

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5274283号
(P5274283)

(45) 発行日 平成25年8月28日(2013.8.28)

(24) 登録日 平成25年5月24日(2013.5.24)

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

請求項の数 4 (全 9 頁)

| | |
|--|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2009-19571 (P2009-19571) (22) 出願日 平成21年1月30日 (2009.1.30) (65) 公開番号 特開2010-172538 (P2010-172538A) (43) 公開日 平成22年8月12日 (2010.8.12) 審査請求日 平成24年1月18日 (2012.1.18)</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 安藤 みゆき 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 右▲高▼ 孝幸 (56) 参考文献 特開2001-187022 (J P, A) 特開平5-138 (J P, A) (58) 調査した分野(Int.Cl., DB名) A 6 1 B 8/10 A 6 1 B 3/10</p> |
|--|---|

(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】

超音波プローブから被検者の眼球に超音波を送信し、超音波プローブによって受信した眼球からの反射エコーに基づいて眼軸長を測定する眼科用超音波診断装置において、有水晶体眼測定モードと眼内レンズ挿入眼測定モードとを切替える測定モード切替手段と

、眼内レンズ挿入眼測定モードに切替えられたときに、受信された反射エコーに基づいて角膜反射エコー及び眼内レンズ反射エコーを特定すると共に、眼内レンズ反射エコーと網膜反射エコーの間に発生する反射エコーであって、眼内レンズによって発生する多重反射エコーが示す所定の特性又は網膜反射エコーの信号が示す所定の特性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する判定手段と、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 の眼科用超音波診断装置において、前記判定手段は、眼内レンズ反射エコーより網膜側に現れる反射エコーの周期性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第 1 判定手段を持つか、網膜側から反射エコーを検索して網膜反射エコーの信号が示す所定の特性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第 2 判定手段を持つか、又は反射エコーのゲインを変化させたときの反射エコーの減衰の違いに基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第 3 判定手段の少なくとも一つ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 3】

請求項 1 の眼科用超音波診断装置において、前記第 1 判定手段は、特定した角膜反射エコーから眼内レンズ反射エコーまでの距離と眼内レンズ反射エコーより網膜側で隣り合う反射エコーの距離との周期性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する手段であることを特徴とする眼科用超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 の眼科用超音波診断装置において、前記第 2 判定手段は、網膜反射エコーの所定の強度レベルでの反射エコー間の間隔と予め設定された距離との比較結果又は反射エコーの幅と眼内レンズ反射エコーの幅との比較結果の少なくとも一方に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する手段であることを特徴とする眼科用超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者眼の眼軸長等を測定する眼科用超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブ内のトランスデューサから超音波を送信し、眼球の各組織からの反射エコーを受信して処理することにより、眼球の各組織の位置を得て、眼軸長を測定する眼科用超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。眼軸長は、白内障により白濁した水晶体が取り除かれた後に眼内に挿入される眼内レンズ（以下、本明細書では IOL と記載する）を処方する際の基礎データとして使用される。

20

【0003】

例えば、有水晶体眼では、図 4 に示されるように、前眼部側から最初に検出レベル 106 a を越える反射エコーが角膜反射エコー 102 であると特定され、2 番目に検出レベル 106 a を越える反射エコーが水晶体前面反射エコー 103 a であると特定され、3 番目に検出レベル 106 a を越えた反射エコーが水晶体後面反射エコー 103 b であると特定される。そして、角膜位置から所定距離 W（例えば、12 mm であり、これよりも短い距離にある反射エコーと網膜反射エコーとを区別するために設けられた距離）だけ離れた位置 P1 から後ろ側で、検出レベル 106 b を最初に越えた反射エコーが網膜反射エコー 104 であると認識される。眼軸長は、角膜反射エコー 102 の立ち上がり位置 107 と網膜反射エコー 104 の立ち上がり位置 109 との距離に基づき、装置により自動的に得られる。

30

【0004】

また、前眼部の各組織や網膜反射エコーが自動的に判定しづらい場合には、検者がディスプレイに表示された反射エコーの波形（Aモード波形）を観察し、経験に基づいて各部位を特定するゲートを手動で設定するマニュアル測定が行われこともある（例えば、特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0005】

【特許文献 1】特開 2001 - 187022 号公報

【特許文献 2】特開 2008 - 29468 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、既に IOL が挿入された被検者眼（以下、IOL 挿入眼という）に新しい IOL を処方する場合、IOL 挿入眼では、図 4 のような水晶体後面反射エコー 103 b は現れず、代わりに、IOL の反射エコーの後に、IOL と超音波プローブの先端（又は角膜）との間で超音波信号が繰返し反射されることで多重反射エコーが顕著に現れる場合が

50

ある。この多重反射エコーは、眼の組織とIOLとの物性とが大きく異なるために出現する。

【0007】

しかし、IOL挿入眼に対して前述したような網膜位置の判定基準が使用されると、多重反射エコーが網膜反射エコーであると誤検出され、誤った測定結果が出力されてしまう。検者が多重反射エコーの発生を認識していないと、正しく眼軸長が測定されていない事に気が付くことができず、被検者に正しいパワーのIOLが処方されなくなる。また、場合によっては、検者がゲートを手動で設定するマニュアル測定の機能が使用されることもあったが、多重反射エコーを区別することは難しかった。

【0008】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、IOL挿入眼における網膜反射エコーの誤検出の可能性を低減し、より正確な眼軸長の測定を可能にす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。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。

【0010】

(1) 超音波プローブから被検者の眼球に超音波を送信し、超音波プローブによって受信した眼球からの反射エコーに基づいて眼軸長を測定する眼科用超音波診断装置において、有水晶体眼測定モードと眼内レンズ挿入眼測定モードとを切替える測定モード切替手段と、眼内レンズ挿入眼測定モードに切替えられたときに、受信された反射エコーに基づいて角膜反射エコー及び眼内レンズ反射エコーを特定すると共に、眼内レンズ反射エコーと網膜反射エコーの間に発生する反射エコーであって、眼内レンズによって発生する多重反射エコーが示す所定の特性又は網膜反射エコーの信号が示す所定の特性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する判定手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1)の眼科用超音波診断装置において、前記判定手段は、眼内レンズ反射エコーより網膜側に現れる反射エコーの周期性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第1判定手段を持つか、網膜側から反射エコーを検索して網膜反射エコーの信号が示す所定の特性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第2判定手段を持つか、又は反射エコーのゲインを変化させたときの反射エコーの減衰の違いに基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する第3判定手段の少なくとも一つを備えることを特徴とする。

(3) (1)の眼科用超音波診断装置において、前記第1判定手段は、特定した角膜反射エコーから眼内レンズ反射エコーまでの距離と眼内レンズ反射エコーより網膜側で隣り合う反射エコーの距離との周期性に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する手段であることを特徴とする。

(4) (1)の眼科用超音波診断装置において、前記第2判定手段は、網膜反射エコーの所定の強度レベルでの反射エコー間の間隔と予め設定された距離との比較結果又は反射エコーの幅と眼内レンズ反射エコーの幅との比較結果の少なくとも一方に基づいて多重反射エコーと区別して網膜反射エコーを判定する手段であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、IOL挿入眼における網膜反射エコーの誤検出の可能性を低減し、より正確な眼軸長の測定が可能になる。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は本実施形態に係る眼科用超音波測定装置の外観略図である。図1において、装置本体1にはAモード法による超音波プローブ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

10

20

30

40

50

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で各種条件を設定することができる。装置本体 1 には、測定開始信号を送信するためのフットスイッチ 9 が接続されている。また、装置本体 1 にはゲイン調節スイッチ 4 a が配置されている。

【 0 0 1 3 】

図 2 は眼科用超音波測定装置の制御系の要部構成図である。制御部 1 0 は装置本体 1 に内蔵され、各種回路等を制御する。制御部 1 0 はクロック発生回路 1 1 を駆動制御し、送信器 1 7 を介してプローブ 2 内に設けられたトランスデューサ 1 2 から超音波を発振させる。被検者眼の各組織からの反射エコーは、トランスデューサ 1 2 で受信され、増幅器 1 8 を介して A / D 変換器 1 3 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は、サンプリングメモリ 1 4 に記憶される。制御部 1 0 は、サンプリングメモリ 1 4 に記憶された反射エコーに基づいて眼組織の各位置を特定し、角膜位置及び網膜位置までの長さを求めることにより眼軸長の測定値を得る。測定結果は、表示パネル 3 に表示される。メモリ 1 6 には、ゲイン調整が自動行われる時の基準値が記憶されている。

10

【 0 0 1 4 】

図 3 は、表示パネル 3 の画面上に表示される測定画面の例である。測定画面の右側には、測定眼の種類を切換えるための測定眼スイッチ 3 4 が設けられている。スイッチ 3 4 により、有水晶体眼の眼軸長を測定する場合の水晶体眼測定モードと、I O L 挿入眼の眼軸長を測定する場合の I O L 挿入眼測定モードとが切換えられる。画面左下には測定眼の左右表示を切換えるための左右眼スイッチ 3 8 と眼軸長測定の開始 / 停止をするための測定スイッチ 3 9 が設けられている。

20

【 0 0 1 5 】

また、画面には、被検眼に対する A モード計測が複数回（例えば、1 0 回）行われた際の各測定結果からなる測定結果リスト（左から、I D 番号、眼軸長、前房深度、水晶体厚、硝子体長さ）3 0 が表示される。測定結果リスト 3 0 の左側には、カーソル 3 1 によって選択された測定結果に対応する A モード波形 3 2 が表示される。A モード波形 3 2 上には、前眼部側の組織位置を検出するための検出レベル 1 0 6 a と、網膜位置を検出するための検出レベル 1 0 6 b とが表示されている。A モード波形 3 2 の反射エコーが各検出レベル 1 0 6 a、1 0 6 b を超えた位置で、各組織からの反射エコーが特定される。また、検出レベル 1 0 6 a、1 0 6 b のレベルは、測定画面の左側に設けられた検出レベル変更スイッチ 3 5 により切換えられる。

30

【 0 0 1 6 】

図 4 は、有水晶体眼の A モード波形 1 0 0 a の例である。A モード波形 1 0 0 a 上には、角膜反射エコー 1 0 2、水晶体からの反射エコー 1 0 3（水晶体前面反射エコー 1 0 3 a、水晶体後面側反射エコー 1 0 3 b）、網膜反射エコー 1 0 4 が確認される。

【 0 0 1 7 】

水晶体眼測定モードでの測定を簡単に説明する。スイッチ 3 4 により水晶体眼測定モードが設定されると、制御部 1 0 はサンプリングメモリ 1 4 に記憶されたサンプリングデータを角膜側からスキャンして、最初に検出レベル 1 0 6 a を越える反射エコーを角膜反射エコー 1 0 2 であると認識し、その立ち上がり位置 1 0 7 を角膜の位置として特定する。また、2 番目に検出レベル 1 0 6 a を越える反射エコーを水晶体前面反射エコー 1 0 3 a であると認識し、立ち上がり位置 1 0 8 a を水晶体前面位置であると特定する。同様に、3 番目に検出レベル 1 0 6 a を越えた反射エコーを水晶体後面反射エコー 1 0 3 b であると認識し、立ち上がり位置 1 0 8 b を角膜側後面位置であると特定する。また、網膜反射エコー 1 0 4 は、角膜位置 1 0 7 から所定距離 W（例えば、 $W = 12 \text{ mm}$ ）だけ離れた位置 P 1 からスキャンが開始される。位置 P 1 から、検出レベル 1 0 6 b を最初に越えた反射エコー 1 0 4 が網膜反射エコー 1 0 4 であると認識され、その立ち上がり位置 1 0 9 が網膜の位置として特定される。

40

【 0 0 1 8 】

次に、スイッチ 3 4 で I O L 挿入眼測定モードが設定された場合を説明する。図 5 は I

50

OL挿入眼のAモード波形100bの例である。この例のAモード波形100b上には、角膜反射エコー102の次にIOL反射エコー110が現れ、さらに、IOLによる多重反射エコー120として3つの反射エコー120a, 120b及び120cが現れ、反射エコー120cの次に現れた反射エコー104が網膜反射エコーである。IOLの厚みは水晶体厚(4mm程)に対して、例えば、0.8mm程度であるため、水晶体眼のように前面側の反射エコーと後面側の反射エコーとが分離していなく、一つの群の反射エコーとして出現する。

【0019】

図5の波形を例にして、多重反射エコー120と区別して網膜反射エコー104を判定する第1の判定方法を説明する。第1の判定方法は、多重反射エコー120の信号が示す特有の特性として、反射エコーの周期性を利用する方法である。多重反射エコー120は、IOLと超音波プローブ2の先端(又は角膜)との間で超音波信号が繰返し反射されることで生じるため、ほぼ等間隔で出現する。また、反射エコー120a, 120b及び120cの波形は、IOL内での前面及び後面での反射であるので、IOL反射エコー110の波形の幅とほぼ同じ幅(距離、時間)で出現する傾向がある。

【0020】

制御部10は、サンプリングメモリ14に記憶されたサンプリングデータから、前眼部側から反射エコーの検出を開始し、検出レベル106aを越える反射エコーの立ち上がり位置を検出する。最初に検出レベル106aを超えた反射エコー102の立ち上がり位置107が角膜の位置、2番目に検出レベル106aを超えた反射エコー110の立ち上がり位置111がIOLの位置であると特定される。

【0021】

IOL位置111が特定されると、IOLの位置111よりも網膜側で多重反射が発生しているかのスキャンが行われる。制御部10は、角膜位置107(角膜前面位置)とIOL位置111(IOL前面位置)との差の距離Dを求める。そして、IOLの位置111と次に検出された反射エコー120aの立ち上がり位置121aとの距離D1を求める。同様に、隣り合う反射エコー120aと反射エコー120bの距離D2、反射エコー120bと反射エコー120cの距離D3、反射エコー120cと反射エコー104の距離D4を順次求めていく。

【0022】

制御部10は、距離Dに許容誤差(例えば、距離Dの $\pm 10\%$ 等のように設定されている)を見込んだ許容距離をD0とし、D0に距離D1, D2, D3, D4が入っているかを判定する。図5の例のように、距離D1が距離D0内に入っており、且つ距離D2も距離D0に入っていれば、反射エコー120aは多重反射エコー120であると判定される。次の距離D3も距離D0内に入っていれば、反射エコー120bは多重反射エコー120であると判定される。そして、さらに次の距離D4が距離D0から外れている場合、反射エコー120cまでが多重反射エコー120であると判定され、その次に現れた反射エコー104が網膜反射エコーであると判定される。このように、網膜反射エコー104がそれより前に現れた多重反射エコーと区別され、その立ち上がり位置109と角膜位置107とに基づいて眼軸長が制御部10により演算される。

【0023】

また、上記のように隣り合う反射エコーの距離の周期性に加え、各反射エコーの波形の幅が略等しいかを判定に加えると、多重反射エコーと網膜反射エコーの区別の精度が上がる。制御部10は、IOL反射エコー110の波形の幅Eと、各反射エコー120a, 120b, 120c, 104の幅E1, E2, E3, E4...を順次求める。なお、波形の幅Eを求めるレベルは、ゲインが調整された0(ゼロ)レベルから検出レベル106aまでの間で予め設定されている。

【0024】

制御部10は、幅Eに許容誤差(距離Dの場合と同じ考え方で設定されている)を見込んだ許容幅をE0とする。反射エコーの幅Eを判定に加えた判定は次のように利用できる

。例えば、網膜反射エコー 104 に反射エコー 120c が近接し、距離 D4 が非常に短い場合は、反射エコー 120c が網膜反射エコー 104 の一部か否か不明確になる。この場合であっても、網膜反射エコー 104 の幅 E4 は IOL の幅 E よりも大きく現れるため、反射エコー 120c の幅 E3 が幅 E0 (他の多重反射エコーと略等しい) と等しければ、反射エコー 120c が多重反射エコーであると、より精度良く判定される。

【0025】

多重反射エコー 120 と区別して網膜反射エコー 104 を判定する第 2 の判定方法を説明する。第 2 の判定方法は、前眼部側からの反射エコーのスキャンに加えて網膜側からも反射エコーのスキャンを行い、網膜反射エコーの信号が示す特定の特性を利用して多重反射エコー 120 と区別する方法である。前眼部側 (角膜側) からのスキャンを行うと、前述と同様に、検出レベル 106a で最初に検出される反射エコーは角膜反射エコー 102 であり、2 番目に検出される反射エコーが IOL 反射エコー 110 である。検出レベル 106a で一番目に検出された反射エコー 102 の立ち上がり位置 107 が角膜位置、二番目に検出された反射エコーの立ち上がり位置 111 が IOL 位置であると特定される。

10

【0026】

IOL 位置までが特定されれば、制御部 10 は網膜側からのスキャンを行う。網膜側からスキャンを行うと、最初に網膜反射エコーが検出レベル 106b により検出される。網膜反射エコーは、強度信号 (波形) の立ち上がりと立下りとが複雑に混ざった形で現れる特性を持っている。そして、通常は、網膜組織内の強度信号は後方へ行くほど減衰するが、検出レベル 106b を上回るようにゲインが高められている状態では網膜前面付近は IOL 反射エコー 110 よりも広い幅を持った強度の波形として現れ、また、ゼロレベル強度での網膜反射エコーの間隔は多重反射エコー間の間隔よりも遥かに狭く現れる特性を持っている。

20

【0027】

そこで、多重反射エコーと網膜反射エコーを区別するために、反射エコーがゼロライン L と交差する場合に、どこまでを網膜反射エコーの範囲とするかの判定基準である微小距離 d が予めメモリ 16 に入力されている。微小距離 d は実験又は経験によって予め設定される値であり、例えば、0.1 mm である。

【0028】

制御部 10 は、網膜反射エコー 104 が検出レベル 106b で検出されると、網膜反射エコーの範囲を求めるために、波形がゼロライン L と交差 (ゼロクロス) する位置 104 (104b、104c)、109 を求める。そして、制御部 10 は、ゼロクロスの距離 W と微小距離 d とを比較し、ゼロクロスの距離 W が微小距離 d よりも狭い場合は、その次の立ち上がりを含む波形成分 (角膜側の波形成分) を網膜反射エコーの一部であると判定する。一方、ゼロクロスの距離 W が微小距離 d よりも広い場合は、次の立ち上がりを含む波形成分は網膜反射エコー 104 ではないと判定する。図 5 の例では、網膜反射エコー 104 と反射エコー 120c との間の距離 W が微小距離 d よりも広いため、反射エコー 120c は多重反射エコーであると判定され、その後方の反射エコーが網膜反射エコーであると判定される。また、網膜反射エコーの判定条件として、反射エコーの強度信号 (波形) の幅を使用することもできる。制御部 10 は、IOL 反射エコー 110 の幅 E と連続的な組織であるとみなされる反射エコー 104 の幅 E4 とを比較し、幅 E4 が幅 E (一定値を加えた値としても良い) よりも広ければ、反射エコー 104 が網膜反射エコーであると判定する。そして、網膜反射エコー 104 での立ち上がり位置 109 が網膜位置であると特定される。

30

40

【0029】

以上のように、前眼部側からの反射エコーのスキャンにより得えられた角膜位置 107 と、網膜側からの反射エコーのスキャンにより得られた網膜位置 109 と、が特定されることにより、眼軸長が演算される。

【0030】

多重反射エコー 120 と区別して網膜反射エコー 104 を判定する第 3 の判定方法を説

50

明する。第3の判定方法は、多重反射エコーに特有の特性として、反射エコーの強度信号のゲインを減少させた場合に、網膜反射エコーに比べて多重反射エコーの減衰率が大きい（ゲインの調節により多重反射エコーの波高値が影響を受けやすい）という特徴を利用する方法である。制御部10は、超音波プローブ2により所定数の反射エコーの信号を受信した後、自動的にゲインを減少させる。反射エコーの減衰率が網膜反射エコー104の減衰率に比べて大きい部分は、多重反射エコー120であると判定される。一方、反射エコーの減衰率が網膜反射エコー104の減衰率と同程度の場合には、反射エコーは網膜反射エコー104の一部であると判定される。

【0031】

この第3の判定方法は、検者がゲインを調整する場合も含まれる。検者は、ゲイン調節スイッチ4aのゲインを減少させ、前眼部側の1番目と2番目の反射エコー102、110は検出レベル106aを超えるようにし、且つ反射エコー110の後方で現れる反射エコーの中で最も高いピークを示す反射エコーが検出レベル106bに到達するようにゲイン調整する。このとき、多重反射エコーの波形高さ（強度信号のピーク）は網膜反射エコーより大きく減衰するので、検出レベル106bに到達している反射エコーの前側にある反射エコーの信号は多重反射エコーであると判定される。検出レベル106a、106bは、検出レベル変更スイッチ35によって調整しても良い。

【0032】

なお、上記の第1判定方法、第2判定方法及び第3判定方法を複合させて用いると、多重反射エコーと網膜反射エコーとの区別の精度がより向上する。

【0033】

上記では、水晶体眼測定モードとIOL挿入眼水晶体眼測定モードとをスイッチ34によって切替えるものとしたが、この切替え自体も自動で行われるようにすると、より効率的に正確な測定が行える。測定モードの自動切替えを以下説明する。

【0034】

制御部10は、サンプリングメモリ14に記憶された反射エコーについて、網膜側からのスキャンを行う。この時、制御部10は第2の判定方法と同様に、どこまでを網膜反射エコーの範囲とするかの判定基準である微小距離dに基づき網膜反射エコーを特定する。次に、制御部10は角膜側からのスキャンを行う。この時、水晶体眼の場合は、角膜反射エコー102、水晶体前面反射エコー103a、水晶体後面反射エコー103b、網膜反射エコー104の4つの反射エコーの立ち上がり（位置107、108a、108b、109）が検出される。一方、IOL挿入眼では、角膜反射エコー102、IOL反射エコー110、網膜反射エコー104の立ち上がり（位置107、111、109）に加えて、多重反射エコー120による複数の反射エコーの立ち上がり（位置121a、121b、121c）が検出される。そして、制御部10は、反射エコーの立ち上がりが4箇所である場合は水晶体眼であると判定し、立ち上がりが5箇所以上の場合はIOL挿入眼であると判定する。この判定によって、水晶体眼測定モードとIOL挿入眼水晶体眼測定モードが自動的に設定され、その結果は表示パネル3の画面上に表示される。なお、反射エコーの立ち上がり箇所の数によって制御部10が水晶体眼と判定するか、IOL眼と判定するかの判定基準は予めメモリ16に入力されている。

【0035】

以上のように、装置が自動的に測定眼の種類を判定するので、測定眼が水晶体眼であるかIOL眼であるかを検者が判断する必要がない。そのため、検査に不慣れな検者であっても簡単に測定を行えるようになる。

【0036】

次に、実際の測定時の動作を説明する。被検者眼がIOL挿入眼の場合には、検者はスイッチ34によりIOL眼測定モードを選択する（又は、反射エコーがサンプリングされたときに、自動的に切替えられる）。測定条件の設定が完了したら、検者はフットスイッチ9（又は、測定開始スイッチ39）を押して、測定データの取り込みを開始させる。この状態で、プローブ2が被検者眼の角膜に接触されると、トランスデューサ12から送信

10

20

30

40

50

された超音波が被検者眼内部の各組織で反射され、その反射エコーがトランスデューサ 12 で受信される。

【0037】

トランスデューサ 12 で受信された各反射エコーは所定の微小時間間隔毎にサンプリングされて、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 に記憶された反射エコーに基づき、表示パネル 3 の画面上を順次プロットさせて、横軸を距離とした反射エコーの画像として表示させる。そして、サンプリングメモリ 14 に記録された波形データから、前述の第 1 の判定方法、第 2 の判定方法又は第 3 の判定方法（あるいは、これらを組み合わせた判定方法）により、角膜、IOL および網膜の位置が特定される。そして、角膜位置と網膜位置とにより眼軸長が演算され、測定結果が表示パネル 3 に表示される。

10

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1】眼科用超音波測定装置の外観略図である。

【図 2】眼科用超音波測定装置の制御系の要部構成図である。

【図 3】表示パネルの画面上に表示される測定画面の例である。

【図 4】有水晶体眼の A モード波形の例である。

【図 5】IOL 挿入眼の A モード波形の例である。

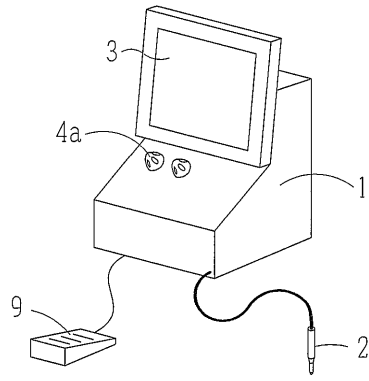
【符号の説明】

【0039】

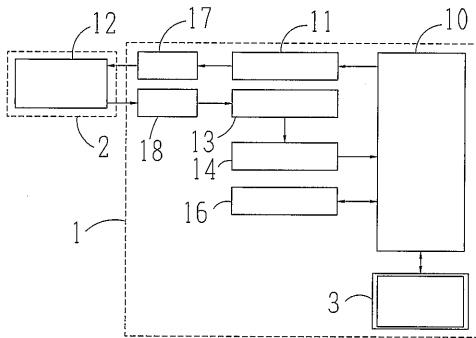
- 2 超音波プローブ
- 3 液晶表示パネル
- 4 a ゲイン調節スイッチ
- 3 5 検出レベル変更スイッチ
- 1 0 制御部
- 3 4 測定眼スイッチ

20

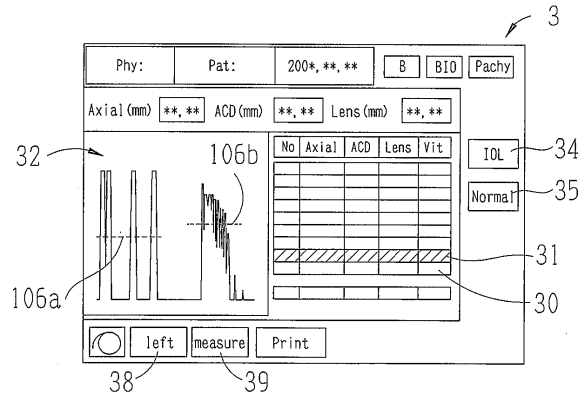
【図1】



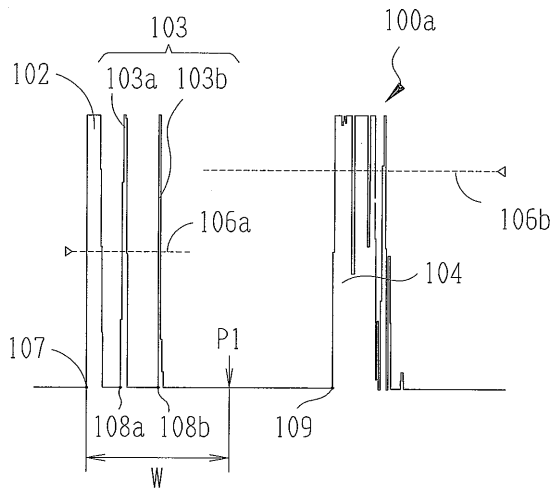
【図2】



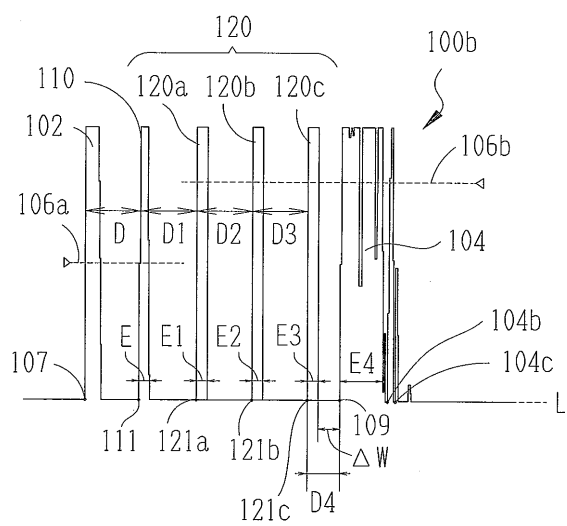
【図3】



【図4】



【図5】

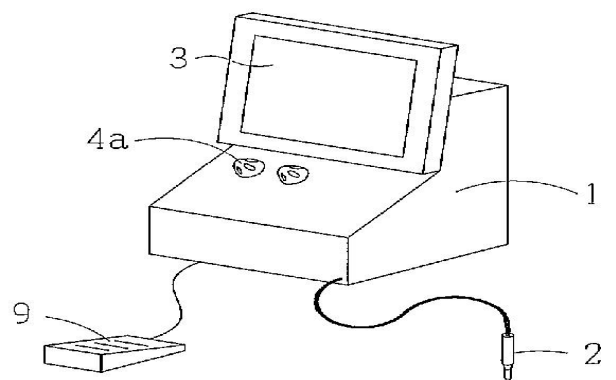


| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 眼科用超音波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP5274283B2 | 公开(公告)日 | 2013-08-28 |
| 申请号 | JP2009019571 | 申请日 | 2009-01-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社ニデック | | |
| 申请(专利权)人(译) | 株式会社ニデック | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 株式会社ニデック | | |
| [标]发明人 | 安藤みゆき | | |
| 发明人 | 安藤 みゆき | | |
| IPC分类号 | A61B8/10 | | |
| CPC分类号 | A61B3/1005 A61B8/0858 A61B8/10 A61B8/14 | | |
| FI分类号 | A61B8/10 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB01 4C601/DD01 4C601/DD13 4C601/EE04 4C601/JB16 4C601/JB35 4C601/KK14 4C601/KK28 | | |
| 其他公开文献 | JP2010172538A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种眼科超声诊断设备，通过降低错误地检测植入眼睛的IOL（人工晶状体）中的视网膜反射回波的概率，更准确地测量眼轴长度。解决方案：一种眼科超声诊断设备，用于从超声探头向对象的眼球发射超声波，并基于由超声探头接收的来自眼球的反射回波测量眼轴长度，包括：测量模式切换装置用于切换phakia测量模式和IOL植入眼测量模式；以及确定装置，用于在模式切换到IOL植入眼测量模式时，基于接收到的反射回波指定角膜反射回波和IOL反射回波，并通过从多路反射回波中识别来确定视网膜反射回波，基于由多路反射回波指示的规定特性，该多路反射回波是在IOL反射回波和视网膜反射回波之间产生的反射回波，并且由IOL产生，或者由信号表示的规定特性。视网膜反射回声。

【 図 1 】



【 図 2 】