

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-532750

(P2019-532750A)

(43) 公表日 令和1年11月14日(2019.11.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2019-522445 (P2019-522445)
 (86) (22) 出願日 平成29年10月25日 (2017.10.25)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年4月25日 (2019.4.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/077333
 (87) 国際公開番号 W02018/077962
 (87) 国際公開日 平成30年5月3日 (2018.5.3)
 (31) 優先権主張番号 16195916.8
 (32) 優先日 平成28年10月27日 (2016.10.27)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 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
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織型分析器を備える超音波システム

(57) 【要約】

関心領域 8 2 を含むボリウム領域を撮像するための超音波システム 1 0 0 は、該ボリウム領域に対して超音波ビームを送信すると共に戻りエコー信号を受信するように構成された C M U T トランスジューサのアレイ 1 4 を有するプローブと、該アレイに結合され、超音波ビーム送信を制御すると共に前記ボリウム領域の超音波画像データを供給するように構成されたビーム成形器 6 4 と、該ビーム成形器に結合されると共に前記 C M U T トランスジューサの駆動パルス特性を変化させるように構成されたトランスジューサコントローラ 6 2 と、前記超音波画像データに基づいて関心領域の識別を可能にする関心領域識別器 7 2 と、R O I の識別に応答し、受信信号の減衰の深度変化に基づいてプローブと R O I との間の減衰組織型を検出するように構成されたビーム経路分析器 7 3 とを有し、前記トランスジューサコントローラは、更に、前記減衰組織型の検出に基づいて駆動パルス特性の少なくとも 1 つのパラメータを変化させるように構成される。

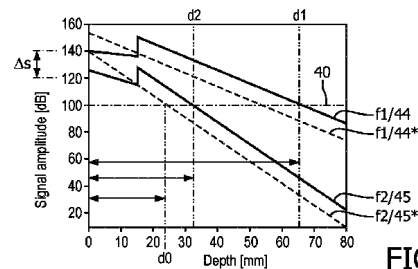


FIG. 6C

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心領域を有するボリューム領域を撮像するための超音波システムであって、
前記ボリューム領域にわたって超音波ビームを送信すると共に戻りエコー信号を受信する C M U T トランスジューサのアレイと、
前記アレイに結合され、超音波ビーム送信を制御すると共に前記ボリューム領域の超音波画像データを供給するビーム成形器と、
前記ビーム成形器に結合され、前記 C M U T トランスジューサの駆動パルス特性を変化させるトランスジューサコントローラと、
前記超音波画像データに基づいて前記関心領域の識別を可能にする関心領域識別器であって、前記ボリューム領域内の前記関心領域を示す識別データを発生する関心領域識別器と、
前記識別データに応答すると共に前記ビーム成形器に結合されるビーム経路分析器であって、前記アレイと前記関心領域との間における減衰組織型を、受信される前記エコー信号の減衰の深度変化に基づいて検出するビーム経路分析器と、
を有し、
前記トランスジューサコントローラが、前記減衰組織型の検出に基づいて前記駆動パルス特性の少なくとも 1 つのパラメータを調整する、
超音波システム。

10

【請求項 2】

前記 C M U T トランスジューサのアレイを備えたプローブを更に有する、請求項 1 に記載の超音波システム。

20

【請求項 3】

前記減衰組織型が第 1 減衰係数を示す血液及び第 2 減衰係数を示す軟組織を含み、前記第 2 減衰係数が前記第 1 減衰係数より大きい、請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記駆動パルス特性の前記少なくとも 1 つのパラメータが、超音波ビーム周波数又は前記 C M U T トランスジューサに印加される D C バイアス電圧である、請求項 3 に記載の超音波システム。

30

【請求項 5】

前記ビーム経路分析器が前記アレイと前記関心領域との間において血液を検出した場合、前記トランスジューサコントローラは前記超音波ビーム周波数を第 1 周波数から該第 1 周波数より高い第 2 周波数に変更し、前記第 1 周波数が前記軟組織の撮像のための最適周波数である、請求項 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記トランスジューサコントローラは、前記駆動パルス特性の第 2 パラメータを調整し、該第 2 パラメータがデューティ比である、請求項 4 又は請求項 5 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記ビーム経路分析器が前記アレイと前記関心領域との間において血液を検出した場合に、前記トランスジューサコントローラは前記超音波ビーム周波数を第 1 周波数から該第 1 周波数より高い第 2 周波数に変更すると共に、第 1 デューティ比を該第 1 デューティ比より高い第 2 デューティ比に変更し、前記第 1 周波数及び前記第 1 デューティ比が前記軟組織の撮像のための最適な駆動パルス特性である、請求項 6 に記載の超音波システム。

40

【請求項 8】

前記トランスジューサコントローラが、前記関心領域内に送信される超音波ビームに対してのみ前記駆動パルス特性の少なくとも 1 つのパラメータを調整する、請求項 1 ないし 7 の何れか一項に記載の超音波システム。

50

【請求項 9】

前記ビーム成形器が、前記ポリウム領域内では相対的に低い空間解像度を、前記関心領域内では相対的に高い空間解像度を有する超音波画像データを供給する、請求項 8 に記載の超音波システム。

【請求項 10】

前記超音波画像データに応答し、該超音波画像データに基づいて超音波画像を生成する画像プロセッサを更に有し、該画像プロセッサが、前記低い空間解像度のデータに基づいて前記ポリウム領域のワイドビューを、前記高い空間解像度のデータに基づいて前記関心領域の詳細ビューを生成する、請求項 9 に記載の超音波システム。

【請求項 11】

前記画像プロセッサに結合され、前記ポリウム領域の前記ワイドビュー及び前記関心領域の前記詳細ビューの両方を表示する画像ディスプレイを更に有する、請求項 10 に記載の超音波システム。

【請求項 12】

前記関心領域識別器に結合されるユーザインターフェースであって、前記ポリウム領域内の前記関心領域の手動選択に応答するユーザインターフェースを更に有する、請求項 11 に記載の超音波システム。

【請求項 13】

前記ビーム経路分析器が、更に、前記プローブに接触する血液を有する血液プールの範囲を計算する、請求項 5 又は請求項 7 に記載の超音波システム。

【請求項 14】

前記第 2 周波数及び / 又は前記第 2 デューティ比が前記血液プールの範囲により定められる値を有する、請求項 13 に記載の超音波システム。

【請求項 15】

前記プローブがカテーテルである、請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 16】

関心領域を有するポリウム領域の可変周波数超音波撮像を行う方法であって、
C M U T トランスジューサのアレイにより軟組織撮像のための最適な駆動パルス特性を有する超音波ビームを前記ポリウム領域にわたりステアリングするステップと、
前記ポリウム領域の前記最適な駆動パルス特性に対応する受信エコー信号に基づいて超音波画像データを供給するステップと、
前記ポリウム領域内の前記超音波画像データにおいて前記関心領域を示す識別データを発生するステップと、
前記識別データ及び前記受信エコー信号の減衰の深度変化を分析すると共に、前記アレイと前記関心領域との間における減衰組織型を更に検出するステップと、
前記減衰組織型の検出に基づいて前記駆動パルス特性の少なくとも 1 つのパラメータを変化させるステップと、
を有する、方法。

【請求項 17】

前記減衰組織型は血液であり、前記分析するステップが前記アレイを収容したプローブと接触する血液を有する血液プールの範囲を計算するステップを含む、請求項 16 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、関心領域を含むポリウム領域を撮像するための超音波システムであって、ポリウム領域に対して超音波ビームを送信すると共に戻りエコー信号を受信するように構成された C M U T トランスジューサのアレイと；該アレイに結合され、超音波ビーム送信を制御すると共にポリウム領域の超音波画像データを供給するように構成されたビーム成形器（ビームフォーマ）と；該ビーム成形器に結合され、C M U T トランスジューサ

10

20

30

40

50

の駆動パルス特性を変化させるように構成されたトランスジューサコントローラと；超音波画像データに基づいて関心領域の識別を可能にする関心領域（ROI）識別器と；を有し、該識別器がボリューム領域内の関心領域を示す識別データを発生するように構成された超音波システムに関する。

【0002】

本発明は、更に、このような超音波システムを用いてボリューム領域の可変周波数超音波撮像を行う方法にも関する。

【背景技術】

【0003】

CMUTトランスジューサアレイを備えた超音波撮像システムは、国際特許出願公開第2015028314号から既知である。このプローブは、以下のモードの何れかで動作するように構成されたCMUTセルを備えたアレイを有している。即ち、DCバイアス電圧が、CMUTセルの動作の間においてセルのCMUT膜をセルフフロア（セルフフロア）上で自由に振動するように設定する従来モード；及びDCバイアス電圧が、CMUTセルの動作の間においてセルのCMUT膜がセルフフロアに倒れ込むように設定するつぶれモード；である。つぶれモードでの動作の間におけるDCバイアス電圧の増加はCMUTセルの周波数応答の中心周波数の増加を生じさせる一方、つぶれモードでの動作の間におけるDCバイアス電圧の減少はCMUTセルの周波数応答の中心周波数の減少を生じさせる。DCバイアス電圧は、異なる臨床的応用のために身体のボリューム領域が撮像される周波数に依存して選択することができる。

10

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

CMUT技術の見通しを更に利用することによりボリューム内の関心領域の高解像度撮像を可能にする新たな撮像技術に対する需要が存在する。

【0005】

本発明の目的は、超音波撮像の改善された能力を可能にする超音波システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この目的は、本発明によれば、前記識別データに応答すると共に前記ビーム成形器（ビームフォーマ）に結合され、前記CMUTアレイと前記ROI（関心領域）との間における減衰組織型を前記受信される信号の減衰の深度変化に基づいて検出するように構成されたビーム経路分析器を設け、前記トランスジューサ周波数コントローラが、更に、前記減衰組織型の検出に基づいて前記駆動パルス特性の少なくとも1つのパラメータを調整するように構成されることにより達成される。

30

【0007】

本発明は、撮像される組織型に依存してCMUTアレイに使用される最適駆動スキームを動作中に適応させることを可能にするような新たな撮像技術を提供するために、CMUTトランスジューサの駆動パルス特性の俊敏性を用いる。ROIが識別されたなら、該ビーム経路分析器は、アレイにより受信されるエコー信号の減衰及び該減衰の深度に伴う変化を分析する。異なる組織は、超音波伝搬に対して異なる散乱及び吸収特性を示し、このことは、その伝搬深度に伴う異なる超音波減衰として現れる。特定の組織型を検出したら、本発明の超音波システムは、駆動パルス特性を、該検出された組織型に適した最適撮像条件に従って調整することができる。

40

【0008】

検出可能な減衰組織型は血液及び軟組織であり得る。血液の散乱特性は、軟組織の特性とは大幅に相違する。血液は、音響波の最も低い減衰（身体内に含まれる組織型の中の）の1つを示す。血液の減衰係数は約0.14～0.2dB/(MHz×cm)であり、従って、所与の距離に沿って伝搬する音響波の振幅は、同一の距離に沿う如何なる他の軟組織における該

50

波の伝搬と比較しても一層小さな減少しか生じない。この結果、血液プール及び他の軟組織を介して進行する場合、受信エコー信号の減衰勾配の間には明確な差が生じる。この勾配の差は、前記経路分析器により検出することができる。

【0009】

一実施態様において、前記駆動パルス特性の前記少なくとも1つのパラメータは、超音波ビーム周波数又は前記CMUTトランスジューサに印加されるバイアス電圧である。

【0010】

この実施態様は、吸収係数の周波数に伴う線形スケーリングを、該吸収を生じた組織に関する当該システムにより得られた知識と組み合わせる。このことは、当該システムがROIを含む超音波画像の空間解像度を送信超音波ビームの周波数を変化させることにより改善することを可能にする。印加されるバイアス電圧の値は、トランスジューサの動作周波数のみならず、該トランスジューサの帯域幅を調整することも可能にし、最適撮像条件を定める際の一層大きな柔軟性を提供する。

10

【0011】

他の実施態様において、前記ビーム経路分析器が前記アレイ又は該アレイを収容するプローブと前記ROIとの間において血液を検出した場合、前記トランスジューサコントローラは当該超音波周波数を第1周波数から該第1周波数より高い第2周波数に変更し、前記第1周波数は前記軟組織の撮像のための最適周波数である。

【0012】

血液は音響波を軟組織より少なくしか減衰させないので、前記第2周波数の超音波ビームは、同一の周波数の超音波ビームが軟組織を介して進行するのと比較して、血液中を振幅が閾値（ノイズレベルにより定まる）まで減少するまでに一層長い距離を進行する。従って、この実施態様は、侵入深度を略同一の値に保つことにより、取得される超音波画像の空間解像度を増加させる機会を提供する。

20

【0013】

更に他の実施態様において、前記トランスジューサコントローラは、更に、前記駆動パルス特性の第2パラメータを変化させるように構成され、該第2パラメータはデューティ比（duty factor）である。

【0014】

撮像特性に影響を与え得る他の駆動パルス特性はデューティ比であり、該デューティ比は当該駆動パルスのサイクルの数により特徴付けられる。デューティ比はパーセンテージで測定され、パルス期間の間において発生する能動的送信（サイクル）の比を定める。デューティ比が高いほど、一層多くのサイクルが所与の駆動パルス期間の間に使用され、結果として一層高い音響エネルギーが組織内に送信される。従って、より高いデューティ比は、結果として超音波ビームの一層大きな侵入深度を生じる。

30

【0015】

他の実施態様において、前記ビーム経路分析器が前記アレイ又はプローブと前記関心領域との間において血液を検出した場合に、前記トランスジューサコントローラは前記超音波周波数を第1周波数から該第1周波数より高い第2周波数に変更すると共に、第1デューティ比を該第1デューティ比より高い第2デューティ比に変更し、前記第1周波数及び前記第1デューティ比は前記軟組織の撮像のための最適な駆動パルス特性である。

40

【0016】

この実施態様は、アレイ（プローブ）からROI位置までの所与のビーム経路のための最適な画像周波数及び最適なデューティ比の選択という利点を組み合わせるもので、取得される超音波画像の改善された画像解像度を提供する。より高い超音波周波数を持つパルスに対して使用されるデューティ比の増加は、当該超音波プローブの侵入深度を改善する。

【0017】

更に続く実施態様において、前記トランスジューサコントローラは、前記ROI内に送

50

信される超音波ビームに対してのみ前記駆動パルス特性の少なくとも１つのパラメータを調整するように構成される。

【００１８】

この実施態様は、前記ボリューム領域のうちの前記ＲＯＩが位置される部分におけるビーム周波数を増加させる可能性をもたらし、これにより、異なる侵入深度及び空間解像度の領域を持つボリュームの超音波画像を取得する際にユーザに更なる柔軟性を提供する。

【００１９】

一実施態様において、前記ビーム成形器は、前記ボリューム領域内では相対的に低い空間解像度を、前記関心領域内では相対的に高い空間解像度を有する超音波画像データを供給する。

【００２０】

この実施態様において、関心領域に対して送信されるビームの周波数の増加は、ビーム成形器が、該ＲＯＩから生じる一層高い周波数のエコー信号を受信することを（従って、識別されたＲＯＩの一層高い解像度の超音波データを供給することを）可能にする。従来技術のシステムと比較して、本発明の超音波システムは、超音波スキャンの間においてボリューム領域に関する一層詳細な超音波情報を受信するために最適な超音波ビーム駆動条件を設定することができる。

【００２１】

他の実施態様においては、画像プロセッサは、前記低い空間解像度のデータに基づいて前記ボリューム領域のワイドビューを生成し、前記高い空間解像度のデータに基づいて前記関心領域の詳細ビューを生成する。

【００２２】

音響波の減衰は、周波数の増加に伴い増加する。従って、ボリューム領域のワイドビューを大きな侵入深度であるが低い空間解像度で生成し、当該ＲＯＩを撮像することができる該ワイドビュー内の詳細視野を一層高い解像度で生成することが有益であろう。本発明の利点は、両視野を単一の超音波スキャンの間において同一のＣＭＵＴトランスジューサアレイを用いて生成することができることである。

【００２３】

他の実施態様において、当該超音波システムは、前記画像プロセッサに結合され、前記ボリューム領域の前記ワイドビュー及び前記関心領域の前記詳細ビューの両方を表示する画像ディスプレイを更に有する。両視野はユーザに対して、互いに隣り合って別個の超音波画像として、又は空間的に位置合わせされて１つの超音波画像として表示することができる。

【００２４】

更に他の実施態様において、当該超音波システムは、前記ＲＯＩ識別器に結合され、前記ボリューム領域内の前記ＲＯＩの手動選択に応答するユーザインターフェースを更に有する。

【００２５】

この構成は、ユーザに前記ＲＯＩ識別器により識別されるべきＲＯＩを手動で選択する機会を提供する。オプションとして、該ユーザインターフェースは周波数制御部にも結合することができ、かくして、ユーザが前記ボリューム領域内及び前記関心領域内において対応してステアリングされるビームの相対的に低い及び高い周波数を選択することもできるようにする。

【００２６】

他の実施態様において、前記アレイは二次元アレイ又は一次元アレイである。

【００２７】

アレイのデザインに依存して、当該超音波システムは前記ボリューム領域の三次元超音波画像又は二次元超音波画像（２Ｄスライス）を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、本発明の原理によるボリューム領域の撮像のための超音波システムを示す。

【図 2】図 2 は、DC バイアス電圧により制御されると共に rf 駆動信号により駆動される CMUT セルを示す。

【図 3 a】図 3 a は、本発明の実施化例に適用されるつぶれモード CMUT 動作の原理を示す。

【図 3 b】図 3 b は、本発明の実施化例に適用されるつぶれモード CMUT 動作の原理を示す。

【図 3 c】図 3 c は、本発明の実施化例に適用されるつぶれモード CMUT 動作の原理を示す。

10

【図 3 d】図 3 d は、本発明の実施化例に適用されるつぶれモード CMUT 動作の原理を示す。

【図 4 A】図 4 A は、CMUT の典型的特性である音響応答を周波数の関数として示す。

【図 4 B】図 4 B は、CMUT の典型的特性である動作周波数及び帯域幅をバイアス電圧の関数として示す。

【図 4 C】図 4 C は、CMUT の典型的特性である感度及びパルス長をバイアス電圧の関数として示す。

【図 5 A】図 5 A は、体腔内撮像に適したプローブの可能性のある応用例を前方視心臓内撮像に関して示す。

【図 5 B】図 5 B は、体腔内撮像に適したプローブの可能性のある応用例を側方視撮像に関して示す。

20

【図 6 A】図 6 A は、減衰深度変化の推定のために使用されるエコー信号受信を示す。

【図 6 B】図 6 B は、所与の周波数における所与の組織セグメントに関する信号振幅の深さに伴う減少（減衰）を示す。

【図 6 C】図 6 C は、異なる周波数を有し同一の領域を通過する 2 つの超音波ビームに関する減衰深度変化の比較を示す。

【図 7 A】図 7 A は、ボリューム領域に対して移動されるように構成された超音波プローブを用いた、可変駆動パルス特性によるボリューム領域の走査を示す。

【図 7 B】図 7 B は、ボリューム領域に対して移動されるように構成された超音波プローブを用いた、可変駆動パルス特性によるボリューム領域の走査を示す。

30

【図 8 A】図 8 A は、ボリューム領域の超音波画像の表示を、関心領域の詳細ビューを有する該ボリューム領域の広視野ビューと一緒に示す。

【図 8 B】図 8 B は、ボリューム領域の超音波画像の表示を、関心領域の詳細ビューを有する該ボリューム領域の広視野ビューと一緒に示す。

【図 8 C】図 8 C は、ボリューム領域の超音波画像の表示を、関心領域の詳細ビューを有する該ボリューム領域の広視野ビューと一緒に示す。

【図 9】図 9 は、本発明の異なる駆動パルス特性画像取得の基本原理のワークフローを示す。

【図 10】図 10 は、本発明の他の実施態様による異なる駆動パルス特性画像取得のワークフローを示す。

40

【発明を実施するための形態】

【0029】

図 1 は、本発明の原理によるボリューム領域の可変周波数撮像のための超音波システム 100 を概略的且つ例示的に示す。プローブ 10 は、つぶれモード（collapsed mode）での動作に適した容量性微細加工超音波トランスジューサ（CMUT）のアレイ 14 を有している。このアレイ 14 は、二次元又は一次元アレイとすることができる。当該プローブは、如何なる超音波プローブタイプのもの、即ち、通常の超音波診断プローブ、介入治療用超音波プローブ又は長期間にわたり患者に付着されるのに適した低プロファイル超音波プローブ（パッチ）とすることができる。

【0030】

50

当該アレイのCMUTは、ボリュームの視野（図5）にわたって超音波ビームを送信すると共に、該送信されたビームに应答したエコーを受信する。トランスジューサアレイ14のトランスジューサはビーム成形器（ビームフォーマ）64に結合され、該ビーム成形器はトランスジューサアレイ14のCMUTにより送信される超音波ビームのステアリングを制御する。該ビーム成形器は、更に、当該トランスジューサにより受信されたエコーをビーム成形する。ビームは、トランスジューサアレイ14から真っ直ぐ前方に（トランスジューサアレイ14に対し垂直に）ステアリングし、又は一層大きな視野のために異なる角度でステアリングすることができる。オプションとして、当該超音波システムは、各々が個別のトランスジューサのグループをビーム成形器64に結合する複数のマイクロビーム成形器（図示略）を有することもできる。斯かるマイクロビーム成形器は、トランスジューサの各グループからの信号を部分的にビーム成形し、これにより、当該プローブ及び主取得システムを結合する信号チャンネルの量を低減する。該マイクロビーム成形器は、好ましくは集積回路の形で作製され、プローブ10のハウジング内の当該トランスジューサアレイの近傍に配置される。プローブ10は位置センサ52を更に含むことができ、該位置センサはプローブ10の位置を示す信号をトランスジューサ位置検出器54に供給する。センサ52は、磁気センサ、電磁センサ、ラジオ周波数センサ、赤外線センサ又は他のタイプのセンサとすることができる。

10

【0031】

各マイクロビーム成形器により生成された部分的にビーム成形された信号はビーム成形器64に供給され、個々のトランスジューサグループからの部分的にビーム成形された信号は完全にビーム成形された信号へと組み合わされる。当該超音波システム100は、更に、CMUTアレイ14及びビーム成形器64（又は、オプションとして、複数のマイクロビーム成形器）に結合されたトランスジューサコントローラ62を有する。トランスジューサコントローラ62は、当該CMUTトランスジューサの動作周波数及びデューティ比等の駆動パルス特性を制御する。上記の完全にビーム成形された信号（即ち、当該ビームに沿うエコー信号）は、超音波画像データを表すもので、信号プロセッサ66によって、フィルタ処理、振幅検出、ドブラ信号検出及び他の処理により処理される。当該超音波データは、次いで、画像プロセッサ68により当該アレイ又はプローブの座標系（例えば、 r , θ , φ ）における超音波画像信号へと処理される。これら超音波画像信号は、更に、グラフィックプロセッサ74により所望の超音波画像フォーマット（例えば、 x , y , z デカルト座標）に変換し、ディスプレイ18上に表示することができる。

20

30

【0032】

関心領域識別器72は、前記ビーム成形器により供給される超音波画像データに基づいて関心領域の識別を可能にする。関心領域識別器72は、ボリュームの視野131内の関心領域（ROI）82'を示す識別データを発生するように構成される。該識別データは、該識別データに应答すると共に前記ビーム成形器に結合されたビーム経路分析器73の入力端に供給される。ビーム経路分析器73は、ROIの識別された位置と当該プローブ（プローブの遠端）との間の経路に沿って受信されたエコー信号を分析する。これらの受信された信号の減衰の深度変化に基づいて、該分析器は当該プローブ（又はアレイ）とROIとの間に位置する組織型を検出及び区別することができる。当該アレイは当該プローブ内に取り付けられているので、ROIと該アレイとの間の組織型の検出結果はROIと該プローブとの間におけるものと同一である。ビーム経路分析器73及びROI識別器72の両者は、1つの画像分析ユニット70の一部とすることができる。当該超音波撮像システム100は、ユーザインターフェース38により制御することができる。特に、ユーザインターフェース38はROI識別器72に又は直接画像分析ユニット70に接続することができ、ディスプレイ18上に表示される超音波画像に基づいてROI82'の手動選択を可能にする。

40

【0033】

本発明の実施態様のうちの一つによれば、当該超音波システムの撮像周波数の変化は、つぶれモードで動作するように構成されたCMUTトランスジューサを用いてもたらされ

50

る。CMUT技術は、バイアス電圧を変化させることにより撮像周波数の調整を可能にする。この周波数範囲は広い範囲にわたり広がり、このような範囲に加えて、各周波数においては相当の部分が100%に近いような帯域幅も存在する。この大きな周波数変化可能性は、広範囲の侵入度及び解像度にわたる撮像を可能にする。

【0034】

本発明のCMUTトランスジューサアレイ14は、複数のCMUTセル(トランスジューサ)を有する。各CMUTセル103は、典型的に、間にギャップ又は空洞118を伴ってシリコン基板112上に懸架された可撓性の膜体又はダイヤフラム(振動板)114を有する。上部電極120は、ダイヤフラム114上に配置され、該ダイヤフラムと一緒に運動する。底部電極は、この例では、基板112の上側表面上の当該セルのフロア(床部)上に配置される。電極120を膜体114内に埋め込むことができ、又は該電極を膜体114上に追加の層として堆積することができる等の、該電極120のデザインの他の実現例も考えられる。本例において、底部電極122は、限定するものでない例として、円形に構成されて基板層112内に埋め込まれる。底部電極122がギャップ118に直に露出される又は上部電極120と該底部電極122との間の短絡を防止するためにギャップ118から電気絶縁層若しくは薄膜により分離される等の、例えば基板層112上における当該底部電極122の他の好適な構成(例えば、他の電極形状及び他の配置)も考えられる。更に、膜体層114は、基板層112の上面に対して固定され、該膜体層114と基板層112との間に球状又は円柱状の空洞118を画定するように構成及び寸法決めされる。疑義を回避するために、図2において底部電極122は限定するものでない例として接地されていることに注意されたい。例えば、接地された上部電極120又は上部電極120及び底部電極122の両方がフローティング状態である等の他の構成も、勿論、同様に可能である。

【0035】

セル103及び該セルの空洞118は他の幾何学構造を呈することもできる。例えば、空洞118は、長方形若しくは正方形断面、六角形断面、楕円形断面又は不規則断面を呈することができる。本明細書において、CMUTセル103の直径に対する言及は、該セルの最大横方向寸法として理解されるべきである。

【0036】

底部電極122は、空洞に面する表面を追加の層(図示略)により絶縁することができる。好ましい電気絶縁層は基板電極122上及び膜体電極120下に形成される酸化膜窒化膜酸化膜(ONO)誘電体層であるが、この層に関しては如何なる電気絶縁材料を考慮することもできると理解されるべきである。ONO誘電体層は、有利にも、装置の不安定性及びドリフト並びに音響出力圧の減少につながる電極上の電荷蓄積を減少させる。

【0037】

CMUT上のONO誘電体層の例示的製造法は、2008年9月16日に出願されたKloutwijk他による“Capacitive micromachined ultrasound transducer”なる名称のヨーロッパ特許出願公開第2,326,432号に詳細に説明されている。ONO誘電体層の使用は、懸架された膜体で動作されるCMUTよりも電荷保持の影響を一層受け易い事前つぶれ(pre-collapsed)CMUTにとり望ましい。開示された要素は、例えば、Al、Ti、窒化物(例えば、窒化シリコン)、酸化物(種々の等級の)、テトラエチルオキシシラン(TEOS)及びポリシリコン等のCMOS適合性材料から作製することができる。CMOS製造においては、例えば、酸化物及び窒化物層を化学蒸着法により形成することができ、金属化(電極)層をスパッタリング法により形成することができる。好適なCMOS工程はLPCVD及びPECVDであり、後者は400未満の相対的に低い処理温度を有する。開示された空洞118を形成する例示的技術は、膜体層114の上面を追加する前に該膜体層114の初期部分に該空洞を画定することを含む。他の製造の詳細は、米国特許第6,328,697号(Fraser)に見られる。

【0038】

図2及び図3において、円柱状空洞118の直径は円形の構造の電極プレート122の

10

20

30

40

50

直径より大きい。電極 1 2 0 は円形構造の電極プレート 1 2 2 と同一の外径を有することができるが、このような一致は必要ではない。このように、膜体電極 1 2 0 は膜体層 1 1 4 の上面に対して下側の電極プレート 1 2 2 と整列するように固定することができる。C M U T セル 1 0 0 の斯かる電極は当該装置の容量プレートを形成し、ギャップ 1 1 8 は斯かるコンデンサのプレートの間の誘電体となる。当該ダイヤフラムが振動する場合、これらプレートの間の誘電体ギャップの変化する寸法が変化する容量をもたらし、斯かる変化する容量は受信される音響エコーに対する C M U T セル 1 0 0 の応答として感知される。

【 0 0 3 9 】

電極間の間隔は、電圧供給部 4 5 により静電圧（例えば、D C バイアス電圧）を電極に印加することにより制御される。電圧供給部 4 5 は、トランスジューサ周波数コントローラ 6 2 内で実施化され、該コントローラの周波数制御能力を提供する。アレイ 1 4 におけるトランスジューサの各々は、別個の電圧供給部を有することができるか、又はトランスジューサ周波数コントローラ 6 2 内に実施化された幾つかの電圧供給部を共有することができる。電圧供給部 4 5 は、オプションとして、C M U T セル 1 0 3 の駆動電圧における D C 及び A C （又は刺激）成分を各々供給するための別個の段 1 0 2 、 1 0 4 を有することもできる。第 1 段 1 0 4 は静的（D C ）電圧成分を発生するように構成することができる一方、第 2 段 1 0 2 は設定された交流周波数を持つ交流可変電圧成分又は刺激を発生するように構成することができ、該成分は典型的に全体の駆動電圧と上述した該全駆動電圧の静的成分との間の差分である。

【 0 0 4 0 】

第 2 段 1 0 2 は、C M U T に供給される駆動パルスのデューティ比変化を可能にすることもできる。超音波撮像における駆動パルスのデューティ比は、該駆動パルスの周期（期間）内で用いられる複数のサイクルにより特徴付けられる。デューティ比は、パーセンテージで測定され、パルス期間の間に発生する能動送信（サイクル）の比を定義する。デューティ比が高いほど、所与の駆動パルス期間の間に一層多くのサイクルが使用される。サイクルの数の増加は、送信パルスの狭い帯域幅内に音響エネルギーを凝縮させることにより超音波画像における侵入深度を改善する。限られた帯域幅を持つ送信パルスに対し、前記トランスジューサコントローラは、C M U T トランスジューサに印加される最適なバイアス電圧を設定する。

【 0 0 4 1 】

印加される駆動電圧の静的又はバイアス成分は、好ましくは、C M U T セル 1 0 3 をつづれ状態に強制するための閾電圧を満たす又は超えるものとする。このことは、第 1 段 1 0 4 が全体の電圧の特に低ノイズの静的成分を発生するために相対的に大きなコンデンサ（例えば、平滑コンデンサ）を含むことができるという利点を有する。この場合、上記静的成分は、典型的に、上記全体の電圧を、該全体の電圧のノイズ特性が該静的成分のノイズ特性により支配される如くに支配するものである。例えば、前記電圧供給部 4 5 が C M U T 駆動電圧の静的 D C 成分を発生するための第 1 段、該駆動電圧の可変 D C 成分を発生するための第 2 段及び該信号の周波数変調又は刺激成分を発生するための第 3 段（例えば、パルス回路等）を含む 3 つの別個の段を含むような実施態様等の、電圧供給部 4 5 の他の好適な実施態様は明らかであろう。電圧供給部 4 5 は如何なる好適な態様で実施化することもできると要約される。

【 0 0 4 2 】

それ自体既知のように、特定の閾値より高い静電圧を印加することにより、C M U T セル 1 0 3 は、膜体 1 1 4 が基板 1 1 2 上に崩れ込むようなつづれ状態に強制される。この閾値は、C M U T セル 1 0 3 の正確なデザインに依存し得ると共に、このバイアス電圧の印加の間におけるファンデルワールス力により膜体 1 1 4 がセルフフロアに当たる（接触する）D C バイアス電圧として定義される。膜体 1 1 4 と基板 1 1 2 との間の接触の量（面積）は、印加されるバイアス電圧に依存する。膜体 1 1 4 と基板 1 1 2 との間の接触面積を増加させることは、図 3 a ~ 図 3 d を用いて更に詳細に説明されるように、膜体 1 1 4 の共振周波数を増加させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

つぶれモードのCMUTセル103の周波数応答は、つぶれ後のCMUT電極に印加されるDCバイアス電圧を調整することにより変化させることができる。結果として、CMUTセルの共振周波数は、一層高いDCバイアス電圧が電極に印加されるにつれて増加する。このような現象の背後にある原理が、図3a～図3dに示されている。図3a及び図3cの断面図は、これを、各図において膜体114の外側支持部と該膜体が空洞118の床部に接触し始める位置との間の距離D1及びD2により一次的に示している。相対的に低いバイアス電圧が印加される図3aにおいては距離D1が相対的に長い距離となる一方、図3cにおける距離D2は、より高いバイアス電圧が印加されることにより大幅に短い距離となる。これらの距離は、端部により保持され、次いで弾かれる長い及び短い弦に相当し得る。長い緩められた弦は、弾かれた場合に、より短い強く張った弦よりも大幅に低い周波数で振動する。同様にして、図3aのCMUTセルの共振周波数は、より高い引き下げバイアス電圧を受ける図3cのCMUTの共振周波数より低くなるであろう。

10

【 0 0 4 4 】

上記現象は、図3b及び図3dの二次元図から実際にはCMUT膜体の有効動作面積の関数であると理解することもできる。図3aに示されたように膜体114がCMUTセルの床部に丁度接触したばかりの場合、該セル膜体114の非接触（自由振動）部分の有効振動領域A1は、図3bに示されるように、大きい。中心17における小さな孔は、該膜体の中心の接触領域を表している。該大面積の膜体は相対的に低い周波数で振動する。上記領域17は、膜体114におけるCMUTセルの床部に崩れ込んだ領域である。しかしながら、当該膜体が図3cに示されるように一層高いバイアス電圧により一層深いつぶれへと引き込まれた場合、一層大きな中心接触領域17'の結果、図3dに示されるように、より少ない自由度の振動領域A2となる。この一層小さな領域A2は、より大きなA1領域より高い周波数で振動する。このように、DCバイアス電圧が減少されるにつれて、つぶれCMUTセルの周波数応答は低下し、DCバイアス電圧が増加すると、つぶれCMUTセルの周波数応答は上昇する。

20

【 0 0 4 5 】

改善された撮像性能のために、送信パルスの中心周波数及び帯域幅は、印加されるバイアス電圧により調整することが可能なCMUTの周波数応答に合致しなければならない。図4Aは、斯様なCMUT応答（dBでの）の周波数調整可能性の一例を3つの異なるバイアス電圧、即ち、-80V、-110V及び-160Vにおいて示している。80Vなる負のバイアス電圧において、当該CMUTトランスジューサは9MHz周辺で最高の応答振幅を有し（曲線31）；-110Vの印加は当該応答曲線32の中心を約12MHzにさせ；印加されるバイアス電圧値の-160Vへの更なる増加は応答曲線33の中心を約15MHzにさせる。

30

【 0 0 4 6 】

印加されるバイアス電圧に伴うCMUTトランスジューサの中心周波数（曲線34）及び帯域幅（曲線35）の変化が図4Bに示され、これらは送信パルスの最適な中心周波数及び帯域幅（前述した駆動特性）を示している。CMUTの周波数調整可能性は、図4Cに示されるように、感度（曲線36）を損なって生じ得る。典型的には、50%未満の損失（図4Cにおける約-70Vのバイアス電圧限界値に対応する）は許容可能である。図4Cは、更に、バイアス電圧（印加される電圧の絶対値）の減少の結果として共振周波数が低下し、従って、一層長い音響パルス長（曲線37）となり、これは軸方向解像度の低下となる。パルス周期はパルス長に比例することに注意されたい。この軸方向解像度の低下は、撮像周波数の変化に基づいて予測可能であり（例えば、2倍低い撮像周波数は、2倍低い軸方向解像度となる）、一実施態様では、操作者により前記トランスジューサコントローラを介して制限することができる（例えば、操作者は300マイクロメートルより小さい軸方向解像度を維持するような最良駆動特性を要求する）。

40

【 0 0 4 7 】

本システムは、心臓内撮像又は血管撮像に適した空洞内プローブと共に使用することが

50

できる。これらの応用例において、プローブ（カテーテル）は血液プールを介して進み、しばしば、その周囲の超音波撮像を実施することができる。図 5 A には、血管内に配置された前方視超音波撮像プローブが図示されている。超音波ビームのステアリングは、当該アレイ（当該プローブの先端に配置された格子として示されている）の前方においてボリューム的視野 131 内で実行される。このボリューム領域内で識別される ROI が、82 により示されている。ここでは、当該プローブと ROI との間の血液プールの広がりも示している。平均距離 d_0 には、血管壁が位置する。この壁は、当該プローブが進んでいる血液プールを、ROI が位置する軟組織から分けている。当該アレイにより ROI の位置に向かって送信される超音波ビームは、 d_0 に沿って血液プールを経て進行し、上記壁を横切り、上記軟組織に侵入する必要がある。血液の散乱特性は軟組織の特性とは相違するので、血液プール及び他の軟組織を介して進行する場合の受信エコー信号の減衰勾配の変化を分析及び識別するために、ビーム経路分析器 73 が配置される。

10

【0048】

音響波が媒体を介して進行する場合、該音響波の強度は散乱及び吸収により距離に伴い減少する。散乱は、オリジナルの伝搬方向以外の方向への音の反射である。吸収は、音エネルギーの他の形態のエネルギーへの変換である。散乱及び吸収の組み合わせ効果は、減衰と呼ばれる。超音波減衰は、媒体を介して伝搬する際の波の減衰率である。減衰する平面波の振幅変化は：

【数 1】

$$A = A_0 \exp(-\alpha x)$$

20

と表すことができ、ここで、 A_0 は伝搬する音響波の基準位置における減衰されていない振幅であり；振幅 A は当該波が基準位置から距離 x 進行した後の減少された振幅であり、 α は $\text{dB}/(\text{MHz} \times \text{cm})$ で表された減衰係数である。減衰係数は、一般的に、波の周波数に比例する。減衰は、一般的に、音の周波数の二乗に比例する。引用される減衰の値は、しばしば、単一の周波数に関して示される。例えば、典型的な組織例及び斯かる組織の 1 MHz の周波数における減衰係数が、下記の表に示される：

【表 1】

組織	減衰係数 ($\text{dB}/\text{MHz} \times \text{cm}$)
血液	0.2 (20°C)
脳	0.6
乳房	0.75
心臓	0.52
肝臓	0.5
筋肉	1.09

30

【0049】

表から分かるように、血液は最も低い減衰のもののうちの 1 つである。従って、血液プールを介して距離 d_0 （図 5 A、図 5 B における）進む音響波の振幅は、軟組織を介して同一の距離を進行した後の減衰と比較して少なく減衰される。

40

【0050】

図 5 B には、血管内に位置される側方視超音波撮像プローブ 10（IVUS 等の）が図示されている。このプローブは、当該プローブの主軸に対して垂直な方向における超音波ビームステアリングが可能な超音波アレイを有する。斯かるプローブが血管内の血液プールを介して進む場合、該プローブの側方に位置するボリューム的視野 131 が撮像される。先の例におけるのと同様に、ボリューム領域（又は該ボリューム領域の 2D スライス）内の ROI 82 が血管壁までの平均距離 d_0 と共に示されている。

【0051】

50

本発明のビーム経路分析器の機能は、以下のようにして実現することができる。

【0052】

ユーザ（医師）はユーザインターフェース38を介してボリューム領域内のROIの位置を入力する。この入力に基づいて、ROI識別器72は識別データを発生し、該識別データは更にビーム経路分析器73に伝送される。該ビーム経路分析器はROI内の侵入深度に沿う平均信号値を計算して図6Aに示されたような信号を得ることができる。更に、該ビーム経路分析器は前記ビーム成形器に通知して送信パルスをおフにすると共に当該システムから生じるノイズ信号を受信することができる。後者の受信は、“ノイズ画像”即ち当該システムに存在するノイズの量を表す。ビーム経路分析器73は、更に、同じROI内の侵入深度に沿う平均ノイズを計算するように構成される。他の例として、前記平均信号及びノイズの推定は、Gibson他による文献“A computerized quality control testing system for B-mode ultrasound”, Ultrasound in Medicine & Biology, 27(12), 1697-1711 (2001)に記載されたアプローチを用いて実施することもできる。

10

【0053】

平均信号及びノイズの両方の深度変化は、時間利得制御により補償することができ、図6Bに示されるようにdB尺度で深度の関数としてプロットすることができる。所与の周波数において血液プール及び軟組織を通過する音響波に対応した受信データ信号は、単調に減少する区間の2つの異なる傾斜を有し、各傾斜は当該波が進行する組織区間内での減衰により定まる。血液及び組織は異なる音響インピーダンスを有するので、超音波画像において組織の境界を認識することができる。また、組織は血液よりも高い後方散乱係数を有するので、曲線42及び43における受信データは組織の境界において僅かなdBの増加を有する。信号曲線42とノイズ曲線40との間の交点は、当該システムにより達成可能な侵入深度（又は、超音波画像を取得することができるプローブからの最大距離）を決定する。図6Bの例において、送信される信号に関する侵入深度は、振幅が区別可能なノイズレベルまで減少するまでの、信号が血液プールを介して進行する15mmなる距離と、信号が軟組織を介して進行する17.4mmなる距離との和である。ビーム経路分析器73は、駆動パルス特性の最適化を異なる組織の異なる減衰特性に基づいて可能にする。図6Bに見られるように、血液プール領域は信号を軟組織領域より少なくしか減少させず、このことは、“組織”区間における信号減少の一層大きな傾斜（同一の距離に対する信号振幅の一層急激な低下）と比較した場合の“血液”区間における信号減少の一層小さな傾斜により示されている。

20

30

【0054】

軟組織減衰は音響波周波数に比例するので、当該超音波システムの進入深度は送信ビーム周波数を変化させることにより変えることができる。図6Cは、このような周波数変化及び該変化による進入深度の利得を示す。曲線44は、周波数f1を有する超音波ビームの深度減衰に対応する。このビームは、プローブとROIとの間に位置する、約15mmの広がりを持つ血液プールを通過する。この信号曲線は、プローブから距離d1においてノイズ曲線40と交差する。ROIとプローブとの間に血液プールが存在しない場合、当該超音波ビームの振幅は単一の軟組織減衰係数に従って一層大きく減衰するであろう。曲線44*は、血液がない場合の信号の減衰を示す。曲線44*は、ノイズ曲線40と一層浅い深度d2で交差する。

40

【0055】

ボリューム領域内のユーザにより示されるROIの位置が距離d2に位置すると仮定しよう。従来のシステムは、送信されるビームの周波数を単一の軟組織減衰係数に基づいて計算するであろう。この結果、ビーム周波数f1を選択することとなる。従って、当該ボリュームの超音波画像データはf1により定まる第1空間解像度を備える。

【0056】

本発明はビーム経路分析器73を備えることにより、当該超音波システムがプローブとROIの位置との間における血液プールの存在を認識することを可能にする。この情報は、同じ侵入深度d2を一層高い画像解像度と共に可能にするような最適な画像周波数を計算

50

することに関するユーザの利益のために使用される。曲線 4 5 は、 f_1 より高い周波数 f_2 を有する超音波ビームの深度減衰に対応する。前記ビーム経路分析器は血液プールの低い減衰を考慮に入れるので、 f_2 のビーム信号に対する侵入深度は同じ d_2 に留まる。しかしながら、増加された送信周波数 f_2 の結果、当該超音波システム 1 0 0 により一層高い解像度の超音波画像が取得されることになるであろう。比較のために、曲線 4 5 * は、血液がない場合の f_2 に対する信号の減衰を示す。曲線 4 5 * はノイズ曲線 4 0 と更に浅い深度 d_0 において交差する。

【 0 0 5 7 】

従って、本発明のビーム経路分析器 7 3 は視野内の組織の測定される減衰に基づいて C M U T アレイの駆動パルス特性を最適化し、取得される超音波画像の改善された品質を達成することを可能にする。ビーム経路分析器 7 3 により分析される減衰深度変化は、異なる撮像周波数における C M U T の変化する感度 (図 4 C) を含むこともできる。この振幅補償は、図 6 C に Δs により示されている。

10

【 0 0 5 8 】

サイクル数は帯域幅及びパルス長に比例的に影響を与える。例えば、2 サイクルのパルスは、単一サイクルのパルスと比較して、半分の帯域幅及び半分のパルス長を有する。一般的に、中心周波数はパルス長により影響を受けることはない。送信感度はパルス数の増加に伴い増加し、これは一層大きな侵入深度となる。デューティ比が高いほど、一層多くのエネルギーが組織内に伝送されるので、侵入深度は一層良好となり、このことは所与の周波数における超音波支援視覚化の深度を改善することを可能にする。本発明は、解剖学的環境に依存して所与の関心領域の最適な超音波画像を提供するために、駆動特性、即ち当該 C M U T トランスジューサ固有のパルス周波数、デューティサイクル及びバイアス電圧を最適化することを可能にする。デューティ比の増加による侵入深度の増加に対する妥協点は、軸方向解像度の可能性のある低下である。2 倍長いパルスは 2 倍低い軸方向解像度となるが、横方向解像度は略同一に留まる。従って、ユーザにとり空間解像度に関する 2 つの値の組 (即ち、軸方向及び横方向) を選択することができることが更に有益であろう。

20

【 0 0 5 9 】

最適な駆動パルス特性が計算されたなら、トランスジューサコントローラ 6 2 は C M U T アレイ 1 4 に供給されるバイアス及び A C 電圧を、しかるべく変化させる。このことは、C M U T セル 1 0 3 のつぶれモードにおける共振周波数が印加される (D C) バイアス電圧の関数であることを説明した図 3 A ~ 図 3 D を参照して理解することができる。適切な組の周波数を持つ刺激を印加することを介して特定の組の周波数の超音波パルスを発生する場合において、印加されるバイアス電圧を調整することにより、各パルス周波数に対して C M U T セル 1 0 3 の (略) 最適な音響性能を呈するような異なる周波数のパルスを発生することができる。従って、このことは撮像スペクトルの大きな帯域幅にわたり (略) 最適な撮像解像度を保証する。音響波減衰は周波数の増加に伴い増加する一方、超音波画像解像度は周波数の増加により改善する。最適な及び侵入の要件を合理的に満たすために、殆どの診断用途のための周波数範囲は 2 ~ 1 5 M H z である。当該範囲の低い側の部分は、大きな深度 (例えば、関心領域が身体の一層深くに位置する) 又は大きな減衰 (例えば、経頭蓋的検査における) に対応する場合に有効である。当該周波数範囲の高い方の部分は、小さな侵入度しか必要とされない場合 (例えば、乳房、甲状腺若しくは表在血管を撮像する場合、又は小児撮像の場合) に有効である。殆どの大きな患者の場合は 3 ~ 5 M H z が満足のゆく周波数である一方、痩せた患者及び子供の場合は 5 及び 7 . 5 M H z をしばしば用いることができる。1 5 M H z より高い周波数範囲は、I V U S、I C E、FL-ICE等の空洞内 (血管内) プローブを用いて高解像度撮像を提供することができる。これらのプローブは、身体空洞、血管等の内部の R O I の一層近くに配置することができる。

30

40

【 0 0 6 0 】

本発明の他の応用は、携帯型 (ウルトラモバイル) 超音波システムが何らかの内出血 (

50

例えば、胃の領域における血液プール)を検出するために使用されるポイントオブケア(現場即時検査)であり得る。この場合、当該アレイの駆動パルス特性は、血液プールの存在及び程度に基づいて、内部臓器の何らかの外傷を評価するための最適な侵入深度及び解像度を達成することができるように調整することができる。

【0061】

図7は、本発明の一実施態様であって、プローブの位置をボリウム的視野131'内で変化させることができるものを示す。例えば、当該プローブは、該プローブをROIに向かって及び該ROIから遠ざかるように容易に平行移動することができるように前方視又はエンドファイア(end firing)構成で配置することができる。このことは、例えば文献EP1742580Bに記載されているようにIVUS(血液内超音波法)、ICE(心臓内心エコー法)、FL-ICE(前方視心臓内心エコー法)等の空洞内プローブを設けることにより実現することができる。

10

【0062】

当該プローブは、遠位先端内にボリウム領域を走査するために掃引されるトランスジューサアレイを含むことができる。ボリウムの掃引は、1Dアレイの機械的移動又は2Dアレイによるビームの電子的ステアリングの何れかを行って実施することができる。当該トランスジューサアレイはプローブの遠位先端に配置された流体チェンバ内に収納され、この流体は該プローブと撮像されるボリウム領域との間の適切な音響的結合をもたらす。図1に示されたように、当該超音波システム100は、プローブに結合される駆動機構21及びROI識別器72(分析ユニット70のオプションとして)を更に有することができ、該駆動機構は撮像の間において前記識別データに基づいてプローブ10を移動させるように動作する。また、駆動機構21は、プローブの空間位置を追跡する位置センサ52から信号を受信し、ボリウム的視野131'での該プローブの移動を行う。この実施態様は、ROI82'を撮像することができる高い周波数の上限に対して一層高い柔軟性を提供する。ROIが識別された場合、画像プロセッサ68は、該識別データに基づいて、ボリウム的視野131内のROI82及び該識別されたROIの周囲のボリウム領域132の座標を計算する。トランスジューサアレイ14(実際には、プローブ10)とROIとの間の距離が、選択された高周波数によるビームの侵入深度を超える場合、駆動機構21はボリウム的視野131'内でROIに向かって一層近付くよう通知され(図7B)、かくして、ROIの“ズームイン”画像を取得することができる。

20

30

【0063】

本発明は、小型化されたCMUTトランスジューサ(CMOS製造における進歩により可能となった)及び斯かるトランスジューサの動作帯域の変化(つぶれ動作モードにより可能となる)の利点を駆動装置に対するフィードバックと組み合わせて、ユーザにボリウム領域内で自動的にズームイン及びアウトすることができる新世代の超音波システムを提供する。つぶれモードで動作するCMUTアレイの広周波数帯域と、このアレイを備えるプローブを物理的に移動させる手段との組み合わせは、詳細が向上された、従って診断画像が改善された進歩した超音波撮像の新たなユーザ体験を可能にする。

【0064】

図8は、ユーザに対し互いに空間的に位置合わせされてワイドビュー80及び詳細ビュー132'により表示された2D超音波画像の表示99を示す。この図は、当該超音波システムがボリウム領域を撮像するために2つの異なる周波数(即ち、関心領域のみのための一層高い周波数及び該ボリウム領域の残部のための一層低い周波数)を使用する一実施態様を示した。選択されたROI82'の表示82は、詳細ビュー132'に増加された撮像周波数で表示される。相対的に高い周波数を持つ超音波ビームの侵入深度は相対的に低い周波数を持つ超音波ビームの侵入深度と比較して減少されるので、相対的に高い周波数範囲の周波数上限は、ROIが位置される深度(プローブまでの距離)により制限されると共に、その計算の間において画像プロセッサ68により考慮に入れられる。システム100は、先ず当該ボリウム的視野の超音波データを相対的に低いビーム周波数で取得し、かくして該ボリウム領域の周囲の環境情報を提供し、更にROI82を識別し

40

50

たら該ROIに“ズームイン”することができる。ROI 82の詳細ビュー132'は、前に取得されたワイドビュー80の隣でリアルタイムに更新し、当該状況に関して図8Cに示されるように表示することができる。

【0065】

他の例として、ROI 82の詳細ビュー132'及びワイドビュー80を互いに隣り合わせで表示することができる。心臓撮像の間における心臓学的応用において、当該超音波画像の表示及び取得は、ECG同期法により心周期と同期させることができる。

【0066】

CMUTアレイ14が線形アレイである場合、トランスジューサ周波数コントローラ62は個々のトランスジューサセル103を異なる周波数でアドレス指定(駆動)することができ、かくして、ROIは高い周波数で撮像される一方、他のエレメントは低い周波数に維持されるようにする。線形アレイにより取得される代表的画像が図8Bに示されている。

10

【0067】

埋め込まれるリアルタイム高周波数詳細ビュー132'画像は、リアルタイム低周波数ワイドビュー80画像と同時に発生される。このことは、例えばROIの周辺で行うツールの配向及びナビゲーションを可能にするために、周囲の状況が依然として相対的に大きな深度でリアルタイムに撮像される(より低い解像度においてであるが)という利点を有する。当該CMUTアレイ14がフェーズドアレイである場合、図8A及び図8Cに示されるように同様の画像を得ることもできる。フェーズドアレイの場合、ビーム成形は当該画像を構成する各ラインに関して全トランスジューサに対し適切な周波数が選択されるように実行され、かくして高周波数詳細ビュー132'が、低周波数ラインを含むワイドビュー80内に埋め込まれるようにする。両ビュー、即ち詳細ビュー132'及びROI 82がリアルタイムに更新される場合、フェーズドアレイを有する該システムは、ポリュームの視野131画像の全ラインを先ず低い周波数において連続的に取得し、次いで、識別されたROI 82の周囲のポリューム領域132の全ラインを一層高い周波数で取得することができる。取得されたビューは、更に、1つの超音波画像へとインターリーブ又は補間することができる。これが、図8Cに示されている。他の取得ワークフローにおいて、ワイドビュー80は詳細ビュー132'を超えて更新され、ユーザに対して表示される結果としての画像は図8Aに示されている。前者は、例えば介入治療装置を追跡するための、全ポリュームのリアルタイムビューという利点を有する。後者は、より少ないラインしか取得されず、一層高いフレームレートを達成することができるという利点を有する。

20

30

【0068】

図9は、本発明による画像取得のワークフロー200を示す。ステップ201においては、ポリュームの視野131が軟組織撮像に対応する最適な駆動パルス特性を有する超音波ビームにより撮像される。ステップ202においては、ROI 82が、例えば識別器により又はユーザ入力に基づいて検出される。代替ステップ203において、ROIの輪郭をユーザに表示することもできる。この段階において、ユーザはユーザインターフェース38を介してシステム100と手動で対話して、ROIの大きさ及び/又は位置を調整することもできる。ユーザは所望の空間解像度(軸方向及び横方向解像度)のための値を選択することもできる。更に、ステップ204において、ビーム経路分析器73は、識別データに基づいて、受信信号の減衰の深度変化を分析し、更に減衰組織型を検出する。ステップ205において、トランスジューサコントローラ62は上記減衰組織型検出に基づいて駆動パルス特性の少なくとも1つのパラメータを、増加された解像度によるROIの詳細ビューが取得され得るように変更する。

40

【0069】

例えば、減衰組織型検出に基づいてコントローラにより設定される所与の周波数に関して、選択される軸方向及び横方向解像度の比を該コントローラにより考慮に入れることもできる。この場合、デューティー比の更なる調整が、超音波データに選択された軸方向及び横方向解像度を付与することができる。ステップ206において、取得された超音波デ

50

ータに基づくワイド及び詳細視野がユーザに表示される。

【0070】

図10は、本発明の他の実施態様による画像取得のためのワークフロー300を示す。ステップ301においては、ポリーム的視野131が取得される。ステップ302においては、ROI82が識別器により検出される。ステップ303において、ROIの輪郭をユーザに表示することができる。この段階において、ユーザは、ROIの詳細ビューの所望の解像度（又は周波数）を選択すると共に、ユーザインターフェース38を介してシステム100と手動で対話して、ROIの大きさ及び／又は位置を調整することもできる。これと併行して、ステップ307において、画像プロセッサ68はプローブからROIの最遠エッジまでの距離を計算する。更に、ステップ304において、ビーム経路分析器73は、識別データに基づいて、受信信号の減衰の深度変化を分析し、更に減衰組織型を検出する。ステップ309において、この情報に基づいて、画像プロセッサ68は、選択された解像度（周波数）に対応する侵入深度を計算する。ステップ308においては、プローブとROIとの間の距離が該侵入深度と比較され、その場合において、検出された組織型が考慮に入れられる。計算された侵入深度がROIまでの距離より大きい場合、当該ワークフローはステップ305に続き、該ステップ305においてシステム100はROIの詳細ビューを選択された解像度及び選択された周波数に対して最適化された駆動パルス特性により取得する。計算された侵入深度がROIまでの距離より小さい場合、当該ワークフローはステップ310に続き、該ステップ310において駆動機構はROIの位置に向かうプローブの移動を行う。移動距離は、ROIの位置、検出された減衰組織型及び選択された（対象）により、プローブが更に遠くへは移動されないように決定され、システム100は、解剖学的限界を考慮に入れてROIを取得することができる計算された最適解像度により、ユーザにフィードバックを提供することができる。更に、システム100は、ステップ305において、ROIの詳細ビューを選択された解像度又は最適な推奨される解像度で取得する。ステップ306において、ワイド及び詳細視野がユーザに対して表示される。

10

20

【0071】

尚、当業者によれば本発明の原理は2D及び3Dの両方の超音波撮像において実施することができるものと理解されるべきである。

【0072】

また、単一のユニット又は装置は、請求項に記載された幾つかの項目の機能を満たすことができる。特定の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これら手段の組み合わせを有利に使用することができないということを示すものではない。

30

【0073】

コンピュータプログラムは、光記憶媒体又は他のハードウェアと一緒に若しくは他のハードウェアの一部として供給される固体媒体等の適切な媒体により記憶／分配することができるのみならず、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介して等のように、他の形態で分配することもできる。

【0074】

請求項における如何なる符号も、当該範囲を限定するものと見なしてはならない。

40

【図 5 A】

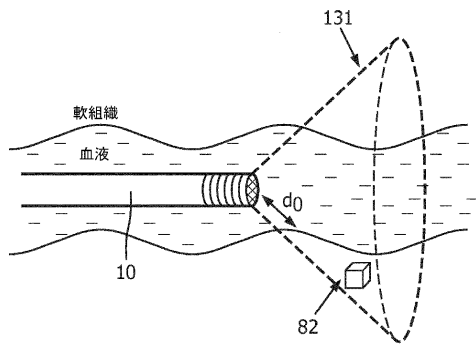


図 5 A

【図 5 B】

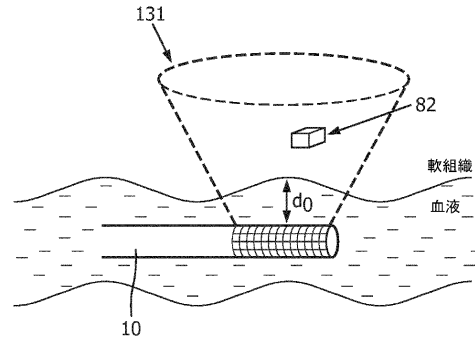


図 5 B

【図 6 A】

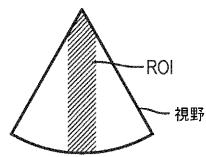


図 6 A

【図 6 B】

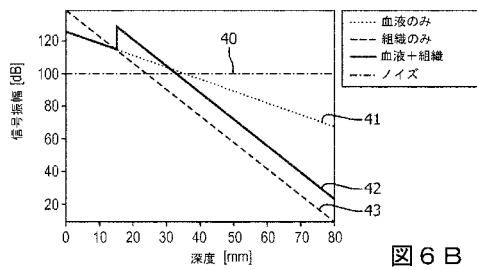


図 6 B

【図 6 C】

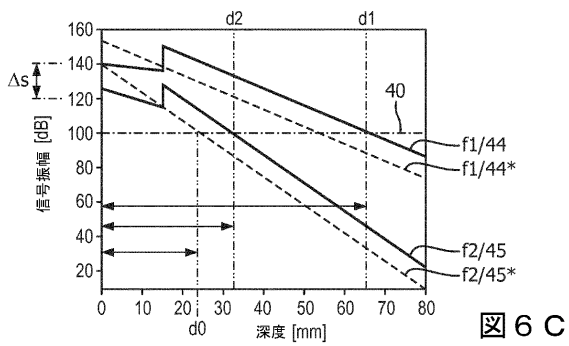


図 6 C

【図 7 A】

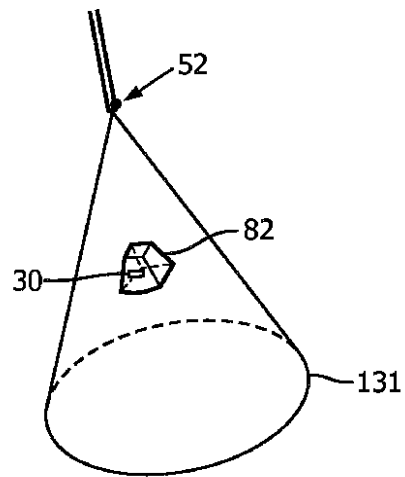


FIG. 7A

【図 7 B】

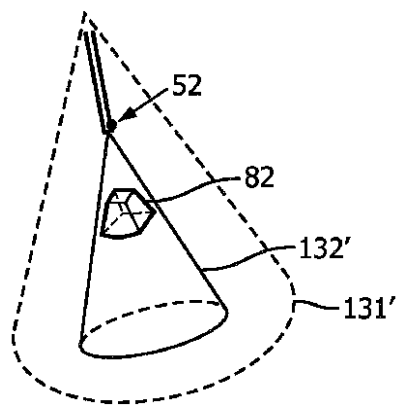


FIG. 7B

【図 8 A】

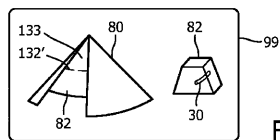


FIG. 8A

【図 8 B】

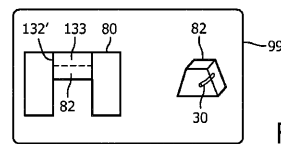


FIG. 8B

【図 8 C】

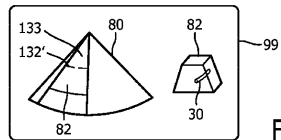


FIG. 8C

【図 9】

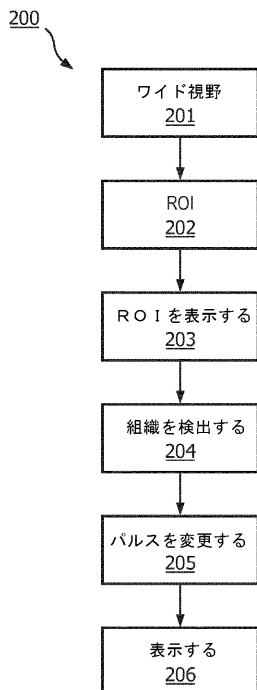


図 9

【図 10】

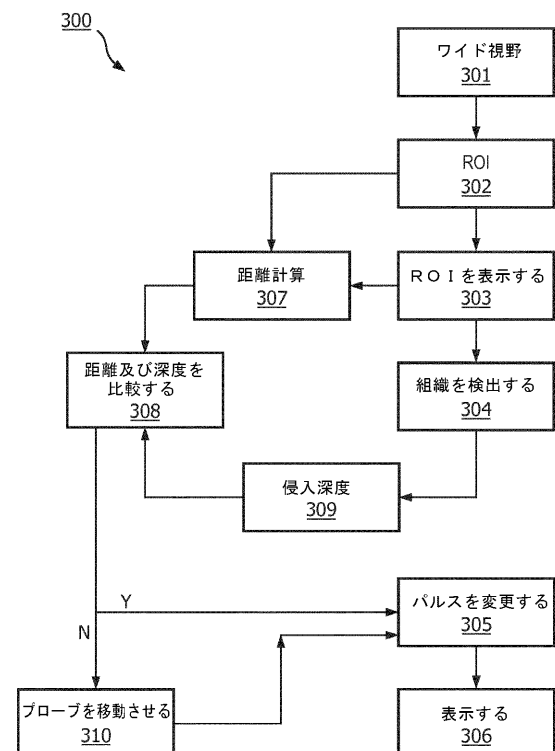


図 10

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/077333

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/00 G01S7/52 B06B1/02
 ADD. G01S7/539

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2010/016719 A1 (FREIBURGER PAUL [US] ET AL) 21 January 2010 (2010-01-21) paragraphs [0005], [0041], [0044] - [0046], [0054] - [0056] claims 13-15,17 figure 2 -----	1-17
A	US 2016/143617 A1 (EBBINI EMAD S [US] ET AL) 26 May 2016 (2016-05-26) abstract -----	1-17
A	EP 2 995 259 A1 (ALPINION MEDICAL SYSTEMS CO [KR]) 16 March 2016 (2016-03-16) abstract figure 2 -----	1-17



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 January 2018

Date of mailing of the international search report

29/01/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/077333

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010016719 A1	21-01-2010	NONE	

US 2016143617 A1	26-05-2016	CN 105793729 A	20-07-2016
		EP 3025166 A2	01-06-2016
		US 2016143617 A1	26-05-2016
		WO 2015013196 A2	29-01-2015

EP 2995259 A1	16-03-2016	CN 105338908 A	17-02-2016
		EP 2995259 A1	16-03-2016
		KR 20140133107 A	19-11-2014
		US 2016074017 A1	17-03-2016
		WO 2014181902 A1	13-11-2014

 フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ピカー マーティン

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 ディットマー ウェンディー ホエン

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

Fターム(参考) 4C601 DD14 DD15 EE01 EE22 FE04 GA18 GA21 GA25 GB06 GB10

GB41 HH04 HH06 HH07 HH21 HH36 JC06 JC37

专利名称(译)	带有组织类型分析仪的超声系统		
公开(公告)号	JP2019532750A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019522445	申请日	2017-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ディットマーウエンディーホエン		
发明人	ピカー マーティン ディットマー ウエンディー ホエン		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/585 B06B1/0292 B06B1/20 G01S7/5202 G01S7/52036 G01S7/5205 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8922 G01S15/8925 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/EE22 4C601/FE04 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/GB10 4C601/GB41 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH07 4C601/HH21 4C601/HH36 4C601/JC06 4C601/JC37		
优先权	2016195916 2016-10-27 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于对包括感兴趣区域82的体积区域进行成像的超声系统100包括具有CMUT换能器阵列14的探针，所述CMUT换能器阵列14被配置为将超声束发射到体积区域并接收返回回波信号。波束形成器64，其耦合到阵列并被配置为控制超声束传输并提供体积区域的超声图像数据；以及CMUT换能器，其耦合到波束形成器。换能器控制器62被配置为改变ROI的驱动脉冲特性，使得能够基于超声图像数据来区分ROI的ROI鉴别器72以及响应于ROI鉴别的ROI。光路分析配置为基于衰减的深度变化来检测探头和ROI之间的衰减组织类型和73，换能器控制器进一步经配置以改变基于所述检测的衰减组织类型的驱动脉冲特性中的至少一个参数。

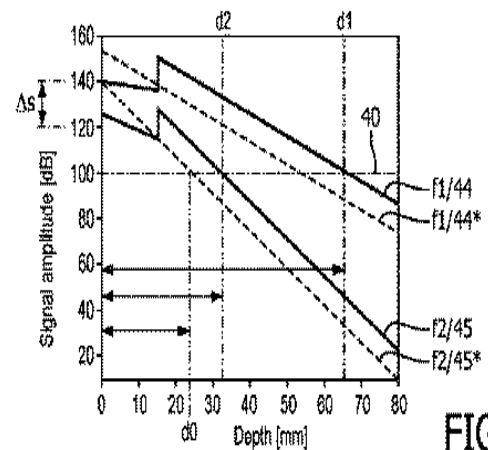


FIG. 6C