

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 299650

(P2003 - 299650A)

(43)公開日 平成15年10月21日(2003.10.21)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

テマコード ( 参考 )

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L ( 全 13数 )

(21)出願番号 特願2003 - 98572(P2003 - 98572)

(22)出願日 平成15年4月1日(2003.4.1)

(31)優先権主張番号 114728

(32)優先日 平成14年4月1日(2002.4.1)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 590000248

コーニンクレッカ フィリップス エレク  
トロニクス エヌ ヴィ

KONINKLIJKE PHILIP  
S ELECTRONICS N.V.

オランダ国 5621 ペーアー アイन्दー  
フェン フルーネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 デイヴィッド ラスト

アメリカ合衆国,ワシントン 98117,シアトル,  
エヌダブリュ 72nd ストリート 3  
02

(74)代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦 ( 外 2 名 )

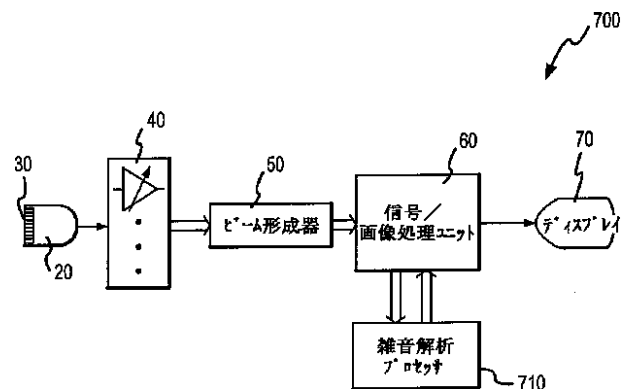
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 利用可能なダイナミックレンジの動的自動検出システム及び方法

(57)【要約】

【課題】 どの特定の患者に対して超音波撮像を行う場合にも利用可能なダイナミックレンジを最大化しうる超音波撮像システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 超音波診断撮像システムは、患者の解剖学的構造の異なる領域について、現在の環境条件の下で撮像システム自体の中でその特定の検査について存在する実際の雑音を検出してエコー情報信号を処理する。検出された雑音は、当該の実際の雑音に対する実際の雑音特性を示す特性サインの作成に使用され、雑音サインは雑音を排除しつつ出来る限り高い解像度の走査画像を作成するために利用可能なダイナミックレンジを最大化するのに使用される。ダイナミックレンジ及び雑音排除レベルは、セクタスキャン及びリニアスキャンの両方で様々な深さ、ステアリング角、及び線形位置を含む使用される全ての走査座標の関数として患者の解剖学的構造の異なる領域に対して変化される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波診断撮像システムにおいて用いられるダイナミックレンジを調整するシステムであって、複数の走査領域で検出された雑音に反応し、走査座標の変化に対応する雑音特性を示す雑音サインを発生し、前記雑音サインに基づいて最大の利用可能なダイナミックレンジを決定する雑音解析プロセッサと、前記雑音解析プロセッサに結合され、前記決定された最大の利用可能なダイナミックレンジの関数として調整されるダイナミックレンジを有する超音波プロセッサとを含む、システム。

【請求項2】 前記雑音プロセッサは、検出された雑音を通過させることにより滑らかに変化する雑音サインを作成する低域通過フィルタを更に含むことを特徴とする、請求項1記載のシステム。

【請求項3】 複数のトランスデューサ素子を有する超音波走査ヘッドと、

前記走査ヘッドに結合され、前記走査ヘッドによって検出される超音波パルスのエコーに対応する信号を制御可能に増幅する複数の利得制御増幅器と、

複数の走査座標において前記トランスデューサ素子に送信信号を印加し利得制御増幅器からエコー信号を受信するビーム形成器と、

前記利得制御増幅器に結合され、複数の走査領域において検出された受動的雑音に反応し、走査座標の変化に対応する雑音特性を示す雑音サインを発生し、前記雑音サインに基づいて最大の利用可能なダイナミックレンジを決定する雑音解析プロセッサと、

走査されている患者の体の領域の多次元画像を作成するために前記エコー信号を受信し処理するよう結合され、前記決定された利用可能なダイナミックレンジの関数として調整されるダイナミックレンジを用いる信号/画像処理ユニットと、

走査されている患者の体の領域の多次元画像を表示するために前記信号/画像処理ユニットに結合されるディスプレイを含むシステム。

【請求項4】 前記走査座標は走査深さを含む、請求項1又は3記載のシステム。

【請求項5】 前記走査座標はステアリング角を含む、請求項1又は3記載のシステム。

【請求項6】 前記雑音プロセッサは、検出された雑音を通過させることにより滑らかに変化する雑音サインを生成する低域通過フィルタを更に含むことを特徴とする、請求項3記載のシステム。

【請求項7】 前記雑音解析プロセッサは、多チャネル超音波撮像システムでの使用に適した多チャネル超音波プロセッサを含む、請求項1又は3記載のシステム。

【請求項8】 複数の走査領域で患者の体内、付随的な環境、及び超音波診断撮像システムに存在する雑音を検出する段階と、

受動的に検出された雑音に基づいて、変化する走査座標に対応する雑音特性を示す雑音サインを発生する段階と、

前記雑音サインに基づいて超音波撮像システム最大の利用可能なダイナミックレンジを決定する段階と、前記撮像システムによって使用されるダイナミックレンジを前記最大の利用可能なダイナミックレンジの関数として調整する段階とを含む、超音波診断撮像方法。

【請求項9】 滑らかに変化する雑音サインを作成するために前記検出された雑音を低域通過フィルタリングする段階を更に含む、請求項8記載の方法。

【請求項10】 前記検出された受動的な雑音の対数を計算し、これを最大の達成可能なダイナミックレンジ設定から差し引くことによって雑音サインを決定する段階を更に含む、請求項8記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療超音波画像データの捕捉及び表示に関する。特に、本発明は、患者に対するイメージングにおいて最善の結果を達成するために、画像データの処理に使用されるダイナミックレンジを患者の体の特定の領域の走査により実際に検出された雑音の関数として変化させるシステム及び方法に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波撮像（イメージング）技術は、医療分野において非常に恩恵が大きいものである。超音波撮像技術によれば、電離放射線を使用することや侵襲的な診察手術を行うことなく、医師が患者の体内の組織及び器官（内蔵）を検査することが可能である。結果として、超音波撮像技術は、多くの適用のうちでも特に胎児の発育や傷の回復を再検査する等の頻繁な体内検査を必要とする適用において非常に重要な診断技術である。

【0003】周知のように、超音波撮像技術では、一連の高周波音波パルスが発生され、これらのパルスは、パルスの経路上で種々の対象から跳ね返る。特に、患者の体の様々な異なる構造は様々な異なるインピーダンスレベルを示し、超音波信号がこれらの構造間の境界に出会うと超音波エコーが発生される。パルスの送対と対応するエコーの受信との間の間隔が測定され、パルスの源とエコーが生じたインピーダンス境界との間の距離が決定される。更に、エコーの相対的な強度は、エコーを生じさせている組織の性質に関する情報を伝達する。様々な異なる組織は、超音波信号に対して様々な異なるインピーダンスレベルを示す。従って、例えば、脂肪組織と骨の間の境界と骨の間の境界では様々な異なるインピーダンスの差が生ずる。結果として、超音波パルスが筋肉組織と骨の間のインピーダンス境界に当たる場合は、超音波パルスが脂肪組織と器官組織の間のインピーダンス境界に当たる場合に発生されるエコーよりも更にロバスト

なエコーが発生する。最終的には、超音波撮像技術を用いることにより得られる多次元画像を構成するのは、エコーを生じさせる対象の位置及び性質を示す受信されたエコーの夫々から組み立てられ集められたものである。

【0004】更に特定的には、超音波画像は、典型的には500,000Hz乃至15MHzの範囲の周波数で送信された超音波撮像パルスのエコーから発生される。体内での超音波の速度は、1,540メートル毎秒のオーダーである。各パルスの発生とそのエコーとの間の時間は、パルス源からエコー源までの距離を決定するために用いられる。これらのパルスを高速で発生させることにより、詳細な画像を構築するために領域全体に対して呼掛けを行うことを可能とする。

【0005】図1Aは、従来技術の超音波撮像システム10を示す図である。システムのフロントエンドには、関連する時間利得制御増幅器40に結合されビーム形成器50によって指示されるトランスデューサ素子30の線形配列を有する走査ヘッド20がある。これらの装置は、超音波撮像パルスを選択的に発生し、これらを患者へ送信し、戻されるエコーを受信し、戻りエコーを適当に増幅し、患者の体の選択された領域に合焦されたビームを効率的に形成するためにエコーに対応する信号を組み合わせることを行う。エコーを表わす信号が受信され増幅されると、信号は信号/画像処理ユニット60によって処理される。信号/画像処理ユニット60は、増幅されたエコー信号を受信し、これらを患者の体内構造の画像へと組み立てる。最後に、信号/画像処理ユニット60によって形成された画像は、ディスプレイ70上に表示される。システムは、例えば記憶装置や他の出力装置(図示せず)等の更なる装置を含みうる。これらの補足的な装置は、走査の結果が記憶されることや後で調べられることを可能とする。システム10はまた、圧縮マップ選択プロセッサ80を含む。圧縮マップ選択プロセッサ80の機能については後述する。

【0006】これは超音波撮像処理の簡単化されたレンダリングである。従って、調べられている患者の体の部分を医療専門家が評価するのに役立つのに十分な解像度を有する有用な画像を生成するためには、超音波システムについての多くの問題を克服せねばならない。これらの問題のうちの幾つかは、患者を実際に動かすことによって解決される。例えば、超音波は気体の領域をあまりよく通過しないため、肺又は空の胃腸管の後側や下側を撮像することは困難である。医師は、患者にかなりの量の流動体を飲ませ、撮像が終わるまで排出させないことを要求することによって、空の胃腸管についての問題を軽減することができる。

【0007】しかしながら、他の問題はあまり容易には解決できない。これらのうち、最も大きい一つの問題は、おそらく雑音の問題であろう。いかなるシステムにおいても、関心となる信号は、周囲信号の背景に対して

残る。これらの好ましくない他の信号は、関心となる信号と干渉すること以外は、関心となる信号とは無関係である。これらの周囲信号は、雑音成分を構成する。更に、例えば超音波撮像機器の近くで用いられる電気機器等の幾つかの外部雑音源は、信号路に雑音を導入することがある。更に、撮像システム自体の構成要素を通じて動く電子により、撮像システムは熱的な雑音を示すこととなる。例えば、雑音レベルは、超音波パルスを発生し方向付けるため又はこれらのパルスのエコーを受信するために使用される走査ヘッド20のトランスデューサ素子30の位相によって変化する。

【0008】雑音及び所望の信号はいずれも超音波撮像システム10によって検出される。しかし、雑音が所望の信号の一部であるかのように解析されてしまった場合、結果として得られる画像は妥協したものとなり即ち画質が低下し、画像は患者の解剖学的構造中の構造を不正確に描写することとなる。雑音が所望の信号の完全性を過度に悪くすることを防止するために、所望の信号は雑音から分離されねばならず、又は、雑音が実際に可能な限り抑制されねばならない。画像中に存在する雑音を減少させるためには、関心となる周波数のみを考慮に入れるために受信したスペクトルをフィルタリングするといったものを含む幾つかの機構がある。しかしながら、関心となる周波数のスペクトル中に雑音が存在するに過ぎず、周波数フィルタリングは関心となる信号から雑音を分離するためには全く又は殆ど役に立たない。

【0009】所望の信号の振幅が雑音の振幅を超える場合、信号の完全性を保つための他の方法は、圧縮マップと称されるマッピング機能を用いることにより、信号をシステム10のディスプレイ70へマッピングするために用いられるダイナミックレンジを調整することである。周知のように、ダイナミックレンジは、最も大きい信号の受信された振幅に対する最も小さい認識可能な信号の受信された振幅の比率の表現である。ダイナミックレンジは、また、一般的に信号対雑音比として知られている。ダイナミックレンジは、典型的にはデシベル(dB)単位で表わされる比率の対数として表現される。ダイナミックレンジを減少又は圧縮することは、実際には、所定の値を下回る振幅を有する信号をカットオフすることを必要とする。ダイナミックレンジは、好ましくない信号がディスプレイ70上に示される画像の画質を過度に低下させないよう、一定のレベルよりも下の振幅を有する信号を無視するよう信号/画像処理ユニット60をプログラムすることによって圧縮される。患者の組織についての情報を伝達する信号の有用な成分の振幅が雑音成分の振幅よりもはるかに大きい場合、雑音成分は部分的に又は完全に抑制され、雑音を殆ど含まない有用な信号が残され、この有用な信号から画像が導出される。

【0010】しかしながら、ダイナミックレンジがあま

りにも圧縮された場合は、所望の信号を処理する能力を低下させる。存在する雑音が比較的少ない場合は、この問題はあまり重要ではない。なぜならば、より低い振幅の雑音信号を圧縮しても、システムはより大きい使用可能なダイナミックレンジに亘って所望の信号を処理することが可能であるからである。しかしながら、雑音の振幅が大きくなると、所望の望ましい信号は、雑音によってますます影響を受け、追い出されてしまう。雑音が増加することを回避するためダイナミックレンジはますます圧縮されるため、雑音の振幅と同じ程度の振幅を有する所望の信号もまた失われてしまう。

【0011】超音波撮像システム10は走査ヘッド20からますます離れた距離にある患者の領域を目標とするようになってきているため、ダイナミックレンジを過度に圧縮してしまうことによって生ずる問題はますます心配なものとなっている。従来技術で周知であるように、患者の体の異なる領域は、異なる距離で走査ヘッド20に対して異なる方向で患者の体の領域に呼掛けを行うために、トランスデューサ30自体とそれらが発するパルスとそれらが発生する信号とを操作するビーム形成器50を操作することによって走査及び撮像される。このような三次元空間で走査される領域の座標は、3つの変数 $z$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ によって定義され、このうち $z$ は走査ヘッド20からの深さ、即ち線形の距離を表わす。従来技術ではやはり知られているように、超音波走査には一般的には2つの形式、即ち、セクタ式走査（セクタスキャン）とリニア式走査（リニアスキャン）がある。セクタスキャンでは、呼掛けの方向は2つの角度 $\theta$ 及び $\phi$ によって決まり、 $\theta$ はトランスデューサに対して垂直な平面における呼掛けの角度的な方向であり、 $\phi$ はトランスデューサの物理的な軸からの呼掛けの角度的な方向である。リニアスキャンでは、呼掛けの方向は角度 $\theta$ と線形寸法 $r$ によって決まり、 $r$ は走査ヘッドの線形の動きに対して垂直な平面上の呼掛けの角度的な方向であり、 $z$ は走査ヘッドからの直線的な変位である。従って、これらの走査座標 $z$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ は、呼掛けの対象である患者の体の領域の3次元の位置を決定する。

【0012】図1B及び図1Cは、これらの走査座標が関心領域の位置をどのように定義するかを示す図である。図面間での類似性を明らかにするため、各図中、同等の特徴には同じ参照番号が付されている。図1Bは、セクタスキャンにおいて用いられる座標系を示す図である。トランスデューサの軸22に対して垂直な平面18上での、原点16からの関心点X14への光線12に対応して、平面18上に投影24がある。投影24と平面18上の基本軸26との間は、関心点X14の2つの角度座標のうちの1つを示す角度 $\theta$ 28である。平面18から光線12へは、他の角度的な座標 $\phi$ 32がある。関心点X14は、原点16から深さZ34のところにある。図1Cは、リニアスキャンにおいて用いられる座

標系を示す図である。トランスデューサの線形軸46に対して垂直な平面44上での、原点16からの関心点X14への光線12に対応して、平面44上に投影48がある。投影48と平面44上のトランスデューサの軸22との間は、関心点X14の角度座標を示す角度 $\theta$ 52である。線形軸46への光線12の投影は、関心点14の線形座標のうちの1つである長さ $r$ を有する投影である。関心点X14は、やはり原点16から深さZ34のところにある。従って、図1B及び図1Cは、セクタスキャン及びリニアスキャンの夫々において、走査座標 $z$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ が関心となる点又は領域の位置をどのように定義するかを示す図である。

【0013】ダイナミックレンジを過度に圧縮することによる問題は、超音波の呼掛けが走査座標 $z$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ によって定義されるような走査ヘッド20から更に遠い距離にある領域に向けられると、元の超音波信号の振幅と結果として得られるエコーは患者の組織のますます厚い厚さを通して進むために生ずるという問題である。信号がより多くの組織を通ると、信号の振幅は減衰される。時間利得制御増幅器40は、より大きい距離から受信されたエコーを表わす信号に対してより大きい利得を適用することにより、これらの信号の振幅の減衰について補償する。しかしながら、信号を増幅することにより、所望の信号に付随する雑音も増幅され、雑音の振幅は増加する。時間利得制御増幅器は、更に遠くの距離からのエコーを表わす信号に対して更に多くの利得を適用するため、雑音の振幅は所望の信号の振幅に近づいていく。従って、かつてないほど振幅が大きい雑音を排除するためにダイナミックレンジが更に圧縮される場合、所望の信号の振幅が小さい成分は雑音と共に圧縮される。従って、ダイナミックレンジを過度に圧縮することにより、所望の信号が排除される結果となり、これは雑音と同様に、結果として得られる画像の画質を低下させる。

【0014】図2は、ダイナミックレンジを過度に圧縮することにより所望の信号が最終的に取り除かれるか又ははっきりとしないものとされ始めるかという問題を示す。図2は、雑音信号レベルを含む信号レベルを超音波呼掛けパス（pass）の深さの関数として示す理想化されたグラフ200である。図2に示すように、雑音レベル250は、呼掛けパスの深さと共に高まる。前述し従来技術によって周知であるように、時間利得補償増幅器40（図1A）は、発せられる超音波パルスと結果として得られるエコーが患者の組織をますます多く通ることによるこれらの超音波パルスとエコーの減衰を調整するために、より大きい走査深さから戻されるエコーを表わす信号を増幅するために使用される。呼掛けされている体内の深さ210において、振幅X260の所望の低い振幅の信号はまだ雑音レベル250を上回るため、雑音閾値を超えて認められる最も大きい及び最も小さい振幅の信号の間に大きなダイナミックレンジがある。しかしな

がら、深さ220において、雑音レベル250の閾値は増加しており、雑音の振幅は所望の信号X260の振幅を超える。結果として、X260の振幅の所望の信号は雑音によって囲まれ、雑音と見分けることができない。深さ220において、ダイナミックレンジが振幅X260の所望の信号を含むよう広げられた場合、雑音は信号によって表わされるデータの完全性を低下させる。

【0015】従って、理論的に最適なダイナミックレンジは、可能な限り最も低い振幅の所望の信号を、雑音レベル250の閾値まで、しかしこの閾値は含まないものまで低下させることを包含するものである。実際上は、最適なダイナミックレンジは、選択されたダイナミックレンジが使用可能な信号が抑制されるほど控えめなものではないことを確かとするよう無視できない量の雑音をシステムの操作者が検出しよう、雑音レベル250の閾値に僅かにのみ重なり合うダイナミックレンジである。いずれの場合も、システムは、付随する雑音によって画像の完全性が過度に低下されることなく、可能な限り良い画像を表わすために最も大きい有用なダイナミックレンジで動作しよう。従って、参照番号210において、理論的に理想的なダイナミックレンジは、線230によって示される範囲を含む。対照的に、参照番号220では、雑音が増加するため、線240によって示される更に小さい理論的に理想的なダイナミックレンジが可能である。実際上は、いずれの場合も最適なダイナミックレンジは僅かに大きくなる。

【0016】また、雑音は、図2に示す単純化された概念における走査深さと共に変化するだけでなく、超音波撮像システム10(図1A)が深さ及び他の変化する走査座標によって決められる他の関心領域に呼掛けを行うにつれて変化する。図3及び図4は、セクタスキャンについて、信号対雑音比の低下を深さに対して示す図及びステアリング角に対して示す図である。図1Bを参照するに、図3及び図4のグラフは、例えば28が一定のままであり32及び34が変化する状況に対応する。図3は、深さが増すにつれ、信号対雑音比は最初は僅かに改善するが、その後は深さが増すにつれて減少し始めることを示す。信号対雑音比が低下するのは、走査の深さが増すにつれて、患者の組織の更に厚い厚さを通る超音波信号の減衰を補うために、時間利得増幅器40(図1A)によって更なる利得が適用されねばならないためである。追加的な利得を適応することにより、雑音だけでなく所望の信号も増幅され、利用可能なダイナミックレンジが減少する。図4は、信号対雑音比が、ステアリング角が大きくなり始めたときはいくらかは水平のままであり、その後角度がますます斜めになると更に急に低下し始めることを示す。やはり、ステアリング角が更に極端となると、信号の減衰を補償するために更なる利得が適用されねばならず、これにより雑音が増幅され、利用可能なダイナミックレンジが減少する。従

って、図3及び図4に示すように、最大の利用可能なダイナミックレンジをうまく利用するために信号を処理するため、ダイナミックレンジは走査される患者の異なる領域に対して調整されねばならない。

【0017】最大の利用可能なダイナミックレンジを利用するために、超音波撮像システム10の信号/画像処理ユニット60(図1A)は、走査座標の変化の関数として、患者の解剖学的構造の異なる領域に対する予めプログラムされたダイナミックレンジを選択するようプログラムされうる。この技術は、ここに参照として組み入れられる「深さ方向及び横方向の走査次元での超音波画像データの可変圧縮(Variable Compression of Ultrasonic Image Data with Depth and Lateral Scan Dimensions)」なる名称の特許文献1に記載されている。特許文献1に記載されたシステムは、走査ヘッド20に対する患者の解剖学的構造中の異なる領域において予想される雑音レベルを走査座標の変化の関数として変化させることに応じて超音波エコーから得られる信号を処理するのに使用されるダイナミックレンジを調整する。特に、システムは、現在呼掛けられている患者の領域に対応する推定最適利用可能ダイナミックレンジをその領域を識別する走査座標の関数として選択するために信号/画像処理ユニット60によって参照される圧縮マップ選択プロセス80を使用する。圧縮マップは、走査座標によって定義される患者の解剖学的構造の様々な領域において予想される雑音のレベルを予測するために、以前の走査からの実証的証拠に基づいて作成される。

【0018】図5は、特許文献1に記載のシステムによって与えられる種類の圧縮マップ500の例を示す図である。圧縮マップ500は、リニアスキャンの場合に、受信された信号の実際のレンジを圧縮することによって得られるダイナミックレンジを深さ及び横方向の次元を変化させた関数として示すものである。圧縮マップ500は、これらの走査変数の変化によりどのような雑音が予想されるかの実証的に得られた推定値に基づく。圧縮マップ500の中央領域510は、一定の集中された領域内で走査深さを変化させることによりダイナミックレンジがどのように変化するかを示す。例えば、最も深さが浅いところから最も深さが深いところへ、ダイナミックレンジは0cm(センチメートル)乃至0.5cmの深さでの65dBから2.5cm乃至3.5cmの深さでの60dBまで変化する。しかしながら、適当なダイナミックレンジは圧縮マップ500の中央領域510によって示されている患者の体の中央領域の外側では異なるダイナミックレンジが用いられる。これらの線形の極値に対する適当なダイナミックレンジは、圧縮マップ500の外側の領域520に示される。圧縮マップのこれらの外側の領域520では、ダイナミックレンジは、0cm乃至0.5cmの深さでの60dBから2.5cm乃至3.5cmの深さでの55dBまで変化する。従っ

て、圧縮マップは、システムが、患者の解剖学的構造の異なる領域が呼掛けられているためダイナミックレンジを出来る限り小さく圧縮することを可能とするとともに、画質の低下を生じさせる雑音信号を抑制する。同様の圧縮マップは、セクタスキャンの場合にも、ダイナミックレンジを変化する走査深さ及びステアリング角に適合させることにより構築されうる。再び図1Aを参照するに、圧縮マップ選択プロセッサ80は、現在の走査座標によって画成される領域についての投影された最大の利用可能なダイナミックレンジを組み込み、ダイナミックレンジをそのレベルまで圧縮するために使用される。

【0019】しかしながら、図1Aに示す超音波撮像システム10は全ての場合において実際の利用可能なダイナミックレンジを最適化する必要はない。なぜならば、圧縮マップ選択プロセッサ80(図1A)によって用いられる圧縮マップ500(図5)は典型的な撮像条件の下で実際の信号がどのダイナミックレンジまで圧縮されるべきかを指示するためである。これはダイナミックレンジを典型的な予想される雑音レベルに基づいて圧縮する予測技術であるため、実際の雑音レベルが予測レベルを上回る又は下回る場合にダイナミックレンジを調整しない。従って、何人かの患者の走査では、走査座標によって画成される領域における走査について一般的に予想される雑音よりも幾分雑音の多い信号が戻る。雑音が異常な大きさであることは、例えば超音波撮像機器の近くで使用されている他の電気機器というの外部条件の結果である場合や、超音波撮像システム自体の中で発生される熱的雑音の作用によるもの、又は、他の予期せぬ要因の結果によるものでありうる。結果として、予測される利用可能なダイナミックレンジが大きすぎるか小さすぎる場合、雑音は、システムに雑音によって画質が低くなった画像を表示させるか、超音波画像の潜在的な鮮明さを不必要に制限する。もちろん、予めプログラムされるダイナミックレンジを控えめに設定し、雑音がそのダイナミックレンジの周辺にのみぶつかるようにすることが最善である。

【0020】

【特許文献1】米国特許第5,993,392号明細書

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このように控えめに予めプログラミングする方法では、明らかに不利な点があり、即ち、潜在的に利用可能であり有用なダイナミックレンジが利用されないこととなり、走査は理想的に有しうる解像度よりも低い解像度で行われることとなる。

【0021】従って、どの特定の患者に対して超音波撮像を行う場合にも利用可能なダイナミックレンジを最大化しうる超音波撮像システムを提供することが必要である。

【0022】

【課題を解決するための手段】本発明は、信号の処理に

おいて適用される利用可能なダイナミックレンジを最大化することにより超音波撮像技術によって発生された画像の鮮明さを改善するシステム及び方法を提供する。本発明は、患者の解剖学的構造の特定の領域において予想される雑音だけでなく、検出された実際の雑音に基づいて、利用可能なダイナミックレンジを最大化する。本発明の1つの面によれば、患者の解剖学的構造の特定の領域に現れる実際の雑音は、検出された雑音を受動的に監視することによって検出される。患者の解剖学的構造の異なる領域において実際に検出された雑音から、実際の雑音関数が生成される。次に、任意に低域通過フィルタを用いて、測定された雑音関数の滑らかに変化する関数を作成し、可能な限り最も鮮明な超音波画像を生成するために最も大きい利用可能なダイナミックレンジを選択するために、予想される雑音関数ではなくこの実際の雑音関数が使用される。

【0023】

【発明の実施の形態】図6は、信号減衰を補償するために適用される追加された利得の結果として走査深さが深くなるにつれて実際の雑音信号がどのように変化するかを示す一例である。図中、深さが深くなるにつれて深さの関数として直接的に変化する幾らかの量の熱雑音610がある。更に、深さの関数として直接的には変化しないが、深さの変化とともにランダムに変動する幾らかの量のコヒーレントな雑音620がある。この雑音レベルは、より予測可能な雑音レベルと組み合わせられて、現在の環境条件下の特定の検査のための雑音特性を示す雑音サイン(noise signature)を定義する。やはり図6に示すように、従来技術で知られているように、組み合わせられた雑音サインを取って、滑らかに変化する雑音サイン又は雑音関数630を作成する低域通過フィルタが使用されうる。それでも、この雑音関数630は、状況ごとに、また、時点ごとに変化する。従って、予想された雑音レベルに基づいてダイナミックレンジを設定する従来技術の超音波撮像システム10(図1A)は、どのダイナミックレンジが潜在的に最適であるかは、走査ごとに、また、走査状況ごとに変化するため、最適ダイナミックレンジを必ずしも使用する必要はない。

【0024】図7は、本発明によって構築される超音波撮像システム700の一実施例を示す図である。超音波撮像システム700は、図1Aの超音波撮像システム10に使用される構成要素と同じものを殆ど含む。従って、簡潔さのために、これらの構成要素には同じ図1A中のものと参照番号を付し、それらの機能及び動作については説明を省略する。図7に示すシステム700と図1Aに示す従来技術のシステム10の主な相違点は、システム700が、圧縮マップ選択プロセッサ80(図1A)の代わりに、超音波撮像検査を受けている患者の中で実際に検出された雑音に反応するために雑音解析プロセッサ710を組み込んでいる点である。雑音解析プロ

セッサ710は、システム700が実際の雑音信号に  
答することを容易とするために信号/画像処理ユニット  
60に接続される。

【0025】図1Aの従来技術のシステム10では、ト  
ランスデューサ30は撮像パルスを患者の解剖学的構造  
の特定の領域に向かって合焦させるようビーム形成器5  
0により指示されていたが、これに対して、圧縮マップ  
選択プロセッサ80は、パルスが向けられる領域におい  
て予想される周囲雑音をかなり排除するダイナミック  
レンジを設定するために、適当な記憶されたダイナミック  
レンジマップを使用する。例えば、図5のダイナミック  
レンジマップの例では、1乃至1.5センチメートルの  
深さにおいて、予想される最大の利用可能なダイナミッ  
クレンジは75dBである。一方で、2乃至2.5セン  
チメートルの深さにおいて、予想される最大の利用可能  
なダイナミックレンジは65dBに縮まる。更に、1乃  
至1.5センチメートルの走査の横方向の端において  
は、ダイナミックレンジは70dBに圧縮され、2乃至  
2.5センチメートルではダイナミックレンジは60dB  
に圧縮される。このダイナミックレンジは、従来技術  
で予想されるように、対数尺度で計算され、20dBの  
ダイナミックレンジにおける減少は夫々が撮像感度にお  
ける10倍の減少を示すため、潜在的なダイナミックレ  
ンジの減少は顕著であり得る。しかしながら、上述のよ  
うに、これらの予想される範囲が大きすぎるか小さすぎ  
る場合、雑音は画像の画質を低下させるか画像の潜在的  
な鮮明さを低下させる。

【0026】本発明の実施例は、その雑音レベルが患者  
の解剖学的構造の異なる領域に残っているかを実際に決  
定することによって、利用可能なダイナミックレンジの  
推定に関連する問題をなくすものである。患者の体の各  
領域は、走査座標z、φ、ψによって決まる。雑音解析  
プロセッサ710は、患者の雑音サインを走査座標の関  
数として決定するために患者の解剖学的構造の各領域を  
走査ヘッドに受動的に走査させるよう信号/画像処理ユ  
ニット60に命令する。システム700は、各領域から  
信号を受信するためにビーム形成器50によって命令さ  
れたランスデューサ30によって受信された信号を監  
視することによって、超音波信号を能動的に発すること  
なく、患者を受動的に走査する。これを行うために、シ  
ステム700は、実際の雑音サインを作るために走査座  
標の関数としてコヒーレントな雑音及びランダムな雑音  
を検出する。

【0027】システム700は、走査の環境に存在する  
実際の雑音を認めうるだけでなく、患者の解剖学的構造  
の異なる領域を受動的に走査することにより、システム  
700自体が発生する雑音に対しても適合しうる。例え  
ば異なる深さ、ステアリング角、又は線形位置で走査を  
行うために、ランスデューサ素子30の選択及び位相  
調整を行うと、様々な度合いの雑音が発生する。システ

\*ム700は、実際の雑音サインを読みダイナミックレン  
ジを最大化するために、現在の環境条件下でのその特定  
の検査について、システム700によって発生される雑  
音を考慮に入れうる。つまり、本発明の実施例によれ  
ば、現在の環境条件下での特定の検査に対して存在する  
実際の雑音を考慮に入れることができ、この実際の雑音  
は撮像システム自体に残る雑音を含む。利用可能なダイ  
ナミックレンジは、最大で実際に検出される雑音のレベ  
ルまでの、しかし実際に検出される雑音は含まないレベ  
ルの最大レベルに設定されうる。

【0028】望ましい実施例では、システムの操作者は  
ダイナミックレンジに対する手動調整を行いうる。現在  
のシステムでは、システムが幾らかの雑音を受信するこ  
とを許すことが可能であるよう操作者に手動調整のオブ  
ションが与えられ、それにより出来る限り大きい内容と  
解像度の画像が導出されることが操作者にとって確実と  
なる。操作者がこれらの調整を行うことを許すことによ  
り、システム700が有用な信号を抑制することなく雑  
音を抑制するためにダイナミックレンジを最適化する際  
に実際に作用しているという点で操作者の満足が得られ  
る。特に、望ましい実施例では、有用なダイナミックレ  
ンジは最大のダイナミックレンジ設定から雑音関数の対  
数を差し引くこと、即ち、

【0029】

【数1】

$$d_{\zeta, \phi, z} = d_{max} - \log(T[\eta_{\zeta, \phi, z}])$$

によって決定されうる。

【0030】前述したように、φは回転座標であり、  
ψはセクタスキャンの場合の第2の回転座標又はリニアス  
キャンの場合の線形座標のいずれかであり、zは深さで  
あり、d<sub>max</sub>は画像に適用される最大の可能なダイナミ  
ックレンジでありユーザにより選択可能であり、T[ ]  
は低域通過フィルタ処理を表わす。η、φ、zの関数と  
して表わされるdは、走査座標によって決定される患者  
の解剖学的構造の領域についての実際の利用可能なダイ  
ナミックレンジである。

【0031】超音波システムの従来の実施例に雑音解析  
プロセッサ710(図7)が適用されうるだけでなく、  
本発明の他の実施例はデジタル多チャンネル走査ライン  
信号プロセッサ中に個々の雑音解析プロセッサを含むも  
のである。かかる多チャンネル走査ラインプロセッサは、  
ここに参照として組み入れられる米国特許第6,050,  
942号明細書に記載されている。図8に示すよう  
に、米国特許第6,050,942号明細書に記載のよ  
うにシステム816が多数のチャンネルの別々の処理を組み  
込んだものである場合、個々の雑音解析プロセッサ9  
10,920,930,940は各チャンネルと関連付け  
られうる。

【0032】多チャンネル走査ラインプロセッサ816は図8中にブロック図として示されている。図示される実施例の走査ラインプロセッサは完全にデジタル式であるため、ブロック図に示されたブロックをつなぐ信号及びデータの線は、全て多導線デジタルデータ路を表わす。ビーム形成器814からの走査ラインエコーデータは、マルチプレクサ822に印加される。ビーム形成器が一回に一本の走査ラインのみを生成する場合又は時間的にインタリーブされた形式で走査ラインデータを生成する場合、ビーム形成器とマルチプレクサ822の間には単一のデジタルデータ路のみが必要とされる。図示される実施例では、2つのデジタルデータ路が示されており、2つの同時に発生される走査ラインが並列に走査ラインプロセッサ816に結合されることを可能としている。

【0033】走査ラインの最初のデータワードは、走査ラインデータがどのようにしてビーム形成器から受信されどのように処理されるべきかを走査ラインプロセッサに知らせるヘッダである。マルチプレクサ(MUX)822は、ヘッダに続く走査ラインエコーデータを並列に図8に示す走査ラインプロセッサの2つのチャンネル816a、816bに印加する。走査ラインプロセッサの各チャンネルは、深さとともに変化しうる利得又は減衰を生じさせるためにサンプル毎に走査ラインデータにスケールリングファクタを乗算する正規化段830、831を有する。各チャンネルに対するスケールリングファクタは、望ましい実施例ではデジタルメモリである係数回路823、833に格納された又は係数回路823、833によって発生された正規化係数によって与えられる。乗算係数は走査ラインエコーのシーケンスに沿って変化するため、深さに依存する利得又は減衰が生ずる。

【0034】望ましくは、係数メモリ832、833は、走査ヘッド特徴又は処理されている信号の種別(二次元又はドップラー)に一致するようメモリアドレスングで変化される多数の組み合わせられた利得曲線を格納する。利得変化の率は、係数が各正規化段830、831の乗算器に対して変化される率によって制御される。

【0035】正規化段830、831の処理の後、各チャンネル816a、816b中のエコー信号はラインバッファ834、835に結合される。ラインバッファは、2つの機能を実行する。第1に、各ラインバッファは合成開口形成のために第1の半分の開口でビーム形成されたエコー信号を格納する。格納された第1の半分の開口による信号は、完全な合成開口からのエコー信号を形成するために生成される第2の半分の開口による信号と組み合わせられる。

【0036】第2に、補間器836、837が連続的に受信された走査ラインからの走査ラインデータを補間するために動作しているとき、ラインバッファ834、8

35は夫々先行する走査ラインを格納する。各補間器836、837は、2つの受信された走査ラインの間の追加的な走査ラインデータを補間する。望ましい実施例では、2つの補間された走査ラインは、受信された走査ラインの各対の間に形成される。2つの補間された走査ラインは、 $0.75L_n + 0.25L_{n+1}$ と $0.25L_n + 0.75L_{n+1}$ の形であり、 $L_n$ 及び $L_{n+1}$ は続けて受信された走査ラインである。2つの補間された走査ラインは、1つの受信された走査ラインから次の受信された走査ラインまでの距離の1/4及び3/4のところに配置される。望ましい実施例では、上述の特許出願明細書に記載のように、各重み付けされたエコーサンプルは、2つの補間された走査ラインの形成に使用されるよう保存される。これにより、1つの受信された走査ラインから次の対の受信された走査ラインまでの補間された走査ラインの生成のシーケンスが逆とされる。望ましい実施例では、正規化段の乗算器によって0.25又は0.75のスケールリングファクタが与えられる。格納された重み付けされた走査ライン信号は、2つの補間された走査ラインが一致して、各補間器の出力に一つずつ生成されるよう、1つのチャンネルのラインバッファから他のチャンネルの補間器へ交差結合される。

【0037】補間器836、837が動作しておらず、走査ラインプロセッサ816が一回につき1つの走査ラインを処理している場合、走査ラインエコーの同じシーケンスは各補間器の出力において生成され、夫々のチャンネル816a、816bの正規化段の異なる時間的に変化する利得ファクタだけ変化する。各チャンネル中のエコー信号は、次に、各チャンネル中の直交帯域通過フィルタ(QBP)に結合される。直交帯域通過フィルタは3つの機能を与えるものであり、即ち、RF走査ラインデータを帯域制限し、走査ラインデータの同相・直交対を生じさせ、デジタルサンプル率を間引きする。各QBPは、2つの別々のフィルタを含み、1つのフィルタは同相サンプル(I)を生じさせるものであり、他のフィルタは直交サンプル(Q)を生じさせるものであり、各フィルタはFIRフィルタを実施する複数の乗算器・累算器(MAC)によって形成される。デジタル乗算器810の1つの入力に走査ラインデータのエコーサンプルが印加されると、他の乗算器入力に係数が印加される。エコーサンプルと重み係数の積は累算器812に格納され、累算器812において以前に得られた積と累算される。他のMACは、異なる位相でエコーサンプルを受け取り、重み付けされたエコーサンプルを同様に累算する。幾つかのMACの累算された出力は結合されえ、最終的な累算された積はフィルタリングされたエコーデータを含む。累算された出力が取得されるレートにより、フィルタの間引きのレートが設定される。フィルタの長さは間引きのレートとフィルタを形成するために使用されるMACの数の積であり、累算された出力信号を生成

するために使用される入来するエコーサンプルの数を決定する。フィルタ特徴は、乗算係数の値によって決定される。異なるフィルタ関数のための異なる係数の組は係数メモリ838、839に格納される、係数メモリ828、829は選択された係数をMACの乗算器に印加するよう結合される。

【0038】Iフィルタを形成するMACに対する係数は正弦関数を実施し、Qフィルタに対する係数は余弦関数を実施する。周波数複合のため、アクティブなQBPの係数は、更に、所望の通過帯域の中心周波数における正弦波によって乗算される同期関数を実施する。本実施例の場合、走査ラインプロセッサ16が一回につき1つの走査ラインに対してのみ動作する場合、チャンネル816a中のQBP<sub>1</sub>は第1の低周波数通過帯域で走査ラインデータのI及びQのサンプルを生成し、チャンネル16b中のQBP<sub>2</sub>は第2の高周波数通過帯域で走査ラインデータのI及びQのサンプルを生成する。このように、元々の広帯域エコー信号のスペクトルは高周波数帯域と低周波数帯域へ分割される。周波数複合処理を完了するために、チャンネル816aのQBP<sub>1</sub>によって生成される通過帯域中のエコーデータは検出器40<sub>1</sub>によって検出され、検出された信号は加算器850の1つの入力に結合される。望ましい実施例では、検出はアルゴリズム  $(I^2 + Q^2)^{1/2}$  を実施することによってデジタル式に行われる。チャンネル816bのQBP<sub>2</sub>によって生成される相補通過帯域中のエコーデータは検出器140<sub>2</sub>によって検出され、これらの検出器信号は加算器850の第2の入力に結合される。2つの通過帯域の信号が加算器850によって結合されると、2つの通過帯域の相関されていないスペックルの影響は打ち消しあい、信号から形成される二次元画像中のスペックルアーティファクトを減少させる。

【0039】2つのチャンネルは夫々2つのQBPを含み、各チャンネル中でQBP<sub>1</sub>及びQBP<sub>2</sub>として示されている。これらのQBPは夫々が、各チャンネルにおける下付きの添え字1及び2によって示される2つのサブチャンネルへの各信号の分割を始める。ビーム形成器814が多数の同時の走査ラインを生成しているとき、又は、補間器836、837が補間された走査ラインを夫々同時に生成しているとき、サブチャンネルは周波数複合を考慮に入れる。これらの場合、チャンネル816a中で処理されている走査ラインのデータはチャンネル816aのQBP<sub>1</sub>及びQBP<sub>2</sub>によって2つの通過帯域へ分離され、2つの通過帯域の信号は検出器840<sub>1</sub>及び840<sub>2</sub>によって検出され、次に加算器850によって結合され、スペックルが減少された走査ラインが加算器850の出力に生成される。チャンネル816bはそのチャンネル中の走査ラインデータに対して同様に動作し、チャンネル816bのQBP<sub>1</sub>及びQBP<sub>2</sub>を用いて走査ラインデータを2つの通過帯域へ分離し、検出器840<sub>1</sub>及び8

40<sub>2</sub>中で信号を検出し、次に検出されたデータを結合し、加算器850の出力にスペックルが減少された走査ラインが生成される。

【0040】これらの検出器の出力では、本発明により、また、単一走査ラインプロセッサ中の雑音解析プロセッサ710(図7)に関する上述の動作により、個々の雑音解析プロセッサ910、920、930及び940は検出器840<sub>1</sub>、840<sub>2</sub>、840<sub>3</sub>、840<sub>4</sub>間で相互に接続される。個々の雑音プロセッサ910、920、930、及び940の夫々の出力は、対数圧縮プロセッサ846<sub>1</sub>、846<sub>2</sub>、846<sub>3</sub>、846<sub>4</sub>に送られる。

【0041】また、各サブチャンネル中の検出器に続いて、係数メモリ842、843からの重み係数を受信する乗算器844<sub>1</sub>、844<sub>2</sub>、844<sub>3</sub>、844<sub>4</sub>によって形成される利得段がある。これらの利得段は、最適のシステムパフォーマンスのために、超音波システム中のアナログ利得とデジタル利得のバランスを分けることである。エコー信号路における利得のうちの幾らかは、超音波システムによって自動的に実施されえ、他の例えば手動利得制御及びTGC増幅器812のTGC利得はユーザによって制御されうる。システムは、ビーム成型器のADCに先行するアナログ利得がADCの動的な入力範囲について最適に調整されるようこれらの利得を分割する。デジタル利得は、画像の明るさを最適化するために調整される。2つの利得はユーザによって行われる利得制御の変化を一緒に実施する。

【0042】望ましい実施例では、乗算器844<sub>1</sub>、844<sub>2</sub>、844<sub>3</sub>、844<sub>4</sub>によって走査ライン信号に与えられた利得は、チャンネル上の先行する正規化段830、831の利得と一致して選択される。各正規化段の利得は、造影剤又は高調波撮像による強い信号が受信されているときに生じうるように、QBPにおいて飽和レベルに達すること防止するために選択される。飽和レベルを防止するために、正規化段の最大利得が制御され、この制御によって生ずる全ての減少は続く乗算器844<sub>1</sub>、844<sub>2</sub>、844<sub>3</sub>、844<sub>4</sub>の利得によって元に戻される。

【0043】これらの乗算器によって与えられる利得機能は、デジタル信号処理路のどの場所においても実行されうる。利得機能は、後述する圧縮曲線の傾斜を変化させることによって行われうる。また、例えば、正規化段によって印加される利得と共に実行されうる。しかしながら、この実施は上述の飽和制御を行う可能性を失わせる。本願の発明者は、この機能の実施は、圧縮の前に与えられたときに容易とされ、望ましい実施例においては検出の後に乗算器を用いることによって容易とされることを見いだした。

【0044】利得段844<sub>1</sub>、844<sub>2</sub>、844<sub>3</sub>、844<sub>4</sub>によって生ずる信号は、一般的にはディスプレイ

20よりも大きいダイナミックレンジを示す。従って、乗算器の走査ライン信号はルックアップテーブルにより適当なダイナミックレンジへ圧縮される。一般的には、利得は、対数圧縮プロセッサ846<sub>1</sub>、846<sub>2</sub>、847<sub>1</sub>、847<sub>2</sub>によって示されるように対数である。各ルックアップテーブルの出力は信号入力値の対数に比例する。これらのルックアップテーブルは、圧縮曲線を変化させる可能性を与えるようプログラム可能であり、走査ライン信号の輝度及びダイナミックレンジはディスプレイのために送信される。

【0045】上述のように、各チャンネルが別々の走査ラインを処理しているとき、2つのチャンネルの加算器850、851の出力において圧縮されたスペックルが減少された走査ライン信号が生成される。2つのチャンネルが夫々、同じ走査ラインの1つの通過帯域を処理しているとき、マルチプレクサ848は、チャンネル816aのQBP<sub>1</sub>によって形成される通過帯域からの信号を加算器851に与え、この信号は加算器851においてチャンネル816bのQBP<sub>2</sub>によって形成される通過帯域からの信号と結合される。周波数複合が作用していないと

検出された圧縮された高域エコー信号は変更なしに加算器を通過するか、加算器全体を迂回しうる。

【0046】加算器850、851の出力はマルチゾーンプロセッサ860、861に結合され、マルチゾーンプロセッサではユーザがこの機能を選択したときは多数のゾーンで合焦された走査ラインが形成されうる。マルチゾーンプロセッサはマルチゾーン動作中に現在の送信焦点ゾーンからの走査ラインセグメントを格納し、異なる走査焦点ゾーンセグメントが受信されると、マルチゾーンプロセッサはセグメントを組み立てて関心となる深

さ全体に亘る完全な走査ラインを形成する。セグメントは、任意の深さの順序で受信されえ、最も深いものから最も浅いものは以前の送信パルスからのアーティファクトの減少のために望ましい。各走査ラインの最終セグメントが受信されると、マルチゾーンプロセッサは走査ライン全体を低域通過フィルタ(LPF)862、863へ送る。これらの低域通過フィルタは、QBPのように、フィルタ特徴を制御するためにFIRフィルタを実施するよう配置された可変係数を有する乗算器・累算器の組合せによって形成される。これらの低域通過フィル

たれる。各チャンネルの出力に配置されるマルチプレクサ864、865は、走査ラインデータをデータバスに載せ、バスのための処理における幾つかの点からデータを選択しうる。2次元データのための走査ラインデータは、低域通過フィルタ862、863から得られ、乗算器によってバスに載せられる。マルチプレクサは、バスとネゴシエートするために用いられるプロトコルに従ってバス上に走査ラインデータを載せる。マルチプレクサはまた、続くプロセッサのための走査ラインデータを識別するために走査ラインの始まりにヘッダデータを追加する。

【0048】本発明の様々な実施例及び利点について上述したが、これらは例示的なものにすぎないことが理解されるべきである。細部に変更がなされ、それでもなお本発明の広い原理の範囲内でありうる。例えば、開示された実施例はダイナミックレンジを各走査座標の関数としての雑音の関数として調整するが、ダイナミックレンジはこれらの走査座標のうちの1つ又は2つのみについては検出された雑音レベルの関数としてのみ調整されることが理解されよう。例えば、ダイナミックレンジは2つの走査座標全ての関数としてではなく、深さの関数としてのみ、又は、深さとステアリング角の関数としてのみ調整されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1A】従来技術の超音波診断撮像システムを示すブロック図である。

【図1B】センサスキャンを示す座標の図である。

【図1C】リニアスキャンを示す座標の図である。

【図2】雑音レベルが利用可能なダイナミックレンジを如何にして減少させるかを示すグラフである。

【図3】スキャン深さを大きくしたときの超音波画像の信号ダイナミックレンジの典型的な変化を示す図である。

【図4】セクタ式スキャンにおいてステアリング角を大きくしたときの超音波画像の信号ダイナミックレンジの典型的な変化を示す図である。

【図5】リニア式スキャンにおいて深さ及び線形位置に依存してそのダイナミックレンジを調整するのに適合した従来技術の超音波撮像システム用のダイナミックレンジマップを示す図である。

【図6】雑音信号の実際の変化を深さの関数として示すグラフの一例である。

【図7】知覚された雑音信号に基づいてダイナミックレンジを圧縮する装置及び方法を含む超音波イメージングシステムの本発明の実施例を示すブロック図である。

【図8】実際に検出された雑音信号に応じてダイナミックレンジを動的に調整する装置及び方法を含むデジタル・マルチチャンネル・スキャンライン信号プロセッサ用の超音波イメージングシステムの本発明による実施例を示すブロック図である。

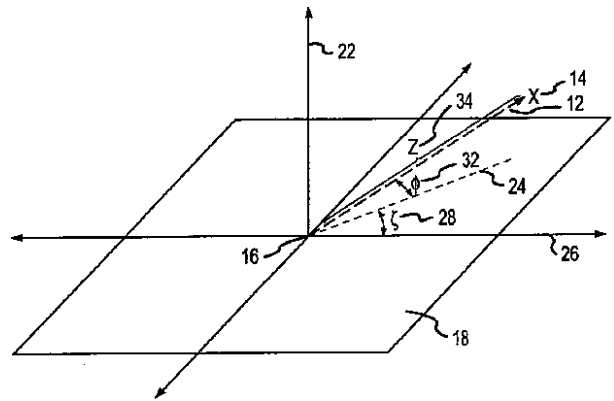
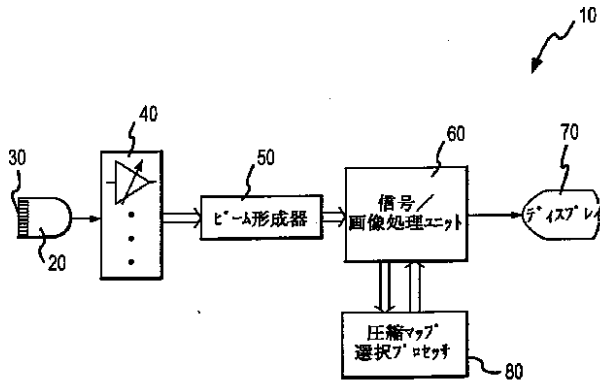
【符号の説明】

- 700 システム
- 20 走査ヘッド
- 30 トランスデューサ素子
- 40 時間利得制御増幅器

- \*50 ビーム形成器
- 60 信号/画像処理ユニット
- 70 ディスプレイ
- 710 雑音解析プロセッサ

【図1A】

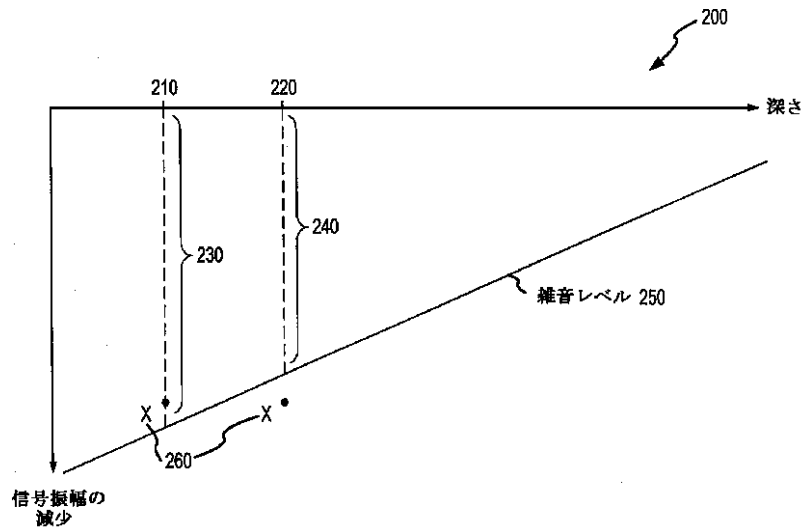
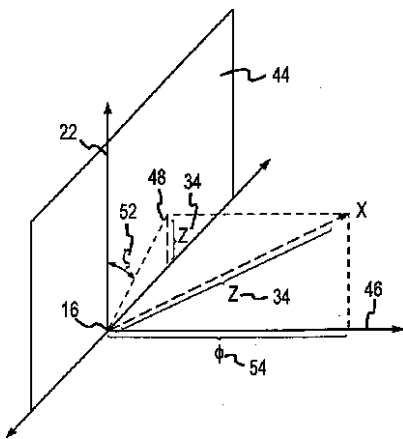
【図1B】



(従来技術)

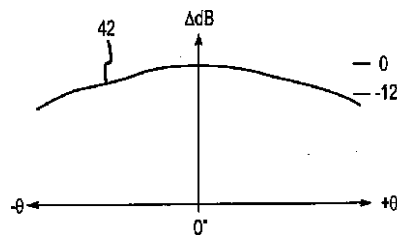
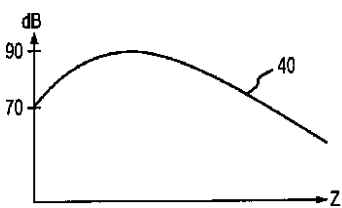
【図1C】

【図2】

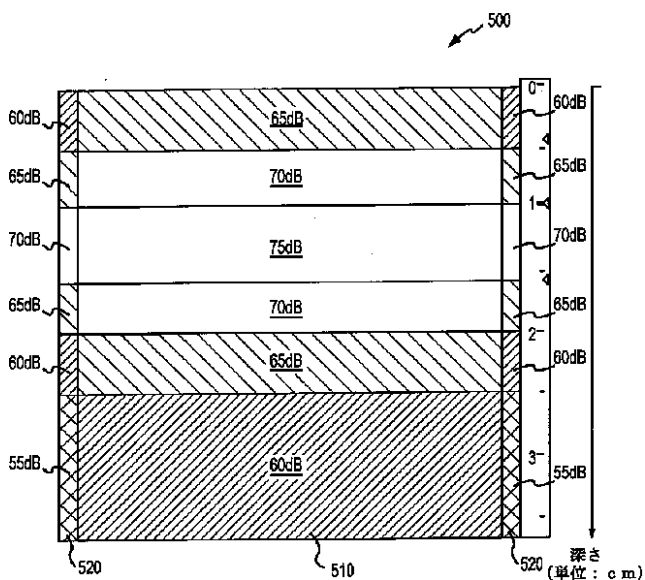


【図3】

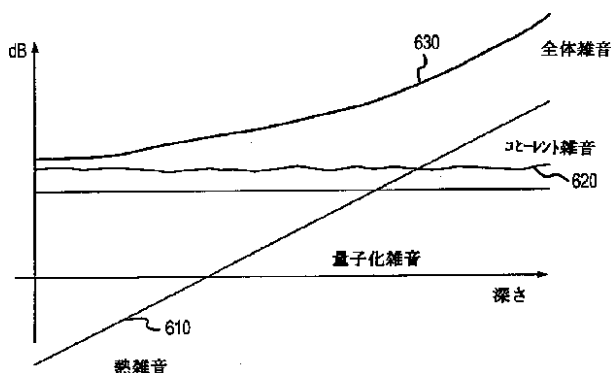
【図4】



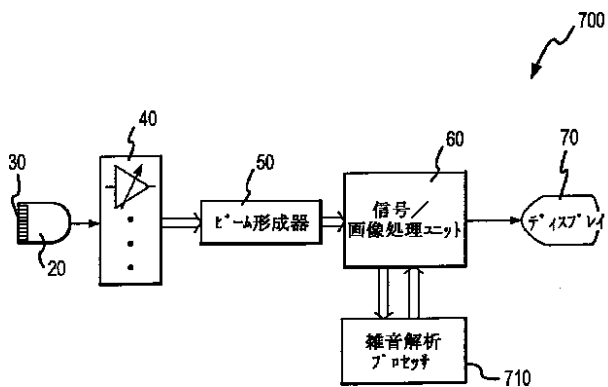
【図5】



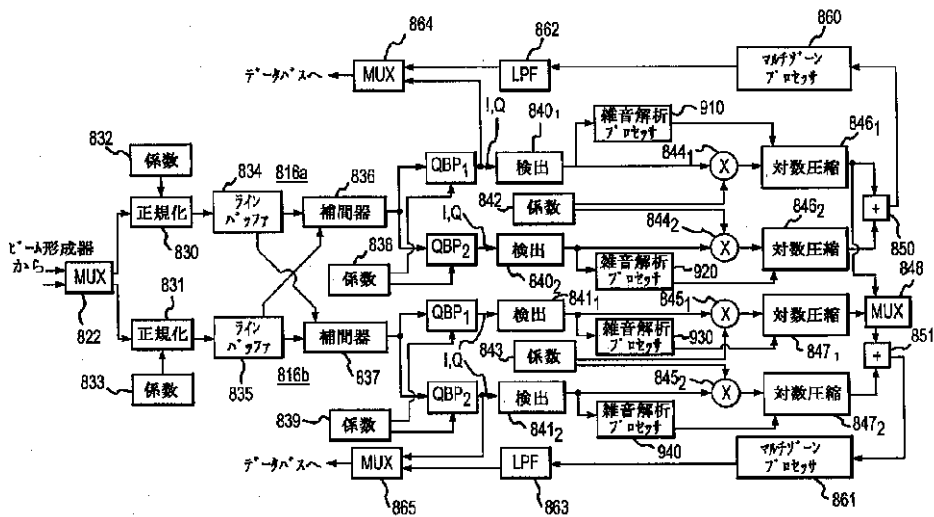
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 デイヴィッド ラスト  
アメリカ合衆国, ワシントン 98117, シ  
アトル, エヌダブリュ 72nd ストリー  
ト 302

(72)発明者 デイヴィッド エヌ ラウンドヒル  
アメリカ合衆国, ワシントン 98072, ウ  
ッディングビル, 157ス アヴェニュー エ  
ヌイー 18121

Fターム(参考) 4C601 BB21 BB23 EE01 EE22 EE30  
GB04 GC02 GC21 HH21 JB13  
JB20 JB24 JB31 JB47 JB60  
LL06 LL07 LL17

专利名称(译)	可用动态范围的动态自动检测系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003299650A</a>	公开(公告)日	2003-10-21
申请号	JP2003098572	申请日	2003-04-01
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	デイヴィッドラスト デイヴィッドエヌラウンドヒル		
发明人	デイヴィッド ラスト デイヴィッド エヌ ラウンドヒル		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52033 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/EE01 4C601/EE22 4C601/EE30 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC21 4C601/HH21 4C601/JB13 4C601/JB20 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB47 4C601/JB60 4C601/LL06 4C601/LL07 4C601/LL17		
优先权	10/114728 2002-04-01 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够使动态范围最大化的超声成像系统，该超声成像系统可以在对任何特定患者进行超声成像时使用。超声诊断成像系统在当前环境条件下，针对患者解剖结构的不同区域，检测并回波针对成像系统本身中特定检查存在的实际噪声。处理信息信号。检测到的噪声用于创建特征签名，该特征签名表示相对于实际实际噪声的实际噪声特征，该噪声签名是在产生最高分辨率的扫描图像时可用于消除噪声的动力学。用于最大化范围。患者解剖结构不同区域的动态范围和降噪水平是所用所有扫描坐标的函数，包括扇区扫描和线性扫描中变化的深度，转向角和线性位置。被改变。

