

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3702285号
(P3702285)

(45) 発行日 平成17年10月5日(2005.10.5)

(24) 登録日 平成17年7月22日(2005.7.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-80141 (P2004-80141)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成16年3月19日(2004.3.19)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(62) 分割の表示	特願平9-108977の分割	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
原出願日	平成9年4月25日(1997.4.25)	(72) 発明者	赤羽 睦弘 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
(65) 公開番号	特開2004-202260 (P2004-202260A)	(72) 発明者	望月 剛 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
(43) 公開日	平成16年7月22日(2004.7.22)	審査官	神谷 直慈
審査請求日	平成16年3月19日(2004.3.19)		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】

可搬型の超音波探触子と、
 前記超音波探触子の手動走査による運動を計測する運動計測手段と、
 前記運動の計測結果に基づいて手動走査方式を判別する走査方式判別手段と、
 前記走査方式判別手段が前記手動走査方式として並行移動走査を判別した場合に、前記運動の計測結果に基づいて前記並行移動走査に対応する超音波画像を形成するための並行移動走査用タイミング信号を生成する手段と、
 前記走査方式判別手段が前記手動走査方式として回転走査を判別した場合に、前記運動の計測結果に基づいて前記回転走査に対応する超音波画像を形成するための回転走査用タイミング信号を生成する手段と、
 を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の装置において、
 前記並行移動走査用タイミング信号及び前記回転走査用タイミング信号はデータ取得タイミングを特定する信号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記載の装置において、
 前記運動計測手段は磁場発生器及び磁場検出器を含み、それらの一方が被検体の近傍に固定的に配置され、それらの他方が前記超音波探触子に配置されることを特徴とする超音

10

20

波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記並行移動走査用タイミング信号又は前記回転走査用タイミング信号に同期した各走査面のエコーデータを用いて、被検体内の三次元領域を画像化した超音波画像を形成する手段であって、前記走査面を構成する各超音波ビームに沿ってエコーデータに対する所定のボクセル演算を順次実行することにより、前記超音波画像を構成する各画素の画素値を演算するボクセル演算手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記走査方式判別手段は前記運動の計測結果としての平行移動情報及び回転情報に基づいて前記手動走査方式を判別することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、

前記走査方式判別手段は、前記平行移動情報及び前記回転情報のそれぞれについて現在の値と 1 つ前の値の差分を演算し、それらの差分値に基づいて前記手動走査方式を判別することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記走査方式判別手段は、適正な画像を構築できない場合にエラー信号を出力することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記走査方式判別手段は、平行移動走査と回転走査とからなる複合走査が行われた場合にエラー信号を出力することを特徴とする超音波診断装置。

【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、超音波探触子の手動走査が行われる超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置における二次元断層画像表示（いわゆる B モード表示）では、生体内の断面が白黒の濃淡画像として表示される。しかし、観察したい組織の切断面のみしか表現されないため、画像上で組織を立体的に認識・把握するのは困難である。その一方、生体内の三次元領域に対して超音波の送受波を行い、組織の三次元画像を形成する装置が実用化されつつある。その三次元画像は、例えば、表面抽出を行って得られた組織表面に対し、奥行き感をもたせるための濃淡付けを行ったものであり、組織を立体的に表現することが可能である。なお、三次元領域を画像化する手法としては、積算法や投影法なども知られているが、そのような手法による画像は平面的で奥行き感のないものである。

40

【0003】

上記従来の三次元画像処理においては、三次元領域内で取り込まれたエコーデータのすべてをいったん三次元エコーデータメモリに格納した上で、その後、各エコーデータをソフトウェア処理などにより再構成する必要がある。このため、1 枚の三次元画像を得るための演算に多くの時間を要し、リアルタイムで三次元画像を表示することは到底困難であった。また、従来の三次元画像は基本的に表面の濃淡付けを基本としているため、組織を透かしてその内部を空間的に表現することは基本的にできなかった。

【0004】

そこで、本願出願人は、特願平 8 - 185781 号において新しい画像処理法を提案している。その原理については後に詳述するが、かかる画像処理法によれば組織を立体的又

50

は透過的に表現でき、またユーザーの好みに応じて、組織表面の立体的表現を強調したり、あるいは組織内部の透過表現を強調したりすることができる。

【0005】

この画像処理法では、取り込まれた受信信号の時系列順で、すなわち、超音波ビームに沿って存在している各エコーデータごとにボクセル演算（後述）が順次実行され、ここで、そのボクセル演算は所定の終了条件が満たされるまで実行される。そして、その終了時点でのボクセル演算値が画素値に対応付けられる。よって、その終了条件を適宜設定すれば、組織表面近傍でボクセル演算を終了させて組織表現を強調した表示を行なえる。なお、以下の公知文献がある。

【0006】

【特許文献1】特開昭55-116342号公報

【特許文献2】特開平6-14923号公報

【特許文献3】特開昭62-68442号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来において、上記のボクセル演算をベースにした三次元画像や他の三次元画像を形成するためには、専用の三次元データ取り込み用超音波探触子を利用する必要がある。この超音波探触子は、例えば、探触子内部で電子走査されるアレイ振動子と、それを走査面と直交する方向に機械的に走査する走査機構と、を備えるもので、汎用の超音波探触子に比べ、重くかつ大きい。それゆえ、操作性が低下するという面がある。

【0008】

従来においては、各診断部位に応じて各種の超音波探触子が用意されている。これと同様に、各診断部位の三次元超音波画像を形成するためには、各診断部位ごとに専用の三次元データ取り込み用超音波探触子を用意する必要がある。しかし、これではコスト的に不利である。換言すれば、既存の超音波探触子をそのまま利用してあるいは既存の超音波探触子を若干改良するだけで、三次元の超音波診断を行えるようにすることが望まれる。

【0009】

ちなみに、電子走査型の超音波探触子にローラーなどの移動量検出器を取り付けて、超音波探触子の手動走査時にその位置を計測し、その計測結果を利用して三次元画像を構築することも考えられる。しかし、生体表面に対する超音波探触子の接触状態が良好でないような場合には、精度良く位置を検出することができない。よって、そのような接触型の位置検出によらずに、非接触で超音波探触子の運動（位置及び姿勢）を計測することが望まれている。

【0010】

また、超音波探触子の走査方式が異なれば、それに対応して装置の動作条件、特に画像処理の条件が異なってくるが、従来において、走査方式を自動判別できる超音波診断装置は提供されていない。

【0011】

本発明の目的は、手動走査の走査方式に応じて適切な制御を実現することにある。本発明の他の目的は適正な画像処理が行われるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

(1)望ましい態様では、超音波診断装置は、超音波ビームを電子走査することにより走査面を形成する可搬型の超音波探触子と、前記超音波探触子の手動走査による運動を計測する運動計測手段と、前記超音波探触子の所定の運動量ごとに、取り込みタイミング信号を順次生成するタイミング信号生成手段と、前記取り込みタイミング信号に同期した各走査面のエコーデータを用いて、被検体内の三次元領域を画像化した超音波画像を形成する画像処理手段と、を含む。

【0013】

10

20

30

40

50

上記構成によれば、超音波探触子を手動走査させると、超音波探触子の運動（平行運動、回転運動など）が計測され、その計測結果に基づいて取り込みタイミング信号が順次生成される。そして、その取り込みタイミング信号で特定される走査面のエコーデータが画像処理で利用される。ここで、超音波ビームの電子走査は、周期的に繰り返し実行させておくことができる。そのようにしても、取り込みタイミング信号に同期して必要なデータのみを抽出できる。もちろん、取り込みタイミング信号が生成された時点で電子走査を1回又は数回行わせてデータを取り込んでよい。

【0014】

以上のように、エコーデータを走査面単位で抽出できるので、走査面単位で三次元画像処理を行う場合に本発明は特に有利である。

10

【0015】

また、好適な態様では、前記運動計測手段は、被検体の近傍に配置された磁場発生器と、前記超音波探触子に配置された磁場検出器と、前記磁場検出器からの出力信号に基づいて前記超音波探触子の運動を演算する演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0016】

上記構成によれば、被検体の周囲に定常磁場又は変動磁場が形成され、その磁場が超音波探触子に配置された磁場検出器によって検出される。そして、その検出結果に基づいて、超音波探触子の運動、すなわち、その三次元位置や向き（姿勢）などが演算される。磁場を利用するので、超音波探触子による超音波の送受波に左右されない。運動の計測次元数に応じて、方向性の異なる複数の磁場を設定・計測するのが望ましい。例えば、三次元座標と各座標軸上での回転角度とを計測する場合には、例えば、互いに向きの異なる3つの磁場発生コイル及び3つの磁場検出コイルが利用される。

20

【0017】

磁場の検出を精度良く行うためには、磁場発生器及び磁場検出器の周囲から磁性部材をできる限り排除するのが望ましい。なお、上記構成とは逆に、磁場発生器を超音波探触子に設け、磁場検出器を固定配置することもできる。ただし、磁場発生器と磁場検出器を比べると、一般に、磁場検出器の方が小型軽量であるので、それを超音波探触子に設けるのが望ましい。

【0018】

また、好適な態様では、前記磁場検出器を前記超音波探触子に着脱するための着脱部材を含むことを特徴とする。このように、磁場検出器を着脱可能にすれば、既存の超音波探触子を三次元データ取り込み用超音波探触子として利用でき、専用の探触子が不要となる。

30

【0019】

また、好適な態様では、前記磁場検出器は前記超音波探触子に内蔵されたことを特徴とする。超音波探触子の外側に磁場検出器を配置すると、それが探触子の操作性を低下させる可能性があるが、磁場検出器を探触子内部に設ければ、その問題を解消できる。この場合、探触子ケースの一部又は全部を例えば非磁性材料で構成するのが望ましい。

【0020】

また、好適な態様では、前記超音波探触子の運動に関する適正範囲を設定する適正範囲設定手段と、前記超音波探触子の運動が前記適正範囲外であれば前記画像処理を制限する処理制限手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0021】

上記構成によれば、例えば、体表面から超音波探触子を離したり、誤って超音波探触子が落下した場合に、画像処理の実行を制限することができる。すなわち、結果として、手動走査の適否を判定できる。

【0022】

また、好適な態様では、前記適正範囲は、前記超音波探触子の三次元座標、移動速度、回転角及び回転角速度の中の少なくとも1つの運動情報に関して設定されることを特徴とする。

50

【0023】

また、好適な態様では、前記運動計測結果に基づいて、前記超音波探触子の走査方式を判別する走査方式判別手段を含み、前記走査方式に対応した制御が行われることを特徴とする。走査方式が自動検出できれば、例えば1回目の手動走査と2回目の手動走査とで異なる走査を行っても、ユーザーによる煩雑な走査条件の変更入力などの操作が解消される。また、常に適切な画像処理を期待できる。

【0024】

また、好適な態様では、前記走査方式判別手段は、移動走査と回転走査を判別し、前記各走査方式に対応した超音波画像が形成されることを特徴とする。

【0025】

(2)望ましくは、前記画像処理手段は、各超音波ビームに沿ってエコーデータに対する所定のボクセル演算を順次実行することにより、前記超音波画像を構成する各画素の画素値を演算するボクセル演算手段を含む。

【0026】

また、好適な態様では、前記ボクセル演算手段は、エコーデータ e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、エコーデータ e_i に基づきボクセル i の透明度 β_i を演算する透明度演算手段と、エコーデータ値 e_i に不透明度 α_i を乗算し、ボクセル i の発光量を演算する発光量演算手段と、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度 β_i を乗算し、ボクセル i の透過光量を演算する透過光量演算手段と、前記発光量と前記透過光量とを加算し、ボクセル i の出力光量を求める光量加算手段と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて前記立体的投影画像を形成することを特徴とする。

【0027】

また、好適な態様では、前記ボクセル演算手段は、エコーデータ e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、前記エコーデータ e_i 、前記不透明度 α_i 、及び、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量に相当する入力光量 C_{INi} に基づいて、ボクセル i の出力光量 C_{OUTi} を演算する出力光量演算手段と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて前記立体的投影画像を形成することを特徴とする。

【0028】

上記構成によれば、超音波ビームに沿って不透明度(オパシティ)などを利用したボクセル処理が実行される。これにより、順次取り込まれるエコーデータを時系列順で逐次的にリアルタイム処理でき、また、従来装置において必要であった三次元データメモリを不要にすることができる。すなわち、取り込まれたエコーデータはその取り込み順序で処理され、三次元データメモリにいったんすべてのエコーデータを格納させなくても、データ処理を十分に行える。

【0029】

ちなみに、不透明度 α_i は、ボクセル i についての周囲への超音波の拡散・散乱の度合いに関わるもので、発光量は、ボクセル i の音源(光源)としての強さを表すものと思われる。一方、透明度 β_i は、超音波の透過率に関わるもので、透過光量は、ボクセル i を伝達媒体として見た場合にその伝達率に相当するものと思われる。このような発光量と透過光量とが加算されてボクセル i の出力光量が演算される。ここで、出力光量はボクセル i の画素値への寄与度を表すものである。この出力光量は、次のボクセルのボクセル処理(透過光量の演算)に引き渡される。そして、ボクセル処理が最終ボクセルに到達すると、その最終ボクセルの出力光量が画素値に変換される。そして、各画素値が求めれば、それらの画素値の集合として1枚の立体的投影画像が形成される。

【0030】

この超音波画像は、投影画像としての性格と立体画像としての性格とを併せて有することが実験により確認されている。すなわち、生体内の組織をレントゲン写真のように透かして表現でき、その一方、超音波三次元画像のような奥行き感をもって表現できる。よって、例えば胎児の表面と内部を同一の処理で画像化することができ、疾病診断に当たって

10

20

30

40

50

組織の三次元的な把握を容易に行うことができる。

【0031】

もちろん、不透明度及び透明度の定義を変化させることによって、所望の画質の超音波画像を構成でき、例えば透明感を強調したり、または立体感を強調したりすることができる。あるいは、組織表面を強調したり、または組織内部を強調することができる。

【0032】

このような調整は、不透明度などの定義を可変することにより行われ、具体的には、不透明度をパラメータとする終了条件を適宜設定することにより行うことが可能である。この場合、逐次加算される各不透明度 α_i の値が大きければ、比較的早い段階で処理が終了することになり、例えば、組織の表面まで透視して画像表現が終了することになる。逆に

10

【0033】

(3) 本発明に係る超音波診断装置は、可搬型の超音波探触子と、前記超音波探触子の手動走査による運動を計測する運動計測手段と、前記運動の計測結果に基づいて手動走査方式を判別する走査方式判別手段と、前記走査方式判別手段が前記手動走査方式として並行移動走査を判別した場合に、前記運動の計測結果に基づいて前記並行移動走査に対応する超音波画像を形成するための並行移動走査用タイミング信号を生成する手段と、前記走査方式判別手段が前記手動走査方式として回転走査を判別した場合に、前記運動の計測結果に基づいて前記回転走査に対応する超音波画像を形成するための回転走査用タイミング信号を生成する手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0034】

本発明の好適な態様では、前記並行移動走査用タイミング信号及び前記回転走査用タイミング信号はデータ取得タイミングを特定する信号である。

【0035】

本発明の好適な態様では、前記運動計測手段は磁場発生器及び磁場検出器を含み、それらの一方が被検体の近傍に固定的に配置され、それらの他方が前記超音波探触子に配置されることを特徴とする。

【0036】

望ましくは、前記並行移動走査用タイミング信号又は前記回転走査用タイミング信号に同期した各走査面のエコーデータを用いて、被検体内の三次元領域を画像化した超音波画像を形成する手段であって、前記走査面を構成する各超音波ビームに沿ってエコーデータに対する所定のボクセル演算を順次実行することにより、前記超音波画像を構成する各画素の画素値を演算するボクセル演算手段を含む。望ましくは、前記走査方式判別手段は前記運動の計測結果としての移動情報及び回転情報に基づいて前記手動走査方式を判別する。望ましくは、前記走査方式判別手段は、前記移動情報及び前記回転情報のそれぞれについて現在の値と1つ前の値の差分を演算し、それらの差分値に基づいて前記手動走査方式を判別する。望ましくは、前記走査方式判別手段は、適正な画像を構築できない場合にエラー信号を出力する。望ましくは、前記走査方式判別手段は、平行移動走査と回転走査とからなる複合走査が行われた場合にエラー信号を出力する。

30

40

【発明の効果】

【0037】

以上のように、本発明によれば、手動走査の走査方式に応じて適切な処理を実現できる。本発明によれば、適正な画像処理が行われるようにすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0038】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0039】

まず、装置構成の説明に先立って、実施形態に係る画像処理の原理について説明する。

50

【 0 0 4 0 】

[画像形成原理の説明]

本実施形態に係る画像処理法は、公知のボリューム・レンダリング (Volume Rendering) 法を基礎とし、リアルタイムの画像処理 (特に、超音波画像処理) にその手法を発展させたものである。その際には、特有の条件が加味されている。

【 0 0 4 1 】

図 1 (A) に示すように、Y 方向に向く超音波ビームが X 方向に走査されると、走査面 1 0 が形成される。この走査面 1 0 を Z 方向に移動させると、周知のように三次元エコーデータ取込み空間 1 2 が形成される。この三次元エコーデータ取込み空間 1 2 に対して、各超音波ビームに沿って本実施形態に係るボクセル処理を行い、投影面 1 6 上に三次元エコーデータ取込み空間 1 2 を投影したものが、図 1 (B) の超音波画像 1 0 0 である。超音波画像 1 0 0 では、その X 方向の 1 ライン 1 0 0 a が 1 つの走査面 1 0 に相当する。換言すれば、超音波ビーム (透視線) 1 本が超音波画像 1 0 0 内の 1 画素に相当する。

10

【 0 0 4 2 】

ここで、取り込まれたエコーデータの時系列順でそのエコーデータに対して以下に詳述するボクセル処理が行われるので、各エコーデータを三次元エコーデータメモリにいったん蓄積して画像形成に必要な順序でエコーデータを読み出す必要はなく、データ取り込みと同期したデータ処理が可能となる。

【 0 0 4 3 】

さて、図 2 及び図 3 には、ボクセル 2 0 の概念が示されている。1 つのボクセルは、受信信号を A / D 変換して得られた 1 つのエコーデータに相当し、換言すれば、その A / D 変換レートの 1 周期に相当するボリューム (標本点) に相当するものである。すなわち、超音波ビームは、多数のボクセルの集合体として仮定される。図 2 には各ボクセルが $i - 1$ から L_{LAST} まで示されている。最初のボクセルから順次処理を行って得られた値が超音波画像を構成する 1 画素の輝度値 $P(x, y)$ に対応する。

20

【 0 0 4 4 】

ここで、各ボクセルに対し、不透明度 α と透明度 β [本実施形態では $\beta = (1 - \alpha)$] を定義することにする。不透明度 α は、図 3 に示すようにボクセルの周囲への自発的な発光に相当するものである。透明度 β は 1 つ前のボクセルからの光に対する当該ボクセル中の透過割合に相当するものである。不透明度 α は 0 から 1 の範囲に設定され、本実施形態において、その不透明度はエコーデータ (エコー値) の関数として定義される。具体的には、例えば、

30

[数 1]

$$\alpha = k_1 \cdot e^{k_2} \cdot \dots \cdot (1)$$

として定義される。ここで、 e はエコーデータの値であり、また k_1 は係数 (パラメータ) であり、ユーザーにより可変設定される。 k_2 としては望ましくは 1 よりも大きい数値が代入され、例えば $k_2 = 2$ 又は 3 である。すなわち、エコーデータの値 e に対して α は非線形に変化する。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示されるように、あるボクセル i には、入力光量 C_{INi} と出力光量 C_{OUTi} とが定義され、その入力光量 C_{INi} は 1 つ前のボクセル $i - 1$ の出力光量 C_{OUTi-1} に等しい。すなわち、

40

[数 2]

$$C_{INi} = C_{OUTi-1} \cdot \dots \cdot (2)$$

の関係がある。ただし、ボクセル処理が開始される開始ボクセルにおいては $C_{INi} = 0$ である。なお、開始ボクセルは自動的に設定され又は人為的に設定される。

【 0 0 4 6 】

各ボクセルには、上記の不透明度 α と透明度 β に基づいて、発光量と透過光量が定義される。すなわち、ボクセル i の発光量は、不透明度とエコーデータの積として定義され、 $\alpha \cdot e_i$ である。ボクセル i の透過光量は透明度と入力光量の積として定義さ

50

れ、 $(1 - \tau_i) \cdot C_{INi}$ である。

【0047】

本実施形態において、図4に示すように、その発光量と透過光量は以下のように加算され、当該ボクセルの出力光量 C_{OUTi} が決定される。

[数3]

$$C_{OUTi} = (1 - \tau_i) \cdot C_{INi} + \tau_i \cdot e_i \quad \dots (3)$$

【0048】

ただし、上記第2式から $C_{INi} = C_{OUTi-1}$ である。すなわち、1つ前のボクセルでの計算結果が次のボクセルの計算に利用される。

【0049】

上記の第3式を開始ボクセルから次のボクセルへ、そして、その次のボクセルへと順次行っていく間において、各ボクセルの不透明度 τ_i を加算し、その加算値 τ_i が1に到達した時点で、処理を終了させる（終了条件）。ただし、処理が最後（又は設定された深さ）のボクセル L_{LAST} となった場合にも処理を終了させる（強制終了条件）。すなわち、処理が終了する条件は、

[数4]

$$\tau_i = 1 \quad \text{or} \quad i = L_{LAST} \quad \dots (4)$$

である。 $\tau_i = 1$ での処理の終了は、不透明度の総和が1に到達した時点で処理を停止させることを意味し、もちろん、条件に応じて上記第4式の条件、特に τ_i の最大加算値（終了判定値）を変更させてもよい。

【0050】

以上の終了判定がなされた時点でのボクセル（最終ボクセル）の出力光量 C_{OUT} が、対応する画素の輝度 $P(x, y)$ として利用される。そして、このような超音波ビームごとの画素値演算がすべての超音波ビームについて行われると、超音波画像を構成するすべての画素の画素値を得られる。すなわち、1枚の超音波画像が形成される。

【0051】

上記第3式が示すように、画素の輝度値 $P(x, y)$ には、開始ボクセルから終了ボクセルまでのすべてのエコーデータの値が反映されている。しかし、それは従来のように単なる単純積算でなく、各ボクセルでの超音波の散乱と吸収の両方を反映したものとなっている。よって、あたかも光源から光が出て、各ボクセルでの散乱及び吸収を経て透過した光によって形成される像のような奥行き感（立体感）と透明感の両者の性質をもった超音波画像を構成できる。

【0052】

ところで、上記第3式においては、透明度が $(1 - \tau_i)$ で定義され、すなわち不透明度 τ_i によって透明度を表すことができるので、演算式中から透明度の概念を見掛け上消去することができる。よって、以下のように第3式を式変形することにより、同じ原理に基づいて、出力光量 C_{OUTi} を演算できる。

[数5]

$$\begin{aligned} C_{OUTi} &= (1 - \tau_i) \cdot C_{INi} + \tau_i \cdot e_i \quad \dots (3) \\ &= C_{INi} + \tau_i \cdot (e_i - C_{INi}) \quad \dots (5-1) \\ &= C_{INi} + \tau_i \cdot (e_i - C_{INi}) \quad \dots (5-2) \end{aligned}$$

（ここで、 $\tau_i = \tau_i \cdot (e_i - C_{INi})$ ）

【0053】

上記の第5-1式は第3式を書き換えたもので、その第2項を τ_i で置き換えると、第5-2式が得られる。すなわち、ボクセル i の出力光量 C_{OUTi} は、入力光量 C_{INi} に修正光量 τ_i を加算したものとして定義できる。この5-2式においても、上記の式変形の過程を見れば明らかのように、透明度 $(1 - \tau_i)$ の概念は内包されており、原理上異ならない。

【0054】

[好適な実施形態]

10

20

30

40

50

図5には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図5は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0055】

超音波探触子30は、例えば体表面に当接して使用される超音波探触子である。もちろん、例えば体腔内に挿入される超音波探触子にも本発明を適用できる。超音波探触子30には、複数の振動素子を整列配置されてなるアレイ振動子が内蔵されている。このアレイ振動子は、超音波送受信部44の制御によって電子走査され、これによって超音波ビームが走査されて走査面が形成される。これは従来の超音波探触子と同様である。超音波探触子30は探触子ケーブル(図示せず)によって装置本体に接続されている。

【0056】

本実施形態の超音波診断装置においては、この超音波探触子30の位置や姿勢を計測する運動計測部32が設けられている。この運動計測部32は、この実施形態において、磁場発生部34と、発生された磁場を検出する磁場検出部36と、その検出結果に基づいて運動情報を演算する運動検出部38と、で構成されるものである。なお、図5に示す磁場発生部34、磁場検出部36及び運動検出部38については公知のものを利用することができる。磁場発生部34は例えば被検体を載せるベッドなどに配置されるものであり、例えばXYZの各方位に磁場を発生させる3つの磁場発生コイルで構成されるものである。この磁場発生部34には運動検出部38から所定の磁場発生用駆動信号が供給されている。磁場発生部34によって各方位の成分をもった変動磁場が形成される。

【0057】

磁場検出部36は、例えば一辺が1cm程度の立方体で構成されるものであり、磁場発生部34によって発生された磁場が検出される。磁場検出部36は、例えば各方位の磁場を検出するための互いに直交する3つの磁場検出用コイルを含むものである。各コイルによって検出された検出信号は運動検出部38に出力されている。磁場検出部36は本実施形態において、超音波探触子30に対して着脱自在に装着される。例えば、後述するような装着ベルトによってこの磁場検出部36が超音波探触子30に装着される。もちろん、後述するように、超音波探触子30の内部に磁場発生部34を内蔵させてもよい。

【0058】

磁場発生部34と磁場検出部36を形態面で比較した場合、磁場検出部36の方が一般にかなり小さい。そこで、本実施形態では、磁場検出部36を超音波探触子30に設けている。しかしながら、超音波探触子30に磁場発生部34を取り付けて、一方、磁場検出部36を例えばベッド等に固定配置することもできる。原理的にはこのような構成によっても超音波探触子30の運動を検出できる。

【0059】

図6には、磁場発生部34及び磁場検出部36の配置に関する具体例が示されている。図6において、被検体200はベッド201上に載せられている。ベッド201の下側には磁場発生部34が固定的に配置されている。これによって磁場202が形成されている。ちなみに、この磁場202は、定常磁場あるいは変動磁場である。

【0060】

超音波探触子30には装着ベルト64によって磁場検出部36が装着されている。具体的には、磁場検出部36は装着ベルト64に固定されており、装着ベルト64を超音波探触子30に取り付けることによって、結果として磁場検出部36が超音波探触子30に装着される。このような装着ベルト64によれば、各種の大きさの超音波探触子30に対して磁場検出部36を装着できるという利点がある。もちろん、例えば両面テープや係合機構等を利用して磁場検出部36を超音波探触子30に装着してもよい。

【0061】

磁場検出部36から伸びる信号線62は例えば超音波探触子30から出るケーブル60と共に装置本体へ引き出されている。この場合、ケーブル60と信号線62とを一体化するために所定間隔でクリップ止めなどを行うのが望ましい。

【0062】

10

20

30

40

50

図6に示すような、計測環境において、被検体200の例えば腹部の超音波診断を行う場合には、超音波探触子30が操作者によって把持され、その状態で例えばその超音波探触子30によって形成される走査面と直交する方向、すなわち手動走査方向204に超音波探触子30が手動で移動走査される。これによって被検体200内に三次元データ取込み空間を構築できる。

【0063】

なお、図6に示す例では、磁場発生部34がベッド201の裏側に固定されているが、必ずしもベッド201に固定することなく、例えばベッド上の被検体のわきや、被検体近傍の壁などに設けてもよい。

【0064】

図5に戻って、超音波送受信部44は、超音波探触子30に対して従来同様に送信信号を供給すると共に、超音波探触子30からの受信信号に対して所定の信号処理を実行するものである。また、この超音波送受信部44は、超音波ビームの電子走査を制御している。超音波送受信部44から出力された受信信号(エコーデータ)は次のデータ選択部46へ出力されている。

【0065】

運動計測部32における運動検出部38は、磁場検出部36からの出力信号に基づいて超音波探触子30の三次元座標 X 、 Y 、 Z と超音波探触子30の各座標軸上での回転角度 α 、 β 、 γ を出力する。ちなみに、手動走査が必ず並行移動によるものであれば回転角度に関する情報は必ずしも必要とされない。また、超音波探触子30が実質的に X - Y 平面内で移動するのであれば、 Z 方向の情報も不要となる。

【0066】

タイミング制御部40は、運動検出部38から出力された各種の運動情報に基づいてエコーデータを取得する走査面を特定するためのタイミングを判定するものである。その具体的な構成は図7に示されており、これについては後に詳述する。

【0067】

パルス生成部42は、タイミング制御部40から出力されるタイミング信号に基づいて所定レベルをもった同期パルス(データ取込み用信号)206を出力するものである。その同期パルス206はデータ選択部46及び後述する画像構成部52に出力されている。

【0068】

データ選択部46は、同期パルス206が得られたタイミングで、特定される走査面のエコーデータのみを選択して出力する機能を有する。すなわち、本実施形態では、超音波送受信部44の制御によって超音波探触子30において常に超音波ビームの電子走査が行われており、その結果、超音波送受信部44から何らかのエコーデータが常に出力されているが、データ選択部46は、そのようなデータの中から、必要な走査面内のエコーデータのみを抽出している。これによって、走査面単位でエコーデータの抽出を行うことができる。なお、同期パルス206を超音波送受信部44に与え、そのタイミングで電子走査を行わせてエコーデータの取込みを行ってもよい。この場合、その同期パルスの出力自体がエコーデータの選択に相当することになる。

【0069】

立体的投影画像形成部48は、ボクセル演算部50及び画像構成部52で構成されるものであり、上述した画像処理原理(特に、(3)式及び(4)式)に基づいて立体的投影画像を形成するものである。ボクセル演算部50は、超音波ビームに沿って各エコーデータごとに上述したボクセル演算を実行し、その超音波ビームに対応する画素の画素値を決定するものである。そのボクセル演算で利用される不透明度のパラメータは、不透明度設定部56によって設定されている。また、ボクセル演算の範囲すなわち演算終了点などについては演算範囲設定部54によって設定されている。ボクセル演算部50から出力された各超音波ビームに対応する画素値は画像構成部52に送られ、ここで一画面分の立体的投影画像が構成される。それと同時に各画素値が輝度変換され、画像データとなって表示部58へ出力される。

10

20

30

40

50

【0070】

図1に示したように、本実施形態に係る画像処理では、1つの走査面に対して1ライン分の画像データが形成されており、換言すれば走査面単位で画像処理が実行されている。これに対応して、データ選択部46では、同期パルスに同期した形で走査面ごとにエコーデータの抽出を行っている。

【0071】

したがって、本実施形態によれば、従来のように三次元エコーデータメモリに全てのエコーデータを一旦格納してから三次元座標を考慮しつつデータの再構成を行うといった煩雑な処理は不要であり、必要なデータのみをその時系列順で順次処理することができる。なお、手動走査が速く行われるような場合には結果として早く1枚の立体的投影画像が形成されることになり、手動走査が遅ければそれに応じた速度で一枚の立体的投影画像が形成されることになる。

10

【0072】

次に、図7を用いてタイミング制御部の具体的な構成について説明する。

【0073】

図7において、運動情報入力部70は、図5に示した運動検出部38から出力される各運動情報が入力されている。超音波探触子の手動走査を開始する直前に原点リセットの操作がなされると、そのときの超音波探触子30の位置及び姿勢が原点とされる。これによって、後述する仮想スケールの原点も定まることになる。原点リセット後における超音波探触子30の運動情報は、移動情報と回転情報とに分けられて出力される。ここで、移動

20

【0074】

処理制限部72は、適正範囲設定部74によって設定された適正範囲内に各運動情報が入っていない場合には画像処理を中断させる制御を実行するものである。例えば、超音波探触子が手から落下してしまったりあるいは操作者が超音波探触子を被検体から離したりした場合に、その状態におけるエコーデータを画像処理から排除するためにこのような画像処理の制限がなされている。ここで、管理される運動情報としては入力された各情報(三次元座標、回転角度)の他に、例えば移動速度や回転角速度などが挙げられる。速度を管理することにより、例えば手動走査が極めて速く画像処理が適正に行えないような場合に、操作者に対してアラームを出すことができる。このため、処理制限部72において、適正範囲外であると判定された場合には、図示されていない制御部にアラームが出力されている。

30

【0075】

処理制限部72において、適正範囲内であると判定された場合には、運動情報入力部70から出力された移動情報及び回転情報が走査方式判定部76に出力される。走査方式判定部76では、本実施形態において、手動走査が移動走査(平行移動走査)であるか、あるいは回転走査であるかを判定している。具体的には、各運動情報について現在の値と1つ前の値との差分を演算し、それらの差分値を参照することによって走査方式を判定している。例えば、移動情報に関して差分値が大きい場合には平行移動走査であると判定され、回転情報に関して差分値が大きいような場合には回転走査であると判定される。この場合、平行移動を行いながら回転移動が行われるような複合走査が行われた場合には、適正な画像を構築できない可能性があるため、図示されていない制御部にエラー信号が出力される。なお、本実施形態では、運動情報の差分を利用して走査方式を判定したが、例えば、積算値や三次元ベクトルの演算などを行って走査方式を判定してもよい。

40

【0076】

走査方式判定部76において平行移動走査であると判定された場合には、移動情報が移動ベクトル算出部80に送られる。この移動ベクトル算出部80では、現在の三次元座標値と1つ前の三次元座標値の差分を求めることによって、超音波探触子の移動に関わる移動方向ベクトル V_{XYZ} を算出する。ただし、このベクトルの演算は、本実施形態では原点リセットがなされた後に最初に得られる2つの運動情報の間においてのみ実行され、それ

50

以降においては移動方向ベクトルの算出が省略されている。もちろん、常に移動方向ベクトルの算出を行って、その算出結果を画像処理に利用してもよい。

【 0 0 7 7 】

以上のように移動方向ベクトル V_{XYZ} が求まると、図 8 に示すように、三次元空間内に仮想的なスケール 2 1 0 が想定されることになる。すなわち、その仮想スケール 2 1 0 の向きは移動方向ベクトルの方向に向くものであり、その仮想スケール 2 1 0 の原点は原点リセットされた時点の超音波探触子の位置である。

【 0 0 7 8 】

間隔設定部 8 4 は、送受波条件に基づいて、タイミング信号の出力間隔を設定するものであり、概念的には、仮想スケール 2 1 0 における目盛の間隔を設定するものである。こ

10

【 0 0 7 9 】

移動位置比較部 8 2 は、走査方式判定部 7 6 を介して出力された移動情報に基づいて、超音波探触子の現在の位置と仮想スケール 2 1 0 上に割り付けられた目盛とを比較し、超音波探触子はその目盛に一致あるいはその目盛を通過する場合に、タイミング生成部 8 6 に対してタイミング信号の発生指示を与えている。タイミング生成部 8 6 は、その発生指示が入力されると、図 5 に示したパルス生成部 4 2 に対してタイミング信号を出力している。

【 0 0 8 0 】

したがって、超音波探触子 3 0 の移動速度によらずに、超音波探触子 3 0 が原点から一

20

【 0 0 8 1 】

図 7 において、走査方式判定部 7 6 において回転走査であると判定された場合には、回転ベクトル算出部 8 8 において回転情報に基づいて回転方向ベクトル V_{XYZ} が算出される。本実施形態では、この回転方向ベクトルの算出は原点リセット後に 1 回のみ実行されているが、もちろんそれ以降においても常に回転方向ベクトルの演算を行ってもよい。

【 0 0 8 2 】

このように算出された回転方向ベクトルに基づいて、図 9 に示すように、円形の仮想スケール 2 1 2 を想定することができる。間隔設定部 9 2 は、送受波条件に基づいて図 9 に示す円形のスケール 2 1 2 における目盛を割り付けるものである。そして、回転角比較部 9 0 において、超音波探触子 3 0 の現在の回転角が仮想スケール 2 1 2 上の目盛に合致するときにあるいはその目盛を通過するときにタイミング生成部 8 6 に対して回転角比較部 9 0 から発生指示が出力されている。これにより、タイミング生成部 8 6 からタイミング信号がパルス生成部 4 2 に出力される。なお、回転ベクトル算出部 8 8 では、現在の回転情報と 1 つ前の回転情報との差分を演算することによって回転方向ベクトルを演算している。

30

【 0 0 8 3 】

図 1 0 には、超音波探触子 3 0 の移動走査とそれに構成される超音波画像との関係が示されている。仮想スケール 2 1 0 上における目盛を超音波探触子 3 0 が通過するごとに走査面単位でエコーデータが取り込まれ、これに同期して走査面単位で画像データの処理が実行される。具体的には、1 走査面につき 1 ライン分の画像 1 0 A が構成される。したがって、移動走査操作を所定範囲にわたって行うことにより、1 枚の超音波画像すなわち立体的投影画像を構成することができる。移動走査における仮想スケール 2 1 0 は、超音波画像における所定方向の座標に相当するものであり、仮想スケール上の目盛を細かくすれば超音波画像においても当該方向における画素密度が向上することになる。なお、必要であれば画像データ間の補間や平均化処理を実行してもよい。

40

【 0 0 8 4 】

図 1 0 には超音波探触子 3 0 が平行移動走査される場合についての処理が示されていた

50

が、超音波探触子が回転走査される場合にも上記同様の処理が実行される。すなわち、超音波探触子30が所定角度回転するごとに超音波画像内における所定方位の1ライン分の画像が形成される。すなわちラジアル走査が行われる。

【0085】

次に、他の実施形態について説明する。

【0086】

上記の実施形態では、超音波探触子30の移動方向に仮想スケールを一致させて同期パルスの生成を行ったが、例えば図11に示すように、超音波探触子30の移動方向ベクトルを含む平面内に、直交する2つの仮想スケール、すなわち主軸仮想スケール300及び副軸仮想スケール302を設定し、これらの仮想スケールを利用して画像処理を行ってもよい。この場合、例えば主軸仮想スケール300の目盛を超音波探触子30が横切ると同時に主軸同期パルス304を発生させ、その主軸同期パルス304を図5に示したデータ選択部46に出力する。これと共に、副軸仮想スケール302における目盛を超音波探触子30が横切ると同時に副軸同期パルス306を発生させ、それを副軸仮想スケール302方向の超音波探触子30の座標として例えば画像構成部52へ出力してもよい。

10

【0087】

図12には、そのような処理が示されており、超音波探触子30が斜め方向に平行移動した場合、走査面に対応する1ライン分の画像10Aが順次斜め方向に表示されることになる。すなわち、斜め走査と同じイメージで画像が構築されることになる。

【0088】

上述した実施形態では、超音波探触子30の外表面に磁場検出部36が装着されていたが、例えば図13に示すように、超音波探触子400の本体ケース402の内部に磁場検出部36を設置してもよい。探触子の本体ケース402の内部には、複数の振動素子からなるアレイ振動子406が内蔵されており、各振動素子から伸びるケーブル群406Aは探触子ケーブル404内に引き込まれている。これと同様に、磁場検出部36から伸びる信号線群36Aも探触子ケーブル404内に引き込むのが望ましい。

20

【0089】

以上の実施形態によれば、ボクセル演算による利点を損なうことなく、既存の超音波探触子などを利用して簡単に三次元エコーデータの取込みを行うことができるという利点がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】三次元データ取込み空間と投影画像の関係を示す図である。

【図2】各ボクセルの入力光量と出力光量との関係を示す図である。

【図3】各ボクセルの発光量を示す図である。

【図4】ボクセルの出力光量を説明するための図である。

【図5】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】磁場発生部及び磁場検出部の具体例を示す模式図である。

【図7】タイミング制御部の具体的な構成を示すブロック図である。

【図8】直線の仮想スケールと同期パルスとの関係を示す図である。

40

【図9】円形の仮想スケールと同期パルスとの関係を示す図である。

【図10】平行移動走査による画像形成を示す図である。

【図11】直交する2つの仮想スケールを示す図である。

【図12】直交する2つの仮想スケールによる画像形成を示す図である。

【図13】超音波探触子の他の実施形態を示す図である。

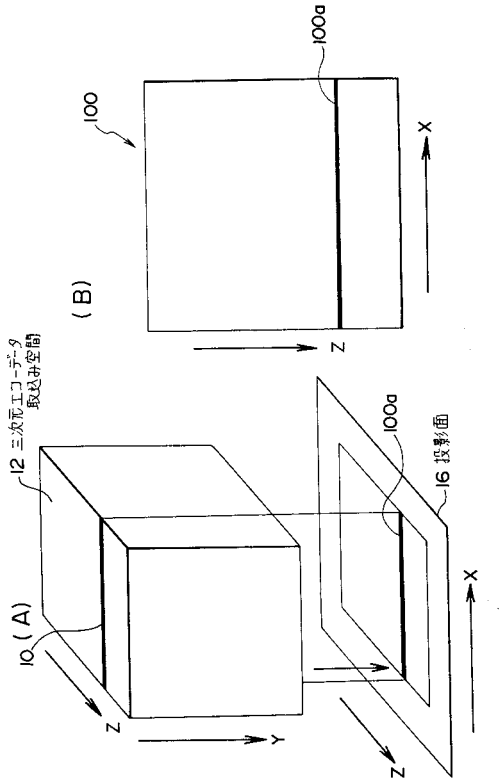
【符号の説明】

【0091】

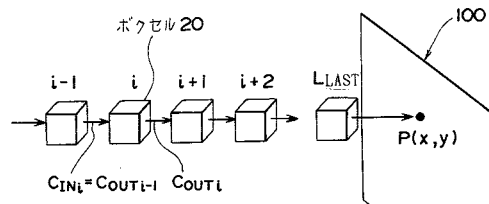
30 超音波探触子、32 運動計測部、34 磁場発生部、36 磁場検出部、38 運動検出部、40 タイミング制御部、42 パルス生成部、46 データ選択部、48 立体的投影画像形成部、50 ボクセル演算部、52 画像構成部。

50

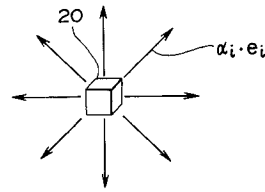
【図1】



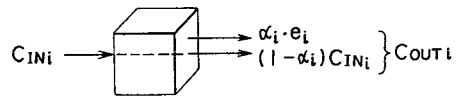
【図2】



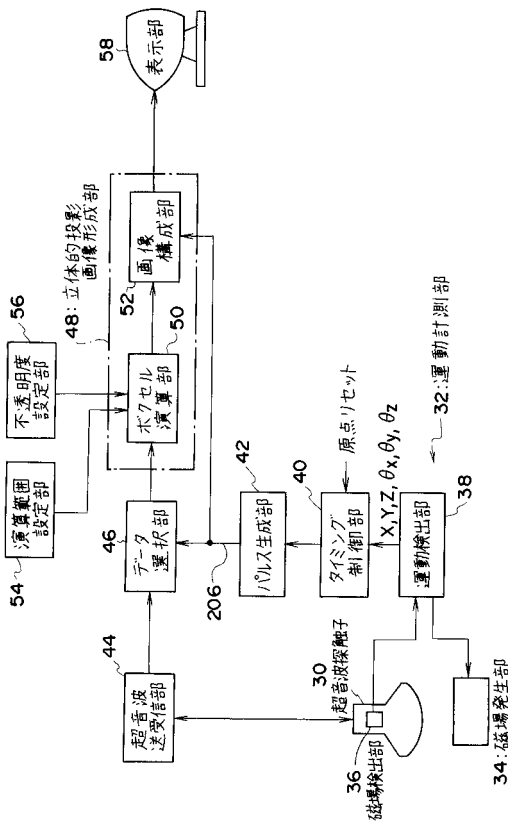
【図3】



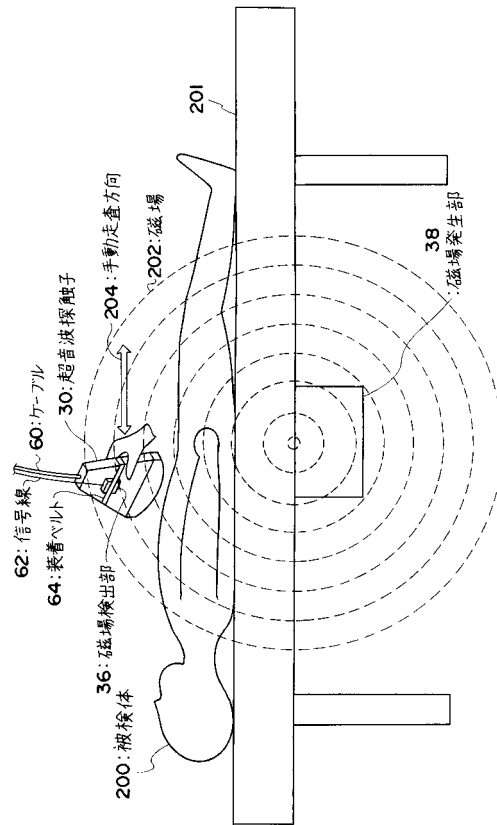
【図4】



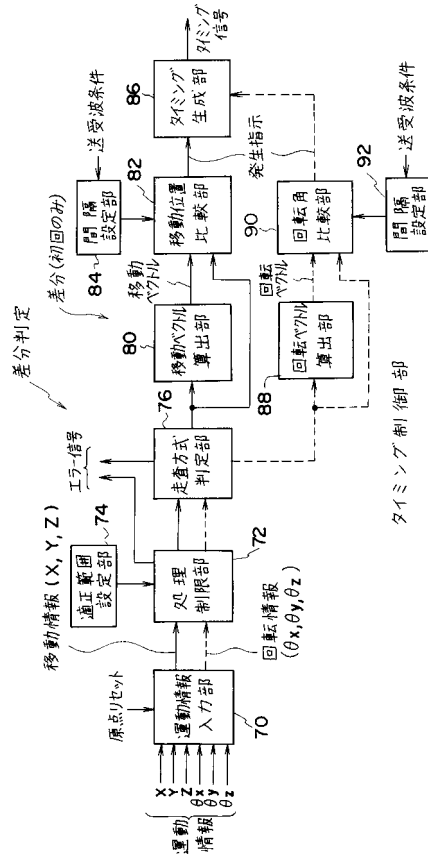
【図5】



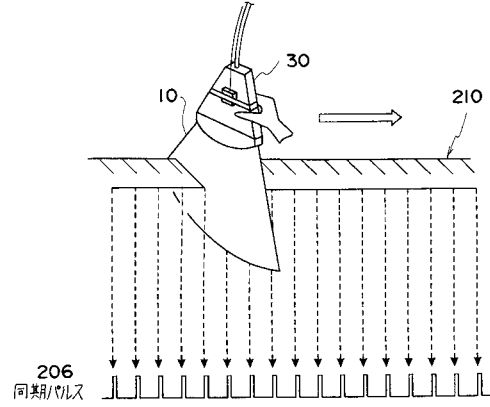
【図6】



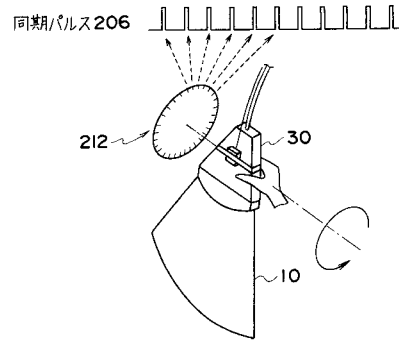
【 図 7 】



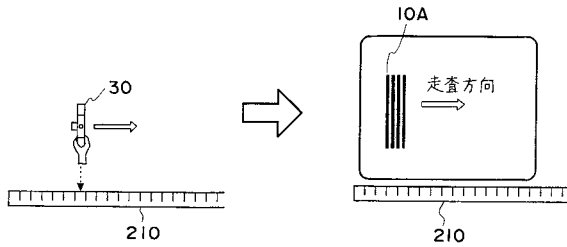
【 図 8 】



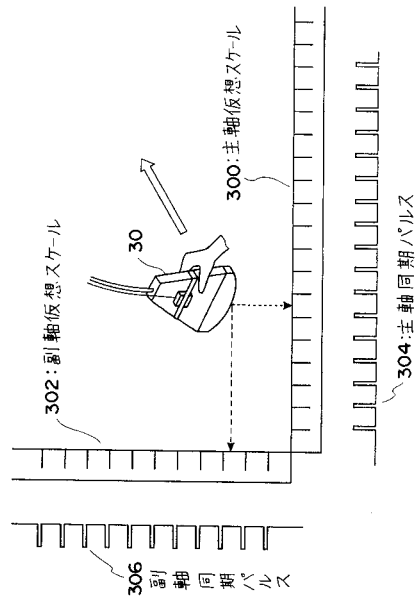
【 図 9 】



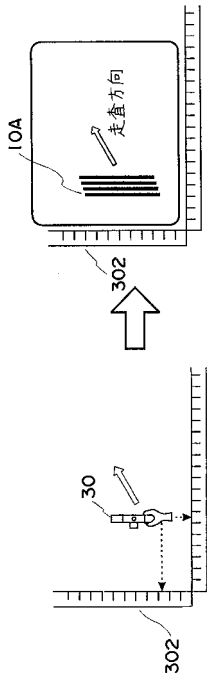
【 図 10 】



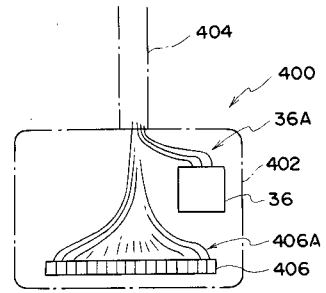
【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-047495(JP,A)
特表2001-504603(JP,A)
国際公開第97/000482(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3702285B2	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	JP2004080141	申请日	2004-03-19
[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)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘 望月剛		
发明人	赤羽 睦弘 望月 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/EE14 4C601/EE22 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GA33 4C601/JC26 4C601/JC28 4C601/KK22 4C601/LL04		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004202260A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是在进行超声波探头的手动扫描时，测量超声波探头的移动并使用该信息构建三维图像。通过磁场产生单元产生具有方向性的磁场，并且通过设置在超声波探头中的磁场检测单元检测磁场。由此，检测超声波探头的三维坐标和姿势。每当超声波探头移动预定量时产生同步脉冲，并且使用此时获取的扫描表面的回波数据来构建三维图像。在这种情况下，扫描方法确定单元76确定超声探头的扫描方法（移动扫描，旋转扫描），并且配置与所确定的扫描方法对应的三维图像。[选择图]图7

【图5】

