

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4117991号
(P4117991)

(45) 発行日 平成20年7月16日(2008.7.16)

(24) 登録日 平成20年5月2日(2008.5.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 U
A 6 1 B 8/10 (2006.01) A 6 1 B 8/10

請求項の数 3 (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2000-183 (P2000-183) (22) 出願日 平成12年1月5日(2000.1.5) (65) 公開番号 特開2001-187022 (P2001-187022A) (43) 公開日 平成13年7月10日(2001.7.10) 審査請求日 平成16年2月9日(2004.2.9)</p>	<p>(73) 特許権者 000135184 株式会社ニデック 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 (72) 発明者 高松 勇一 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内 (72) 発明者 中尾 宗央 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内 審査官 宮川 哲伸</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科用超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信すると共に被検体からの反射エコーを受信する超音波プローブと、該超音波プローブによって受信した反射エコーの強度データを画像として表示するための表示手段と、被検体内での超音波換算音速値を可変する音速値設定手段と、該音速値設定手段により設定される音速値に応じて前記表示手段に表示される反射エコー画像を前記超音波の送受信方向に伸縮する表示制御手段と、を備えることを特徴とする眼科用超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 の表示制御手段は、前記超音波プローブによって受信した反射エコーの強度データを微小時間間隔毎にサンプリングするサンプリング手段と、該サンプリングデータから表示に必要なデータを抽出する表示用抽出手段と、前記音速値設定手段によって変更された換算音速値に応じて前記表示用抽出手段が抽出するデータのステップ幅を設定するステップ幅設定手段とを備え、該設定されたステップ幅で前記表示用抽出手段によって抽出されたデータを前記表示手段の画面上に順次プロットすることにより反射エコー画像を前記超音波送受信方向に伸縮して変更することを特徴とする眼科用超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 の眼科用超音波診断装置はさらに前記サンプリングデータに基づいて被検体の所定の各組織を判別する判別手段を備え、前記音速値設定手段は被検体の各組織毎の音速値を個別に設定する手段を含み、前記ステップ幅設定手段は設定された各組織毎の音速値

10

20

に応じて各組織毎のステップ幅を設定し、前記表示用抽出手段は前記判別結果に基づき各組織毎のステップ幅で前記サンプリングデータから順次表示に必要なデータを抽出することを特徴とする眼科用超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼球等の生体組織の診断に好適な眼科用超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来技術】

プローブ内の超音波トランスデューサから超音波を送信し、眼球等の生体内各組織からの反射エコーを受信、処理することで生体組織の情報を得る眼科用超音波診断装置が知られている。

10

【0003】

このような装置では、各内部組織からの反射エコーを波形として表示するAモード法と、Aモード法により得られた信号を輝度変調したものでトランスデューサを走査することにより断層を映像化したBモード法が周知である。

【0004】

眼科分野における眼軸長や各組織の幅は、反射エコー受信までの時間と基本設定（デフォルト）された換算音速値を基に算出され、表示部にはAモード法では反射エコー波形が、Bモード法では反射エコーの断層像がスケール表示とともに表示される。

20

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来装置の反射エコー波形や断層像の画像表示においては、眼軸長やスケール表示との整合性をとるための表示サイズの変更は行われていなかった。すなわち、眼球内での換算音速値を変更した場合であっても、反射エコー画像の表示サイズは基本設定された換算音速値に基づいて表示されたままであった。このため、換算音速値を変化させたときの変化が一見して認識することができず、測定結果の比較、検証のための正確な情報となっていなかった。

【0006】

また、従来のAモード法による反射エコー波形の表示では、その波形変化に対応する各組織（眼球の場合は前房部、水晶体部、硝子体部等）の区別を一見して認識することが困難であり、熟練を要していた。

30

【0007】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、より正確な情報を検者に与えることができ、また、一見して各組織の状況を認識することのできる眼科用超音波診断装置を提供することを技術課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0009】

40

(1) 被検体に超音波を送信すると共に被検体からの反射エコーを受信する超音波プローブと、該超音波プローブによって受信した反射エコーの強度データを画像として表示するための表示手段と、被検体内での超音波換算音速値を可変する音速値設定手段と、該音速値設定手段により設定される音速値に応じて前記表示手段に表示される反射エコー画像を前記超音波の送受信方向に伸縮する表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1)の表示制御手段は、前記超音波プローブによって受信した反射エコーの強度データを微小時間間隔毎にサンプリングするサンプリング手段と、該サンプリングデータから表示に必要なデータを抽出する表示用抽出手段と、前記音速値設定手段によって変更された換算音速値に応じて前記表示用抽出手段が抽出するデータのステップ幅を設定するステップ幅設定手段とを備え、該設定されたステップ幅で前記表示用抽出手段によ

50

て抽出されたデータを前記表示手段の画面上に順次プロットすることにより反射エコー画像を前記超音波送受信方向に伸縮して変更することを特徴とする。

(3) (2)の眼科用超音波診断装置はさらに前記サンプリングデータに基づいて被検体の所定の各組織を判別する判別手段を備え、前記音速値設定手段は被検体の各組織毎の音速値を個別に設定する手段を含み、前記ステップ幅設定手段は設定された各組織毎の音速値に応じて各組織毎のステップ幅を設定し、前記表示用抽出手段は前記判別結果に基づき各組織毎のステップ幅で前記サンプリングデータから順次表示に必要なデータを抽出することを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明についてAモード法により眼軸長等を測定する場合の眼科用超音波診断装置を一実施形態として挙げ、図面に基づいて説明する。図1は本実施形態である眼科用超音波診断装置の外観略図、図2は制御系の要部構成図である。

【0016】

装置本体1にはトランスデューサ12を有するAモード用の超音波プローブ2が接続されており、カラー表示可能な大型の液晶表示パネル3が装置本体1の前面に設けられている。液晶表示パネル3はタッチパネル式であり、検者は表示パネル3に表示される設定項目を選択操作することにより各種条件を設定することができる。測定・診断結果はプリンタ4により出力することができる。

【0017】

制御部10は装置本体1に内蔵され、各種回路等を制御する。制御部10はクロック発生回路11を駆動制御し、送信器を介してプローブ2内に設けられたトランスデューサ12から超音波を発信させる。被検眼の各組織からの反射エコーはトランスデューサ12で受信され、増幅器を介してA/D変換器13でデジタル信号に変換される。デジタル信号化された反射エコー情報はサンプリングメモリ14に記憶された後、表示パネル3での反射エコー波形表示に必要なデータが制御部10によって抽出され、一時的に表示用メモリ15に記憶される。表示パネル3には表示用メモリ15に記憶された反射エコー情報のみが反射エコー波形として表示される。

【0018】

ここで、サンプリングメモリ14には眼軸長等の測定のために微小時間間隔毎に多くのサンプリングデータが記憶されるが、表示パネル3での反射エコー波形表示には、サンプリングした全ての微小時間間隔毎のデータを用いなくても良い。また、全てを表示用データとして利用することは、表示のための処理時間が多くかかる。このため、サンプリングデータからある間隔のステップ毎に表示用データを抽出することにより、表示用の反射エコー波形を作成する。本実施形態では、サンプリングメモリ14に記憶するサンプリングのデータ数を4000個、反射エコー波形の表示に必要な所定個数のデータ数(反射エコー波形の表示のために表示パネル3の画面上にプロットする点)を256個とするが、データ数はメモリ容量、表示能力により変容可能である。

【0019】

次に、本装置における動作を以下に説明する。

【0020】

検者は測定前に、被検眼が有水晶体眼、無水晶体眼、IOL挿入眼のいずれであるかを表示パネル3に表示される項目から選択する。また、換算音速値やその他の測定条件についても同様に表示パネル3に表示される項目を選択操作することで決定する。予め設定された眼球内での換算音速値を変更したい場合は、表示パネル3の項目キーの選択によって、図7のような換算音速値変更用の画面を呼び出す。眼球内での平均換算音速値を変更する場合は、キー31を押すと、テンキーのウィンドウ30が表示されるので、これによって値を変更し測定条件を決定する。

【0021】

測定開始後、検者がプローブ2を被検眼角膜に接触させると、トランスデューサ12から

10

20

30

40

50

送信された超音波が被検眼内部の各組織によって反射され、その反射エコーがトランスデューサ12で受信されるようになる。トランスデューサ12で受信された反射エコーの強度は所定の微小時間間隔毎にサンプリングされて、4000個程度のデータとしてサンプリングメモリ14に記憶される。制御部10はサンプリングメモリ14に記憶された4000個の反射エコー情報の中から、換算音速値を基に算出されるステップ幅に応じて、表示用データとなる256個の反射エコー情報を抽出する。制御部10は抽出した256個の反射エコー情報を表示パネル3の画面上に順次プロットすることにより、横軸を寸法距離にとった反射エコー波形の画像を作成して表示する(図5参照)。

【0022】

検者は随時表示される反射エコー波形を観察しながら、適正なエコー波形が得られるようにプローブ2の位置や角度を調整し、適正画像が得られるところで画像取込スイッチ16(例えば、フットスイッチ)を押す。画像取込スイッチ16からのトリガ信号を受信すると、制御部10はサンプリングメモリ14のデータを読み込み、取り込まれた波形が適正なものか否かの判断を加える。適正な波形が得られると、制御部10は設定された換算音速値に基づいて眼軸長、前房深度、水晶体厚、硝子体長等を演算し、反射エコー波形の画像(静止画像)と共に演算結果を画面上に表示する。

【0023】

表示パネル3の画面上に表示する反射エコー波形の作成について、図3～図5を基に説明する。図3は表示用データ抽出のフローチャート図、図4はサンプリングデータからの表示用データの抽出に関する説明図、図5は抽出された表示用データによる反射エコー波形の表示例を示す図である。

【0024】

以下の説明では、サンプリングメモリ14に記憶されるサンプリングデータのアドレスをADDR1、アドレスADDR1での反射エコー情報を@ADDR1とし、表示用メモリ15に記憶される表示用データのアドレスをADDR2、アドレスADDR2での反射エコー情報を@ADDR2とする。また、換算音速値の基本設定値(デフォルト値)をV1、このときの抽出アドレスのステップ幅をSTEP1とし、変更された換算音速値をV2、このときの抽出アドレスのステップ幅をSTEP2として説明する。デフォルト値V1, STEP1は、設定された被検眼の状態(有水晶体眼、無水晶体眼、IOL挿入眼)に応じて予め決められている。

【0025】

反射エコー波形は、制御部10がサンプリングメモリ14のアドレスADDR1の0000～4000に記憶された反射エコー情報(サンプリングデータ)@ADDR1の中から、ステップ幅STEP毎に選択したアドレスに対応する反射エコー情報を表示用データとして抽出し、表示用メモリ15のアドレスADDR2に表示用データ@ADDR2として順次記憶させた後、表示用データ@ADDR2を基に反射エコー波形を表示パネル3に表示させることで得ることができる。

【0026】

換算音速値を変更することなくデフォルト値V1で測定した場合、例えば、換算音速値V1でのステップ幅STEP1が10の場合、図4(a)に示すように、抽出するサンプリングデータのアドレスADDR1は0000, 0010, 0020, ..., 2550となる。これらのアドレスが有する反射エコー情報@0000, @0010, @0020, ..., @2550を表示用データとして抽出し、この表示用データを基に反射エコー波形を表示パネル3に順次プロットして表示させることで、図5(a)に示す反射エコー波形を得ることができる。

【0027】

換算音速値を変更した場合、変更された換算音速値V2でのステップ幅STEP2は、

$$\text{STEP2} = \text{STEP1} + (V1 - V2) \times \dots \quad \text{... (式1)}$$

で与えられる。ここで は定数であり、換算音速値1m/s当たりのステップ幅の変化を示している。

【0028】

換算音速値V2をデフォルト値V1より大きくなるように変更した場合、ステップ幅STEP2はSTEP1に対して小さくなる。例えば、ステップ幅STEP2が8となった場合、図4(b)

10

20

30

40

50

)に示すように、抽出するサンプリングデータのアドレスADDR 1は0000, 0008, 0016, ~, 2040となる。これらのアドレスが有する反射エコー情報@0000, @0008, @0016, ~, @2040を表示用データとして抽出し、この表示用データを基に反射エコー波形を表示パネル3に表示させる。図5(b)はその表示例であり、反射エコー波形の横軸(超音波の送受信方向)の寸法サイズが変更され、波形下に表示されているスケールや眼軸長等の算出結果との整合性が確保された画像となり、図5(a)に示すデフォルト値V1の場合の反射エコー波形と比べて各組織間の距離が長くなっていること(伸長)が視覚的に一見して確認できる。

【0029】

逆に、換算音速値V2をデフォルト値V1より小さくなるように変更した場合、ステップ幅STEP2はSTEP1に対して大きくなる。例えば、ステップ幅STEP2が12の場合、図4(c)に示すように、抽出するサンプリングデータのアドレスADDR1は0000, 0012, 0024, ~, 3060となり、これらのアドレスが有する反射エコー情報@0000, @0012, @0024, ~, @3060を表示用データとして抽出し、この表示用データを基に反射エコー波形を表示パネル3に表示させる。図5(c)はその表示例であり、反射エコー波形の横軸の寸法サイズは、図5(a)に示すデフォルト値V1の場合に比べて短くなること(短縮)が一見して確認できるように変更され、スケールや眼軸長等の算出結果との整合性が確保された表示とされる。

【0030】

このように、換算音速値の値の変更に伴って表示用の抽出データを変更することで、反射エコー波形の表示を換算音速値の変更に伴って変更し、正確な情報を検者に与えることができ、検者は熟練を必要とすることなく一見して被検眼の状態を認識することができる。

【0031】

また、他の反射エコー波形と容易に比較することができる。例えば、眼内レンズ(IOL)挿入術の術前と術後の反射エコー波形を比較する場合など、術前と術後の反射エコー像を表示パネル上に左右又は上下に並べて表示させることで、各々の反射エコー波形を比較し、術前と術後の変化を容易に知ることができる。

【0032】

上述の説明では、換算音速値を被検眼内で様な速度(平均速度)として設定した場合について説明したが、前房部、水晶体部、硝子体部の各組織毎に換算音速値を設定した場合についても、各組織の換算音速値に応じて組織毎に反射エコー波形を表示することができる。各組織毎に換算音速値を設定する場合、図7に示した換算音速値変更用の画面において、キー32, 33, 34によって換算音速値を変更する前房部、水晶体部、硝子体部の各組織を指定する。また、被検眼がIOL挿入眼の場合はキー35を指定する。各キーを押すごとに、テンキーのウィンドウ30が表示されるので、これによって換算音速値を変更する。

【0033】

各組織毎の換算音速値の設定(変更)によって、表示パネル3の画面上に表示される反射エコー波形のサイズは次のように変更される。まず、制御部10はサンプリングメモリ14に記憶されるデータから各組織を判別する。各組織の判別については、便宜上、図6に示す反射エコー波形表示の図を用いて説明する。

【0034】

制御部10は最初に、反射エコー情報(サンプリングされた反射エコー強度)EWと所定の反射エコーレベル閾値SLとの交点CPを順次求める。次いで、各交点CPにおける反射エコー強度の傾きを各交点CPの前後の反射エコー情報を基に算出し、所定の傾き(立ち上がり)以上の値を有するものを各組織の境界点BPとして特定する。そして、有水晶体眼の場合、各境界点BPの1番目が角膜エコー、2番目が水晶体前面エコー、3番目が水晶体後面エコー、4番目が網膜エコーとなり、これらから前房部、水晶体部、硝子体部がそれぞれ判別される。なお、各組織の判別に当たっては、各組織の境界点BPが現われるべき範囲が予め定められており、この範囲を外れている場合はエラーとして判定される。また、各組織の

10

20

30

40

50

境界点BPは被検眼の状態（有水晶体眼、無水晶体眼、IOL挿入眼）によって異なるので、制御部10は特定した各境界点BPと測定時に設定された被検眼の状態を基に各組織を特定する。

【0035】

制御部10はこうした各組織の判別を行うと共に、表示用データの抽出に当たっては、角膜エコーが検出されるアドレスから水晶体前面エコーが得られるアドレスまでは前房内換算音速値に基づくステップ幅で抽出し、水晶体前面エコーが検出されるアドレスから水晶体後面エコーが得られるアドレスまでは水晶体内換算音速値に基づくステップ幅で抽出処理を行う（各ステップ幅の算出は、前述と同様に式1によって行うことができる）。

【0036】

このようにして各領域毎によって反射エコー情報を抽出するアドレスのステップ幅を変更した表示用データが得られるので、制御部10は表示パネル3上に抽出したデータを順次プロットすることにより、各組織毎に表示サイズが変更された反射エコー波形を表示する。表示パネル3上には各組織毎の換算音速値に対応する寸法サイズの波形が表示されるので、各測定値と整合性を持つ正確な画像情報を検者に与えることができる。

【0037】

以上、反射エコー波形の画像のサイズ変更表示について説明したが、各組織毎に色分けする等、その表示形態に変化を付けると、各組織をより把握しやすい形式で表示することができる。すなわち、前述したように各組織の判別ができるので、例えば、図6に示す有水晶体眼の反射エコー波形では、前房部に相当する部部の波形表示を青色、水晶体部に相当する部分を緑色、硝子体部に相当する部分を赤色という具合に、各組織領域毎に色分けした波形表示とする。また、反射エコー波形自体を色分けする他、各組織領域毎の波形の背景を色分けした表示としたり、各組織領域毎の波形の背景に濃淡差を付けた表示にしても良い。さらに、図6に示すように、各組織の名称を波形表示に付加して表示しても良い。このようにするとにより、各組織の状況が一見して把握しやすくなる。

【0038】

なお、以上のような反射エコーの画像表示は、表示パネル3での表示に限らず、プリンタ4でのプリント出力に際しても同様に行われる。

【0039】

また、以上の説明ではAモード法の反射エコー波形の画像表示について説明したが、Bモード法の断層像の画像表示についても、同様に適用することができる。

【0040】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、測定結果と整合性を持つ反射エコー情報の画像が表示されるので、より正確な情報を検者に与えることができる。また、表示画面を一見するだけで各組織の状況を容易に認識することができる。これにより、測定データの比較・検証を正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態である眼科用超音波診断装置の外観略図である。

【図2】制御系の要部構成図である。

【図3】表示用データ抽出のフローチャート図である。

【図4】サンプリングデータからの表示用データの抽出に関する説明図である。

【図5】抽出された表示用データによる反射エコー波形の表示例を示す図である。

【図6】各組織領域の判別に関する説明図である。

【図7】換算音速値変更用の画面表示例である。

【符号の説明】

2 超音波プローブ

3 表示パネル

10 制御部

12 トランスデューサ

10

20

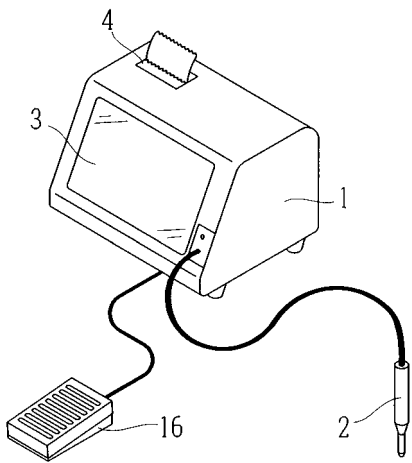
30

40

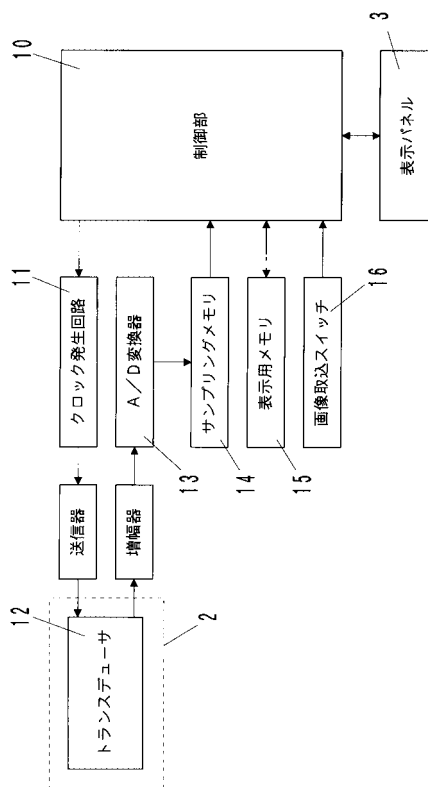
50

- 14 サンプルングメモリ
- 15 表示用メモリ
- 30 テンキーウィンドウ
- 31, 32, 33, 34, 35 換算音速値設定キー

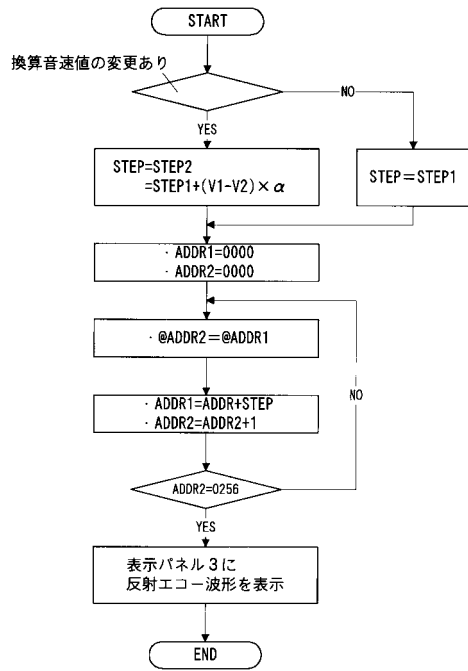
【図1】



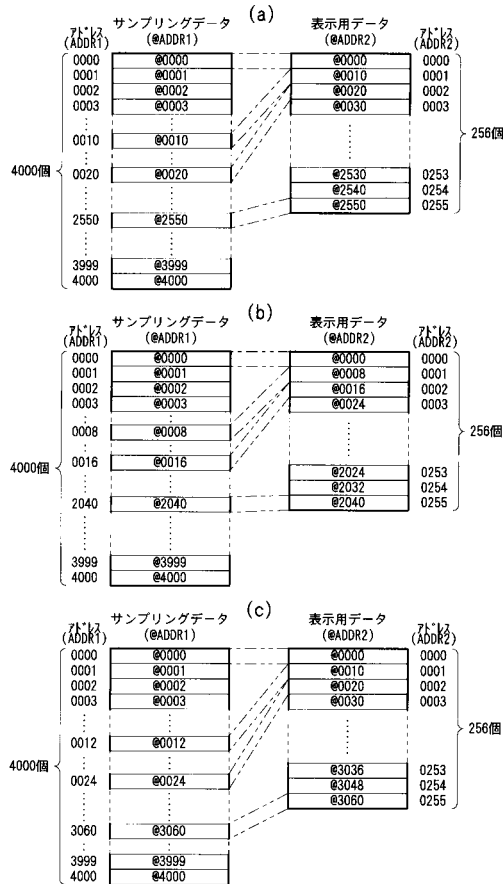
【図2】



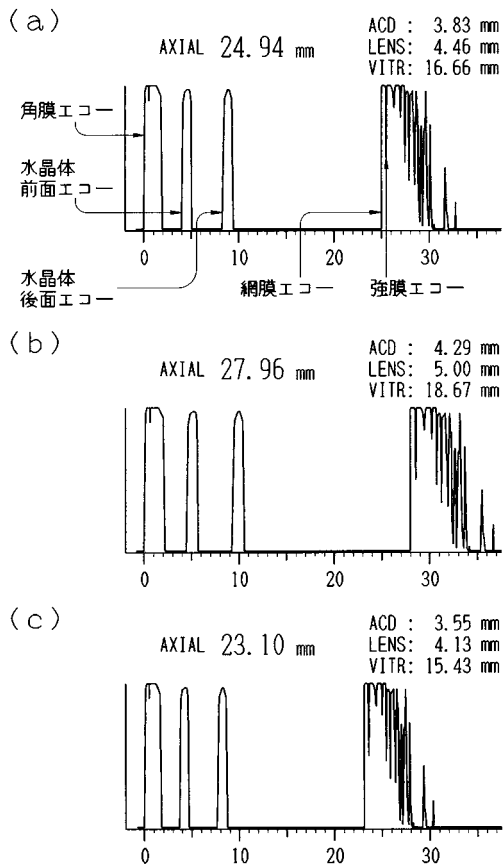
【図3】



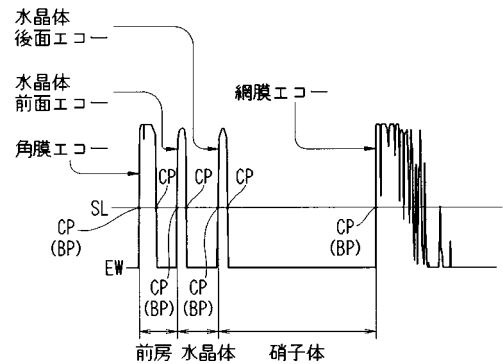
【図4】



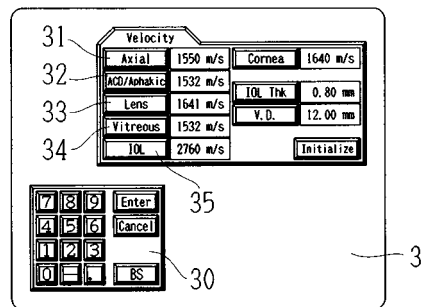
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭53-49889(JP,A)
実開昭62-113512(JP,U)
特開平01-214348(JP,A)
特開昭50-146175(JP,A)
特開昭62-090143(JP,A)
実開平01-084604(JP,U)
実開昭58-067403(JP,U)
実開平2-141420(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/10

A61B 8/10

专利名称(译)	眼科用超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4117991B2	公开(公告)日	2008-07-16
申请号	JP2000000183	申请日	2000-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
申请(专利权)人(译)	株式会社ニデック		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社ニデック		
[标]发明人	高松 勇一 中尾 宗央		
发明人	高松 勇一 中尾 宗央		
IPC分类号	A61B3/10 A61B8/10 G06T1/00		
FI分类号	A61B3/10.U A61B8/10 A61B3/10.900 A61B8/14 G06F15/62.390.D G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/CC05 4C301/DD26 4C301/EE20 4C301/JB06 4C301/JB19 4C301/KK02 4C316/AA01 4C316/AA08 4C316/AA09 4C316/AA11 4C316/AA25 4C316/AA26 4C316/AB14 4C316/FB13 4C316/FB16 4C316/FZ01 4C601/BB01 4C601/DD13 4C601/EE30 4C601/JB04 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK14 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA29 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB19 5B057/CE11 5B057/CE16 5B057/CG10 5B057/CH11 5B057/DA16 5B057/DB06		
其他公开文献	JP2001187022A5 JP2001187022A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：向审查员提供更准确的信息，并一目了然地识别每个程序的情况。 解决方案：在具有超声探头的眼科超声诊断设备中，该超声探头用于将超声波发射到对象并从对象接收反射回波，由超声探头接收的反射回波信息的图像被可变地设置。基于被检查对象的超声波等效声速值。另外，根据反射回波信息，识别待检眼的组织并附加识别信息并显示。

【 図 1 】

