

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-179125

(P2016-179125A)

(43) 公開日 平成28年10月13日(2016. 10. 13)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

4 C 6 0 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-62204 (P2015-62204)
 (22) 出願日 平成27年3月25日 (2015. 3. 25)

(71) 出願人 503027931
 学校法人同志社
 京都府京都市上京区今出川通烏丸東入玄武
 町 6 0 1 番地
 (74) 代理人 100076406
 弁理士 杉本 勝徳
 (74) 代理人 100117097
 弁理士 岡田 充浩
 (72) 発明者 眞野 功
 京都府京田辺市多々羅都谷 1 - 3 同志社
 大学内
 Fターム(参考) 4C601 BB09 DD10 EE30 JB31 JC19
 KK02

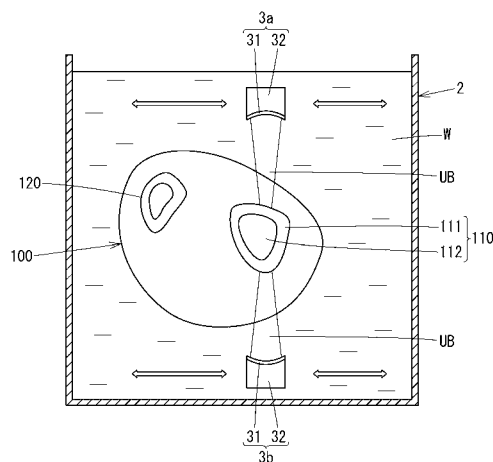
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】 Bモードの断層画像から骨の位置を簡単に確認できる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】 生体に対して放射された超音波ビームのエコー波をトランスデューサで電気信号に変換した信号のうち、高周波成分の占める割合の少ない領域を抽出すると共に、エコー波に基づいて生成されたBモード画像のうち、高周波成分の占める割合の少ない領域の色を他の領域の色と変えて表示する。骨面より深い組織部分は高周波成分の占める割合が少ないため、他の部分と異なる色で表示される。このため、従来のBモード画像では難しかった骨面の位置を、経験を積むことなく簡単に確認できる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に対して超音波ビームを送信し、かつ生体から受信したエコー波を電気信号に変換して第 1 のエコー信号のデータを生成するプローブと、

前記プローブから送信される超音波ビームの位置を変える走査部と、

前記走査部により走査され、複数の位置において生成された前記第 1 のエコー信号のデータを、位置の情報と共に記憶する記憶部と、

前記第 1 のエコー信号のデータから高周波成分を取り出して第 2 のエコー信号のデータを生成するデータ処理部と、

前記第 1 および第 2 のエコー信号のデータに基づいて第 1 および第 2 の B モード画像データを生成し、更に、当該第 1 および第 2 の B モード画像データの差分のデータ、または前記第 1 および第 2 のエコー信号の差分の第 3 のエコー信号のデータに基づいて第 3 の B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

前記第 2 の B モード画像データと第 3 の B モード画像データに異なる色を付与した後、それぞれのデータを重ね合わせて第 4 の B モード画像データを生成する画像処理部と、

前記画像処理部で生成された第 4 の B モード画像データを表示する表示部と、を備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

生体に対して超音波ビームを送信し、かつ生体から受信したエコー波を電気信号に変換して第 1 のエコー信号を生成するプローブと、

前記プローブから送信される超音波ビームの位置を変える走査部と、

前記走査部により走査され、複数の位置において生成された前記第 1 のエコー信号のデータを、位置の情報と共に記憶する記憶部と、

前記第 1 のエコー信号から高周波成分を取り出して第 2 のエコー信号のデータを生成し、かつ前記第 1 のエコー信号から低周波成分を取り出して第 3 のエコー信号のデータを生成するデータ処理部と、

前記第 1、第 2 および第 3 のエコー信号のデータに基づいて第 1、第 2 および第 3 の B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

前記第 2 の B モード画像データと第 3 の B モード画像データに異なる色を付与した後、それぞれのデータを重ね合わせて第 4 の B モード画像データを生成する画像処理部と、

前記画像処理部で生成された第 4 の B モード画像データを表示する表示部と、を備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記第 1 ~ 第 3 のエコー信号は、エコー波の距離に応じて減衰の補正が行われた後、前記第 1 ~ 第 3 の B モード画像データの生成に用いられる、請求項 1 または 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記プローブは、薄板状の圧電振動子の両面に電極が形成されたトランスデューサを備え、当該トランスデューサに方形波 1 波の駆動信号を印加してパルス状の超音波ビームを発生させる、請求項 1 または 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記プローブとして、単一のトランスデューサを用いて超音波の送受信を行うプローブを用い、当該プローブを機械的に移動させることによって前記超音波ビームの送信位置を変える、請求項 1 または 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 6】

骨情報算出部を更に備え、当該骨情報算出部は、前記第 1 または第 3 のエコー信号のデータのうち生体内の骨の中心付近を通る超音波ビームのエコー信号のデータに基づいて前記骨の外径と厚みを算出する、請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて生体内の組織の画像を表示する超音波画像表示装置に関し、特に、骨の位置を確認するのに適した超音波画像表示装置とする。

【背景技術】

【0002】

従来より、生体内の骨の状態を見るのにX線が使用されているが、設備が高価であり、また被曝の問題がある。またMRI (Magnetic Resonance Imaging) もあるが、極めて高価で、かなりの設置場所をとり、簡便さに欠ける。

【0003】

これに対し、超音波は生体への影響がなく、操作が簡単で比較的安価であることから、生体内の組織の画像診断に広く用いられている。

【0004】

発明者等は、先に、超音波により生体内の骨密度を診断する装置を提案した（非特許文献1参照）。この装置は、超音波の送受信を行なうトランスデューサを内蔵した一対のプロブを、生体を挟んで対向する位置に配置し、その状態で超音波の送受信を行い、骨面や骨内部で反射したエコー波の信号を解析することにより、骨密度の診断に必要な情報を得るものである。

【0005】

上述した装置では、超音波の照射位置を機械的に移動させて、生体の断面を表示したBモード画像を生成し、その画像を見ながら骨の位置を確認すると共に、骨に照射された超音波のエコー波を解析することによって骨の外径や厚みに関する情報を得ている。

【0006】

図9に、人の前腕部の手首付近の断面を示す。前腕部100は、皮膚、筋肉等の軟組織130がとう骨110と尺骨120で支持されている。骨密度の診断に必要な情報を取得する際には、検査のやり易さから、とう骨110に超音波を照射する場合が多い。図示するように、とう骨110は、軟組織を含む海綿骨112を中心にして皮質骨111がそれを取り巻くように配置されている。

【0007】

骨の外径や厚みに関する情報を取得する際には、超音波の放射方向をとう骨110の長手方向と直交する方向に移動させながら、とう骨110に超音波を照射し、ディスプレイに表示されたエコー波のBモード画像からとう骨110の位置を確認し、骨面および骨内部からのエコー波の到達時間により骨の外径や厚みを算出している。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】：Japanese Journal of Applied Physics 52 (2013)07HF05

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、上述の装置では、骨面の状態や傾斜によって骨面からのエコー波が不鮮明で、他の組織の境界からのエコー波と区別がつかない場合がある。従って、Bモードの断層画像から骨面の位置を確認するには、画像の読み取りに関して経験を積む必要があるため、骨の外径や厚みを算出する際の妨げとなっていた。

【0010】

本発明は上述の状況に鑑みてなされたもので、経験を積むことなく、Bモードの断層画像から骨の位置を簡単に確認できる超音波画像表示装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するため、本発明にかかる超音波画像表示装置は、

10

20

30

40

50

生体に対して超音波ビームを送信し、かつ生体から受信したエコー波を電気信号に変換して第 1 のエコー信号のデータを生成するプローブと、

前記プローブから送信される超音波ビームの位置を変える走査部と、

前記走査部により走査され、複数の位置において生成された前記第 1 のエコー信号のデータを、位置の情報と共に記憶する記憶部と、

前記第 1 のエコー信号のデータから高周波成分を取り出して第 2 のエコー信号のデータを生成するデータ処理部と、

前記第 1 および第 2 のエコー信号のデータに基づいて第 1 および第 2 の B モード画像データを生成し、更に、当該第 1 および第 2 の B モード画像データの差分のデータ、または前記第 1 および第 2 のエコー信号の差分の第 3 のエコー信号のデータに基づいて第 3 の B
10 モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

前記第 2 の B モード画像データと第 3 の B モード画像データに異なる色を付与した後、それぞれのデータを重ね合わせて第 4 の B モード画像データを生成する画像処理部と、

前記画像処理部で生成された第 4 の B モード画像データを表示する表示部と、を備えたことを特徴とする。

【0012】

または本発明にかかる超音波画像表示装置は、

生体に対して超音波ビームを送信し、かつ生体から受信したエコー波を電気信号に変換して第 1 のエコー信号のデータを生成するプローブと、

前記プローブから送信される超音波ビームの位置を変える走査部と、

前記走査部により走査され、複数の位置において生成された前記第 1 のエコー信号のデータを、位置の情報と共に記憶する記憶部と、

前記第 1 のエコー信号から高周波成分を取り出して第 2 のエコー信号のデータを生成し、前記第 1 のエコー信号から低周波成分を取り出して第 3 のエコー信号のデータを生成するデータ処理部と、

前記第 1、第 2 および第 3 のエコー信号のデータに基づいて第 1、第 2 および第 3 の B
20 モード画像データを生成する B モード画像データ生成部と、

前記第 2 の B モード画像データと第 3 の B モード画像データに異なる色を付与した後、それぞれのデータを重ね合わせて第 4 の B モード画像データを生成する画像処理部と、

前記画像処理部で生成された第 4 の B モード画像データを表示する表示部と、を備えた
30 ことを特徴とする。

【0013】

上述のそれぞれの超音波画像表示装置において、前記第 1～第 3 のエコー信号は、エコー波の距離に応じて減衰の補正が行われた後、前記第 1～第 3 の B モード画像データの生成に用いられることが好ましい。

【0014】

また前記プローブは、薄板状の圧電振動子の両面に電極が形成されたトランスデューサを備え、当該トランスデューサに方形波 1 波の駆動信号を印加してパルス状の超音波ビームを発生させるものであることが好ましい。

【0015】

なお、前記プローブとして、単一のトランスデューサを用いて超音波の送受信を行うプローブを用い、当該プローブを機械的に移動させることによって前記超音波ビームの送信位置を変えるものを用いてもよい。

【0016】

また、本発明にかかる超音波画像表示装置は骨情報算出部を更に備え、当該骨情報算出部は、前記第 1 または第 3 のエコー信号のデータのうち生体内の骨の中心付近を通る超音波ビームのエコー信号のデータに基づいて前記骨の外径と厚みを算出してもよい。

【発明の効果】

【0017】

本発明にかかる超音波画像表示装置では、骨面より深い組織部分の画像が、他の部分と
50

異なる色で表示されるため、従来の B モード画像では難しかった骨の位置を簡単に確認できる。結果として、骨の外径や厚みの算出に必要なエコー波の抽出が容易となる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施の形態にかかる超音波画像表示装置のうち生体に対して超音波を送受信する部分の基本的な構成を示す図である。

【図2】生体内に放射された超音波の周波数の対する減衰の程度を示すグラフである。

【図3】本発明の実施の形態にかかる超音波画像表示装置の信号処理系の構成を示すブロック図である。

【図4】Bモード画像データ生成部、データ処理部および画像処理部におけるデータ処理の流れを示すフローチャートである。

【図5】エコー信号により生成されたBモード画像を示す図である（その1）。

【図6】エコー信号により生成されたBモード画像を示す図である（その2）。

【図7】エコー信号により生成されたBモード画像を示す図である（その3）。

【図8】エコー信号により生成されたBモード画像を示す図である（その4）。

【図9】人の前腕部の手首付近の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の実施の形態にかかる超音波画像表示装置について、図面を参照して説明する。

【0020】

図1に、本実施の形態にかかる超音波画像表示装置1のうち生体に対して超音波を送受信する部分の基本的な構成を示す。

【0021】

本実施の形態では、人の前腕部100を、水Wで満たした水槽2中に浸漬した状態において、その上下に配置されたプローブ3aおよび3bから、生体に向けてパルス状の超音波ビームUBを放射している。そして、生体内で反射したエコー波を、再度、プローブ3aおよび3bで受信して電気信号に変換して、エコー波の信号を得ている。

【0022】

プローブ3aおよび3bは鉛直線上の対向する位置に設置されており、超音波プローブ3aから下向きに超音波が送信され、超音波プローブ3bから上向きに超音波が送信される。

【0023】

また図1には示されていないが、プローブ3aおよび3bを、移動手段を用いて水平方向（図中矢印で示す）に機械的に走査し、一定の間隔（例えば1mm）ずらしながら、超音波ビームの送信とエコー波の受信を繰り返す。このようにして得られたエコー波の信号に基づいて、前腕部手首付近の断面のBモード画像を生成し、液晶ディスプレイ等の画面に表示する。

【0024】

そして、Bモード画像に基づいて生体内の骨の位置を確認し、超音波ビームが骨の中心付近に放射された一対のエコー波の信号を取り出し、その波形を解析することによって骨密度の診断に必要な骨の外径や厚みを算出している。

【0025】

< 骨の位置確認の方法 >

本実施の形態にかかる超音波画像表示装置の構成と動作について説明する前に、本発明において骨の位置を確認するための方法について説明する。

【0026】

生体内に超音波を送信する際には、圧電振動子で構成されたトランスデューサが用いられるが、このトランスデューサは、一般に、中心周波数が数MHz～数十MHzであり、エコー波に含まれる周波数は、その周波数をピークとした周辺の帯域となる。

【 0 0 2 7 】

図 2 のグラフは、生体内に放射された超音波の周波数に対する減衰の程度を、軟組織と骨組織（図では皮質骨）で比較して示したものである。図 2 から明らかなように、生体内を超音波が伝搬すると、おおよそ 2 MHz 以上の周波数は徐々に減衰する。そして減衰の程度は、皮膚、筋肉、脂肪等の軟組織に比べ骨組織で顕著である。

【 0 0 2 8 】

以後の説明では、便宜上、2 MHz 以上の周波数を高周波、それ未満の周波数を低周波とするが、被験者によってエコー信号の周波数特性が若干異なるため、それに応じて境界の周波数を変動させてもよい。

【 0 0 2 9 】

実測したところ、骨面より深い組織部分のエコー波には、2 MHz 以上の高周波成分はほとんど含まれない。逆に、骨面より浅い軟組織部分のエコー波は、中心周波数である高周波成分の占める割合が多く、相対的に 2 MHz 未満の低周波成分の割合は小さい。

【 0 0 3 0 】

本発明は、上述したエコー波の特性を有効に利用したものである。すなわち、エコー波をトランスデューサで電気信号に変換した信号のうち、高周波成分の占める割合の少ない領域を抽出すると共に、エコー波の信号に基づいて生成された B モード画像のうち、上述の高周波成分の占める割合の少ない領域の色を他の領域の色と変えて表示する。

【 0 0 3 1 】

上述したように、骨面より深い組織部分は高周波成分の占める割合が少ないため、他の組織部分と異なる色で表示される。このため、従来の B モード画像では難しかった骨面の位置を簡単に確認できる。

【 0 0 3 2 】

本発明では、B モード画像データから高周波成分の占める割合の少ない領域を抽出する方法として、以下のいずれかの方法を採用している。

【 0 0 3 3 】

第 1 の方法は、エコー波の信号（以降、これを「第 1 のエコー信号」という）から、HPF（ハイパスフィルター）を通して高周波成分を取り出した信号を生成する（以降、これを「第 2 のエコー信号」という）。この第 2 のエコー信号には、骨面より深い組織部分のエコー波の成分が殆ど含まれていない。

【 0 0 3 4 】

従って、第 1 のエコー信号に基づいて第 1 の B モード画像データを生成し、第 2 のエコー信号に基づいて第 2 の B モード画像データを生成し、更に、この 2 つの B モード画像データから差分の第 3 の B モード画像データを生成すると、骨面より深い組織部分のエコー波が主体となった B モード画像が抽出される。

【 0 0 3 5 】

そして第 2 の B モード画像データと第 3 の B モード画像データとを、それぞれに異なる色を付与して重ね合わせると、骨面より深い組織部分の画像が、他の部分と異なる色で表示される。

【 0 0 3 6 】

なお、上述した第 1 の方法では、第 3 の B モード画像データを生成する方法として、第 1 および第 2 のエコー信号のデータに基づいて生成された第 1 および第 2 の B モード画像データの差分をとる方法を用いたが、第 1 のエコー信号から第 2 のエコー信号を引いて差分のエコー信号（以降、これを「第 3 のエコー信号」という）を生成し、その第 3 のエコー信号に基づいて第 3 の B モード画像データを生成するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

第 3 のエコー信号は、骨面より深い組織部分のエコー波が主体となった信号であるため、B モード画像データの差分をとる場合と同様の画像データが得られる。

【 0 0 3 8 】

第 2 の方法は、第 1 のエコー信号から、HPF を通して第 2 のエコー信号を生成すると

10

20

30

40

50

共に、第 1 のエコー信号から L P F (ローパスフィルター)を通して低周波成分を取り出して第 3 のエコー信号を生成する。この第 3 のエコー信号は、上述した第 1 の方法と生成方法が異なるが、実質同一の信号である。

【 0 0 3 9 】

この第 3 のエコー信号に基づいて生成された B モード画像データは、第 1 の方法において、第 1 および第 2 の B モード画像データの差分をとる方法で生成された第 3 の B モード画像データと実質変わらない。従って、このようにして生成した第 3 の B モード画像データと前述の第 2 の B モード画像データに異なる色を付与した後、それぞれのデータを重ね合わせて表示すると、骨面より深い組織部分の画像が、他の部分と異なる色で表示される。

10

【 0 0 4 0 】

< 超音波画像表示装置の構成と動作 >

次に、図 3 に基づいて、本実施の形態にかかる超音波画像表示装置 1 の信号処理系の構成を説明する。超音波画像表示装置 1 は、前述したプローブ 3 a、3 b 以外に、制御部 1 1、操作部 1 2、駆動信号発生部 1 3、プローブ走査部 1 4、モータ 1 5、エンコーダ 1 6、信号処理部 1 7、第 1 記憶部 1 8、B モード画像データ生成部 1 9、データ処理部 2 0、第 2 記憶部 2 1、画像処理部 2 2、表示部 2 3、骨情報算出部 2 4 および第 3 記憶部 2 5 で構成されている。

【 0 0 4 1 】

これらの構成部材のうち、制御部 1 1、B モード画像データ生成部 1 9、データ処理部 2 0 および画像処理部 2 2 のそれぞれの機能は、図示しないマイクロプロセッサにより実現される。マイクロプロセッサは、C P U、R O M、R A M および不揮発性メモリで構成され、不揮発性メモリに格納されたソフトウェア(プログラム)を読み出して C P U で実現することにより、上記各部材の機能を実現する。

20

【 0 0 4 2 】

また第 1 記憶部 1 8、第 2 記憶部 2 1 および第 3 記憶部 2 5 の機能は、ハードディスクドライブやメモリカード等の外部記憶装置によって実現される。

【 0 0 4 3 】

なお、図では、1 台のモータ 1 5 を用いて、超音波プローブ 3 a および 3 b を水平方向に走査、すなわち一定間隔で移動させているが、超音波プローブ 3 a および 3 b を、それぞれ専用のモータを用いて移動させるようにしてもよい。

30

【 0 0 4 4 】

次に、各構成部材について説明する。以下、前述した第 1 の方法により B モード画像データを生成することを前提として説明を行う。

【 0 0 4 5 】

超音波プローブ 3 a および 3 b (以降、総称して「超音波プローブ 3」ともいう)は、生体内に超音波ビームを送信し、また生体から超音波エコーを受信して電気信号に変換するもので、図 1 に示すように、プローブ本体 3 2 の先端に、トランスデューサ 3 1 が取り付けられている。

【 0 0 4 6 】

本実施の形態では、P V D F (polyvinylidene difluoride)製の薄板状の圧電振動子の両面に電極を形成したトランスデューサ 3 1 を、前部に湾曲面が形成された直径 2 0 m m のプローブ本体 3 2 の表面に貼り付けている。トランスデューサ 3 1 の焦点距離は 4 0 m m、トランスデューサ 3 1 から送信される超音波の中心周波数は約 1 1 M H z である。

40

【 0 0 4 7 】

上述したトランスデューサ 3 1 の電極に、パルス状の駆動信号を送って電圧を印加すると圧電振動子が伸縮し、この伸縮によってパルス状の超音波が発生して超音波ビーム U B が形成される。また圧電振動子は、生体組織から反射したエコー波を受信することによって伸縮し、エコー波に対応した強さの電気信号を発生させる。

【 0 0 4 8 】

50

図 3 の説明に戻って、制御部 11 は、操作部 12 から入力されたデータに従って、超音波画像表示装置 1 の各部の動作を制御する。なお、制御部 11 と各構成部材の間は制御用の配線で結ばれているが、図では、煩雑さを避けるために省略している。

【0049】

操作部 12 は、操作者が、B モード画像の生成に必要なデータ（例えば、プローブ 3 の 1 回の移動距離）や画像生成の指示等を入力するのに用いられ、キーボードやスイッチで構成されている。

【0050】

駆動信号発生部 13 は、プローブ 3 の駆動信号を発生させるもので、本実施の形態では、電圧 50 V、幅 0.25 μ s の方形波 1 波を発生させ、トランスデューサ 31 の電極間に印加している。

【0051】

プローブ走査部 14 は、超音波ビーム UB の送信位置を走査するもので、プローブ 3a および 3b を一定間隔で水平方向に移動させる。図示しないが、プローブ 3a および 3b は、それぞれボールネジに取り付けられたフレームに支持されており、モータ 15 を回転すると、フレームおよびこれに支持されたプローブ 3a および 3b が水平方向に移動する。

【0052】

プローブ 3a および 3b の移動距離は、モータ 15 の回転軸に取り付けられたエンコーダ 16 によってモータ 15 の回転数を数えることにより制御される。

【0053】

プローブ走査部 14 は、エンコーダ 16 からの信号に基づいてプローブ 3a および 3b の移動量を制御し、プローブ 3a および 3b からの超音波ビーム UB の送信とエコー波の受信を終える毎に、プローブ 3a および 3b を一定距離（本実施の形態では 1 mm）水平方向に移動させる。

【0054】

プローブ 3a および 3b で発生したエコー波の受信信号は信号処理部 17 に入力される。図示しないが、信号処理部 17 は、ノイズ除去フィルター、信号増幅器および A/D 変換器で構成されており、ノイズ除去フィルターおよび信号増幅器で不要なノイズの除去と信号の増幅がなされた後、A/D 変換器によってデジタル信号に変換されて第 1 のエコー信号となる。

【0055】

なお、A/D 変換器のサンプリング周波数としては、少なくともエコー波に含まれる周波数の 10 倍程度の周波数が必要であり、エコー波の周波数の 16 倍程度の周波数が好ましい。

【0056】

第 1 記憶部 18 は、信号処理部 17 によってデジタル信号に変換された第 1 のエコー信号を、プローブ 3 の駆動毎に、エンコーダ 16 から出力されたモータ 15 の回転数、すなわちプローブ 3 の水平方向の位置情報と共に記憶する。

【0057】

図 1 において、第 1 記憶部 18 へのエコー信号のデータの記憶は、プローブ 3 が左端から移動を開始し、右端において移動を終了するまで続けられ、最終的に B モードの 1 画面分のデータが第 1 記憶部 18 に記憶される。

【0058】

続いて、B モード画像データ生成部 19、データ処理部 20 および画像処理部 22 における処理の内容について、図 4 のフローチャートを参照して説明する。前述したように、これらの構成部材における処理は、図示しないマイクロプロセッサにおいて専用のソフトウェアを実行することにより実現される。

【0059】

B モード画像データ生成部 19 は、第 1 記憶部 18 に記憶された 1 画面分の第 1 のエコー

10

20

30

40

50

ー信号のデータを読み出し（ステップS 1）、それぞれのエコー信号に対してS T C（sensitivity time control）機能を用いて距離による減衰の補正を行った後、包絡線検波処理を施して、第1のBモード画像データを生成する（ステップS 2）。生成された第1のBモード画像データは、第2記憶部21に記憶される。

【0060】

一方、データ処理部20は、前述したH P F（カットオフ周波数：2 M H z）を用いて第1のエコー信号から高周波成分を取り出して第2のエコー信号を生成する（ステップS 3）。

【0061】

前述したように、本実施の形態では、H P FやL P Fの機能をソフトウェアで実現しており、図示しない不揮発性メモリに格納されたソフトウェアを読み出し、C P Uで演算を行なうことによりH P Fの機能が実現される。エコー信号の差分の計算についても、同様にソフトウェアによって実現している。

【0062】

演算により生成された第2のエコー信号のデータは、Bモード画像データ生成部19に転送され、第1のエコー信号のデータと同様に処理されて、第2のBモード画像データが生成され（ステップS 4）、第2記憶部21に記憶される。

【0063】

Bモード画像データ生成部19は、更に、第1のBモード画像データと第2のBモード画像データの差分の第3のBモード画像データを生成する（ステップS 5）。差分の画像データは、第1のBモード画像データの各画素の輝度の値から第2のBモード画像データの対応する画素の輝度の値を引くことにより作成される。

【0064】

次に、画像処理部22は、第2記憶部21に記憶されたBモード画像データに各種の画像処理、具体的には、後述する色を変えた画像を重ね合わせる等の処理を施して第4のBモード画像データを生成する（ステップS 6）。画像処理が施された第4のBモード画像データは、L C Dディスプレイ等で構成された表示部23に転送された後（ステップS 7）、表示部の画面に表示される。

【0065】

図5に、図4のステップS 2において、第1のエコー信号に基づいて生成した第1のBモード画像を示す。図5（a）は、水槽2の上部に設置されたプローブ3 aによるエコー信号の画像、図5（b）は、水槽2の下部に設置されたプローブ3 bによるエコー信号の画像である。

【0066】

図1に示したように、プローブ3 aと3 bは同じ鉛直線上に位置し、かつ超音波ビームの放射方向も鉛直線の方と一致するため、図5（a）の画像と図5（b）の画像の水平位置は一致しており、図5（a）（b）により前腕部全体の断層画像が得られる。

【0067】

超音波が、生体内の音響インピーダンスの小さい軟組織を通して音響インピーダンスの大きい骨や骨間膜に当たると、音響インピーダンスの差が大きいために強い反射や散乱が生じて、輝度の高い部分が生じる。しかし、図5から分かるように、軟組織内の筋肉や脂肪などの境界からの反射や散乱によって、輝度の高い部分が画像内に点在しているため、どこに骨があるのか、経験を積んだ者でなければ判断が難しい。

【0068】

図6に、図4のステップS 4において、第2のエコー信号に基づいて生成した第2のBモード画像を示す。図6（a）はプローブ3 aによるエコー信号の画像、図6（b）はプローブ3 bによるエコー信号の画像である。

【0069】

図中、白丸で囲んだ部分は、骨面とそれより深い組織部分のエコー波の画像を示し、右側の2つの白丸はとう骨の画像、左側の2つの白丸は尺骨の画像を示す。図から明らかな

10

20

30

40

50

ように、骨面より深い組織部分の輝度が低く、高周波成分が減衰していることが分かる。

【0070】

図7に、図4のステップS5で生成した、第1のBモード画像と第2のBモード画像の差分の第3のBモード画像を示す。図7(a)はプローブ3aによるエコー信号の画像、図7(b)はプローブ3bによるエコー信号の画像である。

【0071】

図7の画像には、HPFを用いて第1のエコー信号から取り除かれた、主として骨面より深い組織部分の画像が表示されている。

【0072】

図8に、図4のステップS6で生成した、第2のBモード画像に第3のBモード画像の色を変えて重ね合わせた第4のBモード画像を示す。図8(a)はプローブ3aによるエコー信号の画像、図8(b)はプローブ3bによるエコー信号の画像である。

10

【0073】

図8では、図7の画像に対応した箇所、すなわち別の色(例えば黄色)で表示された箇所を白の枠で囲っている。図8から明らかなように、輝度の高い骨面の近傍に色の違う部分、すなわち骨面より深い組織部分を示す画像があることから、骨の位置を簡単に確認できる。

【0074】

なお、図8では、とう骨を示す箇所(右側)と尺骨を示す箇所(左側)の間に輝度が比較的高く、かつ色が異なる細長い画像が表示されているが、これは骨間膜を表している。骨間膜は比較的固い組織で音響インピーダンスが高いため、第3のBモード画像の色が表示されるが、骨面より深い組織部分と異なり、高周波成分による第2のBモード画像の色の輝度も高く(図6参照)、かつ形状も異なるため、骨を表す箇所と簡単に区別できる。

20

【0075】

なお、図4に示した処理の流れは、前述の第1の方法を実現するものであるが、第2の方法を用いても、第4のBモード画像と同様の画像が得られる。第2の方法を用いる場合、データ処理部20においてLPF(カットオフ周波数: 2MHz)を用いて第3のエコー信号を生成し、更にBモード画像データ生成部19において、第3のエコー信号に基づいて第3のBモード画像を生成すると、図7に示した画像とほぼ同様の画像が得られる。以後の処理は、第1の方法と変わらない。

30

【0076】

図3の説明に戻り、骨情報算出部24および第3記憶部25の機能について説明する。図8の画像から骨の中心付近を通るエコー信号の位置が分かるため、操作者は、操作部12を操作して、骨情報の算出に用いるエコー信号のデータ抽出を制御部11に指示する。

【0077】

制御部11は、操作部12に入力されたデータに基づいて、第1記憶部18に記憶された第1のエコー信号から骨の中心付近を通るエコー信号のデータを読み出し、もしくはこの第1のエコー信号から、データ処理部20において、LPFを通して第3のエコー信号を生成し、そのデータを骨情報算出部24に転送する。

【0078】

40

骨情報算出部24は、転送されたエコー信号のデータから、とう骨の表面および皮質骨と海綿骨との境界からのエコー波の位置を特定する。第3のエコー信号は高周波成分が取り除かれており、第3のエコー信号のデータを用いると骨の位置をより確実に特定できる。

【0079】

とう骨の外径については、予め、プローブ3aおよび3bの鉛直線方向の位置情報が与えられているため、とう骨の骨面からのエコー波の位置情報および超音波の速度情報を用いて算出できる。またとう骨の皮質骨の厚みについても、とう骨の骨面および皮質骨と海綿骨との境界からのエコー波の位置情報および超音波の速度情報を用いて算出できる。

【0080】

50

算出されたとう骨の外径と厚みを示すデータは、第 3 記憶部 2 5 に記憶され、骨密度を診断する際に基礎データとして用いられる。

【 0 0 8 1 】

以上説明したように、本発明にかかる超音波画像表示装置を用いれば、B モード画像に表示される色の違いによって、骨の位置を簡単に確認できるため、経験を積まなくても、骨の外径や厚みの算出に用いるエコー信号のデータを簡単に抽出できる。

【 0 0 8 2 】

なお、本実施の形態では、高周波成分の占める割合が少ない領域を抽出するため、H P F を用いて第 1 のエコー信号から高周波成分を取り出しているが、短時間フーリエ変換やウェーブレット変換等を用いてエコー波の周波数解析を行うことにより、2 M H z 以上の周波数の占める割合の少ない領域を抽出するようにしてもよい。第 1 のエコー信号から低周波成分を取り出す場合も同様である。

10

【 0 0 8 3 】

また、本実施の形態では、本発明の超音波画像表示装置を、とう骨の外径と厚みを算出する際の補助手段として用いているが、本発明の用途はこれに限定されない。例えば、本発明の手法を、単独のトランスデューサの代わりに複数の短冊状のトランスデューサを直線状に配置したプローブを用いて超音波ビームを電子的に走査する、リニアスキャンまたはセクタスキャンのプローブを用いた装置に採用すれば、骨組織の識別が容易になるため、骨を含む生体の超音波診断において効果を発揮する。

20

【 符号の説明 】

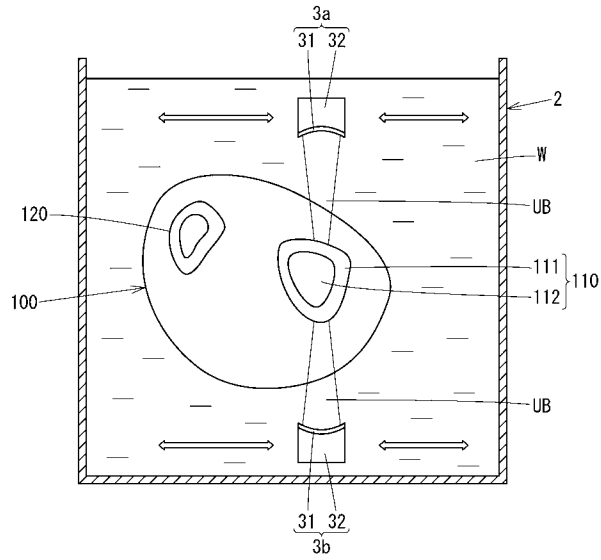
【 0 0 8 4 】

- 1 超音波画像表示装置
- 2 水槽
- 3 プローブ
- 1 1 制御部
- 1 2 操作部
- 1 3 駆動信号発生部
- 1 4 プローブ走査部
- 1 5 モータ
- 1 6 エンコーダ
- 1 7 信号処理部
- 1 8 第 1 記憶部
- 1 9 B モード画像データ生成部
- 2 0 データ処理部
- 2 1 第 2 記憶部
- 2 2 画像処理部
- 2 3 表示部
- 2 4 骨情報算出部
- 2 5 第 3 記憶部
- 1 0 0 前腕部
- 1 1 0 とう骨
- 1 2 0 尺骨
- 1 3 0 軟組織

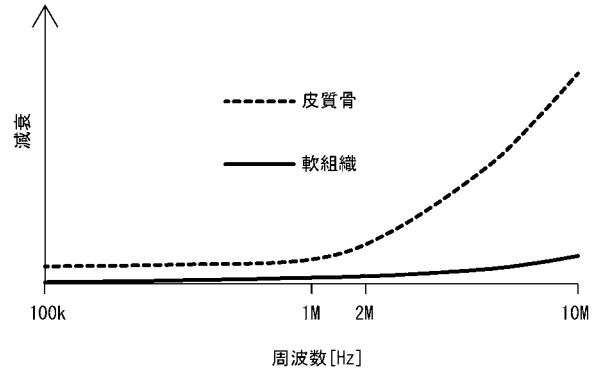
30

40

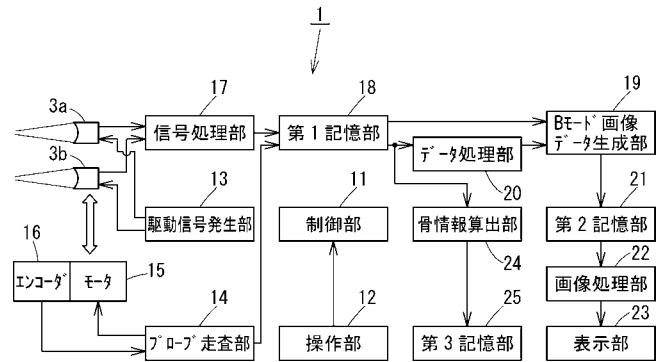
【図 1】



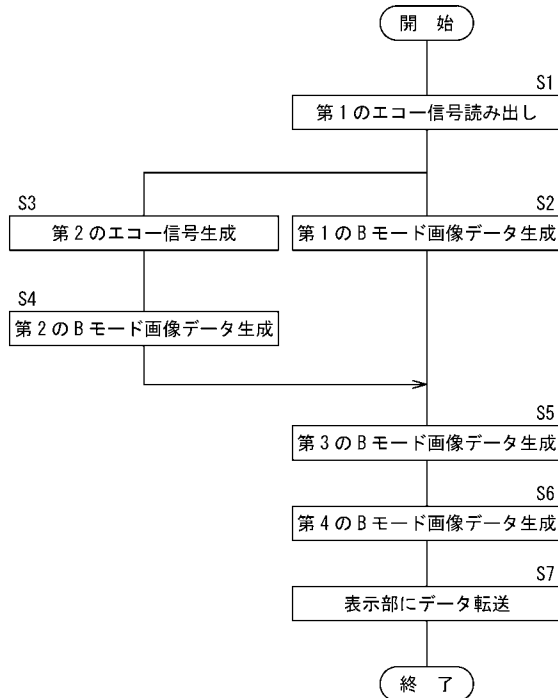
【図 2】



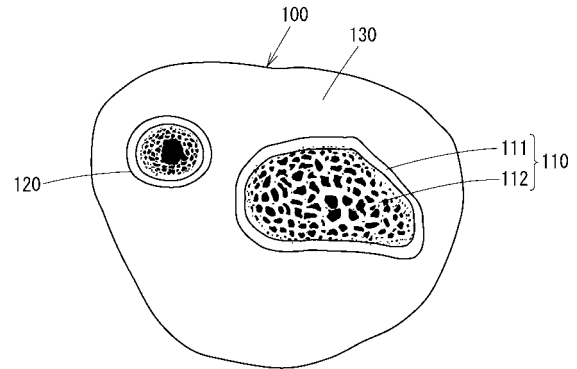
【図 3】



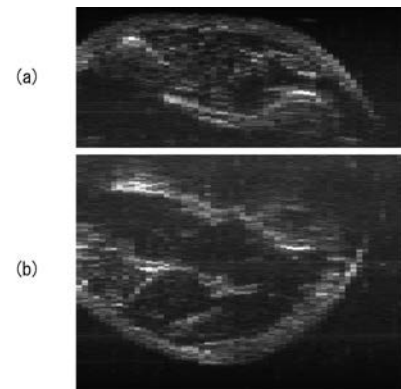
【図 4】



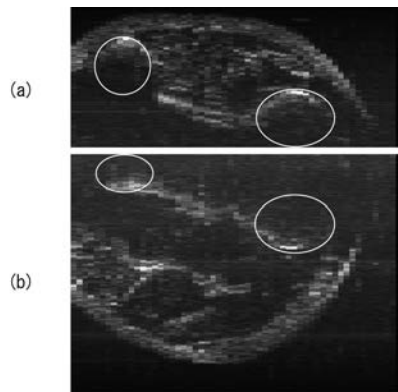
【図 9】



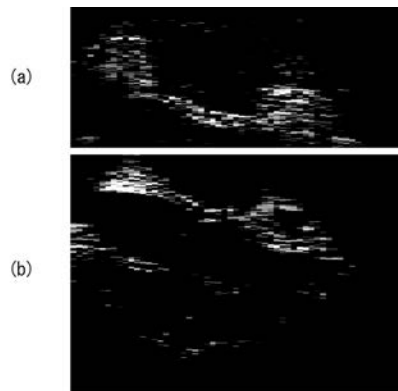
【図 5】



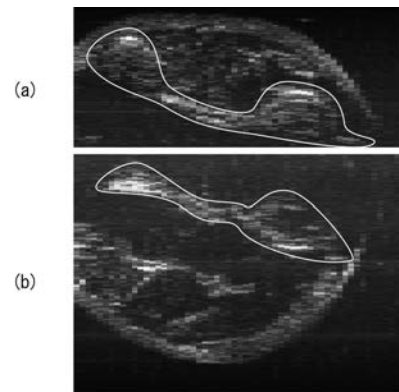
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超音波画像表示装置		
公开(公告)号	JP2016179125A	公开(公告)日	2016-10-13
申请号	JP2015062204	申请日	2015-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人同志社		
申请(专利权)人(译)	学校法人同志社		
[标]发明人	真野功		
发明人	真野 功		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB09 4C601/DD10 4C601/EE30 4C601/JB31 4C601/JC19 4C601/KK02		
代理人(译)	杉本胜则 冈田 充浩		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波图像显示装置，其能够容易地从B模式断层图像确认骨骼位置。 解决方案：从信号中提取高频部分占很小部分的区域，该信号是通过换能器将辐射到活体的超声波束的回波转换成电信号而获得的，并基于该回波生成。 在B模式图像中，高频成分小的区域的颜色以与其他区域不同的颜色显示。 比骨头表面深的组织部分具有少量的高频分量，因此以与其他部分不同的颜色显示。 因此，可以在没有获得经验的情况下容易地确认对于传统的B模式图像而言是困难的骨表面的位置。 [选型图]图1

