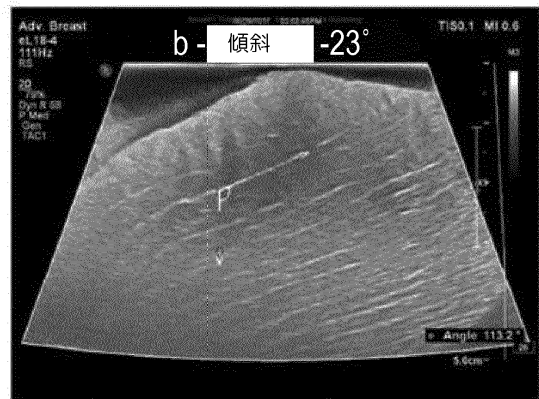
10

20

【 図 8 A 】



【 図 8 B 】

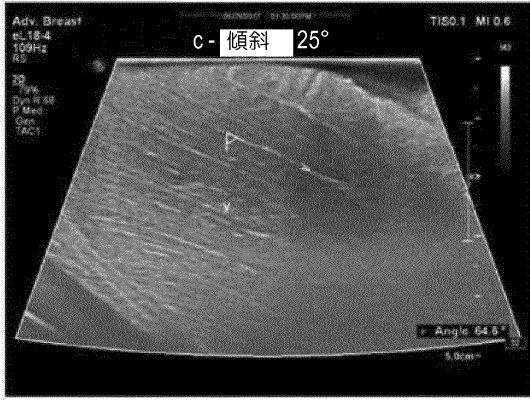


30

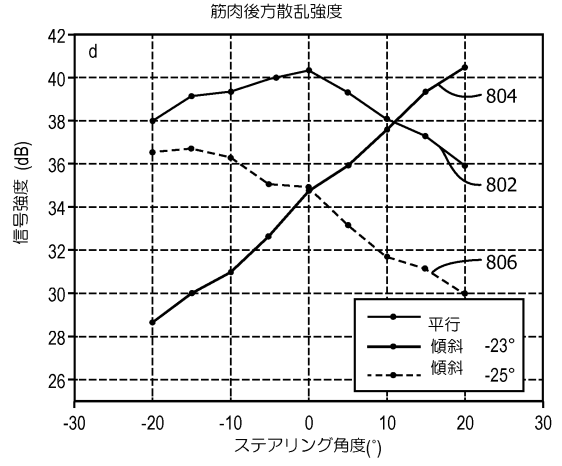
40

50

【図 8 C】



【図 8 D】



10

【図 9 A】

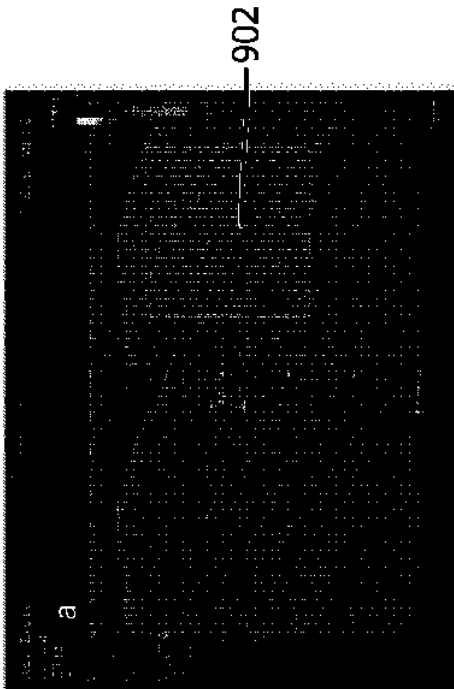


FIG. 9A

【図 9 B】

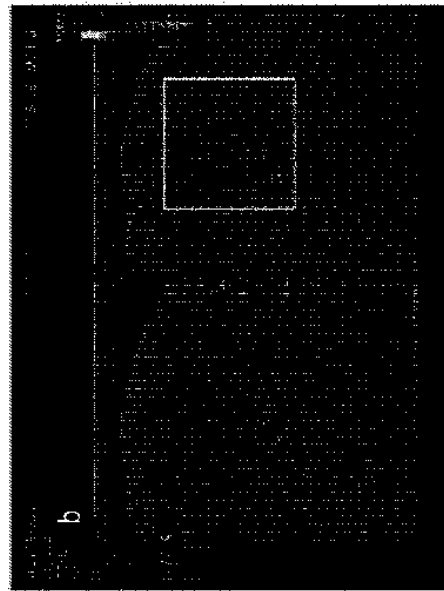


FIG. 9B

20

30

40

50

【 図 9 C 】

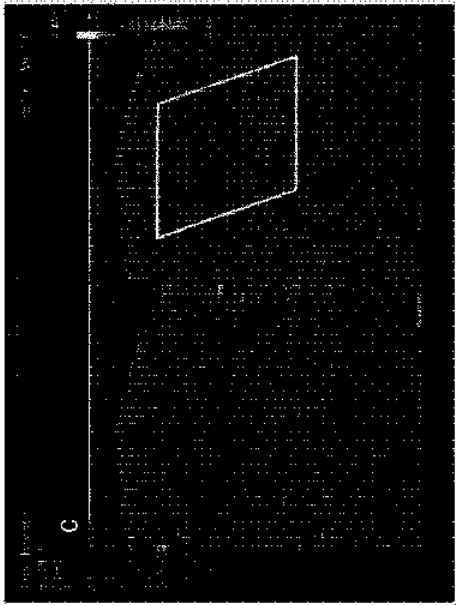


FIG. 9C

【 図 9 D 】

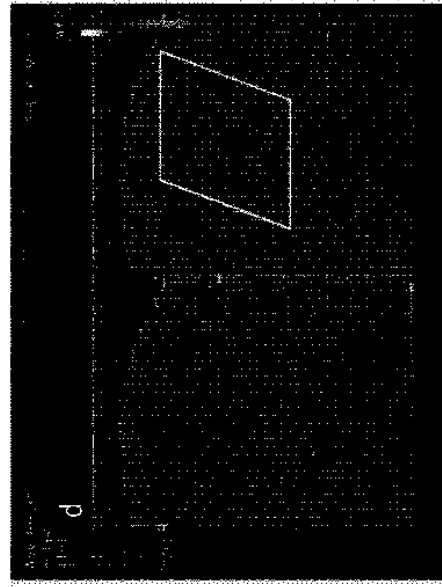


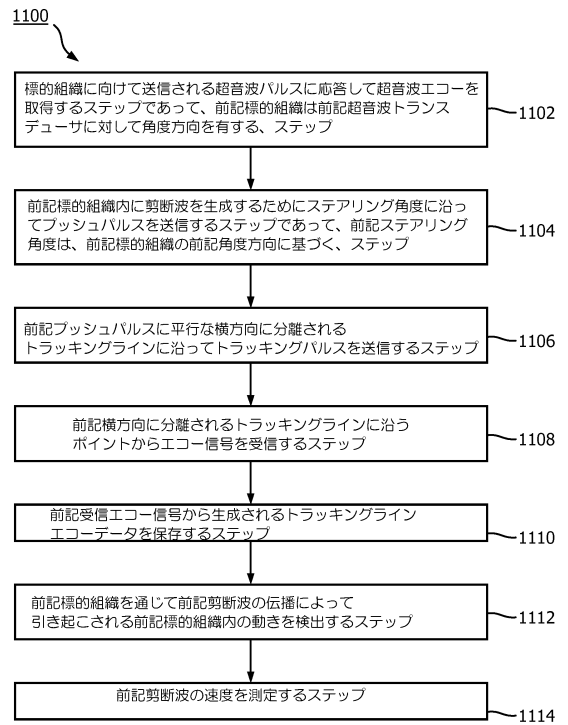
FIG. 9D

10

【 図 1 0 】

患者統計		研究日時: 06/29/2017		AI ID: BSA:	
Temp ID: 20170629132521		登録 #		性別: BSA:	
患者ID: 21251320170629		年齢:		Ht	
DOB:		施設: 検査病院		Wt	
性別:		委託医師		実施者:	
年齢:		医師記録			
施設:		コメント:			
委託医師:					
医師記録:					
コメント:					
MSK測定値及び計算値					
SW速度	面内	交差面	面内ステアリング	面内繊維線料	...
EQ-1	 AVG = 3.88 m/s STD = 0.38 m/s Med = 3.88 m/s IQR/med = 5% ... 方向 = 0° ステアリング = 0°	 AVG = 2.55 m/s STD = 0.20 m/s Med = 2.52 m/s IQR/med = 6% ... 方向 = 0° ステアリング = 0°	 AVG = 3.31 m/s STD = 0.33 m/s Med = 3.29 m/s IQR/med = 5% ... 方向 = 0° ステアリング = -20°	 AVG = 2.89 m/s STD = 0.26 m/s Med = 2.92 m/s IQR/med = 5% ... 方向 = -45° ステアリング = 0°	
EQ-2	
EQ-3	

【 図 1 1 】



20

30

40

50

フロントページの続き

- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 (72)発明者 グエン マン
- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 (72)発明者 ホワーン シェーン ウェン
- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 (72)発明者 アマドール カラスカル カロリーナ
- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 (72)発明者 シャムダサニ ヴィジヤイ タクール
- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 (72)発明者 ロベール ジャン リュック フランソワ マリー
- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
 審査官 下村 一石
- (56)参考文献 特表 2 0 1 5 - 5 3 0 1 8 2 (J P , A)
 特表 2 0 1 4 - 5 2 8 2 6 7 (J P , A)
 特表 2 0 1 4 - 5 1 2 2 1 7 (J P , A)
 特表 2 0 1 6 - 5 3 4 8 0 3 (J P , A)
 GENNISSON Jean-Luc, et al. , VISCOELASTIC AND ANISOTROPIC MECHANICAL PROPERTIES OF IN VIVO MUSCLE TISSUE ASSESSED BY SUPERSONIC SHEAR IMAGING , Ultrasound in Med. & Biol. , ELSEVIER , 2010年02月27日 , Vol.36, No.5 , pp.789-801
 LEE,Wei-Ning, et al. , Mapping Myocardial Fiber Orientation Using Echocardiography-Based Shear Wave Imaging , IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING , 米国 , IEEE , 2012年03月02日 , VOL.31, NO.3 , pp.554-562
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5