

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5525742号
(P5525742)

(45) 発行日 平成26年6月18日 (2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日 (2014.4.18)

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

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2009-81399 (P2009-81399)	(73) 特許権者	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成21年3月30日 (2009.3.30)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2010-227499 (P2010-227499A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成22年10月14日 (2010.10.14)	(72) 発明者	笠原 英司 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成24年2月29日 (2012.2.29)	審査官	松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受波するプローブと、
 プローブを制御することにより三次元空間内において送信ビームを走査する送信部と、
 プローブから得られる受信信号に基づいて受信ビームを形成することにより前記三次元空間内から複数のエコーデータを収集する受信部と、
 収集された複数のエコーデータにより構成される三次元データ空間に対して複数の視線を設定する視線設定部と、
 前記各視線ごとにその視線に沿った複数のエコーデータに基づいてその視線に対応した画素データを算出する画素演算部と、
 前記複数の視線に対応した複数の画素データに基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、
 を有し、
 前記画素演算部は、前記各視線ごとに、硬組織を通過する各視線に沿った複数のエコーデータから、大小の二つのエコーデータとして、硬組織に対応したエコーデータとその硬組織に伴うシャドウに対応したエコーデータとを検出し、大小の二つのエコーデータの差に基づいて、その視線に対応した画素データを決定し、
 前記視線設定部は、複数の受信ビームの各々を視線とすることにより前記複数の視線を設定し、
 前記画素演算部は、各受信ビームごとに、その受信ビームの最深位置のエコーデータか

10

20

ら、その受信ビームに沿った複数のエコーデータの変化値に基づいて決定される境界位置のエコーデータまでを検出区間として、当該検出区間内から前記シャドウに対応したエコーデータを検出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記画素演算部は、前記三次元データ空間に対して設定される複数の視線について、各視線ごとに、その視線に沿った複数のエコーデータから、前記大小の二つのエコーデータとして、最大エコーデータと最小エコーデータとを検出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、骨などの強い反射体を画像化する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

産科などを含んだ多くの科目において超音波診断装置を利用した診断が盛んに行われている。CTやMRIによって形成された画像情報と比較して、超音波診断装置により得られた超音波画像は分解能の面などにおいて優位である。また、胎児の発育状況などを診断するにあたっては、特に診断の安全面において、超音波診断装置は極めて優位である。

20

【0003】

例えば、胎児の発育状況の診断においては、胎児の骨などが診断対象とされる。本願の発明者らは、超音波ビームに沿ってデータを積算する手法（特許文献 1 参照）や、エコーデータの最大強度値を検出する手法（特許文献 2 参照）などを提案しており、例えばこれらの手法を胎児の骨の診断に利用することができる。

【0004】

ちなみに、特許文献 3 には、最大値投影により得られた画像データと最小値投影により得られた画像データの和に基づいて画像を形成する技術が記載されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 5 - 2 4 5 1 4 6 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 3 4 3 6 3 6 号公報

【特許文献 3】特開平 1 1 - 5 6 8 4 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述した技術的な事情を背景としつつ、本願発明者は、骨などの強い反射体を画像化する技術について研究開発を重ねてきた。

40

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、骨などの強い反射体を明瞭に画像化することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様の超音波診断装置は、超音波を送受波するプローブと、プローブを制御することにより三次元空間内において送信ビームを走査する送信部と、プローブから得られる受信信号に基づいて受信ビームを形成することにより前記三次元空間内から複数のエコーデータを収集する受信部と、収集された複数のエコーデータにより構成される三次元データ空間に対して複数の視線を設定する視線設定部と

50

、前記各視線ごとにその視線に沿った複数のエコーデータに基づいてその視線に対応した画素データを算出する画素演算部と、前記複数の視線に対応した複数の画素データに基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、を有し、前記画素演算部は、前記各視線ごとに、その視線に沿った複数のエコーデータから検出される大小の二つのエコーデータの差に基づいて、その視線に対応した画素データを決定する、ことを特徴とする。

【0009】

望ましい態様において、前記画素演算部は、硬組織を通過する各視線に沿った複数のエコーデータから、前記大小の二つのエコーデータとして、硬組織に対応したエコーデータとその硬組織に伴うシャドウに対応したエコーデータとを検出する、ことを特徴とする。

【0010】

望ましい態様において、前記画素演算部は、前記三次元データ空間に対して設定される複数の視線について、各視線ごとに、その視線に沿った複数のエコーデータから、前記大小の二つのエコーデータとして、最大エコーデータと最小エコーデータとを検出する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記画素演算部は、前記三次元データ空間に対して設定される複数の視線について、各視線ごとに、その視線に沿った複数のエコーデータの変化値に基づいてその視線内に設定される検出区間内から、前記最小エコーデータを検出する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、複数の受信ビームの各々を視線とすることにより前記複数の視線が設定されることを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記画素演算部は、各受信ビームごとに、その受信ビームの最深位置のエコーデータから、その受信ビームに沿った複数のエコーデータの変化値に基づいて決定される境界位置のエコーデータまで、を前記検出区間として、前記最小エコーデータを検出する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、骨などの強い反射体を比較的明瞭に画像化することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示す図である。

【図2】三次元データ空間を説明するための図である。

【図3】三次元データ空間に基づいて形成される超音波画像を説明するための図である。

【図4】超音波画像の実例を示す図である。

【図5】差分画像の形成処理を説明するためのフローチャートである。

【図6】各受信ビームに沿ったエコー信号の一例を示す図である。

【図7】マスク処理に利用されるマスクと輝度変化信号を示す図である。

【図8】境界位置と最小値の検出を説明するための図である。

【図9】最大値の検出を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示す図であり、図1には、その超音波診断装置の機能ブロック図が図示されている。

【0017】

プローブ10は、超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10は、二次元的に配列された複数の振動素子を備えており、電子的に走査制御されて三次元空間内で超音波を送受波する。なお、プローブ10が、一次的に配列された複数の振動素子を機械的に揺動させて三次元空間内で超音波を送受波してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

送信ビームフォーマ12は、プローブ10が備える複数の振動素子を制御することにより、超音波の送信ビームを形成してさらに三次元空間内において送信ビームを走査する。受信ビームフォーマ14は、プローブ10が備える複数の振動素子から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成することにより、各受信ビームに沿って複数のエコーデータを形成する。

【 0 0 1 9 】

三次元空間内において送信ビームが走査されてその三次元空間内において複数の受信ビームが形成されることにより、三次元空間内から複数のエコーデータが収集される。こうして三次元的に収集された複数のエコーデータがメモリ16に記憶される。

10

【 0 0 2 0 】

視線設定部18は、収集された複数のエコーデータにより構成される三次元データ空間に対して複数の視線(レイ)を設定する。そして、画素演算部20は、設定された各視線ごとに、その視線に沿った複数のエコーデータに基づいて、その視線に対応した画素データを算出する。さらに、画像形成部22は、複数の視線(レイ)に対応した複数の画素データに基づいて超音波画像を形成する。こうして形成された超音波画像がモニタなどに表示される。なお、図1に示した超音波診断装置の各部は、制御部30により集中的に制御される。

【 0 0 2 1 】

次に、本実施形態における超音波画像の形成処理について詳述する。なお、既に図1に示した部分(構成)については、以下の説明において図1の符号を利用する。

20

【 0 0 2 2 】

図2は、三次元データ空間40を説明するための図である。図2に示す三次元データ空間40は、比較的強い反射体である骨を含む三次元空間内において超音波ビームを走査して収集される複数のエコーデータにより形成される。

【 0 0 2 3 】

超音波は、骨などの硬い組織により強く反射されて硬い組織を通過しにくいいため、その硬い組織よりも深い位置からのエコーが弱められ、シャドウと呼ばれる比較的エコーデータの小さい部分が発生してしまう。

【 0 0 2 4 】

例えば、図2に示すように、三次元データ空間40の上方から下方に向かう複数の超音波ビームが形成されてエコーデータが収集されると、骨を通過する複数の超音波ビームの骨よりも下方側においてシャドウが発生する。

30

【 0 0 2 5 】

本実施形態において超音波画像を形成する際には、三次元データ空間40に対して複数の視線(レイ)が設定される。複数の視線は公知の手法を用いて設定される。例えば、複数の視線が同一の平面から出発して互いに略平行に設定されてもよいし、複数の視線が同一の視点から出発して互いに角度を伴って設定されてもよい。また、複数の受信ビームの各々を視線としてもよい。以下においては、複数の受信ビームの各々を視線とした場合について説明する。

40

【 0 0 2 6 】

図3は、図2の三次元データ空間40に基づいて形成される超音波画像を説明するための図である。図3に示す超音波画像は、図2の三次元データ空間40に対して、各受信ビームに沿って視線(レイ)を設定して形成された画像に対応している。

【 0 0 2 7 】

図3(A)は、各視線ごとに最大値となるエコーデータを抽出し、複数の視線から抽出される複数のエコーデータ(最大値)に基づいて形成される画像を示している。他の組織との比較において骨は強い反射体であるため、各視線(各受信ビーム)ごとにエコーデータの最大値を抽出すると、図3(A)に示すように、骨の部分50aにおいて高い輝度値となる超音波画像が形成される。

50

【 0 0 2 8 】

図 3 (B) は、各視線ごとに最小値となるエコーデータを抽出し、複数の視線から抽出される複数のエコーデータ (最小値) に基づいて形成される画像を示している。骨を通過する受信ビームにはその骨に伴うシャドウが発生するため、各視線 (各受信ビーム) ごとにエコーデータの最小値を抽出するとシャドウの部分が抽出され、図 3 (B) に示すように、骨の部分 5 0 b において低い輝度値となる超音波画像が形成される。

【 0 0 2 9 】

本実施形態においては、各視線 (各受信ビーム) ごとにエコーデータの最大値と最小値の差が算出される。そして、各視線ごとに算出される差をその視線に対応した画素の輝度値とすることにより、複数の視線についての画素に基づいて超音波画像が形成される。

10

【 0 0 3 0 】

図 3 (C) は、各視線ごとに最大値となるエコーデータと最小値となるエコーデータの差を算出し、複数の視線についての差に基づいて形成される画像を示している。骨を通過する受信ビームには、骨から得られる強いエコーとシャドウから得られる弱いエコーが存在する。そのため、最大値となるエコーデータを抽出することにより骨からの強いエコーが抽出され、最小値となるエコーデータを抽出することによりシャドウからの弱いエコーが抽出される。こうして、骨を通過する受信ビームから抽出された最大値と最小値の差は、骨を通過しない受信ビームから得られる差に比べて、大きくなる。

【 0 0 3 1 】

そのため、図 3 (C) に示すように、骨の部分 5 0 c において高い輝度値となる超音波画像が形成される。一方、骨以外の部分においては、エコーデータの最大値と最小値の差が小さくなるため低い輝度値となり、骨の部分 5 0 c が比較的明瞭に映し出される。

20

【 0 0 3 2 】

図 4 は、超音波画像の実例を示す図である。図 4 (A) に示す最大値画像は、図 3 (A) を利用して説明した最大値に基づく画像であり、図 4 (B) に示す最小値画像は、図 3 (B) を利用して説明した最小値に基づく画像であり、図 4 (C) に示す差分画像は、図 3 (C) を利用して説明した最大値と最小値の差に基づく画像である。

【 0 0 3 3 】

図 4 (A) の最大値画像では、骨の部分が低い輝度値で表示されるものの、骨の周囲の組織においてもエコー値が大きいため、骨のみを明瞭に表示することが難しい。また、図 4 (B) の最小値画像では、骨の周囲の組織が低い輝度値で表示されるものの、骨の部分においてもシャドウの影響により低い輝度値で表示されてしまう。

30

【 0 0 3 4 】

これに対して、図 4 (C) に差分画像では、骨の部分が比較的高い輝度値で表示され、さらに、骨の周囲の組織が低い輝度値で表示される。そのため、図 4 (C) の差分画像では、骨の部分が極めて明瞭に表示される。

【 0 0 3 5 】

このように、本実施形態によれば、骨の部分を明瞭に表示させることができるため、例えば胎児の骨などの診断に適している。なお、胎児を診断対象とする場合には、羊水から得られるエコーも小さいため、羊水から得られる小さいエコーを考慮しつつ、シャドウに伴うエコーを検出できることが望ましい。そこで、羊水などの実組織に対応した低いエコーを考慮して検出範囲を設定し、シャドウに伴う低いエコーを検出しつつ差分画像を形成する処理について説明する。

40

【 0 0 3 6 】

図 5 は、差分画像の形成処理を説明するためのフローチャートであり、図 1 の画素演算部 2 0 により実行される処理を示している。以下、図 6 から図 9 を適宜利用しつつ、図 5 のフローチャートに沿って差分画像の形成処理について説明する。

【 0 0 3 7 】

まず、1本の受信ビームに沿ったエコー信号、つまり受信ビームに沿った複数のエコーデータが入力される (S 5 0 1) 。

50

【 0 0 3 8 】

図 6 は、各受信ビームに沿ったエコー信号の一例を示す図である。図 6 において、横軸は視線の方向であり、各視線と各受信ビームとを一致させる場合には、横軸はビームの深さ方向となる。一方、図 6 の縦軸はエコーの強度値（輝度値）を示しており、各深さにおけるエコーデータの大きさに相当する。図 6 に示すエコー信号は、胎児を診断対象とした場合のエコー信号の一例である。

【 0 0 3 9 】

硬い組織は超音波を比較的強く反射するため、例えば、胎児の骨に対して交差するように受信ビームが形成されると、図 6 に示すように、骨の部分において比較的大きな輝度値が得られる。また、超音波が骨を通過しにくいため、図 6 に示すように、骨の部分よりも深い領域において輝度値が全体的に低下する。この輝度値の全体的な低下に伴って超音波画像内にシャドウが発生する。

10

【 0 0 4 0 】

また、胎児を診断対象とする場合には、胎児の骨以外の組織部分や母体の腹壁部分において比較的大きな輝度値が得られる。図 6 に示すように、骨以外の組織部分や母体の腹壁部分の輝度値よりも骨の輝度値は突出して大きい。なお、羊水の部分においても比較的小さな輝度値が得られる。

【 0 0 4 1 】

図 5 に戻り、1本の受信ビームに沿ったエコー信号が入力されると、そのエコー信号を構成する複数のエコーデータから、輝度値の最大値と最小値が検出される。S 5 0 2 から S 5 0 4 は、最小値の検出処理を示している。最小値を検出する際には、まず、エコー信号に対してマスク処理が施されて輝度変化値が算出され（S 5 0 2）、算出された輝度変化値に基づいて境界位置が検出される（S 5 0 3）。そして、エコー信号の最深位置から境界位置までの範囲において輝度値の最小値が検出される（S 5 0 4）。

20

【 0 0 4 2 】

図 7 は、マスク処理に利用されるマスクと輝度変化信号を示す図である。図 7 (A) はマスク処理に利用されるマスクを示しており、注目ボクセル（注目する深さにおけるエコーデータ）を中心として、浅い方向（上）と深い方向（下）にそれぞれ n ボクセル（例えば $n = 3$ ）を配置したマスクが図示されている。

【 0 0 4 3 】

図 6 に示したエコー信号に対して、エコー信号の最深位置から浅い位置に向かって、図 7 (A) に示すマスクが適用される。そして、注目ボクセルの上（浅い側）に隣接する n 個のボクセルの輝度値の平均値と、注目ボクセルの下（深い側）に隣接する n 個のボクセルの輝度値の平均値と、が算出され、これらの平均値の差が注目ボクセルの位置における輝度変化値とされる。

30

【 0 0 4 4 】

こうして、最深位置から浅い方向に向かって、注目ボクセルを順次移動させつつ、各注目ボクセルの位置において輝度変化値を算出して得られたものが図 7 (B) の輝度変化信号である。図 7 (B) において、横軸は視線の方向（深さ方向）であり縦軸は輝度変化値を示している。

40

【 0 0 4 5 】

マスク処理により輝度変化値が算出されると、例えば予め設定された閾値（破線）を超える輝度変化値に対応した位置が境界の位置として検出される。これにより、図 6 に示したエコー信号に含まれる胎児の骨とシャドウの境界に対応する位置が検出される。

【 0 0 4 6 】

図 8 は、境界位置と最小値の検出を説明するための図であり、図 8 には、図 6 のエコー信号と図 7 において検出された境界の位置が図示されている。そして、エコー信号の最深位置から境界の位置までの範囲において輝度値が最小となるエコーデータが検出される。こうして、図 8 に示す最小値が検出される。

【 0 0 4 7 】

50

なお、最深位置から浅い位置に向かって、境界位置の検出と輝度値の確認を並行させ、境界位置が検出されるまでの輝度値の最小値を検出するようにしてもよい。また、図7を利用して説明した処理により境界の位置が検出されなかった場合には、例えば、受信ビームの全域において最小値が検出されてもよい。

【0048】

図5に戻り、最大値を検出する際には、受信ビームの全域が検出対象とされる(S505)。

【0049】

図9は、最大値の検出を説明するための図であり、図9には、図6のエコー信号とそのエコー信号のうちの最大値が図示されている。最大値の検出の際には、例えば、エコー信号の最浅位置から深い位置に向かって、エコー信号の全域において輝度値が最大となるエコーデータが検出される。こうして、図9に示す最大値が検出される。エコー信号に骨の部分が含まれている場合には骨の部分において最大値が検出され、エコー信号に骨の部分が含まれていない場合には骨以外の組織部分において最大値が検出される。なお、骨の部分と骨以外の組織部分との比較においては、骨の部分の輝度値が顕著に大きくなる。

10

【0050】

図5に戻り、1本の受信ビームに沿ったエコー信号の輝度値の最大値と最小値が検出されると、検出された最大値と最小値の差が算出され、その受信ビームに対応した画素データとされる(S506)。こうして、対象となる1本の受信ビームに関する画素データが算出されると、全ての受信ビームに関する処理の終了が確認され(S507)、処理されていない受信ビームが残っている場合には、S501からS506までの処理が繰り返し実行され、全ての受信ビームに対する処理が実行される。

20

【0051】

そして、全ての受信ビームに対する処理が実行されると、全ての受信ビームに対応した複数の画素データに基づいて差分画像が形成される。こうして、例えば、図4(C)に示した差分画像が形成される。

【0052】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

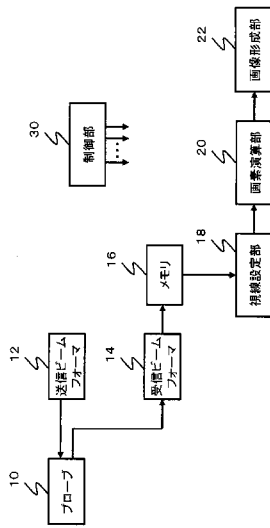
30

【符号の説明】

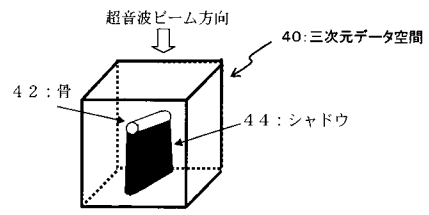
【0053】

10 プローブ、12 送信ビームフォーマ、14 受信ビームフォーマ、18 視線設定部、20 画素演算部、22 画像形成部。

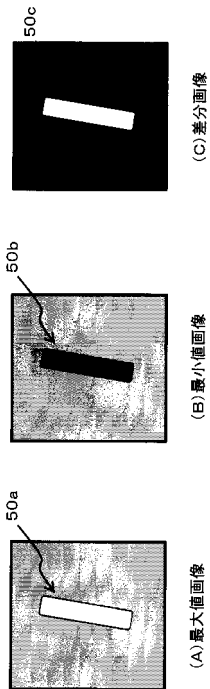
【図1】



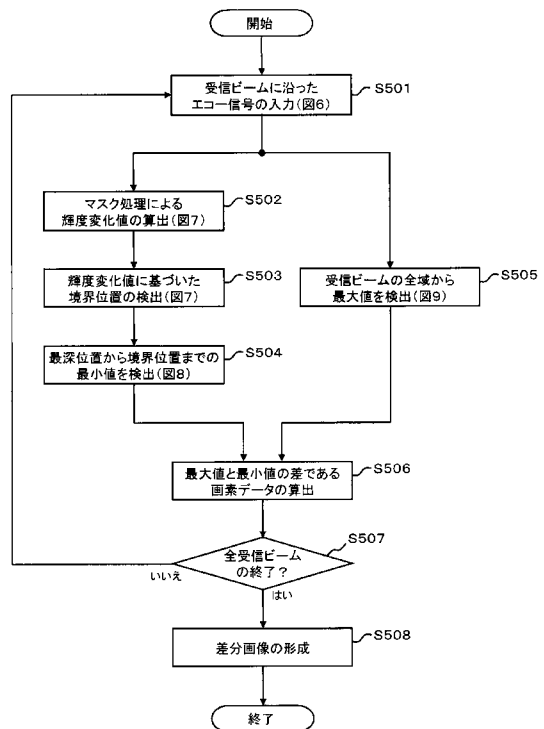
【図2】



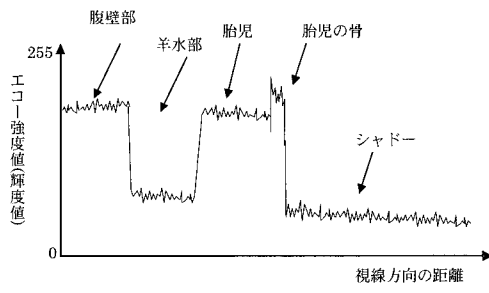
【図3】



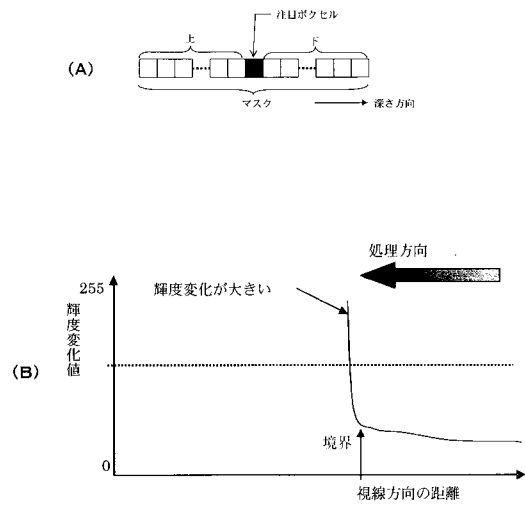
【図5】



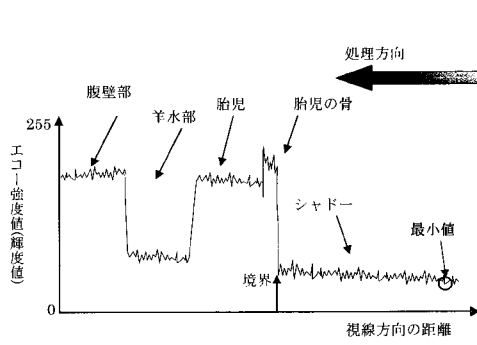
【図6】



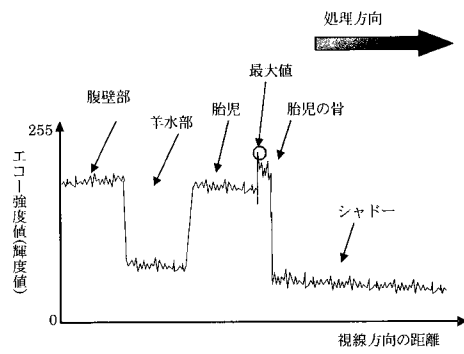
【図7】



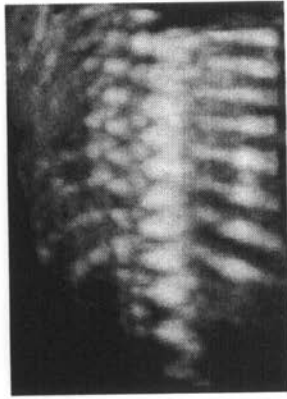
【図8】



【図9】



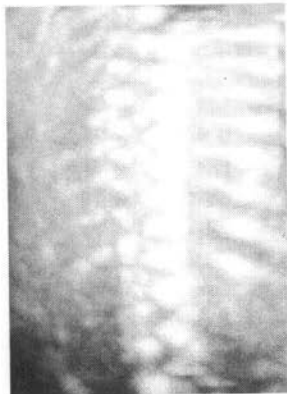
【 図 4 】



(C) 差分画像



(B) 最小値画像



(A) 最大値画像

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-170056(JP,A)
特開2007-054504(JP,A)
特開平06-109709(JP,A)
国際公開第2005/046478(WO,A1)
特開平11-056840(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5525742B2	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2009081399	申请日	2009-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD10 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC19 4C601/JC30		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2010227499A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：创建诸如骨骼的强反射器的相对清晰的图像。解决方案：视线设置部分18相对于由多个回波数据构造的三维数据空间设置多个视线。像素计算部分20沿着视线从多个回波数据中检测各个视线的最大回波数据和最小回波数据，并将最大回波数据和最小回波数据之间的差值作为对应于视线。图像形成部分22基于与多条视线对应的多个像素数据形成超声图像。

