

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5632278号
(P5632278)

(45) 発行日 平成26年11月26日(2014.11.26)

(24) 登録日 平成26年10月17日(2014.10.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-508595 (P2010-508595)	(73) 特許権者	503129763
(86) (22) 出願日	平成20年5月15日 (2008. 5. 15)		ベラソン インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2010-527278 (P2010-527278A)		Verathon Inc.
(43) 公表日	平成22年8月12日 (2010. 8. 12)		アメリカ合衆国、ワシントン州 9801
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/063803		1、ボセル、ノース・クリーク・パークウ
(87) 国際公開番号	W02008/144452		エイ 20001
(87) 国際公開日	平成20年11月27日 (2008. 11. 27)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成23年5月13日 (2011. 5. 13)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	60/938, 371	(74) 代理人	100091351
(32) 優先日	平成19年5月16日 (2007. 5. 16)		弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683
(31) 優先権主張番号	60/938, 359		弁理士 中村 誠
(32) 優先日	平成19年5月16日 (2007. 5. 16)	(74) 代理人	100109830
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波高調波撮像のためのシステム及びコンピュータ読出し可能媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の器官を評価するシステムであって、
 前記システムは、
 基本周波数を有する少なくとも1つの超音波パルスを前記器官に送信し、前記超音波パルスに対応する少なくとも1つのエコー信号を受信するように構成されている、超音波トランシーバと、
 前記超音波トランシーバに接続されている処理デバイスであって、
 前記少なくとも1つのエコー信号に関連付けられている複数のデータセグメントを決定し、
 前記複数のデータセグメントのうちの各データセグメントに対して、前記基本周波数の第1高調波の第1の平均と前記基本周波数の第2高調波の第2の平均とを計算し、
前記複数のデータセグメントのうちの各データセグメントに対して、前記第1の平均と前記第2の平均とのそれぞれの比を計算し、
 計算された複数の前記比に基づいて、前記器官の画像を生成する、
 ように構成されている、前記処理デバイスと、
 を具備する、システム。

【請求項 2】

前記処理デバイスは、複数の前記比を計算する前に、テラーウィンドウを各データセグメントに適用するように更に構成されている、請求項1記載のシステム。

【請求項 3】

前記処理デバイスは、複数の前記比を計算する前に、高速度フーリエ変換を各データセグメントに適用するように更に構成されている、請求項 2 記載のシステム。

【請求項 4】

前記画像は、前記器官のグラフィックを提示するために使用される、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記グラフィックは、前記器官のコード化されたマップを含んでいる、請求項 4 記載のシステム。

【請求項 6】

前記器官のコード化されたマップは、複数の前記計算された比の大きさに割当てられた複数の色を含んでいる、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

基本周波数を有する少なくとも 1 つの超音波パルスを患者の器官に送信し且つ前記超音波パルスに対応する少なくとも 1 つのエコー信号を受信するように構成されているシステムにおいて、処理デバイスによって実行されたときに、前記処理デバイスが、前記器官を評価する方法を行うことを可能にする複数の命令を含んでいる、コンピュータ読出し可能媒体であって、

前記方法は、

前記少なくとも 1 つのエコー信号に関連付けられている複数のデータセグメントを決定することと、

前記複数のデータセグメントのうちの各データセグメントに対して、前記基本周波数の第 1 高調波の第 1 の平均と前記基本周波数の第 2 高調波の第 2 の平均とを計算することと、

前記複数のデータセグメントのうちの各データセグメントに対して、前記第 1 の平均と前記第 2 の平均とのそれぞれの比を計算することと、

計算された複数の前記比に基づいて、前記器官の画像を生成することと、
を含む、コンピュータ読出し可能媒体。

【請求項 8】

前記方法は、

複数の前記比を計算する前に、テラーウィンドウを各データセグメントに適用することと、

を更に含んでいる、請求項 7 記載のコンピュータ読出し可能媒体。

【請求項 9】

前記方法は、

複数の前記比を計算する前に、高速度フーリエ変換を各データセグメントに適用することと、

を更に含んでいる、請求項 8 記載のコンピュータ読出し可能媒体。

【請求項 10】

前記方法は、

複数の前記比の大きさに従ってコード化された前記器官の表示を提示することと、
を更に含んでいる、請求項 9 記載のコンピュータ読出し可能媒体。

【請求項 11】

前記方法は、

色に従ってコード化された前記器官の表示を提示することと、
を更に含んでいる、請求項 10 記載のコンピュータ読出し可能媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は超音波トランシーバにより走査される関係するターゲット領域の画

10

20

30

40

50

像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

本出願は2007年12月31日出願の米国特許出願番号第11/968,027号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0003】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/926,522号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0004】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/925,887号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

10

【0005】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/925,896号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0006】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/925,900号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0007】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/925,850号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

20

【0008】

本出願は2007年10月27日出願の米国特許出願番号第11/925,843号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0009】

本出願は2007年10月26日出願の米国特許出願番号第11/925,654号明細書に対する部分継続出願であり、それに対する優先権を主張し、その全体がここで参考文献とされている。

【0010】

2007年3月16日出願の米国特許出願第60/938,359号明細書、2007年3月16日出願の米国特許出願第60/938,371号明細書、2007年3月16日出願の米国特許出願第60/938,446号明細書全体が参考文献とされている。本出願はそれらに対して優先権を主張している。

30

【0011】

全ての出願はその全体が参考とされている。

【0012】

高速度フーリエ変換 (FFT) による超音波撮像は、ある状況下では診断において有用な画像を生成するために必要とされるスペクトル情報がない可能性がある。幾つかのFFT手順で固有の不備は他の方法を用いることにより克服されることができる。

【発明の概要】

【0013】

システム及び方法は、ターゲットの関心領域 (ROI) から戻る超音波エネルギーを送信することにより受ける差波長及び非線形波長歪み及び減衰から生じる帰還する第1及び第2のエコー波長高調波を使用して高調波解析カーネル (HAK) アルゴリズムを介して人工知能を使用する。HAKアルゴリズムは非母数であり、実質的にモデリングエラーを受けにくい。サブアパーチャアルゴリズムによる高調波比を使用することにより、診断において有用な画像が与えられる。

40

【0014】

サブアパーチャアルゴリズムはオリジナルの超音波Bモード画像に加えて走査モダリティを使用して臓器の寸法情報を獲得するために超音波走査プロトコルにより強化される時間的制約内で実時間に行われるのに実質的に十分な高速度である。この高調波情報は単一の基本周波数を有する長い問合せパルスを使用して集められる。受信された信号は集められ、第1および第2高調波についてそのスペクトル情報について解析される。これらの

50

2つの高調波の比はどの程度多くの高調波が発生されその伝播に沿って減衰されるかについての量的情報を提供する。サブアパーチャアルゴリズムはデータのモデリングエラーを最小にするために非母数モードで実行されることができる。

【0015】

本特許出願はカラーで行われた少なくとも1枚の図面を含んでいる。カラー図面を有する本特許の写しは要請および必要な料金の支払いにより特許商標庁により与えられる。明白な強化された超音波画像を進展し、提示し、使用するためのシステム及び方法の実施形態を以下説明する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】トランシーバと、走査平面の回転アレイと超音波高調波撮像システムのアレイの走査平面を具備する走査コーンの部分的概略図および部分的斜視図を示す図である。

【図2A】超音波高調波撮像システムの別の実施形態のトランシーバと、3D分布された走査線からなる走査コーンアレイの部分的概略図と部分的斜視図と側面図を示す図である。

【図2B】トランシーバプローブとコンソールの組合せを使用する超音波高調波膀胱スキヤシステムの部分的斜視図であり、オブジェクト77Bがディスプレイ16上に示され、異なる矢印のセットが77Aに示されているがフォーマットはやや異なる図である。

【図3】複数の超音波高調波撮像システムと通信しているサーバアクセス構内網の概略図である。

【図4】複数の超音波高調波撮像システムと通信しているインターネットの概略図である。

【図5】高調波プロフィール平滑化を得るためのサブアルゴリズム処理アルゴリズムを概略的に示す図である。

【図6A】患者の膀胱領域の生のデータ画像の図である。

【図6B】図6Aの膀胱画像の生のデータ画像のFFTを使用した第1高調波の大きさに対する第2高調波の大きさの比を示す図である。

【図6C】図6Aの膀胱画像の生のデータ画像に適用される図5のHAKを使用した第1高調波の大きさと第2高調波の大きさとの比の図である。

【図7】患者から得られた膀胱領域の生のデータ画像のパネル図である。

【図8】図7の患者の膀胱領域のそれぞれの生のデータ画像のFFTに基づいた第1高調波の大きさと第2高調波の大きさとの比のプロフィール図である。

【図9】図7のBモード走査で提示される生のデータ画像のHAKに基づいた第1高調波の大きさと第2高調波の大きさとの比のプロフィール図である。

【図10】0、15、30、45、60、75、90、105、120、135、150、165度の角度値を有する走査平面の4つの第2高調波プロフィールのパネルを示す図と、この図を3次元空間で構成又は整列した12の第2高調波プロフィールを示す図と、しきい値面を超えて投射する12の第2高調波放物線のシミュレートされたCモードの平面図を示す図である。

【図11A】FFT処理された第2高調波の2Dプロットを示す図である。

【図11B】2DプロットがHAK処理された第2高調波である図11AのHAKコンパニオン図である。

【図12A】FFT処理された第2高調波の2Dプロットを示す図である。

【図12B】2DプロットがHAK処理された第2高調波である図12AのHAKコンパニオン図である。

【図13A】FFT処理された第2高調波の2Dプロットを示す図である。

【図13B】2DプロットがHAK処理された第2高調波である図13AのHAKコンパニオン図である。

【図14A】FFT処理された第2高調波の2Dプロットを示す図である。

【図14B】2DプロットがHAK処理された第2高調波である図14AのHAKコンパ

10

20

30

40

50

ニオン図である。

【図15A】FFT処理された第2高調波の2Dプロットを示す図である。

【図15B】2DプロットがHAK処理された第2高調波である図15AのHAKコンパニオン図である。

【図16】高調波比対排尿されていない膀胱の膀胱寸法プロットの回帰解析を示す図である。

【図17】高調波比対排尿された後の膀胱の膀胱寸法プロットの回帰解析を示す図である。

【図18A】8人の男性と10人の女性を有する臨床グループの測定された尿体積対HAKアルゴリズム予測された体積の回帰解析図である。

【図18B】8人の男性と10人の女性を有する臨床グループの測定された尿体積対HAKアルゴリズム予測された体積の回帰解析図である。

【図18C】8人の男性と10人の女性を有する臨床グループの測定された尿体積対HAKアルゴリズム予測された体積の回帰解析図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

記載された特別な実施形態はターゲットの関心領域から戻る超音波エネルギーを受け、複数のエコー信号を発生する超音波トランシーバを利用する超音波画像の写像性（明瞭度）を改良するためのシステム及び方法である。関心領域は臓器、臓器腔、例えば膀胱または臓器または臓器腔の一部を含むことができる。エコー信号がその後、超音波エネルギーの第1高調波、第2高調波、基本周波数の少なくとも1つを使用してエコー信号からターゲットの関心領域を撮像するように構成された実行可能なアルゴリズムを使用して処理する信号を受信する。アルゴリズムは高調波値を発生し、この高調波値はその後グリッド上に描かれるかコンピュータディスプレイ又は他の視覚手段上で提示可能なマップをレンダリングする。別の実施形態では、実行可能なアルゴリズムは非母数であってもよく、高調波解析カーネル（HAK）を含むことができる。HAKは高調波値を発生するためにウィンドウプロセス、高速度フーリエ変換プロセス、平均プロセス、強度正規化プロセス、深さによる補償プロセス、高調波平滑プロセスを含んでいる。高調波値のマップはその後、関心領域の画像を提示するために例えば高調波値の大きさにしたがってカラーコード化によりコード化されることができる。

【0018】

他のシステム、方法、装置は例えばVerathon（商標名）社により開発された9400装置のような超音波トランシーバで13mmの2.949MHzトランスデューサ特性を有するトランスデューサについて、シミュレートされた身体流体、シミュレートされた身体組織、シミュレートされた身体流体と身体組織の組合せを使用することによりトランスデューサの機能を決定するために構成されている。トランスデューサの検査は種々の環境（減衰、非減衰、組合せ）において駆動信号を発生された信号に対して比較し、同じ種々の環境において発生された信号を受信された信号に対して比較することを助けることができる。これらのトランスデューサ検査は13mmのトランスデューサの機能を定量化することを助け、トランスデューサの正確性の決定を最大にする。

【0019】

Verathon（商標名）社（以前はDiagnostic Ultrasound社）により開発された超音波トランシーバまたはDCD装置は患者の体内の3次元（3-D）の円錐形状の超音波画像を集めることができる。これらの3-D超音波画像に基づいて、膀胱体積及び質量評価のような種々の応用が開発されている。DCD超音波トランシーバからの画像の明瞭度はDCD超音波トランシーバで使用されているトランスデューサの機能、正確性、性能の正確性に大きく基づいている。

【0020】

DCDにより開始されるデータ集収プロセス期間中、パルス化された超音波フィールドが身体に送信され、後方散乱された「エコー」が1次元（1-D）電圧トレースとして検

10

20

30

40

50

出され、これはRFラインとしても呼ばれる。エンベロープ検出後、1-Dデータサンプルのセットは2次元(2-D)または3-D超音波画像を形成するように補間される。

【0021】

図1のA-Dはトランシーバと、走査平面の回転アレイを有する走査コーンと、以下の図3および4でさらに示されている基本および/または高調波超音波周波数を使用することのできる種々の超音波高調波撮像システム60A-Dのアレイの走査平面を含む部分的概略図および部分的斜視図を示している。

【0022】

図1のAは本発明の1実施形態により慣性基準ユニットを含んでいる超音波トランシーバ10Aの側面図である。トランシーバ10Aはユーザがトランシーバ10Aを患者に関して操作することを可能にするように適切に構成された外方向に延在するハンドル12を有するトランシーバハウジング18を含んでいる。トランシーバ10A内で動作する超音波トランスデューサは超音波基本周波数および/または高調波周波数解析のために信号を集収し準備するために取付けられることができる。

【0023】

ハンドル12は選択された解剖学的部分の超音波走査をユーザが開始することを可能にするトリガー14と腔セレクタ(図示せず)を含んでいる。トランシーバ10Aはまた選択された解剖学的部分が走査されるときに患者の表面部に接触するトランシーバドーム20を含んでいる。ドーム20は通常、解剖学的部分に整合する適切な音響的インピーダンスを与え、および/または解剖学的部分に投射される超音波エネルギーが適切に焦点を結ばれることを許容する。トランシーバ10Aはさらにハウジング18内に位置するかまたはそれに隣接する1つ又は好ましくは別々に励起可能な超音波トランスデューサ素子(図示せず)のアレイを含む。トランスデューサ素子はハウジング18内に適切に位置されることができ、あるいはそうでなければドーム20から外方向に超音波エネルギーを投射し、解剖学的部分内の内部構造により発生される音響反射の受信を許容する。超音波素子の1以上のアレイはモータによりハウジング18内で動かされることができ、あるいは1次元又は2次元アレイを含むことができる。代わりに、アレイはハウジング18に関して静止することができ、それによって選択された解剖学的領域はアレイ中の素子を選択的に付勢することにより走査されることができ。

【0024】

方向インジケータパネル22は最初の標的を照射しユーザがROI内の臓器又は構造の標的にアクセスするように誘導するために複数の矢印を含んでいる。特定の実施形態では、臓器又は構造が主体の第1の位置の皮膚表面に対して音響的に配置されるトランシーバ10Aの配置に対して中心に置かれるならば、方向矢印は照射されなくてもよい。臓器が中心から外れているならば、矢印または矢印のセットは主体の第2の又はその後の皮膚位置にトランシーバ10Aを再配置するようにユーザを誘導するように照射されることができ。アクリスティック結合は患者の皮膚に与えられる液体の音性ゲルによって、またはトランシーバドーム20が配置される音性ゲルパッドによって実現されることができ。方向インジケータパネル22は以下の図3および4に説明されている高調波撮像サブシステムのコンピュータ52のディスプレイ54上に表示されるか、代わりにトランシーバのディスプレイ16に表示されることができ。

【0025】

トランシーバ10Aは好ましくはハウジング18内又はそれに隣接して位置される加速度計22および/またはジャイロスコープ23を含んでいる慣性基準ユニットを含むことができる。加速度計22は好ましくは座標系に関してトランシーバ10Aの加速度を感知するように動作可能であり、ジャイロスコープ23は同じ又は別の座標系に関するトランシーバ10Aの角速度を感知するように動作可能である。したがってジャイロスコープ23はダイナミックな素子を使用する通常の構造であってもよく、或いは既知の光リングジャイロスコープのような光電子装置であってもよい。1実施形態では加速度計22とジャイロスコープ23は共通にパッケージされたおよび/または固体状態装置を含むことができる。1つの適切な共通

10

20

30

40

50

にパッケージされた装置はOmni Instrument社から入手可能なMT6小型慣性測定ユニットであるが、他の適切な代替が存在する。他の実施形態では、加速度計22および/またはジャイロスコープ23はMEMSense社から市販されている共通パッケージされたマイクロ電子機械システム(MEMS)装置を含むことができる。以下さらに詳細に説明するように、加速度計22および/またはジャイロスコープ23は患者の解剖学的関心領域に近い既知の位置に関する位置および/または角度変化の決定を協働して可能にする。慣性基準ユニットが取付けられているトランシーバ10A、Bとその動作に関する加速度計22および/またはジャイロスコープ23についての他の構造はここで参考文献とされている2005年9月8日提出の継続中の米国特許出願番号第11/222,360号明細書から得られることができる。

【0026】

トランシーバ10Aは超音波走査からの処理結果を観察しおよび/またはユーザとトランシーバ10Aとの間の動作的な相互作用を可能にするように動作可能なディスプレイ16を含んでいる(またはこのディスプレイ16と信号通信が可能である)。例えばディスプレイ24は選択された解剖学的部分に関してトランシーバ10Aの適切および/または最適な位置を指示する欧数字データを表示するように構成されることができる。ディスプレイ16は選択された解剖学的領域の2または3次元画像を観察するように使用されることができる。したがってディスプレイ16は液晶ディスプレイ(LCD)、発光ダイオード(LED)ディスプレイ、陰極線管(CRT)ディスプレイ、又は欧数字データおよび/またはグラフィック画像をユーザに提示するように動作可能な他の適当な表示装置であることができる。

【0027】

図1のAをさらに参照すると、腔セクタ(図示せず)は選択された患者の組織への超音波信号の送信及び受信を調節可能に適合するように動作可能である。特に、腔セクタは男性及び女性の患者の種々の解剖学的詳細に適合するようにトランシーバ10Aを適合する。例えば腔セクタが男性の患者に適合するように調節されるとき、トランシーバ10Aは男性の患者の膀胱のような単一腔を位置付けるように適切に構成されることができる。それと対照的に、腔セクタが女性の患者に適合するように調節されるとき、トランシーバ10Aは膀胱と子宮を含む身体領域のような多数の腔を有する解剖学的部分を撮像するように構成されることができる。トランシーバ10Aの別の実施形態は男性および/または女性の患者で使用されることができる単一の腔走査モードまたは多数の腔走査モードを選択するように構成される腔セクタを含むことができる。腔セクタはしたがって単一の腔領域が撮像されること、または肺および心臓を含む領域のような多数の腔領域が撮像されることを許容することができる。

【0028】

患者の選択された解剖学的部分を走査するために、トランシーバ10Aのトランシーバドーム20は走査される解剖学的部分に近い患者の表面部分に対して配置されることができる。ユーザはトリガー14を押すことによりトランシーバ10Aを付勢する。それに応答してトランシーバ10は超音波信号を身体内に送信し、対応する反射エコー信号を受信し、この反射エコー信号は選択された解剖学的部分の超音波画像を生成するためにトランシーバ10Aにより少なくとも部分的に処理されることができる。特定の実施形態では、トランシーバ10Aは約2メガヘルツ(MHz)から約10MHzまでの範囲の超音波信号を送信する。10MHzを超える超音波エネルギーが使用されることもできる。

【0029】

1実施形態では、トランシーバ10Aは予め定められた周波数および/またはパルス反復速度で超音波エネルギーを発生し、その超音波エネルギーをトランシーバ10Aへ転送するように構成されることができる超音波システムへ結合するように動作することができる。システムは走査された解剖学的領域の画像を生成するようにトランシーバ10Aにより受信される反射された超音波エネルギーを処理するように構成されることができるプロセッサも含んでいる。したがって、システムは通常、生成された画像の観察に使用されることができる陰極線管(CRT)、液晶ディスプレイ(LCD)、プラズマディスプレイまたは他の類似の表示装置のような観察装置を含んでいる。システムはまたキーボード、指向装置、又

10

20

30

40

50

は他の類似の装置のようなトランシーバ10Aの動作を制御するようにプロセッサを協働して補助する1以上の周辺装置を含むこともできる。さらに別の特定の形態では、トランシーバ10Aはハウジング18内に位置されるマイクロプロセッサと、トランシーバ10Aの動作を制御して反射された超音波エネルギーを処理し、超音波画像を生成するためにマイクロプロセッサに関連されるソフトウェアとを含んでいる自蔵型の装置であってもよい。したがってディスプレイ16は生成された画像を表示しおよび/またはトランシーバ10Aの動作に関連される他の情報を観察するために使用されることができる。例えば情報は一連の走査を行う前にトランシーバ10Aの好ましい位置を示す欧数字データを含むことができる。さらに別の特別な形態では、トランシーバ10Aはトランシーバ10Aの動作を少なくとも部分的に制御するソフトウェアを含み、さらにトランシーバ10Aから転送された情報を処理するためのソフトウェアを含み、したがって走査された解剖学的領域の画像が生成されることができるラップトップ又はデスクトップコンピュータのような汎用目的コンピュータに動作のために結合されることができる。トランシーバ10Aは以下の図3および4に示されているように受け台50と通信を行うために電気接触部が随意選択的に取り付けられることもできる。図1のAのトランシーバ10Aは任意の前述の実施形態で使用されることができるが、他のトランシーバも使用されることができる。例えばトランシーバはトランシーバ10Aの1以上の特徴がなくてもよい。例えば適切なトランシーバは手で運搬可能な装置である必要はなく、および/または上部に取付けられたディスプレイを有する必要はなく、および/または選択的に他の特性がなくてもよく、或いはさらに別の相違点があってもよい。

【0030】

図1のBは実質的に円錐形を有する3次元(3D)アレイを形成する複数の走査平面のグラフィック表示である。2次元の走査平面42の回転アレイにより形成される超音波走査コーン40はトランシーバ10Aのドーム20から外方向に投射される。トランシーバ10Aの他のトランシーバの実施形態は2次元の走査平面42の回転アレイにより形成される走査コーン40を展開するように構成されることができる。複数の走査平面40はトランシーバ10A-Bを通して延在する軸11を中心に配向されることができる。1以上又は好ましくは各走査平面42は軸11を中心に位置されることができるが、好ましくは予め定められた角度位置で位置される。しかし必ずしもそれが必要ではない。走査平面42は手作業で角度 θ_1 と θ_2 により間隔を隔てられることができる。対応して、各走査平面42内の走査線は角度 θ_1 と θ_2 により間隔を隔てられることができる。角度 θ_1 と θ_2 はほぼ等しいように示されているが、角度 θ_1 と θ_2 は異なる値を有してもよいことが理解される。同様に、角度 θ_1 と θ_2 はほぼ等しいように示されているが、角度 θ_1 と θ_2 は異なる角度を有してもよい。他の走査コーン構造が可能である。例えば楔形の走査コーン又は他の類似の形態がトランシーバ10Aにより生成されることができる。

【0031】

図1のCは走査平面42のグラフィック表示である。走査平面42は周辺走査線44および46と、トランシーバ10Aから外方向に延在する長さ r を有する内部走査線48とを含んでいる。したがって周辺走査線44および46と内部走査線48に沿った選択された点は距離 r と角度座標値 θ を参照して規定されることができる。長さ r は好ましくは約18乃至20センチメートル(cm)まで延在するが、任意の長さが可能である。特定の形態はドーム20から外方向に延在する約77本の走査線48を含むが、任意の走査線数が可能である。

【0032】

前述したように、トランスデューサの角運動は機械的に行われてもよくおよび/または電子的又は他の方法で発生されることもできる。いずれにしても、線48の数と線の長さは変化でき、それによって傾斜角度 α は約 120° の総アークで約 -60° と $+60^\circ$ の間の角度を掃引する。1つの特定の形態では、トランシーバ10は第1の限定走査線44と第2の限定走査線46との間に約77本の走査線を発生するように構成されることができる。別の特定の形態では、各走査線は約18乃至20センチメートル(cm)の長さを有する。隣接する走査線48(図1のB)間の角度分離は均一または不均一であることがで

きる。例えば別の特定の実施形態では(図1のCで示されているように)角度分離 θ_1 と θ_2 は約 1.5° であってもよい。代わりに別の特定の実施形態では角度分離 θ_1 と θ_2 はシーケンスであってもよく、ここでは隣接角度は 1.5° 、 6.8° 、 15.5° 、 7.2° 等々の角度を含むように順序付けされることができ、 1.5° の分離は第1の走査線と第2の走査線との間であり、 6.8° の分離は第2の走査線と第3の走査線との間であり、 15.5° の分離は第3の走査線と第4の走査線との間であり、 7.2° の分離は第4の走査線と第5の走査線との間等である。隣接する走査線間の角度分離は均一及び不均一の角度間隔の組合せであることもでき、例えば角度のシーケンスは 1.5° 、 1.5° 、 1.5° 、 7.2° 、 14.3° 、 20.2° 、 8.0° 、 8.0° 、 8.0° 、 4.3° 、 7.8° 等を含むように順序付けされることができる。

10

【0033】

図1のDは体内の臓器の断面を通して延在する単一の走査平面42を形成する手持ちの超音波トランシーバから生じる複数の走査線のグラフ表示である。所定の走査平面42内のトランシーバ10Aから生じる内部走査線の数及び位置はしたがって、走査平面42内で構造または画像を十分に視覚化することが必要とされるとき軸線11を中心とする異なる位置座標で分布されることができる。示されているように、中心を外された関心領域(ROI)の4つの位置は不規則な領域49として示される。3つの部分が全体として走査線42内で観察可能であることができ、1つは周辺走査線44により切り取られることができる。

【0034】

図2Aは超音波高調波撮像システムの別の実施形態のトランシーバと、3D分布された走査線からなる走査コーンアレイの部分的概略図と部分的等角図を示す図である。複数の3次元(3D)分布された走査線が協働して走査コーン30を形成するトランシーバから発生している。各走査線は図1のA-Dのトランシーバ10A-10Eから外方向に投射する長さ r を有する。示されているように、トランシーバ10Aは1次元の超音波Aラインであることができる走査コーン30内で3D分布された走査線を放射する。他のトランシーバの実施形態10B-10Eは3D分布された走査線を放射するように構成されることもできる。集合として取ると、これらの3D分布されたAラインは走査コーン30の円錐形状を規定する。超音波走査コーン30は軸線11を中心としてトランシーバ10A、10B、10Cのドーム20から外方向に延在する。走査コーン30の3D分布された走査線は走査コーン30の周囲により規定される容積内で分布されることができる複数の内部及び周辺走査線を含んでいる。したがって

20

30

【0035】

内部及び周辺走査線の位置はさらに中心走査線34Bからの角度間隔により内部及び周辺走査線間で規定されることができる。走査線34Bと周辺又は内部走査線との間の角度間隔は角度 θ により指定されることができ、内部または周辺走査線との間の角度間隔は角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 はそれぞれ走査線34Bから走査線34A、34C、31Dまでの角度間隔を規定する。同様に、角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 はそれぞれ走査線31Bと31C、31Cと34A、31Dと31Eとの間の角度間隔を規定している。

40

【0036】

図2Aの参照を続けると、複数の周辺走査線31A-Eと複数の内部走査線34A-Dは必ずしも走査平面内に限定されていない3次元で分布されたAライン(走査線)であることができるが、代わりに内部領域を通して走査コーン30の周辺に沿って掃引することもできる。したがって走査コーン30内の所定の点は座標 r 、 θ により識別されることができ、その値は通常変化する。トランシーバ10A-10Eから生じる内部走査線の数及び位置はしたがって、患者の関心領域(ROI)内の構造又は画像を十分に視覚化することが必要とされるとき異なる位置座標で走査コーン30内に分布されることができる。トランシーバ10A-10E内の超音波トランスデューサの角運動は機械的に行われ、および/または電子的に発生されることができる。どのような場合でも、線の数と線の長さは均一であるかそうでなけれ

50

ば変化することができ、それによって角度は約走査線34Bと31Aとの間の -60° と走査線34Bと31Bとの間の $+60^\circ$ との間で角度を通じて掃引する。したがってこの実施例の角度は約 120° の総アークを表している。1実施形態では、トランシーバ10A、10B、10Cは約18乃至20センチメートル(cm)の長さrを有する走査コーン30内の複数の3D分布された走査線を発生するように構成されることができる。

【0037】

図2Bはトランシーバプローブ10Cとコンソール74の組合せを使用する超音波高調波膀胱スキャナシステム70の部分的斜視図の概略図を示している。高調波膀胱スキャナシステム70は電池式であり、持ち運び可能であり、BVI9400 Bladder Scanシステムと呼ばれている。他の実施形態は線形電力線給電を含むことができる。超音波トランシーバ10Cはコンソール74が神経高調波アルゴリズムを使用してプロセスを撮像できる超音波高調波エコー信号を検出し提供するように構成されている。

【0038】

トランシーバ10Cはトランシーバ10Aおよび10Bと類似のトランシーバディスプレイ16、ハウジング18、ドーム20設計を有し、信号ケーブル17を介してコンソール74へ信号を通信する。コンソール74はコンソールベース72上で回転されることができる。コンソール74はディスプレイ76、検出及び動作機能パネル78、選択パネル80を含んでいる。検出及び動作機能は膀胱を標的とするために与えられ、ユーザ音声注釈記録、先に記録された音声注釈ファイルの検索および再生、現在および先に記憶された3Dと2D走査を可能にしている。ディスプレイ76ではスクリーンショット76が膀胱領域の断面描写の中心に十字線を備えたターゲットアイコン79Aを有する。他のスクリーンショットはいずれの機能キーが機能パネル78で押されるのに応じてディスプレイ76上に現れることができる。複数の方向矢印を有するターゲットアイコンスクリーンショット77Bは膀胱を中心とするようにトランシーバ10Cを動かすようユーザを誘導するように現れ点滅し、ディスプレイ76またはディスプレイ16に現れることができる。ターゲットアイコンスクリーンショット77Bは前述の図1のAに示されている方向インジケータパネル22と同様に膀胱または他の関心臓器を中心とするようにトランシーバ10Cを位置付けるようユーザを誘導する。最初の膀胱図スクリーンショット77Cが現れ、ターゲットアイコン79Aは楕円形の恥骨の上の十字架内に現れる中心膀胱領域を示している。無線信号82による無線通信では、トランシーバ10Cからの出力は無線信号ポート86を介して無線ハブ84に出力されることができる。無線ハブ84はコンソール74の電池コンパートメント(図示せず)に設置される電池88を充電する役目も行う。全ての計算は撮像コンソール74中で行われることができる。9400の実施形態のシステム70はコンピュータ又はネットワークが高調波撮像処理を完了することを必要としない。他の実施形態では、システム70は以下の図3および4に示されているものと類似の局部およびインターネットシステムでトランシーバ10Cが捕捉した高調波撮像情報を送信するためのゲートウェイとして無線ハブ84を使用する。

【0039】

図3は複数の超音波高調波撮像システムと通信するサーバアクセス構内網の概略図である。超音波高調波撮像システム100は通信システム55によりサーバ56に結合されることができる1以上のパーソナルコンピュータ装置52を含んでいる。装置52は例えば超音波高調波サブシステム60A-60Bの1以上の超音波トランシーバ10Aおよび/または10Bに結合されることもできる。基本周波数超音波および/またはその高調波のいずれかのエコーの信号から得られる臓器または他の関心領域の画像に基づいた超音波がディスプレイ54で表示されて走査コーン30または40内で示されることができる。サーバ56は超音波情報の付加的な処理を行うように動作可能であり、或いは(図3に示されていない)さらに別のサーバ及び装置に結合されることができる。トランシーバ10Aまたは10Bはサブシステム60Aでコンピュータ52と無線通信し、サブシステム10Bで有線信号通信し、サブシステム10Cで受け台50を介してコンピュータ52と無線通信し、またはサブシステム10Dで受け台50を介してコンピュータ52と有線通信することができる。

【0040】

10

20

30

40

50

図4は複数の超音波高調波撮像システムと通信するインターネットの概略図である。インターネットシステム110は超音波高調波サブシステム60A-60Dに結合されるか、そうでなければそれらと通信できる。

【0041】

サブシステム60A-60Dで使用される走査トランシーバ10Aまたは10Bから得られることができる情報は身体内の構造から受信される信号に変換される超音波エコーから得られる。これらの超音波エコー信号はオリジナル送信パルスの周波数を伝播するだけでなく、これらの周波数の倍数の周波数またはそれらの周波数の高調波を含む。これらの線形成分は通常の基本Bモード撮像で使用される。

【0042】

対照的に、非線形効果は種々の媒体を通る超音波の伝播期間中に高調波エコー周波数を生成する。例えばTHI（組織高調波撮像）は変化する音響特性を有する組織を伝播する間に超音波信号が歪まされる現象に基づいている。しかしながらTHIは単なる撮像方法であり、膀胱検出問題を解決しない。

【0043】

高調波情報は周波数ドメインに隠され、それは異なる深さにおける各走査線での高調波の成長には効率的なインジケータであり、それに基づいて膀胱線及び組織線が分離されることができる。例えば膀胱領域内には十分な反射がなく、それ故第1及び第2高調波の減衰は低い。膀胱壁の後方深くで、第1及び第2高調波の両者が減衰されることができ、第2高調波は第1高調波よりも非常に速く減衰されることができる。その結果として、高調波情報は組織のみを貫通する走査線と比較して、膀胱を通過する走査線で高い可能性がある。

【0044】

高調波情報を使用する1方法は基本周波数での応答と比較して第2高調波周波数に付いての高調波情報の相対的な変化を使用することである。第2高調波についてのピーク値と、基本周波数についてのピーク値との比（ゴールドバーグ数）はこのような変化の適切なインジケータである。

【0045】

超音波装置から集められた臨床データから、そのスペクトルが非常に雑音があることが観察される。これはデータ内に存在する雑音が少量であるか全くないときでさえも認められる。畳みこみ理論は良好なスペクトル評価を得るために通常のFFT方法を使用することが難しいことを示しており、言うまでもなく固定した仮定はこのデータでは適用されない。強力な高調波処理アルゴリズムはこのような装置が良好な高調波評価結果を有することを可能にする。

【0046】

図5は主体の走査された関心領域の情報の抽出に使用される高調波解析カーネル（HAK）100信号処理アルゴリズムの方法のフローチャートを示している。通常、このような方法はサブアパーチャ処理技術に基づくことができ、近似的にデコンボリューションプロセスとみなされることができる。HAK100はプロセスブロック102で開始し、臓器又は臓器全体、例えば膀胱を含む関心領域は超音波トランシーバ10A-Bで標的とされ、超音波エコーは検索され信号に変換される。その信号は走査線に沿ってまたは1からNの一連のデータセグメントに細分割される。その後、ブロック104でデータセグメント1-Nが処理される。各データセグメント1乃至Nはウィンドウブロック106、高速度フーリエ変換ブロック（FFT）ブロック108、平均処理ブロック110により独立して処理される。平均後、画素強度はその後プロセスブロック112で強度により正規化され、プロセスブロック114で走査線の深さを横切って補償され平均され、その後プロセスブロック116で平滑化された高調波プロフィールとして出力され、HAKアルゴリズム100を終了する。

【0047】

ウィンドウ処理ブロック106はサブ信号セットを生じるエコー信号に対して一連の数値加重を適用する信号処理技術を使用する。サブ信号セットはテラーウィンドウと、エッ

10

20

30

40

50

ジの不連続性を示す信号に共通の主ローブ幅とサイドローブレベルとの間で計算的調節を可能にする処理アルゴリズムを使用する。その後、FFTがブロック108で適用され、その結果は第1高調波スペクトル強度平均を取り、それを第2高調波スペクトル強度平均により割算することによって第1高調波スペクトル強度に関して正規化される。これらの計算はその後予測される2.5 dB/cmの減衰が撮像および/またはエコー超音波エネルギーに対して生じるという予測により補償される。

【0048】

デコンボリューションプロセスから結果的に得られたデータセグメントはオーバーラップしてもよくまたオーバーラップしなくてもよい。(単一の無線周波数(RF)パルス超音波データ線上の)各データセグメントでは、テーラーウィンドウが高速度フーリエ変換FFT108からその副ローブを減少するために適用される。FFT108後、第1及び第2高調波周波数についてのスペクトルの平均がプロセスブロック110で得られる。次に以下のサブアルゴリズムに基づいて高調波比の平均を得るために正規化又は補償プロセスがブロック112で行われる。

【数1】

```

Ratio_Sum = 0;

Counter = 0;

For each data segment(i)
    If (first harmonic > threshold)
        Ratio_SA(i) = 20*log10(first
harmonic/second harmonic);
        Ratio_SA(i) = Ratio_SA(i) + i*Att_Comp;
        Ratio_Sum = Ratio_Sum + Ratio_SA(i);
        Counter = Counter + 1;
    End if
End for
If (Counter > 0)
    Ratio = Ratio_Sum/Counter;
Else
    Ratio = Ratio_low
End if

```

【0049】

前述のサブアルゴリズムにおいては、'Att_Comp'は減衰補償パラメータである(2.5 dB/cmの値が臨床データとしておよびそのデータからの評価として使用されることができる)。「threshold」はデータが非常に小さいときにそのデータを拒否するために使用されるパラメータである。Ratio_low = -35 dB。要約すると「正規化」ステップは非常に弱いデータセグメントを除去でき、補償ステップは組織中の高調波比の損失を補償し、平均ステップはより確固な比推定子を与えることができる。最終的なステップは走査平面内の走査線を横切る高調波比の空間的平滑化であってもよい。

【0050】

10

20

30

40

50

膀胱が実質的に中心に置かれている適切に標的にされた走査から得られる臨床結果が図 6 A - C および図 7 乃至 9 に示されている。走査結果についての F F T と H A K 処理の比較が行われる。

【 0 0 5 1 】

図 6 A は患者の膀胱領域の生（未加工）のデータ画像の図である。

【 0 0 5 2 】

図 6 B は図 6 A の膀胱の生のデータ画像の F F T を使用した第 2 高調波の大きさと第 1 高調波の大きさの比を示している。

【 0 0 5 3 】

図 6 C は図 6 A の膀胱の生のデータ画像に適用される図 5 の H A K を使用した第 2 高調波の大きさと第 1 高調波の大きさの比のヒストグラムを示している。明白に H A K の比は膀胱に強く相関され、F F T は走査平面全体で不適切な比評価を有する。この高調波比モデルによれば、各走査線からの高調波比評価はこの走査線により問合せされる膀胱の大きさに関連されることができる。

【 0 0 5 4 】

図 7 は患者から得られた膀胱領域の生のデータ画像のパネルである。

【 0 0 5 5 】

図 8 は図 7 の患者の膀胱領域のそれぞれの生のデータ画像の F F T に基づいた第 2 高調波の大きさと第 1 高調波の大きさの比のプロフィールを示している。

【 0 0 5 6 】

図 9 は図 7 の B モード走査で提供される生のデータ画像の H A K に基づいた第 2 高調波の大きさと第 1 高調波の大きさの比のプロフィールを示している。図 6 C の H A K プロフィールに関して、図 5 の H A K アルゴリズムにより得られるこれらのプロフィールは膀胱の深さと大きな相関を与え、図 8 の各 F F T は各走査平面において不適切な比評価を示している。

【 0 0 5 7 】

F F T と H A K プロフィールからの第 2 高調波はカラーコード化プロセスを介して所定の走査平面内の膀胱領域の視覚的描写を強化するために 2 - D プレゼンテーションで描写されることができる。カラーコード化プロセスは図 10 の A - C で示されている。

【 0 0 5 8 】

図 10 の A は 0、15、30、45、60、75、90、105、120、135、150、165 度の 角度値を有する走査平面の 4 つの第 2 高調波プロフィールのパネルを示している。第 2 高調波プロフィールは実質的に放物線で、通常は変化する分布幅とピーク最大位置を有する分配されたパターンを提示する。

【 0 0 5 9 】

図 10 の B は図 10 の A を 3 次元空間で構成又は整列した 1 2 の第 2 高調波プロフィールを示している。各走査平面の放物線プロフィールは図 1 の B の走査コーン 40 に類似して走査コーン面アレイに構成されることができる。第 2 高調波放物線はグレー平面として表されているしきい値を超えて上昇する。

【 0 0 6 0 】

図 10 の C はしきい値平面の上方に投射する 1 2 の第 2 高調波放物線のシミュレートされた C モードの上面図を示している。しきい値はグレー平面として表されている。

【 0 0 6 1 】

図 11 A - 11 E は F F T 処理された第 2 高調波の一連の 2 D プロットを示しており、線引きが困難であり不規則的な散在して現れる膀胱を示しており、散在する形状は膀胱の体積を評価することをさらに困難にしている。この図面の色凡例は最高の高調波である赤と、最低の高調波である青と、中間の大きさの高調波値を有する黄色を示している。赤色領域を囲む黄色領域は膀胱に対応する。これらの F F T 処理された高調波では、青状の領域が赤の膀胱領域内に現れ、予想される膀胱領域内にギャップその他の不連続性が表れている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

図 1 1 B - 1 5 B は一連の 2 D プロットが H A K 処理された第 2 高調波である図 1 1 A - 図 1 5 A のそれぞれの H A K コンパニオンを示しており、さらにより正確に膀胱体積を決定することが可能な規則的な形態に適したさらに線引きされコンパクトに現れる膀胱領域を示している。この図面の色凡例は最高の高調波である赤と、最低の高調波である青と、膀胱に対応する赤色領域を囲む黄色領域を示している。図 1 1 B では、比較的厚いまたは広い黄色帯が見られ、中心に位置される赤色領域の周りを囲んでいる。このさらに顕著な黄色の経路領域または帯はより確実に膀胱の位置を示すためにさらに中心で連続的に位置される赤領域を覆う。通常、H A K 処理は丁度 F F T 処理された高調波よりも高調波比評価において大きな改良を示している。予測される膀胱領域が連続して存在することを示している H A K で検出され中心に位置される赤色領域には視覚的に青状のギャップは存在しない。

10

【 0 0 6 3 】

図 1 6 の A - B は高調波比対排尿されていない膀胱の膀胱寸法プロットの回帰解析を示している。満杯の膀胱はデータ外れ値の最小値を示している。

【 0 0 6 4 】

図 1 7 の A - B は高調波比対排尿された後の膀胱の膀胱寸法プロットの回帰解析を示している。空の膀胱は図 1 6 の A - B の満杯の膀胱よりも多くのデータ外れ値を示している。

【 0 0 6 5 】

図 1 8 A C は 8 人の男性と 1 0 人の女性を含む臨床グループの測定された尿体積対 H A K アルゴリズム予測された体積の回帰解析を示している。勾配は 0 . 8 5 と約 0 . 9 4 との間で変化する強い相関係数 R^2 により 0 . 8 1 と 0 . 9 6 との間で変化する。

20

【 0 0 6 6 】

本発明の好ましい実施形態を示し説明したが、多くの変更が本発明の技術的範囲を逸脱せずに行われることができる。例えばゼラチン状の塊がサブアパーチャ神経系アルゴリズムをさらに規定して最適化するために合成皮膚および組合せ流体と組織を変更するために使用されることができる。したがって、本発明の技術的範囲は好ましい実施形態の説明により限定されない。

以下に、本願出願時の特許請求の範囲に記載された発明を付記する。

30

[1] ターゲットの関心領域から反射される超音波エネルギーを受け、複数のエコー信号を生成する超音波トランシーバと、

ディスプレイを有し、超音波エネルギーの第 1 高調波、第 2 高調波、および基本周波数の少なくとも 1 つを使用してエコー信号からターゲットの関心領域を撮像するように構成される実行可能なアルゴリズムを有するコンピュータとを具備し、

ターゲットの関心領域内の境界インターフェースの区分はディスプレイ上で表示される超音波画像の写像性を改良するシステム。

[2] 実行可能なアルゴリズムは高調波解析カーネルを含んでいる前記 [1] に記載のシステム。

[3] 高調波解析カーネルは高調波値を発生するためにウィンドウプロセス、高速度フーリエ変換プロセス、平均プロセス、強度正規化プロセス、深さによる補償プロセス、高調波平滑プロセスを含んでいる前記 [2] に記載のシステム。

40

[4] 高調波値は関心領域のグラフィック表示のために使用される前記 [3] に記載のシステム。

[5] グラフィック表示は関心領域のコード化マップを含んでいる前記 [4] に記載のシステム。

[6] 関心領域のコード化マップは高調波値の大きさに割当てられた色を含んでいる前記 [5] に記載のシステム。

[7] 主体の関心領域へ超音波エネルギーを送信し、関心領域から反射される超音波エコーを集収してエコー信号に変換し、

50

信号関連情報を発生するためにコンピュータが実行可能な非母数アルゴリズムを使用してエコー信号を処理し、

信号関連情報を使用して関心領域内の境界表面インターフェースを撮像するステップを含んでいる超音波トランスデューサからの超音波画像の写像性を改良する方法。

[8]非母数の実行可能なアルゴリズムの適用は高調波解析カーネルの適用を含んでいる前記[7]に記載の方法。

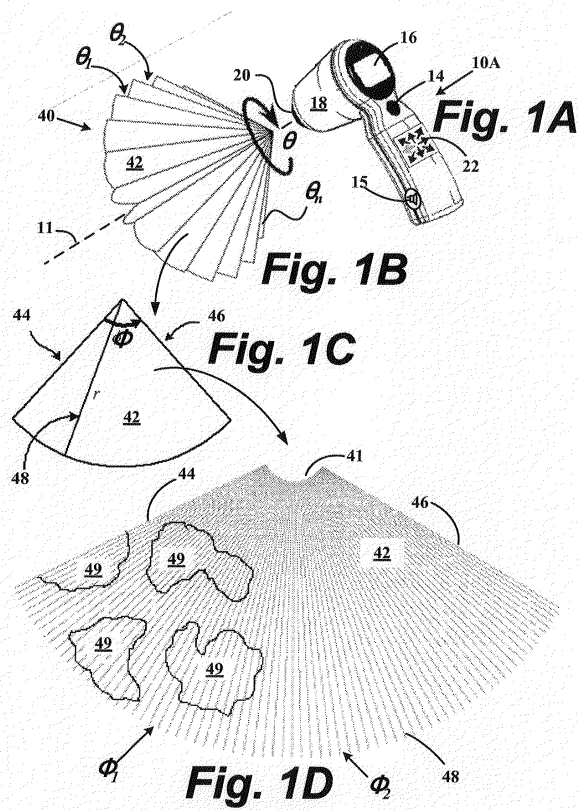
[9]高調波解析カーネルの適用は、高調波値を発生するためにウィンドウ処理、高速度フーリエ変換処理、平均処理、強度正規化処理、深さによる補償処理、高調波平滑処理を含んでいる前記[8]に記載の方法。

[1 0]関心領域の撮像は高調波値の大きさにより関心領域のコード化描写の表示を含んでいる前記[9]に記載の方法。

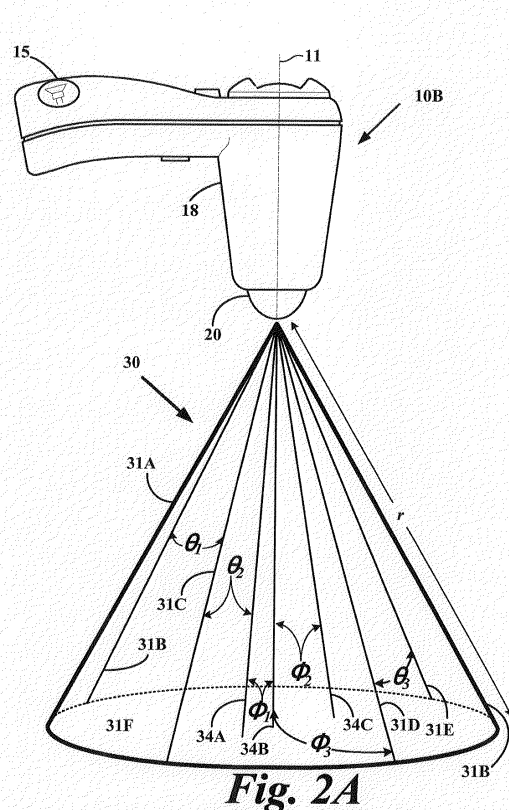
[1 1]関心領域のコード化描写の表示はカラーコード化を含んでいる前記[1 0]に記載の方法。

10

【 図 1 】



【 図 2 A 】



【図2B】

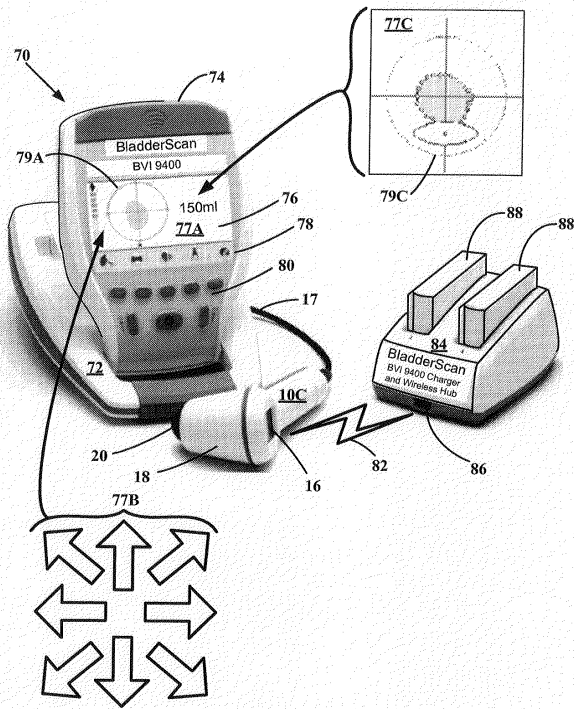


Fig. 2B

【図3】

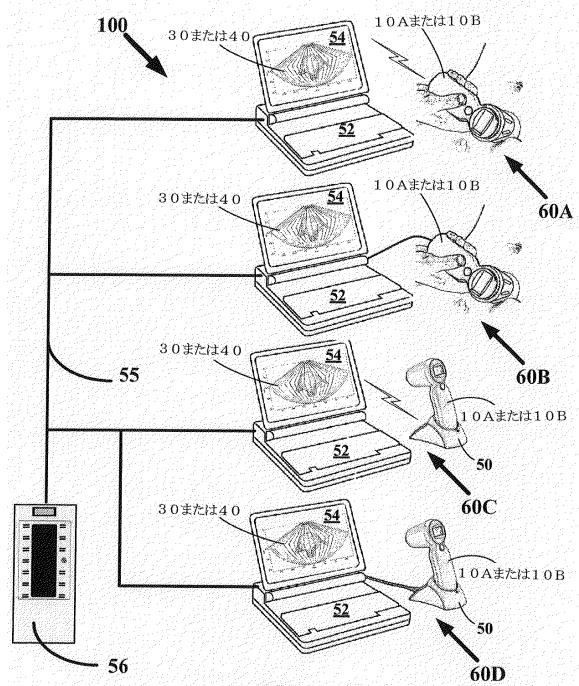


Fig. 3

【図4】

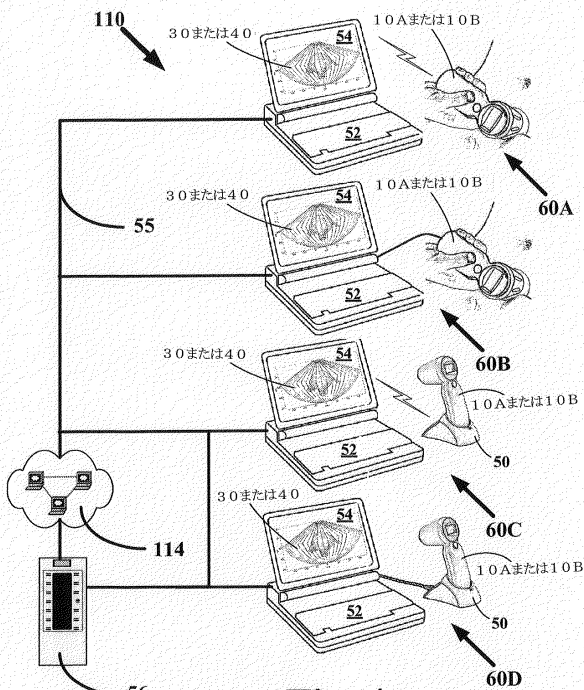


Fig. 4

【図5】

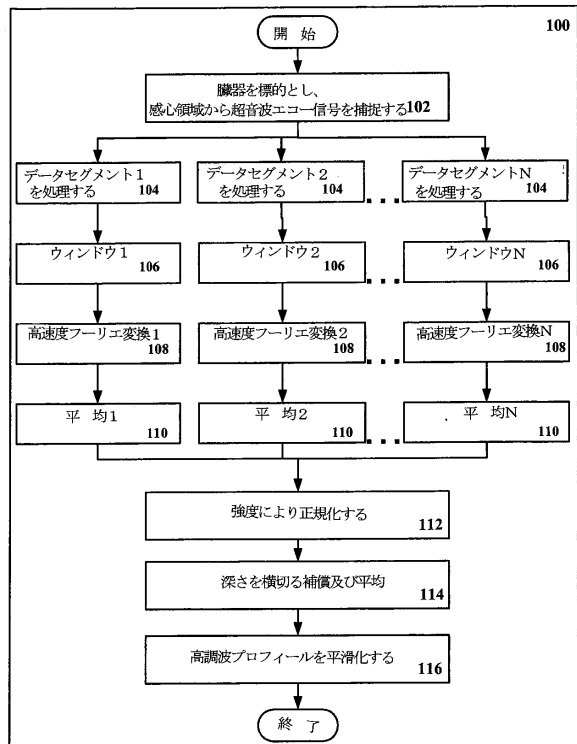


Fig. 5

【図 6 A】

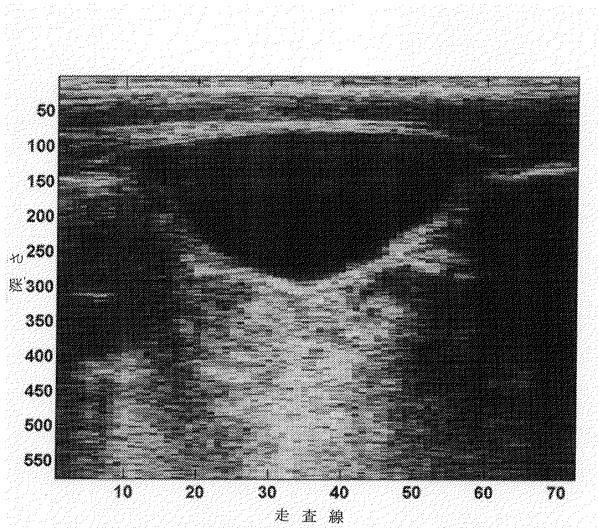


Fig. 6A

【図 6 B】

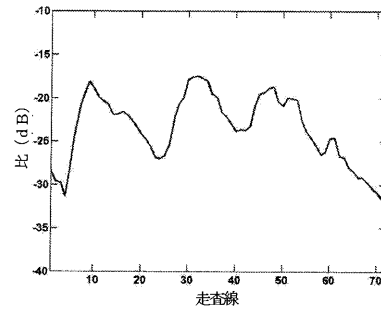


Fig. 6B

【図 6 C】

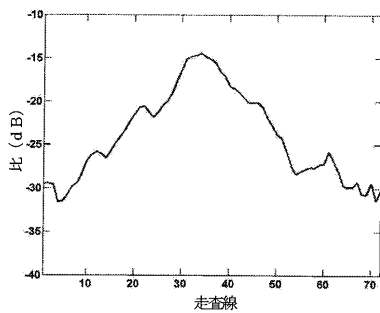


Fig. 6C

【図 7】

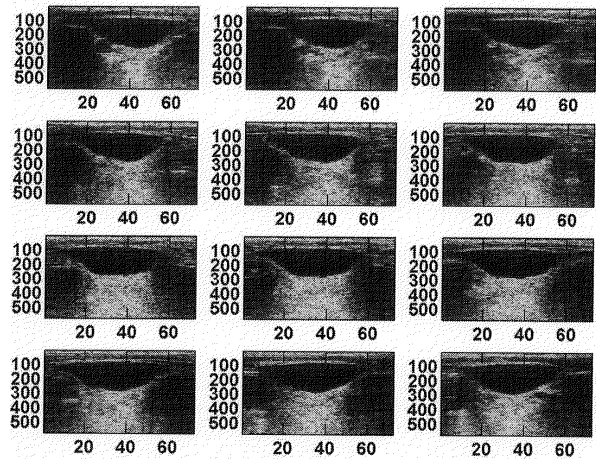


Fig. 7

【 図 8 】

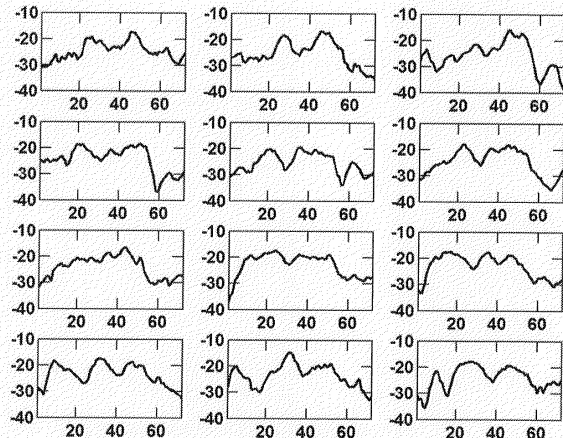


Fig. 8

【 図 9 】

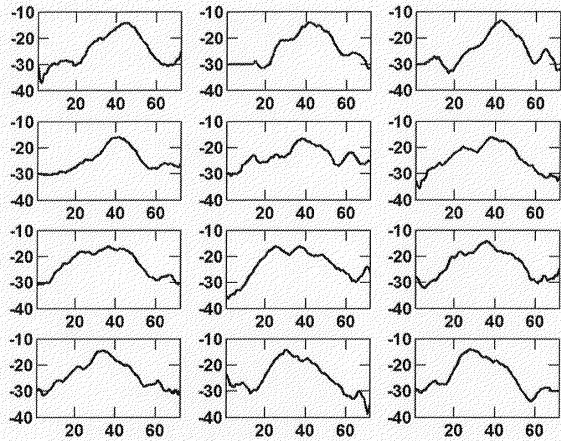
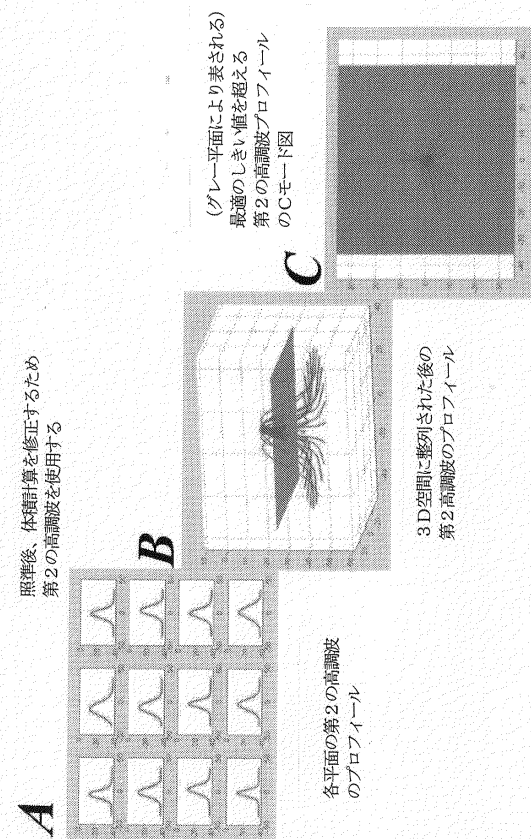


Fig. 9

【 図 10 】



Figs. 10A-C

【 図 11 A 】

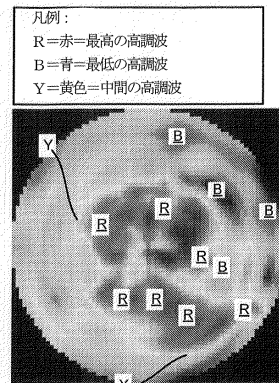


Fig. 11A

【 図 11 B 】

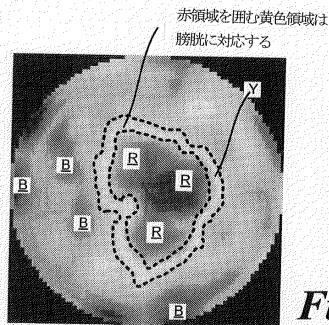


Fig. 11B

【 12 A 】

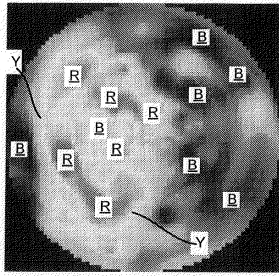


Fig. 12A

【 13 A 】

凡例：
 R=赤=最高の高調波
 B=青=最低の高調波
 Y=黄色=中間の高調波

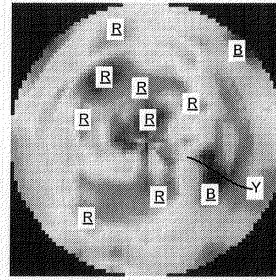


Fig. 13A

【 12 B 】

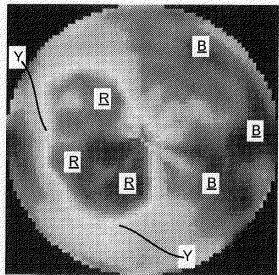


Fig. 12B

【 13 B 】

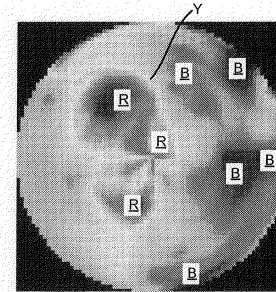


Fig. 13B

【 14 A 】

凡例：
 R=赤=最高の高調波
 B=青=最低の高調波
 Y=黄色=中間の高調波

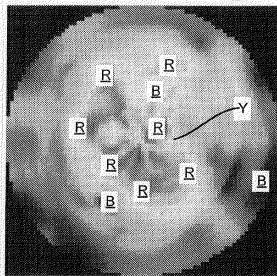


Fig. 14A

【 15 A 】

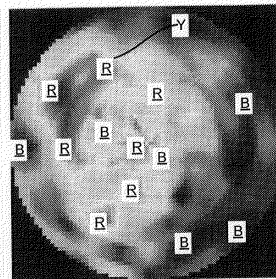


Fig. 15A

【 15 B 】

【 14 B 】

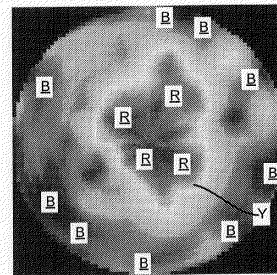


Fig. 14B

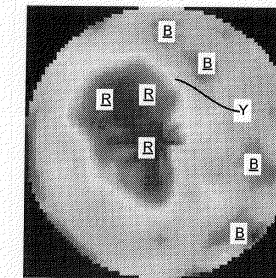


Fig. 15B

【 図 16 】

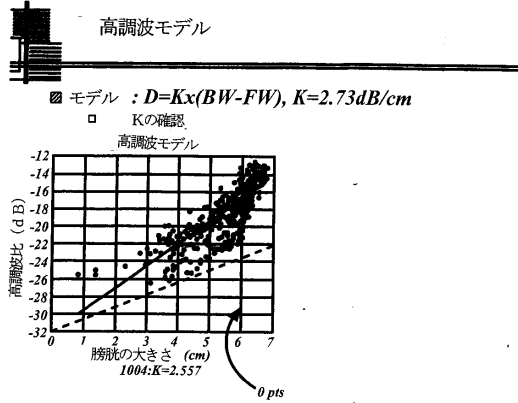
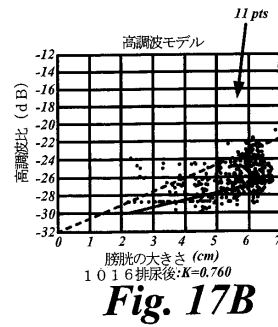
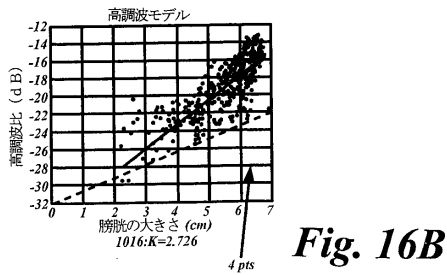
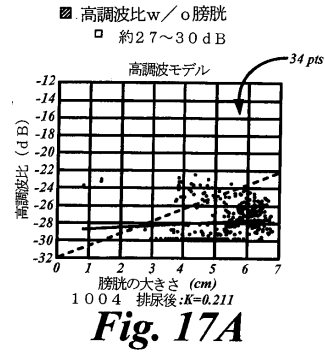
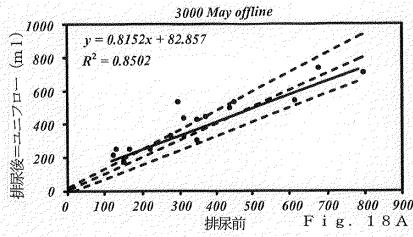


Fig. 16A

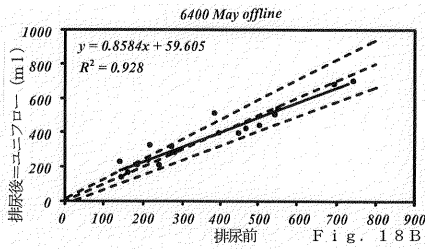
【 図 17 】



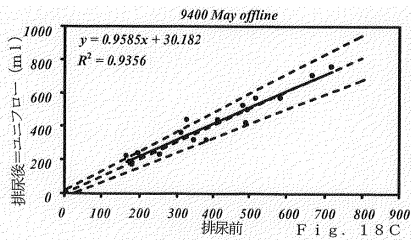
【 図 18 A 】



【 図 18 B 】



【 図 18 C 】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/938,446

(32)優先日 平成19年5月16日(2007.5.16)

(33)優先権主張国 米国(US)

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100095441

弁理士 白根 俊郎

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100103034

弁理士 野河 信久

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(72)発明者 ワン、ヤンウェイ

アメリカ合衆国、ワシントン州 98072、ウッディンビル、ピーオー・ボックス 2777

(72)発明者 マクモロー、ジェラルド

アメリカ合衆国、ワシントン州 98053、レッドモンド、トゥーハンドレッドフォーティース
・ウェイ・エヌイー 6319

審査官 泉 卓也

(56)参考文献 特開平09-103434(JP,A)

特開2007-090075(JP,A)

特開平04-301584(JP,A)

特開平03-218486(JP,A)

特開2006-055500(JP,A)

特表平09-505761(JP,A)

特開平10-179589(JP,A)

国際公開第2005/079487(WO,A2)

特開2003-265466(JP,A)

国際公開第2006/055813(WO,A2)

特開平06-294830(JP,A)

国際公開第2006/026605(WO,A2)

米国特許出願公開第2006/0079775(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声谐波成像系统和计算机可读介质		
公开(公告)号	JP5632278B2	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	JP2010508595	申请日	2008-05-15
申请(专利权)人(译)	Berason公司		
当前申请(专利权)人(译)	Berason公司		
[标]发明人	ワンヤンウェイ マクモロージェラルド		
发明人	ワン、ヤンウェイ マクモロー、ジェラルド		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/4254 A61B8/4455 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/565 A61B2560/0456 G01S7/52038 G01S15/8977 G06T5/001 G06T5/10 G06T2207/10132 G06T2207/20056		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	60/938371 2007-05-16 US 60/938359 2007-05-16 US 60/938446 2007-05-16 US		
其他公开文献	JP2010527278A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了用于改善超声图像中的图像清晰度的系统和方法的实施例，其利用超声收发器接收从目标感兴趣区域返回的超声能量并产生多个回波信号。感兴趣区域可包括器官，器官腔，例如膀胱，或器官或器官腔的一部分。然后，回声信号经由可执行算法接收信号处理，该可执行算法被配置为使用超声能量的一次谐波，二次谐波和基频中的至少一个来从回波信号对目标感兴趣区域成像。该算法生成谐波值，然后可以在网格上绘制或渲染可在计算机显示器或其他视觉装置上呈现的地图。替代实施例规定，可执行算法可以是非参数的并且包括谐波分析内核（HAK）。HAK包括窗口处理，快速傅里叶变换处理，平均处理，强度处理的归一化，深度处理的补偿以及用于生成谐波值的谐波平滑处理。然后可以例如通过根据谐波值的大小进行颜色编码来对谐波值的映射进行编码，以呈现感兴趣区域的图像。

【图 2 A】

