

(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2010-172538

(P2010-172538A)

(43) 公開日 平成22年8月12日(2010.8.12)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/10 (2006.01)

F1  
A61B 8/10

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(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)

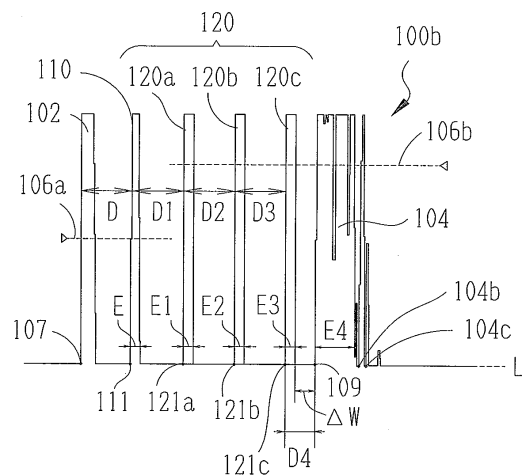
(71) 出願人 000135184  
株式会社ニデック  
愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14  
(72) 発明者 安藤 みゆき  
愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株  
式会社ニデック拾石工場内  
Fターム(参考) 4C601 BB01 DD01 DD13 EE04 JB16  
JB35 KK14 KK28

(54) 【発明の名称】 眼科用超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 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は、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し、眼内レンズ反射エコーと網膜反射エコーと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。



【選択図】 図5

**【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、

**【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。

**【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。

**【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 1

10

20

30

40

50

04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。

【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】

10

【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103b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。

20

【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】

30

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。

40

（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

50

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。

10

【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4aが配置されている。

20

【0013】

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17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12で受信され、増幅器18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は、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16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。

30

【0014】

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34が設けられている。スイッチ34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、IOL挿入眼の眼軸長を測定する場合のIOL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38と眼軸長測定の開始/停止をするための測定スイッチ39が設けられている。

40

【0015】

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、10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、ID番号、眼軸長、前房深度、水晶体厚、硝子体長さ)30が表示される。測定結果リスト30の左側には、カーソル31によって選択された測定結果に対応するAモード波形32が表示される。Aモード波形32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106aと、網膜位置を検出するための検出レベル106bとが表示されている。Aモード波形32の反射エコーが各検出レベル106a、106b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106a、106b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

50

スイッチ 35 により切換えられる。

【0016】

図 4 は、有水晶体眼の A モード波形 100 a の例である。A モード波形 100 a 上には、角膜反射エコー 102、水晶体からの反射エコー 103（水晶体前面反射エコー 103 a、水晶体後面側反射エコー 103 b）、網膜反射エコー 104 が確認される。

【0017】

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 34 により水晶体眼測定モードが設定されると、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を角膜側からスキャンして、最初に検出レベル 106 a を越える反射エコーを角膜反射エコー 102 であると認識し、その立ち上がり位置 107 を角膜の位置として特定する。また、2 番目に検出レベル 106 a を越える反射エコーを水晶体前面反射エコー 103 a であると認識し、立ち上がり位置 108 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 106 a を越えた反射エコーを水晶体後面反射エコー 103 b であると認識し、立ち上がり位置 108 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 104 は、角膜位置 107 から所定距離  $W$ （例えば、 $W = 12 \text{ mm}$ ）だけ離れた位置  $P1$  からスキャンが開始される。位置  $P1$  から、検出レベル 106 b を最初に越えた反射エコー 104 が網膜反射エコー 104 であると認識され、その立ち上がり位置 109 が網膜の位置として特定される。

10

【0018】

次に、スイッチ 34 で IOL 挿入眼測定モードが設定された場合を説明する。図 5 は IOL 挿入眼の A モード波形 100 b の例である。この例の A モード波形 100 b 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 120 a、120 b 及び 120 c が現れ、反射エコー 120 c 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（4 mm 程）に対して、例えば、0.8 mm 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。

20

【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 120 a、120 b 及び 120 c 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。

30

【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 106 a 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 106 a を越えた反射エコー 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 106 a を越えた反射エコー 110 の立ち上がり位置 111 が IOL の位置であると特定される。

40

【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 120 a の立ち上がり位置 121 a との距離  $D1$  を求める。同様に、隣り合う反射エコー 120 a と反射エコー 120 b の距離  $D2$ 、反射エコー 120 b と反射エコー 120 c の距離  $D3$ 、反射エコー 120 c と反射エコー 104 の距離  $D4$  を順次求めていく。

【0022】

50

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。

10

#### 【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 の一部か否かが不明確になる。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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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、0.1mm 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

50

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。

#### 【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

10

20

30

40

50

反射エコー 104 の 4 つの反射エコーの立ち上がり（位置 107、108 a、108 b、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 121 a、121 b、121 c）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 箇所以上の場合には 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。

10

#### 【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、自動的に切換えられる）。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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

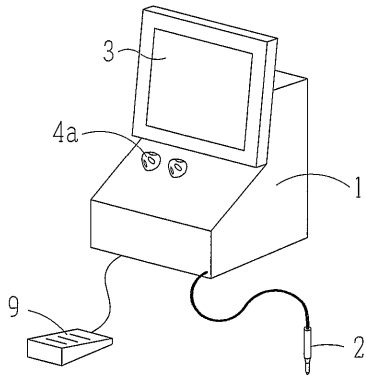
#### 【符号の説明】

#### 【0039】

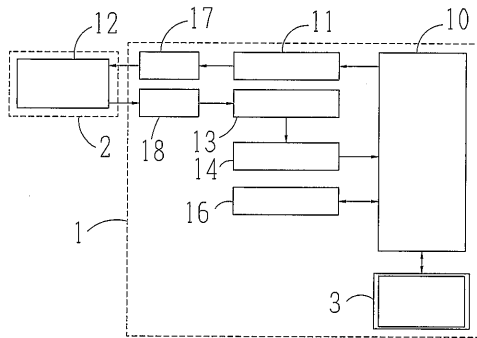
- 2 超音波プローブ
- 3 液晶表示パネル
- 4 a ゲイン調節スイッチ
- 3 5 検出レベル変更スイッチ
- 1 0 制御部
- 3 4 測定眼スイッチ

40

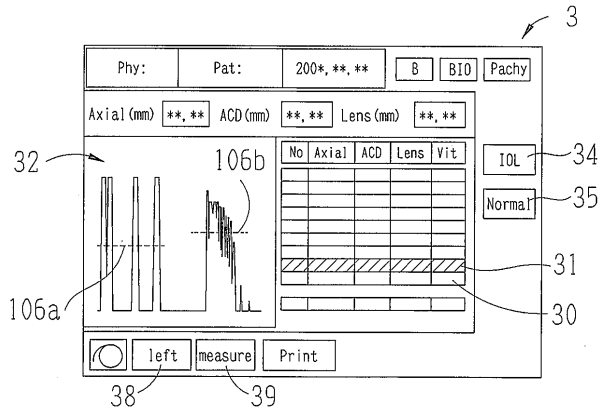
【 図 1 】



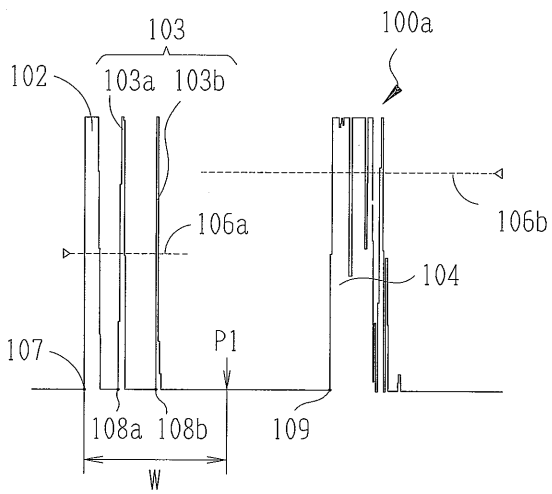
【 図 2 】



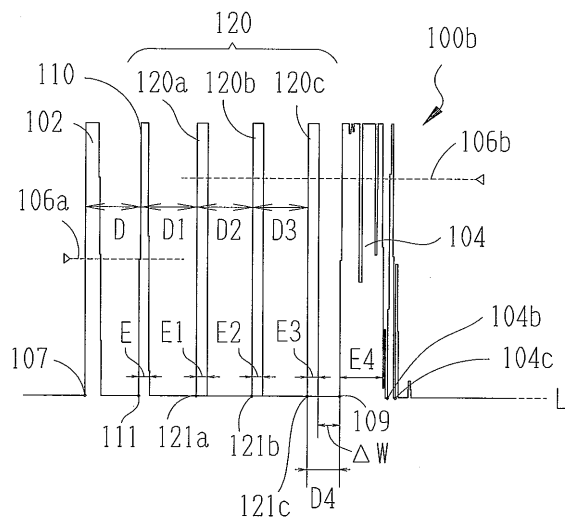
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	眼科用超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010172538A</a>	公开(公告)日	2010-08-12
申请号	JP2009019571	申请日	2009-01-30
[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		
[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	JP5274283B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种眼科超声诊断设备，该设备可减少错误检测插入IOL的眼睛中的视网膜反射回波的可能性，并能够更准确地测量眼睛的轴向长度。 解决方案：一种眼科超声诊断仪，是一种有晶状体透镜，用于将超声波从超声探头传输到对象的眼球，并基于超声探头接收到的来自眼球的反射回波来测量轴向长度。 测量模式切换装置，用于在眼睛测量模式和人工晶状体插入眼测量模式之间进行切换，并且当切换到人工晶状体插入眼测量模式时，基于接收到的反射回波来角膜反射回波和人工晶状体反射 它是指定回声的反射回声，其在眼内晶状体反射回声和视网膜反射回声之间产生，并且具有由眼内晶状体产生的多次反射回声指示的预定特性或由视网膜反射回声的信号指示的预定特性。 确定装置用于通过基于特性将其与多次反射回波区分开来确定视网膜反射回波。 [选择图]图5

