

(19)日本国特許庁 (JP)

公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 327505

(P2001 - 327505A)

(43)公開日 平成13年11月27日(2001.11.27)

(51) Int.CI ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
8/08		8/08	5 J 0 8 3
G 0 1 S 7/524		G 0 1 S 15/89	B
7/539		7/52	P
15/89		7/62	D

審査請求 未請求 請求項の数 120 L (全 14数)

(21)出願番号 特願2000 - 150396(P2000 - 150396)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(22)出願日 平成12年5月22日(2000.5.22)

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(74)代理人 100078765

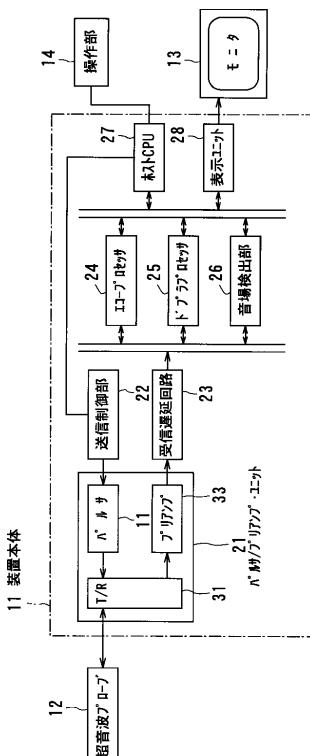
弁理士 波多野 久 (外1名)

(54)【発明の名称】超音波診断装置

最終頁に続く

(57)【要約】

【課題】画像全体で均一なばらつきの少ない画質を実現し、臨床の場で診断に有効な情報として提供する。
【解決手段】超音波診断装置は、超音波ビームの走査における走査領域内の送信音場が均一となるように走査の方向毎に異なる送信条件を設定する送信条件設定手段(14、27、22)と、これにより設定された送信条件で超音波ビームを被検体に送信する超音波送信手段(21、12)と、これにより送信された超音波ビームの被検体から反射された超音波エコー信号からハーモニック成分を抽出して被検体のハーモニック超音波画像を得る画像生成手段(13、21、23、24～28)と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームの走査における走査領域毎の送信音場が均一となるように前記走査の方向毎に異なる送信条件を設定する送信条件設定手段と、

前記送信条件設定手段により設定された送信条件で前記超音波ビームを被検体に送信する超音波送信手段と、前記超音波送信手段により送信された超音波ビームの前記被検体から反射された超音波エコー信号からハーモニック成分を抽出して前記被検体のハーモニック超音波画像を得る画像生成手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記超音波送信手段は、前記送信条件を1つの画像モード内で変化させる手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記送信条件は、送信開口、送信開口面積、送信開口位置、送信開口形状、送信音圧、送信パルス波形、送信超音波の周波数分布条件、焦点、送信素子分布、及び送信開口ウェイティング関数の内の少なくとも1つであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記送信条件設定手段は、前記走査領域内の送信音圧又はM I (Mechanical Index) 値が均一となるように、或いは、前記走査線と垂直な仮想面内の送信音圧又はM I 値が均一となるように設定する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記画像生成手段は、前記超音波エコー信号から前記走査の方向毎に送信音場に関する指標を計測する計測手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項5記載の超音波診断装置において、前記画像生成手段は、前記計測手段により計測された指標を表示する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項5記載の超音波診断装置において、前記送信条件設定手段は、前記計測手段により計測された指標に基づいて前記送信条件を設定する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記送信条件設定手段は、前記送信条件を操作者により設定可能とする手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記超音波送信手段は、前記走査の方向に沿う送信走査線数よりも少ない数のパルサと、この各パルサを切り換えるながら前記走査の方向毎に異なる送信条件で送信する手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査の方向毎に受信条件を変化させる手段をさらに備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査の方向に対して複数の送信をして画像を作成する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】 超音波ビームの走査における走査領域毎の送信音場が均一となるように前記走査の方向毎に異なる送信条件を設定する送信条件設定手段と、前記送信条件設定手段により設定された送信条件で前記超音波ビームを被検体に送信する超音波送信手段と、

前記超音波送信手段により送信された超音波ビームの前記被検体から反射された超音波エコー信号から前記被検体の超音波画像を得る画像生成手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特に生体内に超音波ビームを走査する際にその走査線毎に最適な送信条件を設定し、画像中に亘り均一な画質を実現し、臨床の場で診断に有効な情報を提供する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置を用いた循環器検査で一般的に使用されるセクタプローブでは、画像を構成する各走査線で送信条件は一定であり、ビームの偏向角が大きくなると、1)走査線上に形成された送信ビームの音圧が下がる、2)送信ビームが偏向しない場合と比べてビーム幅が太くなり、空間分解能が劣化する等の走査線によって送信音場が異なるといった現象がある。

【0003】そこで、従来の超音波ビームのBモードスキャンでは、上記の現象に対する対策として不均一な送信音場からの受信信号から走査線毎に受信ゲインなどの画質を調整する等の技術を採用してより均一な画像を生成する努力がなされている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した対策はBモード画像の場合を意図したものであり、近年脚光を浴びている組織ハーモニックイメージング (THI : Tissue Harmonic Imaging) やコントラストエコー等のハーモニックイメージングの場合を想定したものではないため、次のような不都合がある。

【0005】すなわち、ハーモニックイメージングでは、送信音場、特に音圧が感度に対して重要なファクタとなり、受信の画質調整で送信音場の不均一性を補うには限界があるため、これらの効果を十分発揮するには送信音場の均一性が必要である。これは、ハーモニック成分の強度は音圧の2乗に比例するため、従来のBモードに比べ振幅で2乗の受信ゲインを補正しなければならず、その受信ゲインの変化によりノイズレベルの変化を

引き起こし、これにより画像中でノイズレベルが異なる不均一な画像となるためである。

【0006】また、ハーモニックイメージングに関らず、一般的に送信ビームの偏向角が大きくなるとビーム幅が太くなるが、この現象については空間分解能の不均一性が生じ、特に並列同時受信の場合にはビーム曲がり等の現象を増大させる可能性もある。

【0007】以上の問題は、セクタプローブだけではなく、リニアプローブ等の他のプローブでも同様である。すなわち、この問題は、同一の送信ビームを形成するためには走査線それぞれに対する実際の送信音場が異なるのに対し、同一の送信条件で走査しているプローブ全てにあてはまるものである。

【0008】本発明は、このような従来の問題を背景になされたもので、電子スキャンを用いて生体内を走査し、画像を生成・表示する超音波診断装置において、画像全体で均一なばらつきの少ない画質を実現し、臨床の場で診断に有効な情報として提供することを、その目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、請求項1記載の発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの走査における走査領域内の送信音場が均一となるように前記走査の方向毎に異なる送信条件を設定する送信条件設定手段と、この送信条件設定手段により設定された送信条件で前記超音波ビームを被検体に送信する超音波送信手段と、この超音波送信手段により送信された超音波ビームの前記被検体から反射された超音波エコー信号からハーモニック成分を抽出して前記被検体のハーモニック超音波画像を得る画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0010】請求項2記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記超音波送信手段は、前記送信条件を1つの画像モード内で変化させる手段であることを特徴とする。

【0011】請求項3記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記送信条件は、送信開口、送信開口面積、送信開口位置、送信開口形状、送信音圧、送信パルス波形、送信超音波の周波数分布条件、焦点、送信素子分布、及び送信開口ウェイティング関数の内の少なくとも1つであることを特徴とする。

【0012】請求項4記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記超音波設定手段は、前記走査領域内の送信音圧又はM I (Mechanical Index)値が均一となるように、或いは、前記走査線と垂直な仮想面内の送信音圧又はM I値が均一となるように設定する手段であることを特徴とする。

【0013】請求項5記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記画像生成手段は、前記超音波エコー信号から前記走査の方向毎に送信音場に関する

る指標を計測する計測手段を備えたことを特徴とする。

【0014】請求項6記載の発明では、請求項5記載の超音波診断装置において、前記画像生成手段は、前記計測手段により計測された指標を表示する手段を備えたことを特徴とする。

【0015】請求項7記載の発明では、請求項5記載の超音波診断装置において、前記送信条件設定手段は、前記計測手段により計測された指標に基づいて前記送信条件を設定する手段を備えたことを特徴とする。

【0016】請求項8記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記送信条件設定手段は、前記送信条件を操作者により設定可能とする手段を備えたことを特徴とする。

【0017】請求項9記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記超音波送信手段は、前記走査の方向に沿う送信走査線数よりも少ない数のパルサと、この各パルサを切り換ながら前記走査の方向毎に異なる送信条件で送信する手段と、を備えたことを特徴とする。

【0018】請求項10記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査の方向毎に受信条件を変化させる手段をさらに備えたことを特徴とする。

【0019】請求項11記載の発明では、請求項1記載の超音波診断装置において、前記走査の方向に対して複数の送信をして画像を作成する手段を備えたことを特徴とする。

【0020】請求項12記載の発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの走査における走査領域毎の送信音場が均一となるように前記走査の方向毎に異なる送信条件を設定する送信条件設定手段と、前記送信条件設定手段により設定された送信条件で前記超音波ビームを被検体に送信する超音波送信手段と、前記超音波送信手段により送信された超音波ビームの前記被検体から反射された超音波エコー信号から前記被検体の超音波画像を得る画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を具体的に説明する。

【0022】図1に示す超音波診断装置は、装置本体1と、この装置本体1に接続される超音波プローブ12、モニタ13、及び操作部14とを備える。操作部14は、オペレータからの各種の指示、情報を装置本体1に与えるもので、各種の入力デバイス、例えば操作スイッチ、キーボード、ROI(関心領域)の設定等を行うためのポインティングデバイス(マウス、トラックボール等)等を有し、これにより、オペレータの操作で例えばBモード、ハーモニックモード等の画像モード選定や超音波ビーム送信条件等の設定・変更等が可能となっている。

【0023】超音波プローブ12は、電気／機械可逆的

変換素子としての圧電セラミック等の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子が1次元又は2次元アレイ状に配列されてプローブ先端に搭載され、1次元アレイプローブ又は2次元アレイプローブが構成されている。これにより、プローブ12は、装置本体11から与えられる駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体内的所望方向に送信する一方、被検体の体内組織の音響インピーダンスの異なる境界で反射され又は微小散乱体により後方散乱された超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換して装置本体11に送る。

【0024】装置本体11は、図1に示すように、プローブ12に接続されたパルサ／プリアンプ・ユニット21、その送信側に置かれた送信制御部（送信コントローラ）22、パルサ／プリアンプ・ユニット21の受信側に置かれた受信遅延回路23、エコープロセッサ24、ドプラプロセッサ25、音場検出部26、及び表示ユニット27を備える。装置本体11は、さらに操作部からの操作データを受けると共に、上記の各要素の設定や動作の制御を含むシステム全体の制御中枢の役割を担うホストCPU28も備える。本例では特に図示していないが、装置本体11には、必要によって心腔検出用プロセッサ、3Dプロセッサ等も含まれる。

【0025】送信制御部22は、プローブ12による超音波ビームの各走査線で形成される走査領域内の送信音場が均一となるように走査線毎に送信開口、送信開口面積、送信開口位置、送信開口形状、送信音圧、送信パルス波形、送信超音波ビームの周波数分布、焦点、及び送信素子分布等の送信条件を設定し、その送信条件でプローブの各振動子に与える送信パルス電圧の制御信号をパルサ／プリアンプ・ユニット21に送る。

【0026】パルサ／プリアンプ・ユニット21は、プローブ12に接続されるT/R31、その送信側に置かれるパルサ（トランスマッター）32、及びT/R31の受信側に置かれるプリアンプ33を備える。

【0027】パルサ32は、本例では複数の送信条件の内の1つを瞬時に切り換える機能を有する1個の回路セット又は複数の送信条件毎に切り換える機能を有する複数個の回路セットで構成され、送信制御部22にて設定された送信条件で駆動パルス電圧を発生し、このパルス電圧に基づく駆動信号をT/R31を介してプローブ12に与える。これにより、プローブ12からの超音波ビームの方向・集束が2次元的または3次元的に制御され、その走査領域内の送信音場が均一となるように各走査線毎に異なる送信条件でビームフォーミングが行われる。

【0028】プリアンプ33は、プローブ12で変換された超音波エコー信号に対応する電圧のエコー信号をT/Rから受けて増幅し、その増幅信号を受信遅延回路5に送る。

【0029】受信遅延回路23は、1個の回路セット

（ビームフォーマー）又は並列同時受信に必要な複数個の回路セットで構成され、受信時のビームフォーミングによる超音波ビームの方向・集束の条件を満たすようにプリアンプ33からのエコー増幅信号を遅延・加算してエコープロセッサ24、ドプラプロセッサ25、及び音場検出部26に送る。

【0030】エコープロセッサ24は、受信遅延回路23からの受信信号に対して所定のリファレンス周波数で直交検波し、その検波信号の信号振幅に応じた2次元又は3次元空間分布画像を生成する一方、ハーモニックイメージングの画像生成に関する信号処理を行う。ここで、送信超音波ビームとして従来の超音波パルス以外に、コード化された超音波を用いる場合、又は、パルス圧縮の手法を用いる場合には、上記の直交位相検波処理の代わりにデコンボルーション処理が行われる。ここで生成される画像は、被検体の2次元又は3次元形態情報に相当するものであり、特にコントラスト剤を用いた場合は形態情報に加え造影剤の情報を含む。

【0031】ドプラプロセッサ25は、受信遅延回路23からの受信信号に対してその位相の時間変化を計測することにより被検体の組織の運動、分散などの2次元又は3次元空間分布画像データを生成する。このプロセッサ25は、さらにPW（パルスドプラ）やCW（連続波ドプラ）に関する信号処理も行う。

【0032】音場検出部26は、受信遅延回路23からの受信信号に対して超音波ビームの各走査線上のエコー信号の平均強度等を検出する。

【0033】表示ユニット27は、エコープロセッサ24、ドプラプロセッサ25、及び音場検出部26からのデータに対して対数圧縮、スキャンコンバート等の処理を行って所定の画像としてモニタ13上に表示させる。

【0034】ここで、送信制御部22による送信条件の設定例及び変更例を図2～図11に基づいて説明する。ここでは、超音波プローブ12として1次元アレイプローブ（セクタプローブ）を例に挙げ、従来例の場合と対比させて説明する。

【0035】図2は、セクタプローブ12により電子スキャンされる超音波ビームの走査領域を示す。この図2において、セクタプローブ12から送信される超音波ビームは、プローブ先端部の配列振動子が成す送信開口の中心部から法線方向に延びる偏向角が0度の走査線（=0°）を挟んで両側に所定角度で偏向させた偏向角が最大の走査線（例えば、=45°）までの複数の走査線で形成されるセクタ状の走査領域内で電子スキャンが行われる。

【0036】図3（a）及び（b）は、図2に示す走査領域内でのビームスキャンにおいて、従来の同一送信条件の場合を説明するものである。図3（a）は、超音波プローブ1の送信条件（送信開口W1、焦点深さD1）の設定例を、また図3（b）は、図3（a）に示す偏向

角が0度($\theta = 0^\circ$)の走査線上の送信ビームB1と、偏向角が30度($\theta = 30^\circ$)の走査線上の送信ビームB2とのそれぞれの焦点深さD1における模式的なメインビームのプロファイル(横軸:ビーム中心からの位置、縦軸:音圧)をそれぞれ示す。

【0037】図4は、実際のシミュレーションにより、図3(a)及び(b)に示す送信条件の内、送信開口W1=12.6mm、焦点深さD1=60mm、送信波形がパルス波形の条件で、 $\theta = 0^\circ$ の送信ビームB1と $\theta = 30^\circ$ の送信ビームB2との焦点深さD1でのビームプロファイル(横軸:ビーム中心からの角度、縦軸:振幅)を調べた結果を示す。

【0038】以上の結果から、偏向角30度の場合では、偏向角0度の場合と比べて、ビーム中心の音圧が下がり、ビーム幅が広がる等が確認され、これにより、送信音場の劣化が生じていることが分かった。

【0039】これは、従来例の場合では、走査領域内の異なる走査線間で送信条件が同一であったため、エレメントファクタや見かけの開口変化等の影響により走査線間で送信音場が変化し、特に走査領域内の偏向角が小さい中央付近の走査線とその偏向角が最大となる縁部付近の走査線との間で送信音場の違いが最も大きくなると考えられる。

【0040】従って、送信ビームの偏向角が大きい部分では、次のような不都合がある。

【0041】1) THI時にハーモニック成分の発生が低下して感度が劣化する。このため、図5に示すようにモニタ13上の画像が暗くなり、生体の構造が識別困難となり、診断に有用な画像中の表示領域が減少する。

【0042】2) コントラストエコーでの非線形応答が劣化し、染影の黒抜けが生じて確認困難となる。このため、図5に示すようにモニタ上の画像が暗くなり、血流等の病変部位の染影の黒抜けと区別が困難で、臨床での診断で問題となる。

【0043】3) 偏向角が大きくなる程、走査線と垂直方向の空間分解能が劣化し、さらに感度も低下する。このため、特に並列同時受信の際に問題となる。

【0044】以上の従来例の場合に対し、本例では、送信制御部22が図6に示す処理を行うことにより、画像を構成する各走査線を認識し(ステップS1)、その各走査線に応じて最適な送信開口、開口面積、開口位置、開口形状、音圧、送信波形、周波数分布条件、焦点、送信素子分布等の送信条件を設定し(ステップS2)、その送信条件を指示し(ステップS1)、これにより走査領域内のビームスキャンを制御するように構成したため、以下のような作用・効果が得られる。以下、送信条件毎にその設定例及び効果を説明する。

【0045】(送信音圧)送信音圧は、送信ビームの偏向角の大小に拘らずその走査線上の音圧が等しくなるように補正(設定)する。この補正は、偏向角の大きい走

10

20

30

40

50

査線上の送信音圧を偏向角の小さい走査線上の送信音圧と比べて高くする場合と、これとは逆に偏向角の小さい走査線の送信音圧を偏向角の大きい走査線の送信音圧と比べて低くする場合とのいずれでも可能である。いずれの場合も相対的関係が同様となるためである。後者の場合の設定例を図7に示す。

【0046】図7においては、偏向角の小さい送信ビーム(図中の例ではBx)の音圧を偏向角の大きい送信ビーム(図中の例ではB1、Bn等)の音圧と比べて低く設定する。

【0047】図8は、前述と同様のシミュレーションにより、送信開口W1=12.6mm、焦点深さD1=60mm、送信波形がパルス波形の送信条件で、 $\theta = 30^\circ$ の送信ビームと $\theta = 0^\circ$ の送信ビームとでその焦点付近の音圧が等しくなるように補正した結果を示す。

【0048】このように偏向角の違いに拘らずどの位置の送信ビームでもその焦点付近での音圧が等しくなるように設定すれば、特にTHIやコントラストイメージング等の媒質の非線形性を利用したイメージングの場合に組織伝搬や造影剤の等しい非線形応答を期待でき、有効である。これは、受信信号の振幅は超音波ビーム上の送信音圧の2乗を主とする累乗に比例し、従来のBモード画像のように線形成分による画像生成とは異なり、送信音圧の影響が画像に重大な影響を与えるためである。

【0049】本例では、焦点付近の音圧で比較したが、実際には走査線全体の音圧を考慮して調整するのが理想的であり、また軸フォーカス等の技術と併用することも可能である。

【0050】(開口面積)開口面積については、送信ビームの偏向角が大きくなる程、相対的に大きくなるように設定する。この設定例を図9(a)及び(b)に示す。

【0051】この場合、図9(a)に示すように $\theta = 0^\circ$ の送信ビームB1の送信開口W1よりも $\theta = 30^\circ$ の送信ビームB2の送信開口W2が大きくなると(W1 < W2)、図9(b)の焦点付近でのビームプロファイルに示すように、両送信ビームB1、B2のそれぞれのビーム中心での音圧及びビーム幅が殆ど等しくなる。

【0052】図10は、実際のシミュレーションにより、 $\theta = 30^\circ$ の送信ビームB2について、従来と同様に送信開口を変化させない場合(W1=12.6mm)と、送信開口を拡大した場合(W2=14.7mm)との焦点深さでのビームプロファイルを示す。この図9において、送信開口を拡大させた場合は、ビーム中心での音圧が高くなり、ビーム幅が狭くなることが確認された。

【0053】従って、偏向させた送信ビームの開口面積を上記のように設定すれば、ビーム形状を調整できるため、感度と空間分解能を併せて調整でき、これにより、THI、コントラストエコーの送信感度補正に加えて、

偏向による空間分解能の違いを補正できる。この空間分解能補正の効果は、特に並列同時受信の場合に顕著となる。

【0054】(送信ウェイティング)送信ウェイティングを行う場合には、走査線毎にウェイティング関数を変化させてもよい。これは、走査線に対して送信開口(プローブ)で左右対称なウェイティングをかけてビームを偏向させると、送信ビーム形状は左右対称ではなくなるため、その補正を行うものである。ウェイティング関数としては、ハミング、ハニング、ブラックマン、シンク、ガウス等のものを例示できる。

【0055】この送信ウェイティングは、コントラストエコーにおいて走査線方向(深さ方向)の画質を均一にする点でも重要な役割を担う。以下、このことを図11～図13に基づいて説明する。

【0056】図11は、送信ウェイティングをかけない場合の超音波ビームの基本波スキャン面におけるビームシミュレーション結果を説明するものである。このシミュレーションで用いた条件は、中心周波数=2.00000000[MHz]、音源音圧=1.00000000[MPa]、レンズ焦点=5.00000000[cm]、スキャン焦点=16.00000000[cm]、表示最大深さ=20.00000000[cm]、表示範囲(横)=12.80000000[cm]であり、振幅は最大値で規格化したものを表示している。この図11において、超音波ビームの送信走査線は、画像中央に位置している。

【0057】図11に示すビームシミュレーション結果によれば、近距離でビーム幅が大きく、送信走査線上以外の位置でピークをもつ場合もあることが確認された。こうした状態では、従来技術のところで述べたような臨床上の問題が発生することが予想される。

【0058】図12は、ハミング関数で送信ウェイティングをかけた場合の基本波スキャン面におけるビームシミュレーションを行った結果を説明するものである。このシミュレーションで用いた条件は、前述の図11の場合と同様である。開口は、前述の図11の場合と投入エネルギーがほぼ等しくなるように設定している。

【0059】図12に示すビームシミュレーション結果によれば、近距離のビーム幅が改善され、走査線上に音圧のピークがくることが確認された。こうしたビーム形状であれば、近接走査線上の造影剤にあたえる影響が低減され、特に走査線密度の高い近距離で造影効果が改善されることが期待できる。

【0060】図13は、上記の送信ウェイティングをかけない場合(従来技術)と、ハミング関数で送信ウェイティングをかけた場合(本例)との深さ5cmでのビーム断面の片側プロファイルを説明するものである、このプロファイルの横軸はビームの中心(走査線)を0cmとしている。

【0061】このプロファイルによれば、従来技術の場

合と比べ本例の場合に送信ウェイティングの効果でビームが細かくなっていることが確認された。しかも、送信ウェイティングは、通常、サイドロープを低減する効果があると言われているが、ここで言うコントラストエコーの場合では、さらに重要なメインロープの形状を整形していることが分かった。従って、本例の実験では、近距離でも造影効果が得られ、深さ方向に均一な染影(画質)が得られるといった効果があることが確認された。

【0062】(送信波形)送信波形については、送信ビームの偏向角が大きくなる程、音圧が下がり、感度が低下するため、その対策として送信超音波パルスの周波数が低くなるように設定する。この設定例を図14に示す。

【0063】この場合、図14に示すように $\theta = 0^\circ$ の送信ビームB1の中心周波数 f_1 よりも $\theta = 30^\circ$ の送信ビームB2の中心周波数 f_2 を低くすると、偏向させた送信ビームB2のペネトレーションが上がり、送信感度が相対的に向上するようになる。

【0064】また、造影剤用いるマイクロバブル(微小気泡)は、負の音圧に特に応答することが知られているため、それを一定に保ちながら、偏向ビームでは相対的に低周波化すれば、送信ビームのペネトレーションをより効果的に補うことが期待される。

【0065】(開口位置)送信開口位置については、例えば図15に示すように超音波プローブ12の走査領域内の周囲に肋骨や肺が存在し、これが障害となって送信ビームBxが遮断されて送信感度の低下を招き、多重エコー等のアーチファクトの原因となる場合、送信ビームBxの開口位置P1を本例ではその偏向方向とは逆方向の開口位置P2を移動させるように設定する。

【0066】この開口位置P2からの送信ビームByを使用すれば、肋骨の影響を低減でき、送信感度低下を防ぐことができる。また、肋骨や肺などの位置関係に応じて、開口位置を変えるだけでなく、開口形状を変化させれば、より一層効果的となる。この効果は、特に循環器分野の場合に最大限に発揮される。

【0067】(送信素子分布)従来の通常送信の場合は、送信開口内の素子(圧電振動子)には全て駆動電圧が供給され、そこから超音波パルスを発していたが、本例では送信開口内で部分的に電圧を供給しない素子を設定し、すなわち偏向角に応じて送信素子を間引いてその送信開口内での分布密度を変える。このように偏向角に応じて送信素子の分布密度を変えることで超音波プローブ12から出力される平均的な送信音圧が制御可能となる。

【0068】このような超音波プローブ12の送信開口内における送信素子分布は、スパース分布とも呼ばれている。このスパース分布のパターンは、ガウス分布などに従って規則的に分布させるものでも、ランダムに分布させるものでも、いずれでも良い。これより、上述の各

素子の送信音圧を変化させる送信ウェイティングと同様の効果をスペース分布の密度を変化させることで実現できる。このスペース分布の一例（1次元アレイのプローブの場合）を図16（a）及び（b）に模式的に示す。

【0069】図16（a）は偏向角が0度付近の場合、図16（b）は偏向角が大きい場合のそれぞれの超音波プローブ12の送信開口内の送信素子分布（1次元アレイのスペース分布）を示す。図16（a）に示す偏向角が0度付近の場合では、図16（b）に示す偏向角が大きい場合と比較して、送信素子を間引いて密度を低く、逆に言えば偏向角の大きい場合では偏向角の0度付近の場合と比較して密度を高く設定したものである。

【0070】したがって、パルサの音圧をレート周期のオーダーで変化させるにはアナログ回路のパフォーマンス上の限界とコスト等の関連で困難となる可能性があるが、これに比べ上記のように送信素子分布を変化させる手法を近似的に代用すれば、送信用のパルサが1つで済み、より一層実現化しやすいものとなる。

【0071】（開口面積及び音圧）上記の送信条件（送信音圧、送信開口面積、送信波形、送信開口位置、送信素子分布）は、走査線に応じて単独で変化させてもよいが、一度に複数変化させることも可能である。この一例を図17に示す。

【0072】図17は、偏向ビーム（例： $\theta = 30^\circ$ ）に対してその送信条件を送信開口面積を拡大し且つ送信音圧を増大するように設定した場合の焦点付近でのビームプロファイルを中心ビーム（ $\theta = 0^\circ$ ）の場合と比較したものである。これにより、偏向ビームと偏向していないビームの形状は、特にメインロープに関してほぼ完全に等しくなることが分かる。従って、送信条件を単独に変化させる場合よりも、複数変化させる場合の方がより一層効果的である。

【0073】（MI値を使用した設定例）送信条件を変化させる際に参照とする対象として、上記のように送信ビームの音圧やビームプロファイルの他に、超音波診断装置で送信音場を示す指標として使用されるMI値を使用することが可能である。

【0074】MI値は、超音波が生体組織を伝搬する際、伸長による形成された気泡が圧縮され破壊する際に発生するエネルギーにより生体へ及ぼす機械的影響に関する指標であって、超音波パルスの負のピーク音圧をその中心周波数の平方根で割った値の空間的最大値である。従って、画像中でMI値を均一に保つため、周波数と音圧との一方又は両方を変化させることができる。

【0075】以上のように、本例によれば、従来例のように偏向角に依らず一定の送信条件でスキャンさせるのではなく、その送信条件を走査線毎に目的に応じて最適に設定するように構成したため、部分的な画像劣化を防止して送信ビームの方位によらず従来と比較してより均一な画質の画像を生成することが可能となり、特にTH

I、コントラストエコー、並列同時受信のイメージングについて高画質の画像を得ることが可能となる。

【0076】なお、本例では代表的な送信条件の設定例を説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内で種々に送信条件を設定することが可能である。

【0077】また、本例では超音波プローブとしてセクタプローブを用いて説明してあるが、本発明は必ずしもこれに限定されるものではなく、その他のプローブでも上記と同様に送信条件を調整し、走査線間での送信音場を補正することが可能である。

【0078】さらに、本例では送信条件を走査線毎に変更させる場合を説明しているが、本発明は必ずしもこれに限定されるものではなく、例えば画像を成す走査領域内をさらに複数の走査線で構成される複数の領域に分割し、その各領域で送信条件を調整する方法であっても、上記と同様に画像内の画質のばらつきを低減可能である。この場合の構成例を図18～図20に示す。

【0079】図18に示す超音波診断装置は、図1と同様の構成のほか、パルサ／プリアンプ・ユニット内のパルサ32aとして送信条件と同数の複数個のパルサ41…41と、その各パルサ41…41を切り換える可能なスイッチ（SW）42とを備え、送信制御部22で指示される各送信条件毎に各パルサ41…41を切り換えることにより、超音波プローブ12からの送信ビームB1…Bnを走査領域内で送信音場が均一となるようにスキャン可能となっている。

【0080】図19に示す超音波診断装置は、図1と同様の構成のほか、パルサ／プリアンプ・ユニット内のパルサ32bとして複数の送信条件を所定の速度で切り換える可能な1個のパルサ43を備え、送信制御部22で指示される各送信条件をパルサ43で切り換えることにより、超音波プローブ12からの送信ビームB1…Bnを走査領域内で送信音場が均一となるようにスキャン可能となっている。

【0081】図20に示す超音波診断装置は、図1と同様の構成のほか、パルサ／プリアンプ・ユニット内のパルサ32cとして送信条件よりも数の少ない複数個のパルサ44…44と、その各パルサ44…44を切り換える可能なスイッチ（SW）45とを備え、送信制御部22で指示される各送信条件毎に所定のパルサ切り換えモードで各パルサ44…44を切り換えることにより、超音波プローブ12からの送信ビームB1…Bnを走査領域内で送信音場が均一となるようにスキャン可能となっている。

【0082】この場合のパルサ切り換えモードは、1つのパルサが送信条件を切り換えている間に他のパルサで送信し、このように送信するパルサと送信条件を変更するパルサとを順次切り換えるものである。これにより、パルサの切り換え速度がレート間隔よりも遅い場合であ

っても、必ずしも送信条件の数だけパルサが必要ではなく、複数のレート間隔内で送信条件を切り換えることが可能であれば、送信条件の数よりも少ない数のパルサでも上記と同様の走査が実現できる。

【0083】また、本例を実際の生体に適用する場合には、例えば図21及び図22に示すような調整が可能である。

【0084】図21は、生体内の音場をモニタする場合を説明するものである。上記の例で均質な媒質では、走査線毎に送信条件を変化させることで走査領域内で均一な音場を形成するように構成してあるが、実際に生体に適用する場合には、設計上の誤差、許容範囲、媒質の不均一性等を考慮に入れて、生体内の音場をモニタしながら、送信条件を制御することが望ましい。

【0085】この場合の音場をモニタする方法としては、モニタ上の画像(図4参照)自体を見て暗い部分は音圧が低いと判断する方法のほか、前述した音場検出部26にて各走査線上のエコー信号の平均強度を検出し、図21に示すようにグラフ等で表示する等の方法がある。ここでの平均値は、走査線毎のほか、数本の走査線間のものでもよく、表示値としては平均値のほか、積分値、最大値、最少値、中央値等でもよく、各深さで独立に表示してもよいし、走査線を代表して1つの値でもよい。

【0086】また、コントラストエコーの場合では、造影剤に影響のない送信音圧で上記の検出を行うことが重要であるため、例えば公知のモニタモードの技術等を適用することが可能である。さらに低音圧で送信音場を検出し、造影効果を得るため、一般的には高音圧の送信を行うときの送信条件を設定することが重要である。もちろん、造影剤注入前に送信条件を設定しておくことも可能である。

【0087】さらに、図21に示すように十分な造影効果が得られる音圧等のしきい値等を重畳表示したり色分けして表示すれば、送信条件の設定の際に重要な情報となり、より効果的となる。表示は、モニタ上でも操作パネル上でも可能であり、見やすい場所であればよい。

【0088】また、本例では送信条件を送信制御部で自動的に制御する構成としてあるが、本発明は必ずしもこれに限定されるものではなく、操作者が設定してもよい。操作者が設定するためには、例えば図22に示すように操作部14に各走査線B1～Bn毎に音圧設定用・口径設定用のダイヤル・レバー等の操作器を設けたり、或いは全ての走査線を調整するのは大変なので1つのダイヤル・レバー等で複数の走査線の操作条件を設定したりすることが望ましい。

【0089】また、装置の制約等により送信条件で均一にできない場合は、受信条件を変化させて補うことも可能である。

【0090】本発明は、上述の実施の形態に限定される

ことなく、種々変形して実施可能である。

【0091】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、送信条件を走査線毎に目的に応じて最適に設定し、部分的な画像劣化を防ぐことで均一な画質をもつ画像を生成し、特にTHI、コントラストエコー、並列同時受信のイメージングについてより高画質の画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施形態による超音波診断装置の概略プロック図。

【図2】セクタプローブによるスキャン領域を説明する概略図。

【図3】(a)及び(b)は、従来の送信条件による焦点深さでのメインビームのプロファイルを説明する概略図。

【図4】従来の送信条件による焦点深さでのビームプロファイルを示すグラフ。

【図5】セクタプローブによるハーモニックイメージング等の表示例を示す概略図。

【図6】送信制御部による処理例を示す概略フローチャート。

【図7】送信ビームの音圧の設定例を説明する概略図。

【図8】偏向ビームの音圧を補正した場合の焦点深さでのビームプロファイルを示すグラフ。

【図9】(a)及び(b)は、送信開口を補正した場合の焦点深さでのビームプロファイルを説明する概略図。

【図10】偏向ビームの送信開口を拡大させた場合の焦点深さでのビームプロファイルを示すグラフ。

【図11】送信ウェイティングをかけない場合のスキャン面でのビームシミュレーション結果(従来技術)を説明する図。

【図12】送信ウェイティングをかけた場合のスキャン面でのビームシミュレーション結果を説明する図。

【図13】図11及び図12の場合のビーム断面での片側プロファイルを説明する図。

【図14】偏向ビームの送信超音波の周波数分布を補正する場合を説明する概略図。

【図15】送信ビームの開口位置を被検者の肋骨を避け設定する場合を説明する概略図。

【図16】送信素子分布(スパース分布)の一例を説明する図で、(a)は偏向角0度付近の場合の模式図、(b)は偏向角大の場合の模式図。

【図17】偏向ビームの送信開口及び音圧を同時に補正した場合のビームプロファイルを示すグラフ。

【図18】送信条件の数と同数のパルサ群で送信条件を切り換える場合の構成例を示す概略プロック図。

【図19】1個のパルサで送信条件を切り換える場合の構成例を示す概略プロック図。

【図20】送信条件の数よりも少ないパルサ群で送信条件

件を順次切り換える場合の構成例を示す概略ブロック図。

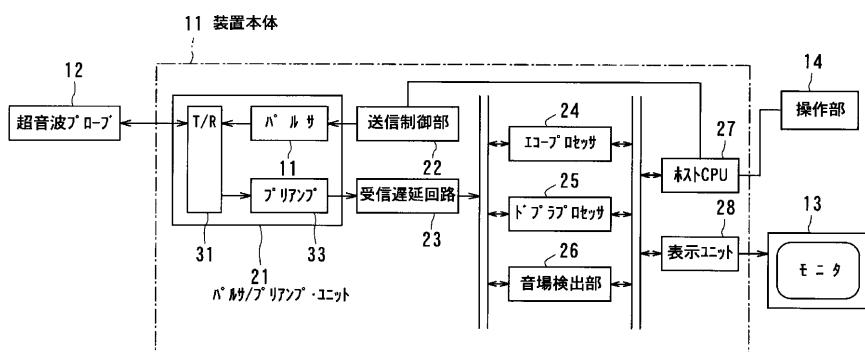
【図21】音場をモニタする場合を説明する概略図。
【図22】操作者が送信条件を設定する場合を説明する概略図。

【符号の説明】

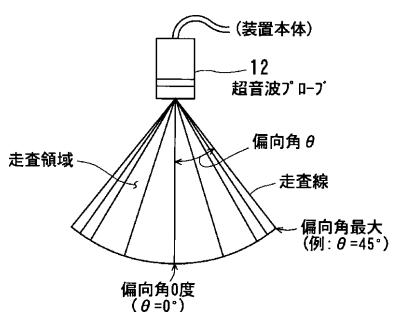
- 11 装置本体
- 12 超音波プローブ
- 13 モニタ
- 14 操作部
- 21 パルサ / プリアンプ・ユニット
- 22 受信遅延回路
- 23 送信制御部
- 24 エコープロセッサ
- 25 ドップラプロセッサ
- 26 音場検出部
- 27 ホストCPU
- 28 表示ユニット
- 31 T/R
- 32 パルサ
- 33 プリアンプ

- * 22 送信制御部
- 23 受信遅延回路
- 24 エコープロセッサ
- 25 ドップラプロセッサ
- 26 音場検出部
- 27 ホストCPU
- 28 表示ユニット
- 31 T/R
- 32 パルサ
- 10 33 プリアンプ
- *

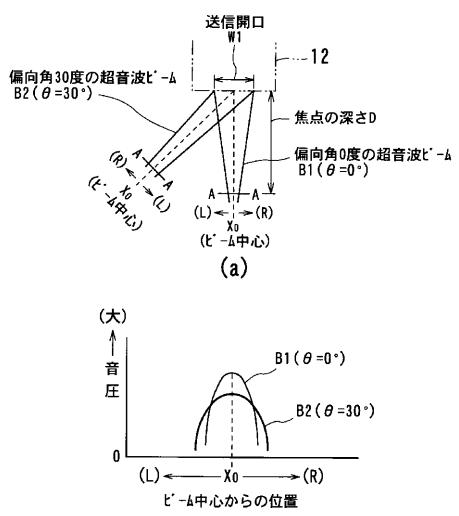
【図1】



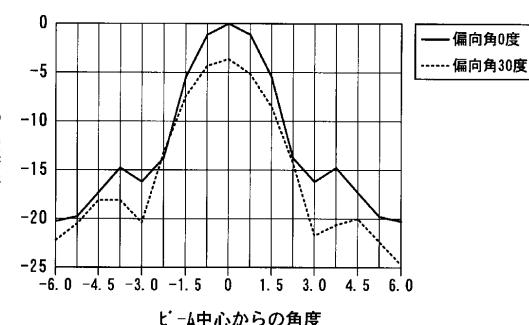
【図2】



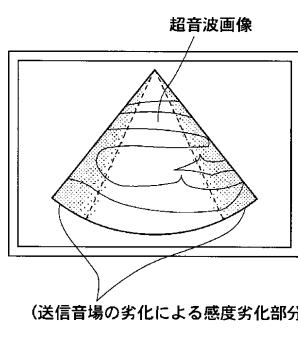
【図3】



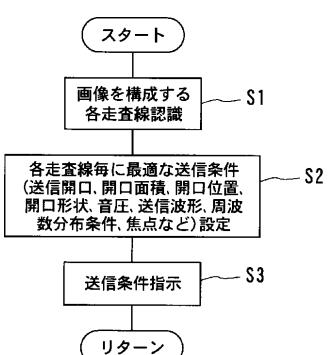
【図4】



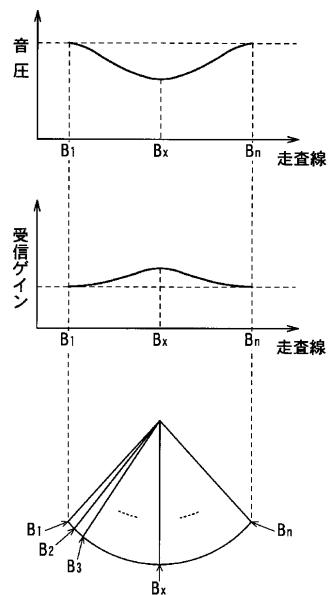
【図5】



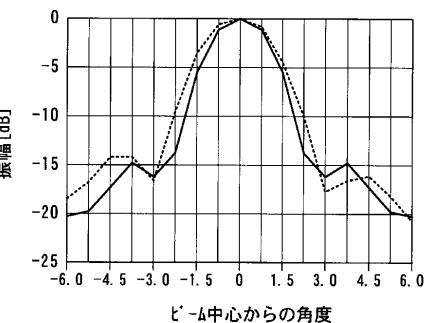
【図6】



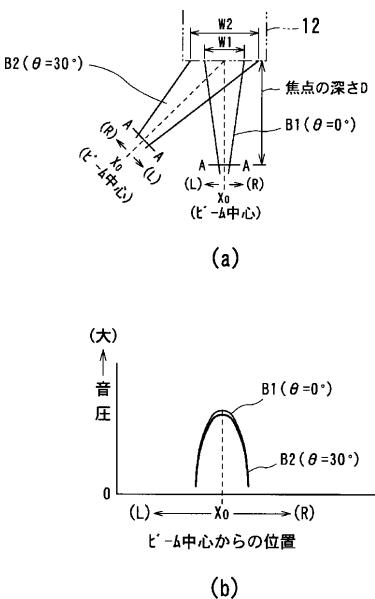
【図7】



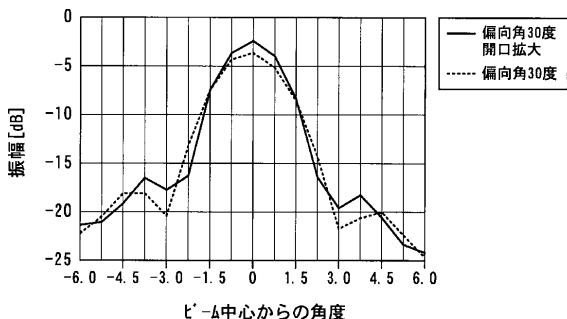
【図8】



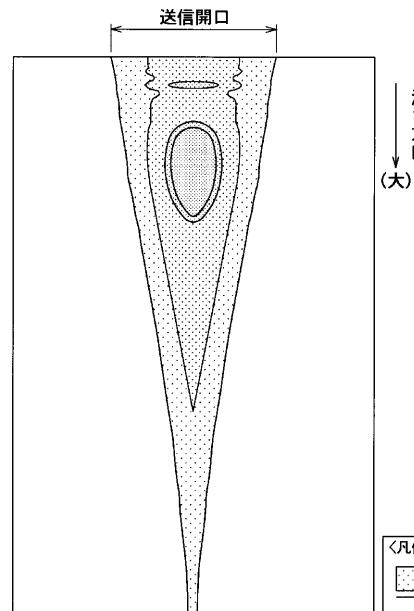
【図9】



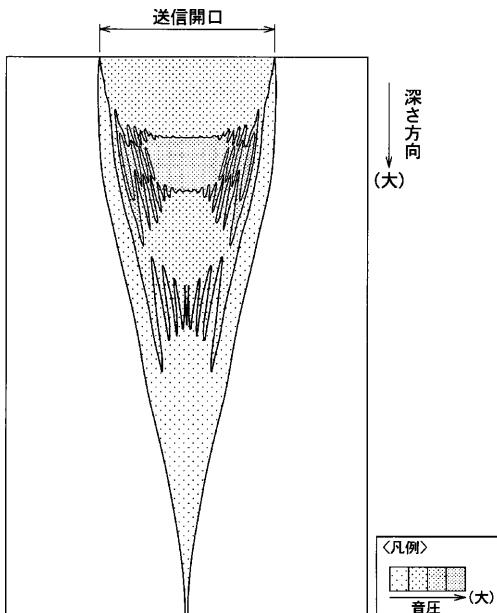
【図10】



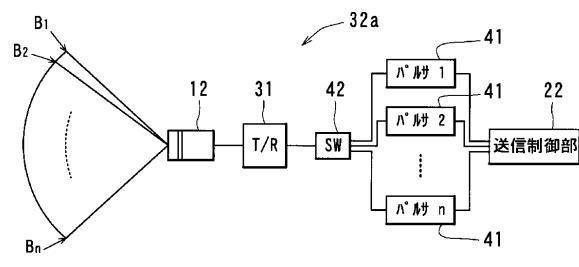
【図11】



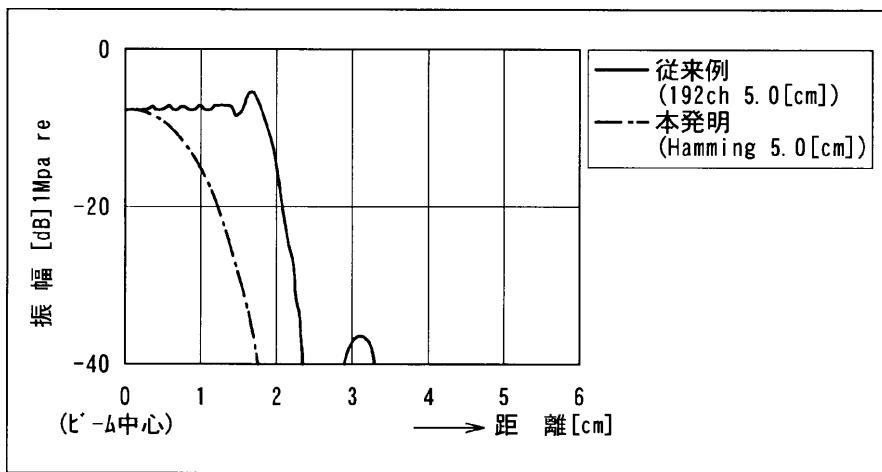
【図12】



【図18】

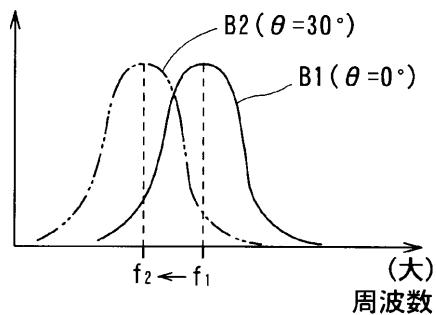


【図13】

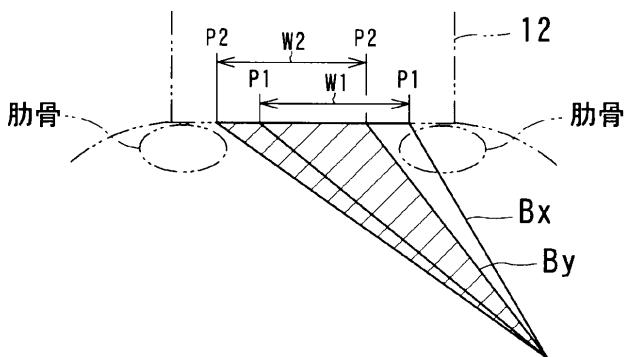


【図14】

送信超音波の周波数分布

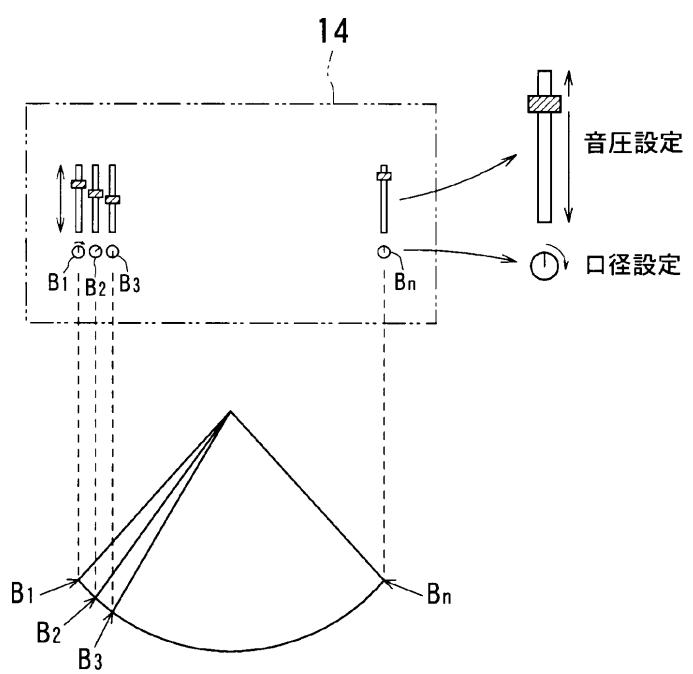
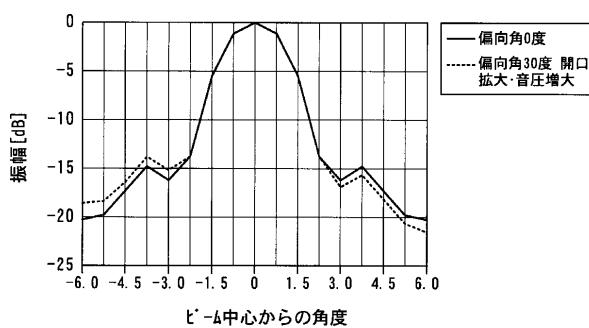


【図15】

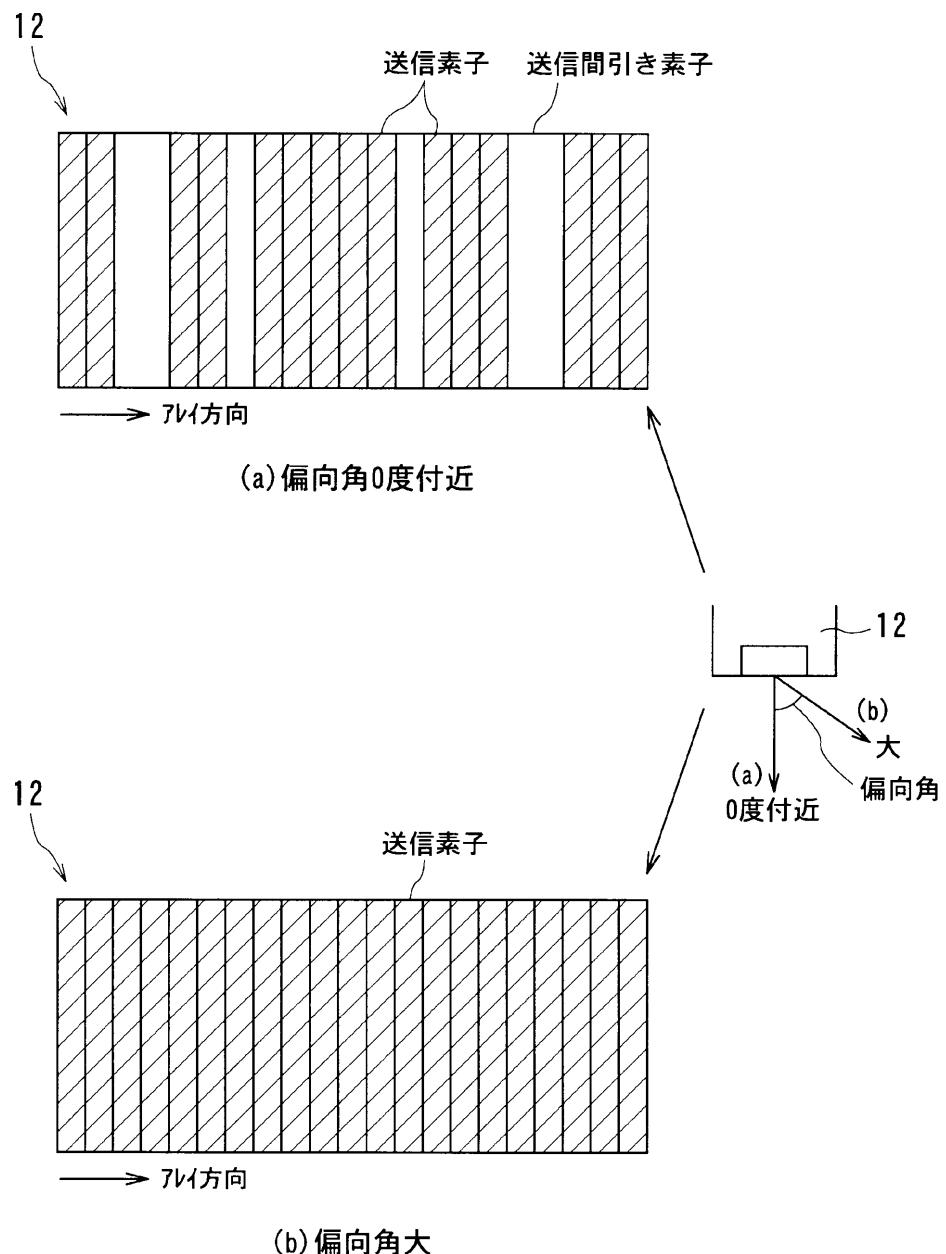


【図22】

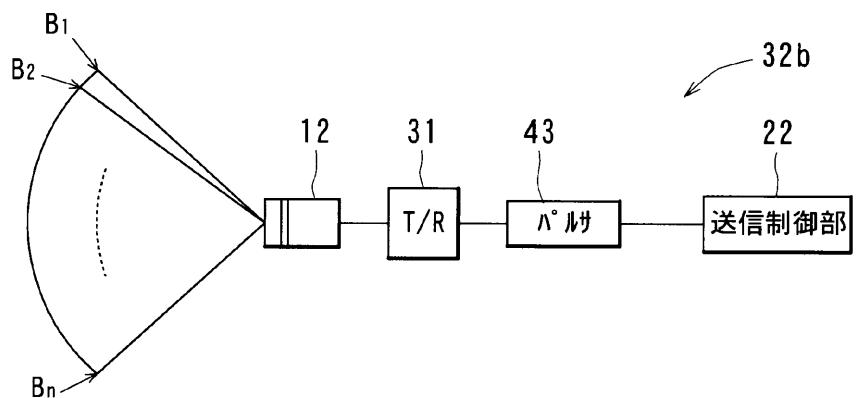
【図17】



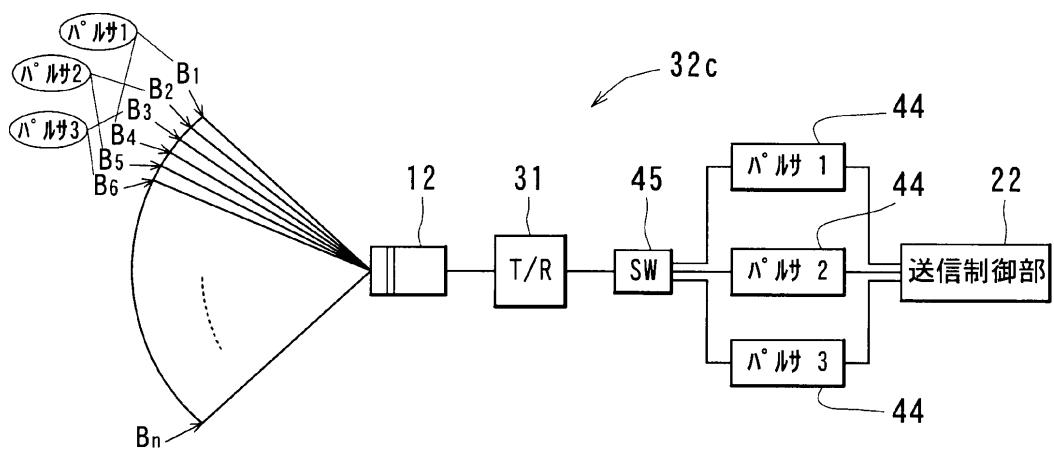
【図16】



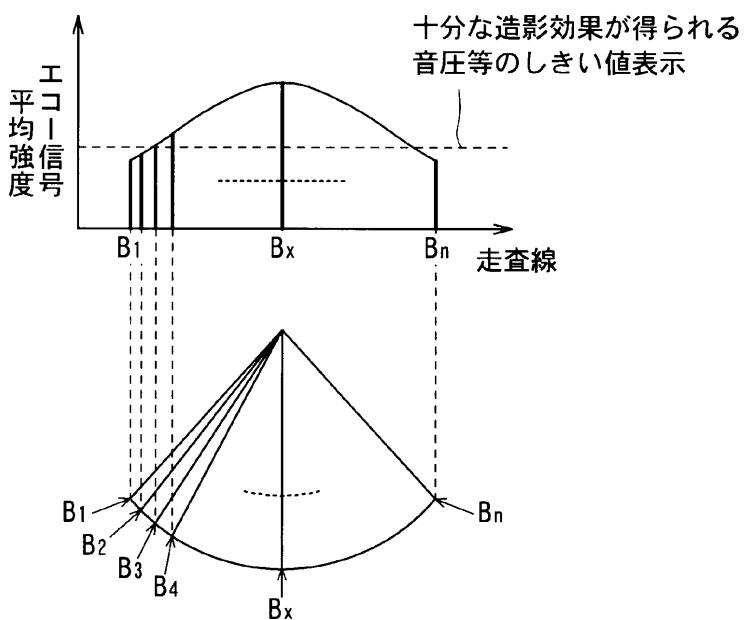
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB02 CC02 DD03 DD04
DD06 DD07 EE07 GB03 GB09
HH01 HH02 HH04 HH09 HH13
HH14 HH16 HH24 HH37 HH38
HH45 HH46 HH48 JB29 JB42
JB50 JC16 KK02 KK16 KK30
KK31 KK32 LL20
5J083 AA02 AB17 AC07 AC18 AC29
AD04 AD15 AE10 BA01 BA09
BA10 BB01 BB10 BC01 BD02
BD03 BE14 BE39 BE50 CA12
CB02 DA05 DA06 DC05 EA14
EA18 EA26 EA31 EA46 FA01

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001327505A	公开(公告)日	2001-11-27
申请号	JP2000150396	申请日	2000-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸哲也 神山直久 嶺喜隆		
发明人	川岸 哲也 神山 直久 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S7/524 G01S7/539 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/08 A61B8/488 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S7/52049 G01S7/5205 G01S7/52085 G01S15/895		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/08 G01S15/89.B G01S7/52.P G01S7/62.D G01S7/524.Z		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB02 4C301/CC02 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/DD07 4C301/EE07 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/HH04 4C301/HH09 4C301/HH13 4C301/HH14 4C301/HH16 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH45 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/JB29 4C301/JB42 4C301/JB50 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK16 4C301/KK30 4C301/KK31 4C301/KK32 4C301/LL20 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC07 5J083/AC18 5J083/AC29 5J083/AD04 5J083/AD15 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BA09 5J083/BA10 5J083/BB01 5J083/BB10 5J083/BC01 5J083/BD02 5J083/BD03 5J083/BE14 5J083/BE39 5J083/BE50 5J083/CA12 5J083/CB02 5J083/DA05 5J083/DA06 5J083/DC05 5J083/EA14 5J083/EA18 5J083/EA26 5J083/EA31 5J083/EA46 5J083/FA01 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/HH26 4C601/HH31 4C601/HH35 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK34 4C601/LL40		

摘要(译)

要解决的问题：要在整个图像中实现均匀的图像并且几乎没有变化，并将其作为有效用于临床诊断的信息。解决方案：该超声波诊断装置具有传输条件设定装置（14,27,22），用于设定每个扫描方向不同的传输条件，以便在扫描超声波束时均匀化扫描区域内的传输第二场，超声波传输用于在由这些设定的传输条件下将超声波束发送给患者的装置（21,12），以及用于从患者反射的超声回波信号中提取谐波分量的图像生成装置（13,21,23,24至28）。通过这些超声波束发射的超声波束，以获得患者的谐波超声图像。

