



処方眼鏡等の効果を適切に確認できる視機能測定装置を提供することを技術課題とする。本開示の視機能測定装置は、被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定光学系と、前記被検眼に呈示する固視標の呈示位置を前記被検眼に対して変更可能な固視標呈示光学系と、矯正光学系を駆動させ、前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正手段と、前記測定光学系によって測定される前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する制御手段と、を備え、前記制御手段は、被検者が装用する眼鏡の度数情報を取得し、前記度数情報に基づいて前記矯正手段を制御することによって被検眼の矯正状態を変更し、前記度数情報に基づく前記矯正状態において前記被検眼の調節緊張パラメータを演算することを特徴とする。

明 細 書

発明の名称：視機能測定装置、および視機能測定プログラム

技術分野

[0001] 本開示は、被検眼の視機能を測定する視機能測定装置、および視機能測定プログラムに関する。

背景技術

[0002] 眼科医院等においては、一般的に、眼屈折力を他覚的に測定する眼科装置を使用し、これにより得られた他覚屈折力値を基にして自覚値検査を行い、遠用処方度数を決定している。

[0003] ところで、眼に調節緊張がある被検者においては、近くを見る場合に頭痛や肩こり等の眼精疲労を生じる傾向にある。このため、調節緊張等を測定する方法及び視機能測定装置が、下記非特許文献1及び特許文献1にて提案されている。これらの方法及び装置においては、調節緊張の程度と調節微動の高周波成分の出現頻度にある種の相関があることに着目し、固視標（刺激視標）を遠方から0.5Dステップ毎に近方へ順次移動させ、8箇所の各位置で固視標が停止状態にあるときの屈折力データの経時変化をそれぞれ20秒間サンプリングし、サンプリングした屈折力データの経時変化について所定の高周波成分の出現頻度を求めることにより、被検眼の調節機能を他覚的に測定している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平2003-70740号公報

非特許文献

[0005] 非特許文献1：鈴木説子、他2名「調節微動の高周波成分による調節機能の評価」、視覚の科学、日本眼光学学会、2001年9月、第22巻、第3号、p. 93-97

発明の概要

[0006] しかしながら、上記のような装置において、処方眼鏡等の効果を適切に確認することが難しかった。

[0007] 本開示は、従来の問題点を鑑み、処方眼鏡等の効果を適切に確認できる視機能測定装置および視機能測定プログラムを提供することを技術課題とする。

[0008] 上記課題を解決するために、本開示は以下のような構成を備えることを特徴とする。

[0009] (1) 被検眼の視機能を測定する視機能測定装置であって、被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定光学系と、前記被検眼に呈示する固視標の呈示位置を前記被検眼に対して変更可能な固視標呈示光学系と、矯正光学系を駆動させ、前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正手段と、前記測定光学系によって測定される前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する制御手段と、を備え、前記制御手段は、被検者が装用する眼鏡の度数情報を取得し、前記度数情報に基づいて前記矯正手段を制御することによって被検眼の矯正状態を変更し、前記度数情報に基づく前記矯正状態において前記被検眼の調節緊張パラメータを演算することを特徴とする。

(2) 被検眼の視機能を測定する視機能測定装置であって、被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定光学系と、前記被検眼に呈示する固視標の呈示位置を前記被検眼に対して変更可能な固視標呈示光学系と、矯正光学系を駆動させ、前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正手段と、前記測定光学系によって測定される前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する制御手段と、を備え、前記制御手段は、被検者が作業を行うときの作業距離を取得し、取得された前記作業距離に基づく矯正値を出力することを特徴とする。

(3) 被検眼の視機能を測定するための視機能測定装置に用いられる視機能測定プログラムであって、前記視機能測定装置のプロセッサによって実

行されることで、被検者が装用する眼鏡の眼鏡情報を取得する取得ステップと、前記眼鏡情報に基づいて前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正ステップと、前記矯正ステップにおける矯正状態において、固視標を固視した前記被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定ステップと、前記測定ステップにおいて、前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する演算ステップと、を前記視機能測定装置に実行させることを特徴とする。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本実施例に係る視機能測定装置の外観図である。

[図2]光学系および制御部の概略構成図である。

[図3]表示部に表示される測定画面の一例を示す図である。

[図4]本実施例の制御動作を示すフローチャートである。

[図5]異なる矯正値において測定された調節緊張パラメータを比較して表示した場合の画面の一例を示す図である。

[図6]異なる矯正値において測定された調節緊張パラメータの差分を表示した場合の画面の一例を示す図である。

[図7]複数の矯正値において測定された調節緊張パラメータを表示した場合の画面の一例を示す図である。

[図8]調節緊張パラメータの経時変化の一例を示す図である。

[図9]作業距離に応じた眼鏡の矯正値を表示する画面の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本実施形態を図1～9に基づいて簡単に説明する。本実施形態の視機能測定装置（例えば、視機能測定装置1）は、例えば、被検眼の視機能を測定する。視機能とは、例えば、調節緊張パラメータ等であってもよい。調節緊張パラメータは、例えば、調節微動高周波成分の出現頻度であってもよい。調節微動高周波成分の出現頻度は、例えば、固視標を複数の位置で所定時間の間停止した状態で測定された屈折力変化に基づいて演算されてもよい。

- [0012] 視機能測定装置は、例えば、測定光学系（例えば、測定光学系 10）と、固視標呈示光学系（例えば、固視標呈示光学系 30）と、矯正部（例えば、矯正部 60）と、制御部（例えば、制御部 70）と、を主に備える。測定光学系は、例えば、被検眼の眼底に測定光を投光し、眼底からの反射光に基づいて被検眼の眼屈折力を測定してもよい。固視標呈示光学系は、例えば、被検眼に固視標を呈示する。固視標呈示光学系は、例えば、呈示位置を変更可能な固視標を備えてもよい。矯正部は、例えば、被検眼の眼屈折力を矯正してもよい。矯正部は、例えば、駆動部を備えてもよい。例えば、矯正部は、被検眼の眼屈折力を矯正可能な矯正光学系（例えば、可視光源 31，固視標板 32，投光レンズ 33，円柱レンズ 38a，38b など）を駆動部によって駆動させることで、被検眼の眼屈折力を矯正してもよい。
- [0013] 制御部は、例えば、測定光学系によって測定される眼屈折力の経時変化から被検眼の調節緊張パラメータを演算してもよい。制御部は、例えば、被検者が装用する眼鏡の度数情報を取得してもよい。例えば、制御部は、度数情報に基づいて矯正部を制御し、被検眼の矯正状態（矯正条件）を変更してもよい。そして、制御部は、度数情報に基づく矯正状態において被検眼の調節緊張パラメータを測定してもよい。なお、眼鏡の度数情報は、例えば、レンズメータ（例えば、レンズメータ LM）から取得されてもよいし、検者が操作部（例えば、操作部 8）を操作することによって取得されてもよい。眼鏡の度数情報は、例えば、被検者が現在装用している眼鏡の度数情報であってもよいし、被検者に新しく処方しようとする眼鏡の度数情報であってもよいし、被検者が過去に装用していた眼鏡の度数情報であってもよい。
- [0014] 上記のように、制御部は、眼鏡の度数情報に基づいて矯正部を制御し、眼鏡を装用したときと同様の矯正状態において調節緊張パラメータを測定してもよい。これによって、実際に眼鏡を装用したときと近い環境で調節緊張パラメータを測定することができる。
- [0015] なお、制御部は、眼鏡の度数情報に基づいて設定された矯正光学系の矯正状態において、遠方距離から固視標を呈示し、調節緊張パラメータを演算し

てもよい。また、制御部は、眼鏡の度数情報に基づいて設定された矯正光学系の矯正状態において、近方距離から固視標を呈示し、調節緊張パラメータを演算してもよい。さらに、制御部は、眼鏡の度数情報に基づいて設定された矯正光学系の矯正状態において、異なる呈示距離にて固視標をそれぞれ呈示し、調節緊張パラメータを演算してもよい。異なる呈示距離としては、例えば、遠距離、中距離、近距離等があり得る。

[0016] なお、制御部は、固視標呈示光学系によって変更される各呈示位置での眼屈折力の経時変化を求めるようにしてもよい。

[0017] なお、制御部は、アイポイントの情報を取得してもよい。アイポイントは、例えば、被検眼の視線と眼鏡レンズのレンズ面との交点であってもよい。制御部は、例えば、各呈示位置に呈示された固視標を被検眼が固視した場合のアイポイント情報を取得してもよい。そして、制御部は、アイポイントと、眼鏡レンズの度数情報に基づいて、各呈示位置におけるアイポイントに応じた矯正度数を取得してもよい。この場合、制御部は、例えば、アイポイントに応じた矯正度数で眼屈折力が矯正されるように、矯正部を制御してもよい。例えば、制御部は、固視標の呈示位置を切り換えるとともに矯正部の矯正度を切り換えてもよい。これによって、制御部は、固視標の各呈示位置に応じた矯正度数で調節緊張パラメータを測定できる。

[0018] なお、制御部は、例えば、累進レンズの度数情報を取得してもよい。例えば、制御部は、累進レンズの遠用度数と近用度数を取得してもよい。この場合、制御部は、固視標の呈示位置を遠方から近方に切り換える際に、矯正部を制御することによって、矯正度を遠用度数から近用度数に切り換えるようにしてもよい。これによって、制御部は、被検者が累進眼鏡を装用した場合に近い環境で調節緊張パラメータを測定できる。

[0019] なお、制御部は、矯正部を制御することによって、複数の異なる矯正状態（矯正条件）で被検眼を矯正してもよい。この場合、制御部は、複数の異なる矯正状態において被検眼の調整緊張パラメータを測定してもよい。そして、制御部は、測定された複数の矯正状態における被検眼の調節緊張パラメータ

タを表示部に表示させてもよい。例えば、制御部は、測定された複数の矯正状態における調節緊張パラメータを表示部に並べて表示してもよい。これによって、検者は、被検眼に適した矯正状態を容易に確認することができる。

[0020] なお、制御部は、例えば、同一の被検者における複数回の測定毎に取得された複数の調節緊張パラメータを経時的に表示部に表示してもよい。この場合、制御部は、例えば、異なる日または異なる時間に測定された測定結果を記憶部（例えば、記憶部 74）に記憶させてもよい。そして、制御部は、記憶部に記憶した異なる日の測定結果を表示部に経時的に表示させてもよい。これによって、処方眼鏡の効果等が確認しやすい。

[0021] なお、制御部は、被検者に関するイベント情報を取得してもよい。例えば、制御部は、操作部への入力に基づいてイベント情報を取得してもよいし、通信可能に接続された外部装置からイベント情報を取得してもよい。イベント情報は、例えば、眼鏡の処方日、点眼の処置日、処方眼鏡の度数、点眼の累計回数、点眼量等であってもよい。制御部は、イベント情報を取得した場合、前述のような測定結果の経時表示とともにイベント情報を表示させてもよい。これによって、検者は、処方眼鏡の効果等を容易に確認できる。

[0022] なお、本実施形態の視機能測定装置は、撮影部（例えば、観察光学系 50）をさらに備えてもよい。撮影部は、例えば、被検眼の前眼部を撮影してもよい。この場合、制御部は、撮影部によって撮影された前眼部像を画像処理することによって、被検眼の瞳孔径を取得してもよい。さらに、制御部は、前述のような測定結果の経時表示とともに瞳孔径を表示してもよい。これによって、検者は、例えば、点眼等による瞳孔径の経時変化を容易に確認できる。

[0023] なお、本実施形態の視機能測定装置は、記憶部（例えば、記憶部 74）を備えてもよい。記憶部は、例えば、比較用パラメータを記憶させてもよい。比較用パラメータは、被検眼を測定して得られた調節緊張パラメータと比較するためのパラメータであってもよい。比較用パラメータは、例えば、複数の被検者を測定して得られた複数の調節緊張パラメータに基づいて作成され

てもよい。例えば、比較用パラメータは、複数の調節緊張パラメータの平均値などであってもよい。もちろん、比較用パラメータは、1人の被検者の調節緊張パラメータに基づいて作成されてもよいし、検者が操作部等によって入力することによって取得された値であってもよい。検者は、調節パラメータと比較用パラメータを比較することによって、被検眼の異常等を把握しやすい。

[0024] なお、制御部は、被検眼を測定して得られた調節緊張パラメータと、記憶部に記憶された比較用パラメータとの差分を評価値として算出してもよい。例えば、制御部は、算出した差分を表示部に出力してもよい。

[0025] なお、制御部は、作業距離を取得してもよい。作業距離は、例えば、被検者が作業を行うときに注視する位置までの距離である。制御部は、例えば、操作部からの操作信号に基づいて作業距離を取得してもよいし、通信可能に接続された外部装置から作業距離を取得してもよい。制御部は、取得した作業距離に基づく矯正値を出力してもよい。例えば、制御部は、取得した作業距離に適した眼鏡の処方値を表示部等に表示させてもよい。制御部は、例えば、取得された作業距離に対応する固視標の呈示位置において測定光学系によって測定された被検眼の屈折値を出力してもよい。これによって、検者は、被検者の作業距離に適した眼鏡の処方値を容易に確認できる。

[0026] なお、本実施形態の視機能測定装置は、例えば、視線変更部（例えば、視線変更部65）をさらに備えてもよい。視線変更部は、例えば、被検者の視線方向を変更してもよい。視線変更部は、例えば、被検者の顔の向く方向を変更することによって被検者の視線方向を変更してもよいし、被検眼に対して固視標を移動させることによって被検者の視線方向を変更してもよい。例えば、視線変更部は、被検眼の顔を支持する顔支持部（例えば、顔支持部6）を回旋させてもよい。視線変更部は、被検眼に対して固視標を移動させる場合、例えば、固視標（例えば、可視光源31，固視標板32など）を被検眼に対して移動させてもよいし、装置本体を被検眼に対して移動させてもよい。

[0027] 制御部は、各呈示位置に呈示された固視標を固視した場合の被検眼の視線方向を取得してもよい。例えば、制御部は、視線方向を検出する視線検出装置の検出結果に基づいて被検眼の視線方向を取得してもよいし、アイポイント測定装置の測定結果に基づいて被検者の視線方向を取得してもよい。制御部は、通信可能に接続された視線検出装置またはアイポイント測定装置からの被検者の視線方向を受け付けてもよいし、操作部からの操作信号に基づいて視線方向を受け付けてもよい。

[0028] 制御部は、取得した視線方向に基づいて、視線変更部を制御し、固視標の各呈示位置に対する被検眼の視線方向を変更してもよい。例えば、制御部は、視線変更部を制御し、固視標の呈示位置を切り換えるとともに、被検者の視線方向を各呈示位置に対応する視線方向に切り換えてもよい。これによって、実施に物体または位置を注視するときの視線で調節緊張パラメータを測定できる。例えば、制御部は、被検者が両眼で注視したときに近い輻輳状態で調節緊張パラメータを取得できる。

[0029] なお、制御部は、記憶部に記憶された視機能測定プログラムを視機能測定装置に実行させてもよい。例えば、視機能測定プログラムは、取得ステップと、矯正ステップと、測定ステップと、演算ステップと、を含むプログラムであってもよい。取得ステップは、例えば、被検者が装用する眼鏡の眼鏡情報を取得するステップであってもよい。矯正ステップは、例えば、眼鏡情報に基づいて被検眼の眼屈折力を矯正するステップであってもよい。測定ステップは、例えば、矯正ステップにおける矯正状態において、固視標を固視した被検眼の眼底に測定光を投光し、眼底からの反射光に基づいて被検眼の眼屈折力を測定するステップであってもよい。演算ステップは、例えば、測定ステップにおいて、眼屈折力の経時変化から被検眼の調節緊張パラメータを演算するステップであってもよい。

<実施例>

[0030] 以下、本開示の実施例に係る視機能測定装置（以下、測定装置ともいう）について、図面に基づいて説明する。図1は、実施例に係る測定装置1の外

観構成図である。測定装置 1 は、例えば、被検眼 E の視機能を測定する装置である。例えば、測定装置 1 は、被検眼の調節緊張パラメータ、眼屈折力等を測定してもよい。調節緊張パラメータは、例えば、被検眼の調節緊張を示すパラメータであってもよい。例えば、調節緊張パラメータは、固視標が停止状態にあるときの屈折力データの経時変化を数秒間サンプリングし、サンプリングした屈折力データの経時変化について求められた所定の高周波成分の出現頻度（H F C）であってもよい。

[0031] 人の眼は、静止した視標を固視しているときに、自覚的には静止した屈折状態にあると認識されているが、経時的に他覚的な屈折力の観察を行うと、調節微動と呼ばれる正弦波様の揺れが認められる。調節微動の高周波成分は水晶体屈折力の振動に起因し、間接的に毛様体筋の活動状態を示すと考えられる。毛様体筋に掛かる負荷が大きくなると、調節微動の高周波成分の出現頻度も増加する。調節微動高周波成分の出現頻度（以下、H F Cともいう）を調べることにより、被検眼の調節緊張の程度を類推することができる。

[0032] 測定装置 1 は、例えば、基台 2、筐体 3、測定部 4、X Y Z 駆動部 5、顔支持部 6、表示部 7、操作部 8、制御部 70 等を主に備える。測定部 4 は、後述する測定光学系を収納する。測定部 4 は、基台 2 に設けられた X Y Z 駆動部 5 によって、被検眼 E に対して左右方向（X 方向）、上下方向（Y 方向）及び前後方向（Z 方向）に移動される。X Y Z 駆動部 5 は、X、Y、Z の方向毎に設けられたスライド機構、モータ等から構成される。顔支持部 6 は、基台 2 に取り付けられる。顔支持部 6 は、例えば、被検者の顔を支持する。操作部 8 は、例えば、各種設定を行うためのボタンなどが設けられる。表示部 7 は、例えば、被検眼 E の観察像や測定結果等の各種情報を表示する。表示部 7 は、例えば、タッチパネルであってもよく、この場合、表示部 7 は操作部 8 として兼用されてもよい。

[0033] 制御部 70 は、装置全体の制御を司る。図 2 に示すように、制御部 70 は、例えば、一般的な C P U（Central Processing Unit）71、R O M 72、R A M 73、等で実現される。R O M 72 には、例えば、測定装置 1 の動作

を制御するための各種プログラム、初期値等が記憶される。RAM 73は、例えば、各種情報を一時的に記憶する。なお、制御部70は、複数の制御部70（つまり、複数のプロセッサ）によって構成されてもよい。制御部70は、装置全体の制御を行うと共に、被検眼Eの屈折力の算出等を行ってもよい。

[0034] 制御部70には、例えば、記憶部（例えば、不揮発性メモリ）74、測定部4、XYZ駆動部5、表示部7、操作部8、後述する駆動部23, 61, 62、後述する撮像素子22, 52等が電氣的に接続されている（図2参照）。接続方法としては、例えば、有線であってもよいし、無線であってもよいし、その両方であってもよい。記憶部74は、例えば、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュROM、着脱可能なUSBメモリ等を記憶部74として使用することができる。

[0035] さらに、制御部70には、図1に例示するように、外部のコンピュータPC、レンズメータLM等が通信可能に接続されてもよい。コンピュータPCが接続されている場合、視機能の演算、装置の制御、データの入出力などをコンピュータPCに行わせてもよい。レンズメータLMは、例えば、測定光束をレンズに投光し、レンズを透過した測定光束を受光素子で受光することによってレンズの光学特性を得る装置である（特許文献特開2006-189386号公報参照）。

[0036] 図2は、本装置の光学系及び制御系の概略構成図である。測定光学系10は、例えば、投影光学系10aと受光光学系10bを備える。投影光学系10aは、例えば、被検眼Eの瞳孔中心部を介して被検眼Eの眼底Efにスポット状の測定指標光束を投影する。受光光学系10bは、眼底Efから反射された測定指標光束を、瞳孔周辺部を介してリング状に取り出す。

[0037] 投影光学系10aは、例えば、測定光源11、リレーレンズ12、ホールミラー13、プリズム15、及び対物レンズ14等を備える。測定光源11は、例えば、測定光学系10の光軸L1上に配置されたLED、またはSL

D等であってもよい。測定光源11は、正視眼の眼底Efと光学的に共役な位置関係であってもよい。ホールミラー13の開口は、被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置関係となっている。プリズム15は、例えば、駆動部23により光軸L1を中心に回転されてもよい。

[0038] 受光光学系10bは、例えば、投影光学系10aの対物レンズ、プリズム15、およびホールミラー13が共用されてもよい。また、受光光学系10bは、例えば、リレーレンズ16、全反射ミラー17、受光絞り18、コリメータレンズ19、リングレンズ20、及び撮像素子（例えば、エリアCCD）22を備えてもよい。受光絞り18及び撮像素子22は、例えば、眼底Efと光学的に共役な位置関係であってもよい。

[0039] リングレンズ20は、例えば、透明平板状の片側に円筒レンズがリング状に形成されたレンズ部と、レンズ部のリング状円筒レンズ部分以外に施された遮光用のコーティングによる遮光部と、から構成されてもよい。また、リングレンズ20は、例えば、被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置関係であってもよい。

[0040] 対物レンズ14と被検眼Eとの間には、例えば、ビームスプリッタ29が配置されている。ビームスプリッタ29は、例えば、固視標呈示光学系30からの固視標光束を被検眼Eに導き被検眼Eの前眼部からの反射光を観察光学系50に導く。本実施例において、固視標呈示光学系30は、被検眼に対して固視標を呈示する固視標呈示手段の一例として使用される。

[0041] <固視標呈示光学系>

固視標呈示光学系30は、例えば、被検眼に固視標を呈示する。例えば、固視標呈示光学系はビームスプリッタ29によって光軸L1と同軸にされた光軸L2上に配置される。固視標呈示光学系30は、例えば、可視光源31、固視標板32、投光レンズ33、駆動部34、ハーフミラー35、観察用対物レンズ36、円柱レンズ38a、38b等を備える。円柱レンズ38a、38bは、例えば焦点距離が等しい正の円柱レンズであり、乱視矯正光学系を構成する。円柱レンズ38a、38bは、互いに独立して光軸を中心に

同一方向又は反対方向に回転可能であり、両者を相対的に回転させることによって、乱視（円柱）成分を作り出すことができる。

[0042] <矯正部>

矯正部 60 は、例えば、固視標を固視する被検眼 E の屈折力を矯正してもよい。矯正部 60 は、例えば、駆動部 61、駆動部 62 等を主に備える。制御部 70 は、例えば、駆動部 61 の駆動を制御し、可視光源 31 及び固視標板 32 を光軸 L2 方向に移動させることによって、被検者に呈示する固視標の呈示位置を変更する。これによって、矯正部 60 は、固視標に固視する場合の被検眼の屈折力を矯正する。もちろん、矯正部 60 は、固視標呈示光学系の光軸 L2 にレンズ等の光学素子を挿脱することによって、屈折力を矯正してもよいし、光学素子を光軸 L2 に沿って移動させることによって屈折力を矯正してもよい。なお、制御部 70 は、矯正部 60 を制御することによって、屈折力の矯正状態を変化させてもよい。

[0043] また、制御部 70 は、例えば、駆動部 62 の駆動を制御し、円柱レンズ 38a、38b を互いに独立して回転させる。これによって、制御部 70 は、固視標を固視する場合の被検眼の乱視を矯正してもよい。

[0044] 本実施例の駆動部 61 はステッピングモータであってもよい。制御部 70 は、例えば、ステッピングモータとフォトインタラプタによって、光軸 L2 上の固指標板 32 の位置を検知してもよい。駆動部 61 を構成する部品は本実施例に限るものでない。制御部 70 が固指標 32 を移動制御でき、光軸 L2 上の位置を検知できる形態であればよい。

[0045] なお、本実施例の矯正部 60 は、例えば測定光学系 10 の測定光軸 L1 とは異なる光軸 L2 に配置された光学素子（例えば、固視標呈示光学系など）を駆動させることによって被検眼の屈折力を矯正する。

[0046] <指標投影光学系>

指標投影光学系 45 は前後方向（Z 方向）検出用のアライメント指標を投影する光学系であり、測定光軸 L1 を挟んで対称に配置された 2 組の第 1 投影光学系 45a、45b と、この第 1 投影光学系 45a、45b より狭い角

度に配置された光軸を持ち測定光軸L1を挟んで対称に配置された2組の第2投影光学系45c、45dを備える。第1投影光学系45a、45bは、近赤外光を出射する点光源46a、46b、コリメータレンズ47a、47bを持ち、略平行光束の光により被検眼Eに無限遠の指標を投影する。一方、第2投影光学系45c、45dは、近赤外光を出射する点光源46c、46dを持ち、発散光束により被検眼Eに有限遠の指標を投影する。

[0047] <観察光学系>

観察光学系50は、固視標呈示光学系30の対物レンズ36及びハーフミラー35が共用され、ハーフミラー35の反射方向の光軸上に配置された撮像レンズ51及び撮像素子52を備える。撮像素子52は被検眼Eの前眼部と光学的に共役な位置関係となっている。撮像素子52からの出力は制御部70に入力される。図示なき前眼部照明用光源による被検眼Eの前眼部像は、撮像素子52により撮像され、表示部7上に動画として表示される。なお、この観察光学系50は、例えば、指標投影光学系45によって被検眼Eの角膜に形成されるアライメント指標像を検出する光学系を兼ねてもよい。例えば、制御部70によってアライメント指標像の位置が検出される。

[0048] なお、本実施例の撮像素子22および撮像素子52は二次元撮像素子であってもよい。二次元撮像素子は、例えば、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサであってもよし、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサであってもよい。

[0049] <測定画面について>

以下、図3に基づいて測定画面について説明する。測定画面80は、被検眼EのHFCを測定する際に表示部7に表示される画面である。例えば、測定画面80の右側には、例えば、HFCの測定結果を示すグラフ82が表示される。測定画面80の左側には、例えば、患者情報欄83、イベント欄86、度数欄87等が表示される。患者情報欄83は、例えば、ID欄84、名前欄85、性別、誕生日、年齢等の各種入力欄が表示される。イベント欄

86は、例えば、加療等のイベントを入力できる欄である。度数欄87は、例えば、被検者が現在装用している眼鏡の度数等を入力できる欄である。測定画面80の下側には、例えば、比較ボタン91、差分ボタン92、経過ボタン93、作業距離ボタン94等の各種ボタンが表示させる。比較ボタン91は、複数の解析結果を比較する比較画面を表示するためのボタンである。差分ボタン92は、例えば、2つの解析結果の差分を表示するためのボタンである。

[0050] <制御動作>

以上のような装置において、その動作を図4のフローチャートに基づいて説明する。本実施例の視機能測定装置は、例えば、固指標の位置を順次変化させて、各位置での所定時間における屈折力の経時変化から被検眼Eの調節微動の高周波成分の出現頻度を求める。

[0051] (ステップS1)

本実施例の視機能測定装置は、眼鏡またはコンタクトレンズ等の矯正度数（例えば、S値、SE値（等価球面度数）など、）の位置を基準に、固視標の呈示位置を所定のディオプタステップ毎（以下では、0.5Dステップ毎）に8箇所順次変化させ、各ステップで所定時間T（例えば、以下では20秒とする）における屈折力の経時変化をサンプリングし、HFCを求める。矯正度数は、例えば、レンズメータLMによって測定される。制御部70は、例えば、レンズメータLMによって測定された矯正度数を取得する。例えば、制御部70はレンズメータLMと接続されており、レンズメータLMから出力された度数データを受け取ることによって、矯正度数を取得してもよい。もちろん、レンズメータLMから取得する度数データは眼鏡レンズの度数分布データであってもよい。度数分布データは、例えば、少なくとも眼鏡レンズの遠用部を含む領域において測定された屈折度数分布のデータであってもよい。なお、レンズメータLMから矯正度数を取得すると、制御部70は測定画面80の度数欄87に矯正度数を表示させてもよい。もちろん、制御部70は、検者によって度数欄87に入力された矯正度数を取得しても

よい。

[0052] (ステップS2)

矯正度数が取得されると、制御部70は矯正度数に基づいて矯正部60を制御する。例えば、制御部70は駆動部61を駆動させ、固視標の位置を0Dの位置から矯正度数の位置まで移動させる。例えば、矯正度数が-2Dであった場合、制御部70は駆動部61を制御し、固視標を-2Dの位置まで被検眼に近づける。さらに、乱視がある場合、制御部70は取得された眼鏡の乱視度数と乱視軸角度に合わせて、駆動部62を移動させ、矯正度数と同様の乱視成分を生じさせる。これによって、制御部70は、矯正度数に基づいて矯正部60を調整し、眼鏡を装用した状態で固視標を観察する状態と同様の状態を作り出す。

[0053] (ステップS3)

矯正部60による調整が完了すると、制御部70は測定部4と被検眼Eとの位置合わせを行う。例えば、被検者の顔を顔支持部6に固定させた後、制御部70は被検眼Eの角膜にアライメント指標を投影する。制御部70は、撮像素子52からの撮像信号に基づいて被検眼Eに対するアライメント状態を検出する。制御部70はマイヤーリング像の中心位置（略角膜中心）を算出することによりXY方向のアライメントずれを求める。Z方向のアライメント状態はアライメント指標投影光学系45により形成される4つの指標像の位置関係から検出される（特開平6-46999号参照）。

[0054] 制御部70は光源41により形成される指標像に基づいて測定部4をXY方向に移動させ、アライメント指標投影光学系45により形成される4つの指標像に基づいて測定部4をZ方向に移動する。XYZの各方向のアライメント状態がそれぞれ所定の許容範囲に入ると、制御部70はアライメント完了を判断し、測定開始信号を自動的に発して測定を実行してもよい。

[0055] アライメントが完了すると、制御部70は前述の矯正度数の位置を基準に、固視標の呈示位置を0.5Dステップ毎に8箇所順次変化させ、各ステップで時間Tにおける屈折力の経時変化をサンプリングする。サンプリング

された屈折力の経時変化は、固視標の各移動位置に対応付けられて記憶部 74 に記憶する。そして、制御部 70 は、記憶部 74 に記憶されているサンプリングの屈折力を基に H F C を算出する。

[0056] <屈折力の測定>

なお、被検眼 E の屈折力を求める場合、制御部 70 は、測定開始信号の入力に基づいて測定光源 11 を点灯させると共に、プリズム 15 を駆動部 23 により高速回転させる。測定光源 11 から出射された測定光は、リレーレンズ 12 からビームスプリッタ 29 までを介して眼底 E f に投影され、眼底 E f 上で回転するスポット状の点光源像を形成する。このとき、光軸 L 1 を中心に回転するプリズム 15 により、ホールミラー 13 の開口の瞳投影像（瞳上での投影光束）は、高速に偏心回転される。なお、プリズム 15 は撮像素子 22 の 1 回の露光時間（蓄光時間）で 2 回転する速度で回転する。

[0057] 眼底 E f 上に形成された点光源像の光は、反射・散乱されて被検眼 E を射出し、対物レンズ 14 によって集光され、高速回転するプリズム 15 から全反射ミラー 17 までを介して受光絞り 18 の開口上で再び集光され、コリメータレンズ 19 にて略平行光束（正視眼の場合）とされ、リングレンズ 20 によってリング状光束として取り出され、リング像として撮像素子 22 に受光される。

[0058] 制御部 70 は、撮像素子 22 に受光された画像データに基づいて各経線方向にリング像の位置を特定する（細線化する）。制御部 70 は、輝度信号の波形を所定の閾値にて切断し、その切断位置での波形の中間点や、輝度信号の波形のピーク、輝度信号の重心位置などを求めることによりリング像の位置を特定する。なお、加算処理によって画像データに重畳するノイズ光を抑制することで、精度よく測定結果を求めてもよい（詳しくは、特開 2006-187482 号参照）。

[0059] 次に、制御部 70 は、特定されたリング像の像位置に基づいて、最小二乗法等を用いて楕円像を近似する。なお、楕円近似の方法としては、眼屈折力測定や角膜形状測定等で周知である楕円近似の式を用いることができる。制

制御部 70 は、近似された楕円の形状から各経線方向の屈折誤差を求め、これに基づいて被検眼の眼屈折値、S（球面度数）、C（柱面度数）、A（乱視軸角度）の各値を演算する。

[0060] <HFCの算出>

続いてHFCの算出について簡単に説明する。例えば、制御部 70 は被検眼の瞬き検出によりチェックされた屈折力データを演算対象から除去する。例えば、制御部 70 は、瞬きによるデータの欠損、乱れ等を 3 次スプライン関数によって補正してもよい。次に、制御部 70 は高速フーリエ変換（FFT）を用いて周波数分析を行い、パワースペクトルを求める。パワースペクトルの算出は、例えば、時間 T（20 秒間）の各区間を対象とする。各区間は、時間 T 内で一定時間（例えば、1 秒）ずつずらして設定し、各区間内の時間はそれぞれ同一（例えば、8 秒）とする。制御部 70 は、算出されたパワースペクトルを常用対数に変換して解析する。制御部 70 は、このパワースペクトルから高周波数成分 1.0～2.3 Hz の区間の平均パワースペクトル（単位 dB）を求め、調節微動高周波成分の出現頻度（HFC）として評価する。

[0061] （ステップ S4）

算出された HFC は、表示部 7 のグラフ 82 に表示される。解析結果は、調節反応量及び HFC を、カラーコードマップを用いた 3 次元グラフとしてグラフィック表示している。グラフは縦軸に調節反応量（屈折度 D）を、横軸に固視標位置を取り、各固視標位置では所定時間 T 内の経過時間に対応する調節反応量の変化が棒グラフで表されている。HFC は、各固視標位置の時間 T 内で一定時間（1 秒）ずつずらした区間内毎に得られた平均値が、調節反応量を示す棒グラフ内に 11 段階で色分けして表現されている。また、グラフ 82 の下部には各固視標位置の HFC の平均値が表示されている。

[0062] 例えば、HFC が 50 未満は緑色で、70 以上のときは赤色で表示し、その間を緑色から黄色を経由して赤に至るグラデーションで表示している。調節緊張の少ない被検眼は遠方視における HFC の値が低く、カラーコードマ

ップでは緑色を呈する。これに対して、調節緊張が多い被検眼は、H F Cの値が全体的に高くなり、カラーコードマップでは赤色を呈し、毛様体筋が緊張状態にあることが示される。測定結果がこのような3次元グラフに示されることにより、検者は被検眼の調節機能状態を客観的に捉えることができる。なお、H F Cの色分け11段階でなくともよく、11段階より多くてもよいし、少なくともよい。

[0063] 検者は、表示部7に表示された上記のような解析結果を確認し、症例判定や治療方針の決定、レンズ処方決定等を行ってもよい。

[0064] ところで、上記のようなH F Cの測定は、精度確保のために裸眼での測定を行うことが多い。裸眼で測定を行う場合、常用の眼鏡が過矯正であっても、その過矯正による調節緊張の残効を測定することに過ぎず、実際の過矯正下におけるH F Cを適切に測定できない可能性がある。したがって、本実施例のように、レンズメータLM等によって取得された眼鏡およびコンタクトレンズ等の矯正状態を矯正部60によって再現することによって、裸眼での測定であっても、実際の矯正下に近い状態でのH F Cを測定することができる。これによって、検者は、実際の矯正下に近い状態での調節緊張の程度を確認したうえで、眼鏡またはコンタクトレンズなどの変更を提案することができる。

[0065] また、H F Cの測定は測定時間が長い（片眼約2分）ため、例えば、測定直前に眼鏡を外した場合、測定開始直後と測定終了直前とで眼鏡の残効程度が異なり、測定が適切に行われえない可能性がある。しかしながら、本実施例においては、矯正部60によって実際の矯正状態で測定を行うため、残効の影響を低減できる。

[0066] なお、検者は、矯正值欄87の数値を変更してもよい。例えば、検者は、矯正值欄87を選択し、図示無きテンキー画面等で数値を変更してもよい。この場合、制御部70は、矯正值欄87の値が変更されると、矯正部60を制御して変更後の矯正值に基づく矯正状態となるように固視標を移動させる。制御部70は、この状態で再度H F Cを測定することによって、さまざま

な矯正下における測定を行ってもよい。例えば、検者は、不適正な矯正下での測定と、適正な矯正下での測定を行うことによって、適正な眼鏡の効果を確認してもよい。また、検者は、複数の矯正下におけるHFCを確認することによって、適切な矯正値を選定してもよい。さらに、検者は、複数の処方レンズの装用を被検者に体験させることができる。

[0067] なお、検者は、比較ボタン91を選択することによって、複数の解析結果を比較表示させてもよい。例えば、検者は、レンズメータLMによって取得された現在の眼鏡の矯正下において測定されたHFCと、新しく処方する眼鏡の矯正下において測定されたHFCと、を比較してもよい。

[0068] 例えば、検者は、レンズメータLMによって取得された眼鏡の矯正下におけるHFCの測定が完了した後、矯正値欄87の値を新しく処方する値に変更し、再度HFCの測定を行う。制御部70は、矯正値欄87の値が変更されると、調節部を制御して変更後の矯正値に基づく矯正状態に固視標を移動させ、HFCの測定を行う。

[0069] 測定が完了すると、例えば検者は、比較ボタン91を押す。そして、図示無きデータ選択画面にて比較する解析結果を選択する。検者によって解析結果が選択されると、制御部70は図5に示す比較画面80Bを表示部7に表示させる。図5の例では、右側に現在の装用眼鏡（不適正な矯正下）における解析結果が表示され、左側に処方案（適切な矯正下）における解析結果が表示される。

[0070] また、比較画面80Bにおいて差分ボタン92が押されると、制御部70は比較されている解析結果の差分を示す差分画面80Cを表示部7に表示させてもよい（図6参照）。差分画面80Cには、例えば、比較画面80Bに表示された右側のHFCから左側のHFCを差し引いた差分値が表示される。もちろん、制御部70は差分画面80Cに瞳孔径の差分値を表示させてもよい。

[0071] 検者は、比較画面80Bおよび差分画面80C等によって、過矯正である現在の眼鏡レンズと、適切な矯正である眼鏡とでHFCの違いを確認できる

。これによって、検者は、被検者に対して新しい眼鏡の必要性を示すことができる。また、制御部は、投薬前と投薬後の測定結果を比較することで、投薬効果を示すことができる。

[0072] なお、制御部 70 は、2 つ以上のデータを表示部に表示させる場合は、図 7 のような比較画面 80D を表示部 7 に表示させてもよい。図 7 の比較画面 80D では、縦軸に HFC、横軸に固視標位置（例えば、遠方、 -1D 、 -2D など）をとったグラフにおいて、異なる矯正下で測定された複数の調節緊張パラメータを折れ線で示している。比較画面 80D には、例えば、現状の眼鏡の処方値を基準として測定した HFC を示す折れ線と、その他の処方値（例えば、処方値 A、処方値 B、処方値 C）を基準として測定した HFC を示す折れ線が重畳されている。例えば、処方値 A は、HFC の極小値が遠方となるような眼鏡の処方値であり、処方値 B は、HFC の極小値が -1D となるような眼鏡の処方値であり、処方値 C は、HFC の極小値が -2D となるような眼鏡の処方値である。もちろん、各 HFC の折れ線グラフを重畳させて表示させたが、それぞれの折れ線グラフを一つずつ切り換えて表示させてもよい。また、図 7 の例では、3 ステップでの HFC の測定結果が表示されているが、3 ステップ以上の測定結果を表示させてもよいし、3 ステップ未満の測定結果を表示させてもよい。例えば、制御部 70 は、8 ステップの測定結果を表示させてもよい。

[0073] 図 7 に示すような比較画面 80D は、現在の眼鏡の処方値での HFC と、調節緊張を考慮した処方案での HFC の違いを容易に確認でき、どの処方が適しているか選定し易い。

[0074] なお、制御部 70 は、例えば、既存の測定結果に基づいて作成された比較用パラメータを記憶部 74 に記憶させてもよい。比較用パラメータは、例えば、複数の被検者から測定された HFC の平均値等であってもよい。この場合、制御部 70 は、被検眼 E を測定して得られた調節緊張パラメータ（例えば、HFC など）と比較用パラメータとを比較してもよい。例えば、制御部 70 は、両者を比較画面 80B に表示させてもよい。また、制御部 70 は、

被検眼Eの調節緊張パラメータと比較用パラメータとの差分を表示させてもよい。なお、比較用パラメータは、例えば、正常眼の測定結果に基づいて作成された正常眼パラメータであってもよいし、加療眼の測定結果に基づいて作成された加療眼パラメータであってもよい。例えば、被検者の調節緊張パラメータと正常眼パラメータとの比較結果が表示されることによって、検者は、正常眼では確認されない調節異常などを容易に発見することができる。また、被検者の調節緊張パラメータと加療眼パラメータとの比較結果が表示されることによって、検者は、加療効果を容易に把握することができる。

[0075] ＜経過画面について＞

なお、制御部70は、経過ボタン93が操作されることによって、同一の被検者に関する測定結果の経時的な変化を示す経過画面80Eを表示部7に表示させてもよい。例えば、制御部70は、縦軸に調節反応量，HFC，および瞳孔径、横軸に時間を取ったグラフを表示部7に表示させてもよい（図8参照）。横軸の目盛は、例えば、測定が行われた日付であってもよいし、所定の間隔に日付が設けられてもよい。図8の経過画面80Eの例では、遠方視における調節反応量，HFC，およびの瞳孔径の測定結果が経時的に表示される。もちろん、制御部70は、調節安静位におけるHFCの結果を表示させてもよいし、複数の呈示位置における測定結果を表示させてもよい。また、測定結果を表示する期間は、任意に変更できてもよい。例えば、最新の測定結果から3ヶ月前までの測定結果を表示させるようにしてもよいし、1ヶ月前までの測定結果を表示させるようにしてもよい。

[0076] ＜イベント情報の登録＞

さらに、制御部70は、測定結果の経過画面80Eにイベント情報95を表示してもよい。イベント情報95は、例えば、点眼薬の処方、点眼薬の濃度、眼鏡の処方等の患者の加療に関する情報であってもよい。例えば、制御部70はイベント欄86に入力されたイベント情報95を前述の経過画面80Eに表示させてもよい。なお、調節緊張を和らげるために処方される点眼薬として、調節麻痺剤を利用する場合があります、調節麻痺剤の濃度が濃過ぎる

と、瞳孔径の変化に異常が生じることがある。したがって、上記のように、瞳孔径の経時変化が表示部 7 に表示されることによって、検者は点眼薬の効果を容易に確認することができる。

[0077] なお、制御部 70 は、指定された作業距離に基づく眼鏡の処方値を出力してもよい。例えば、作業距離ボタン 94 が操作されると、制御部 70 は図 9 に示す処方画面 80F を表示する。この場合、制御部 70 は、検者による操作部 8 への入力に基づいて作業距離を受け付け、作業距離欄 96 に受け付けた作業距離を表示してもよい。そして、制御部 70 は、入力された作業距離に対応する処方値を処方値欄 97 に出力してもよい。このとき、制御部 70 は、指定された作業距離で固視標を呈示したときに測定光学系によって測定された被検眼の屈折値を処方値として表示してもよい。例えば、制御部 70 は指定された作業距離に固視標を所定時間呈示したときの屈折値の平均値を処方値として表示部 7 に出力してもよいし、屈折力の最大値または最小値等を処方値として表示させてもよい。

[0078] なお、制御部 70 は、アイポイントを取得してもよい。本実施例におけるアイポイントは、例えば、被検者の視線と眼鏡のレンズ面との交点を示す。例えば、制御部 70 はアイポイントを測定するためのアイポイント測定装置（例えば、特開 2015-085163 号公報参照）と通信可能に接続されており、アイポイント測定装置によって測定された各呈示位置に対応するアイポイントの測定結果を取得してもよい。もちろん、制御部 70 は、操作部 8 の入力に基づいてアイポイントの情報を取得してもよい。アイポイントの情報を取得した場合、制御部 70 は固視標の各呈示位置に対応するアイポイントにおける眼鏡レンズの度数を、レンズメータ LM から取得された眼鏡レンズの度数分布データに基づいて取得してもよい。この場合、制御部 70 は HFC の測定において固視標の呈示位置を切り換える際、アイポイントに応じた度数に矯正されるように矯正部 60 を制御してもよい。一般的に、遠方視におけるアイポイントを眼鏡レンズの光学中心と一致させた場合、近方付近を注視したときはアイポイントが光学中心よりも内側に位置する。眼鏡レ

ンズは光学中心とその周辺領域において度数が異なる場合があるため、遠方視と近方視とで矯正値が変化する可能性がある。したがって、上記のように、固視標の各呈示位置におけるアイポイントを測定し、そのアイポイントでの実際の矯正値にて固視標を呈示することによって、より実際の装用状態に近い環境でHFCを測定できる。

[0079] なお、累進眼鏡の場合、近方の呈示位置では近用部を用いるために下方視が必要である。このような場合も、アイポイント測定装置によって下方視における近用アイポイントを測定し、この近用アイポイントに対応する眼鏡の矯正値を取得してもよい。

[0080] もちろん、制御部70は累進眼鏡の遠用度数、加入度（または近用度数）等の処方値を取得してもよい。累進眼鏡の処方値は、例えば、レンズメータLMからの出力によって取得されてもよいし、操作部8から出力される操作信号によって取得されてもよい。例えば、制御部70は固視標の呈示位置を切り換える際に、遠用度数から近用度数に矯正状態を切り換えてもよい。例えば、遠方の呈示位置においては遠用度数での矯正状態になるように駆動部61を制御し、近方の呈示位置においては近用度数での矯正状態になるように駆動部61を制御してもよい。例えば、制御部70は遠用度数での矯正下において、遠方の呈示位置から0.5Dステップ毎に固視標を近づけて順次測定し、近方の呈示位置（例えば、40cmまたは33cmなど）に固視標を呈示する際に、加入度を考慮して固視標を移動させる。例えば、加入度が+0.25Dであった場合、固視標の位置を50cmの位置から40cmの位置に切り替える際に、0.25Dだけ固視標を近づけるようにしてもよい。もちろん、制御部70は、各呈示位置でのアイポイントに基づいて、遠用度数と近用度数との切り換えを行ってもよい。

[0081] 上記のように、制御部70は、累進眼鏡の処方値に基づいて、遠用度数から近用度数に矯正状態を切り替えることによって、累進眼鏡の装用状態を好適に再現した状態でHFCの測定を行える。したがって、検者は、調節緊張を考慮した累進眼鏡を提案できる。

[0082] なお、制御部 70 は、瞳孔間距離（以下、PD と示す場合がある）を取得してもよい。例えば、制御部 70 は、瞳孔間距離計と通信可能に接続されており、瞳孔間距離計によって測定された各呈示位置に対応する瞳孔間距離の測定結果を取得してもよい。もちろん、制御部 70 は、操作部 8 の入力に基づいて瞳孔間距離を取得してもよい。瞳孔間距離を取得した場合、制御部 70 は、固視標の各呈示位置に対応する瞳孔間距離に基づいて、被検眼が輻輳した状態における眼鏡の矯正値を演算してもよい。例えば、制御部 70 は、固視標の各呈示位置、そのときの瞳孔間距離、および眼鏡装用距離に基づいて演算したインセット量に応じて眼鏡レンズの度数分布データから眼鏡の矯正値を取得してもよい。なお、眼鏡装用距離は、例えば、被検者の角膜頂点と眼鏡レンズの裏面からの距離であり、例えば 12 mm 程度の距離である。また、インセット量は、例えば、レンズの遠用アイポイントに対する近用アイポイントの内寄せ量である。

[0083] なお、被検眼と測定部 4 のアライメント結果に基づいて遠用の瞳孔間距離を測定してもよい。この場合、固視標の各呈示位置に応じた瞳孔間距離は、下記の換算式（1）を用いて取得してもよい。

[数1]

$$PD_x = PD_{\infty} \times \frac{x - 12}{x + 13} \quad (1)$$

ここで、 PD_x は呈示距離が x [mm] のときの瞳孔間距離、 PD_{∞} は遠用の瞳孔間距離を示す。

[0084] なお、本装置は、視線変更部 65 を備えてもよい（図 1 参照）。視線変更部 65 は、例えば、被検眼の視線方向を変更する。視線変更部 65 は、例えば、固視標を上下左右方向に移動させることによって視線方向を変更してもよいし、被検眼の顔の向きを変えることによって視線方向を変更してもよい。例えば、視線変更部は、顔支持部 6 に設けられた旋回部 66 であってもよい。旋回部 66 は、例えば、駆動部 67 を備え、顔支持部 6 を左右上下方向

(図の矢印方向)に旋回できてよい。顔支持部6に支持された被検者の顔は、旋回部66の旋回によって左右方向に旋回してもよいし、上下方向に旋回してもよい。この場合、制御部70は、駆動部67の駆動を制御し、固視標の呈示位置に応じて視線方向を変更してもよい。例えば、制御部70は固視標を近方の呈示位置に移動させた場合、被検眼の視線を内側に傾斜させるように、顔支持部6を回旋させてもよい。例えば、右眼を測定している場合、制御部70は、被検者の顔が真正面に対して右方向に向くように駆動部67を旋回させる。この場合、固視標を固視する被検眼の視線方向は被検者の顔の向きに対して左側に傾く。これによって、近方を見たときの輻輳状態が再現されるため、より実生活に近い環境下で調節緊張パラメータを測定できる。

[0085] なお、制御部70は、固視標の呈示位置に応じて視線方向を下側に回旋させてもよい。例えば、制御部70は固視標を近方の呈示位置に移動させた場合、被検眼の視線を下側に傾斜させるように旋回部66を旋回させてもよい。例えば、制御部70は駆動部67を駆動させ、顔支持部6を被検者の後方に傾斜させてもよい。これによって、固視標を固視する被検眼の視線方向は被検者の顔の向きに対して下方に傾斜する。これによって、累進眼鏡を装着して近方を見たときの下方視の状態が再現され、調節緊張パラメータの測定が適切に行える。

[0086] もちろん、被検者の視線方向を変更する場合、被検眼に対して固視標を3次元的に移動させてもよいし、被検眼に対して装置本体を3次元的に移動させてもよい。この場合、XYZ駆動部5または駆動部61等を視線変更部として用い、装置または固視標を3次元的に移動させてもよい。

[0087] なお、視線変更部65によって視線方向を変更する場合、制御部70は、アイポイント、瞳孔間距離、固視標の呈示距離等の関係に基づいて視線の傾斜角度を算出してもよい。

符号の説明

[0088] 1 視機能測定装置

- 2 基台
- 3 筐体
- 4 測定部
- 5 X Y Z 駆動部
- 6 顔支持部
- 7 表示部
- 8 操作部
- 7 0 制御部
- 1 0 測定光学系
- 3 0 固視標呈示光学系
- 5 0 観察光学系
- 6 0 矯正部

請求の範囲

- [請求項1] 被検眼の視機能を測定する視機能測定装置であって、
被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定光学系と、
前記被検眼に呈示する固視標の呈示位置を前記被検眼に対して変更可能な固視標呈示光学系と、
矯正光学系を駆動させ、前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正手段と、
前記測定光学系によって測定される前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する制御手段と、を備え、
前記制御手段は、被検者が装用する眼鏡の度数情報を取得し、前記度数情報に基づいて前記矯正手段を制御することによって被検眼の矯正状態を変更し、前記度数情報に基づく前記矯正状態において前記被検眼の調節緊張パラメータを演算することを特徴とする視機能測定装置。
- [請求項2] 前記制御手段は、各呈示位置に呈示された前記固視標を固視した場合の前記被検眼の視線と前記眼鏡のレンズ面との交点であるアイポイントと、各アイポイント位置での度数情報と、を取得し、各呈示位置における前記アイポイントと前記度数情報とに基づいて、各呈示位置における前記アイポイントに応じた矯正度数で前記眼屈折力が矯正されるように、前記固視標の呈示位置を切り換えるとともに前記矯正手段の矯正度数を切り換えることを特徴とする請求項1の視機能測定装置。
- [請求項3] 前記制御手段は、前記眼鏡の度数情報として累進眼鏡の遠用度数と近用度数を取得し、前記固視標の呈示位置を遠方から近方に切り換えるとともに、前記矯正手段の矯正度数を遠用度数から近用度数に切り換えることを特徴とする請求項1または2の視機能測定装置。
- [請求項4] 前記制御手段は、前記矯正手段を制御することによって、複数の異

なる矯正状態で前記被検眼を矯正し、前記複数の異なる矯正状態において測定された複数の調節緊張パラメータを、表示手段に並べて表示させることを特徴とする請求項 1～3 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項5] 前記制御手段は、同一の被検者における複数回の測定毎に取得された複数の調節緊張パラメータを経時的に表示手段に表示することを特徴とする請求項 1～4 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項6] 前記制御手段は、被検者に関するイベント情報を取得し、取得した前記イベント情報を、経時的に表示された前記複数の調節緊張パラメータとともに前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 5 の視機能測定装置。

[請求項7] 前記被検眼の前眼部を撮影する撮影手段をさらに備え、
前記制御手段は、前記撮影手段によって撮影された前記前眼部像を画像処理することによって前記被検眼の瞳孔径を取得し、同一の被検者における複数回の測定毎に取得された前記被検眼の瞳孔径を、経時的に表示された前記複数の調節緊張パラメータとともに前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 5 または 6 の視機能測定装置。

[請求項8] 複数の被検者を測定して得られた複数の調節緊張パラメータに基づいて作成された比較用パラメータを記憶する記憶手段をさらに備え、
前記制御手段は、前記調節緊張パラメータと前記記憶手段に記憶された前記比較用パラメータとを比較し、前記調節緊張パラメータを評価することを特徴とする請求項 1～7 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項9] 前記制御手段は、前記被検眼を測定して得られた調節緊張パラメータと、前記記憶手段に記憶された前記比較用パラメータとの差分を評価値として算出することを特徴とする請求項 8 の視機能測定装置。

[請求項10] 前記制御手段は、被検者が作業を行うときの作業距離を取得し、取得された前記作業距離に基づく矯正値を出力することを特徴とする請求項 1～9 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項11] 前記制御手段は、前記作業距離に対応する前記固視標の呈示位置に

において前記測定光学系によって測定された前記被検眼の眼屈折力を前記矯正値として出力することを特徴とする請求項 10 の視機能測定装置。

[請求項12] 被検者の視線方向を変更する視線変更手段をさらに備え、
前記制御手段は、各呈示位置に呈示された前記固視標を固視した場合の前記被検眼の視線方向を取得し、取得した前記視線方向に基づいて前記視線変更手段を制御することによって、前記固視標の呈示位置を切り換えるとともに、前記被検者の視線方向を切り換えることを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項13] 前記制御手段は、前記調節緊張パラメータとして、前記固視標を複数の位置で所定時間の間停止した状態で測定された屈折力変化に基づいて調節微動高周波成分の出現頻度を演算することを特徴とする請求項 1 ～ 12 のいずれかの視機能測定装置。

[請求項14] 被検眼の視機能を測定する視機能測定装置であって、
被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定光学系と、
前記被検眼に呈示する固視標の呈示位置を前記被検眼に対して変更可能な固視標呈示光学系と、
矯正光学系を駆動させ、前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正手段と、
前記測定光学系によって測定される前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する制御手段と、を備え、
前記制御手段は、被検者が作業を行うときの作業距離を取得し、取得された前記作業距離に基づく矯正値を出力することを特徴とする視機能測定装置。

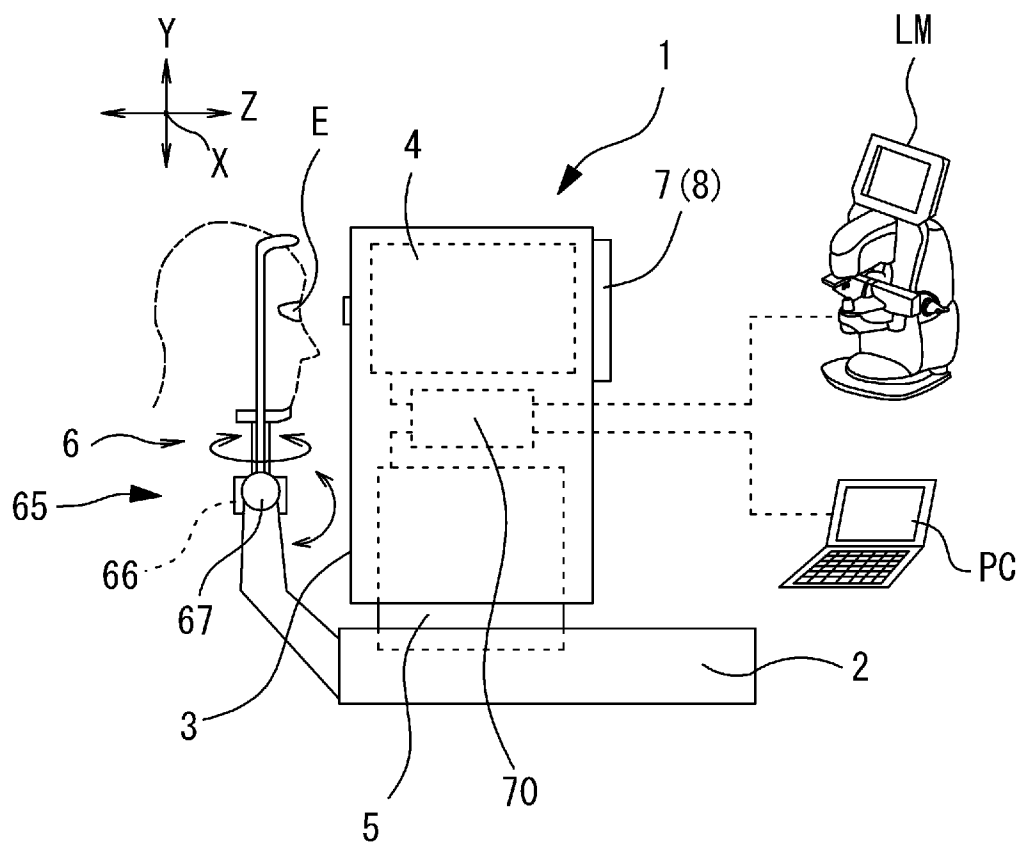
[請求項15] 被検眼の視機能を測定するための視機能測定装置に用いられる視機能測定プログラムであって、前記視機能測定装置のプロセッサによって実行されることで、

被検者が装用する眼鏡の眼鏡情報を取得する取得ステップと、
前記眼鏡情報に基づいて前記被検眼の眼屈折力を矯正する矯正ステップと、

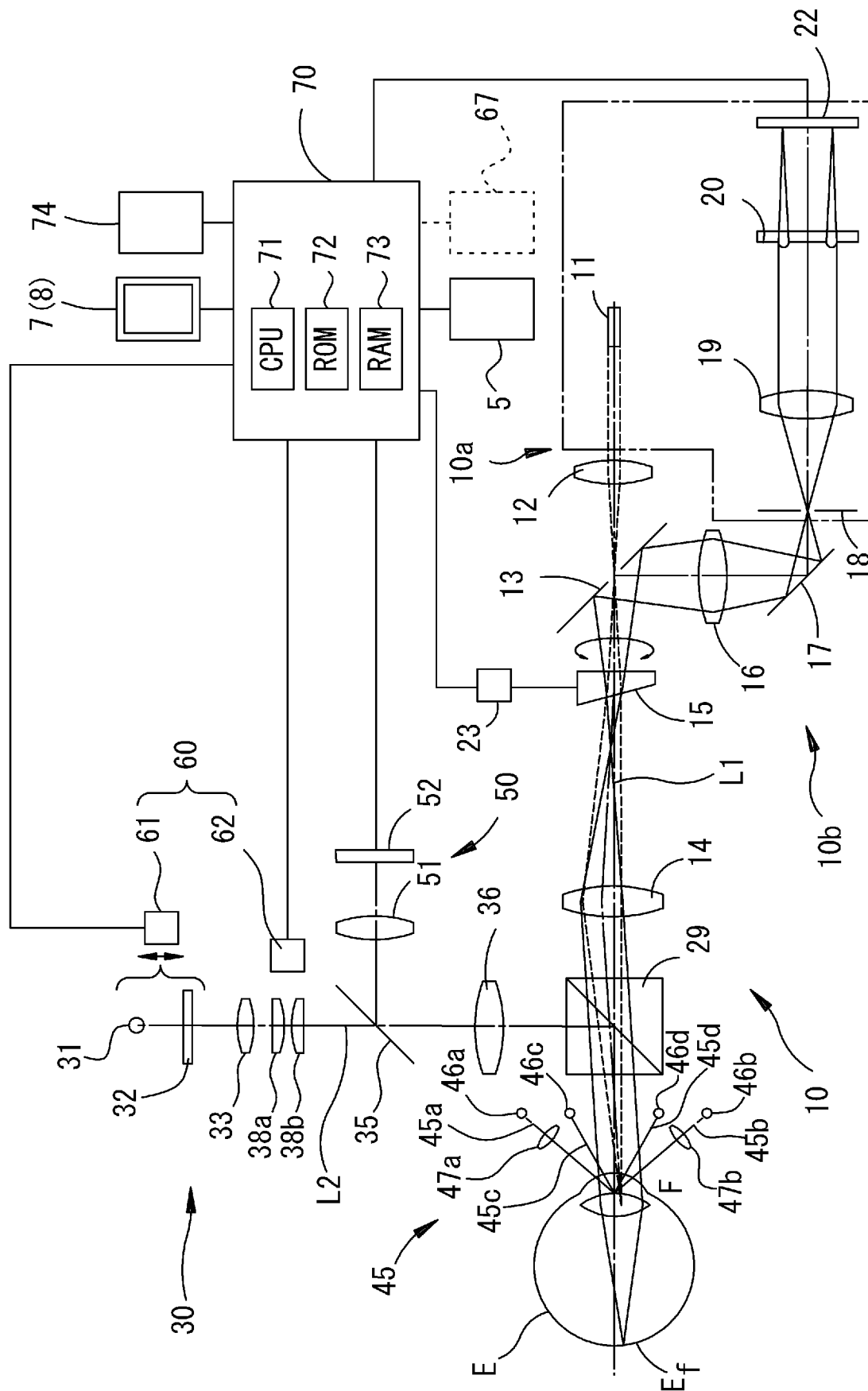
前記矯正ステップにおける矯正状態において、固視標を固視した前記被検眼の眼底に測定光を投光し、前記眼底からの反射光に基づいて前記被検眼の眼屈折力を測定する測定ステップと、

前記測定ステップにおいて、前記眼屈折力の経時変化から前記被検眼の調節緊張パラメータを演算する演算ステップと、
を前記視機能測定装置に実行させることを特徴とする視機能測定プログラム。

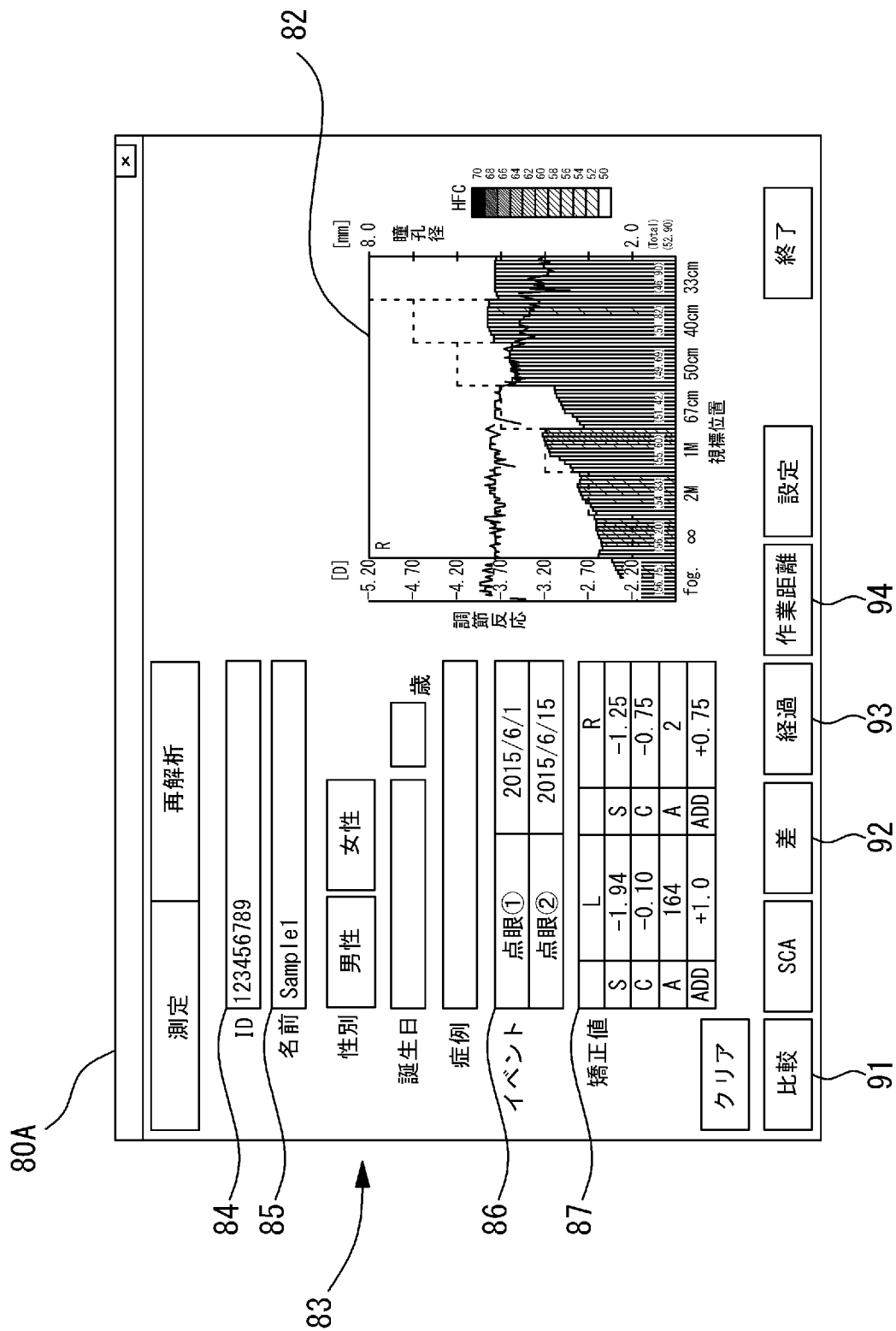
[図1]



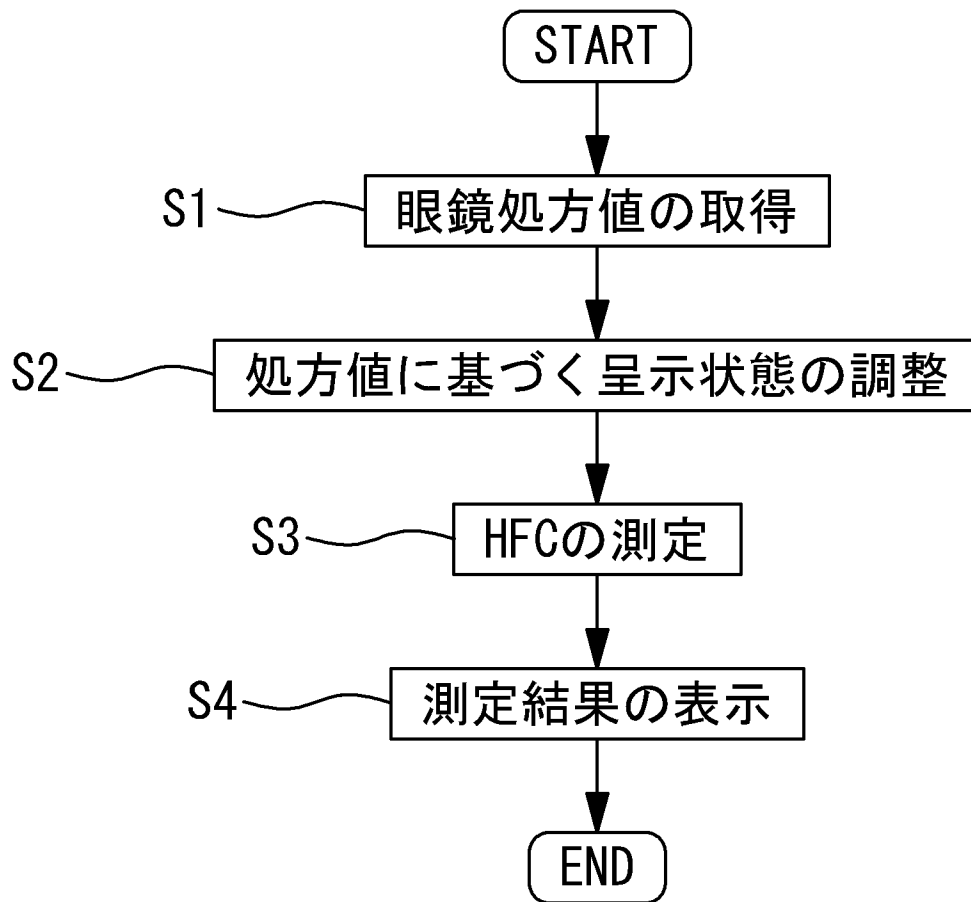
[図2]



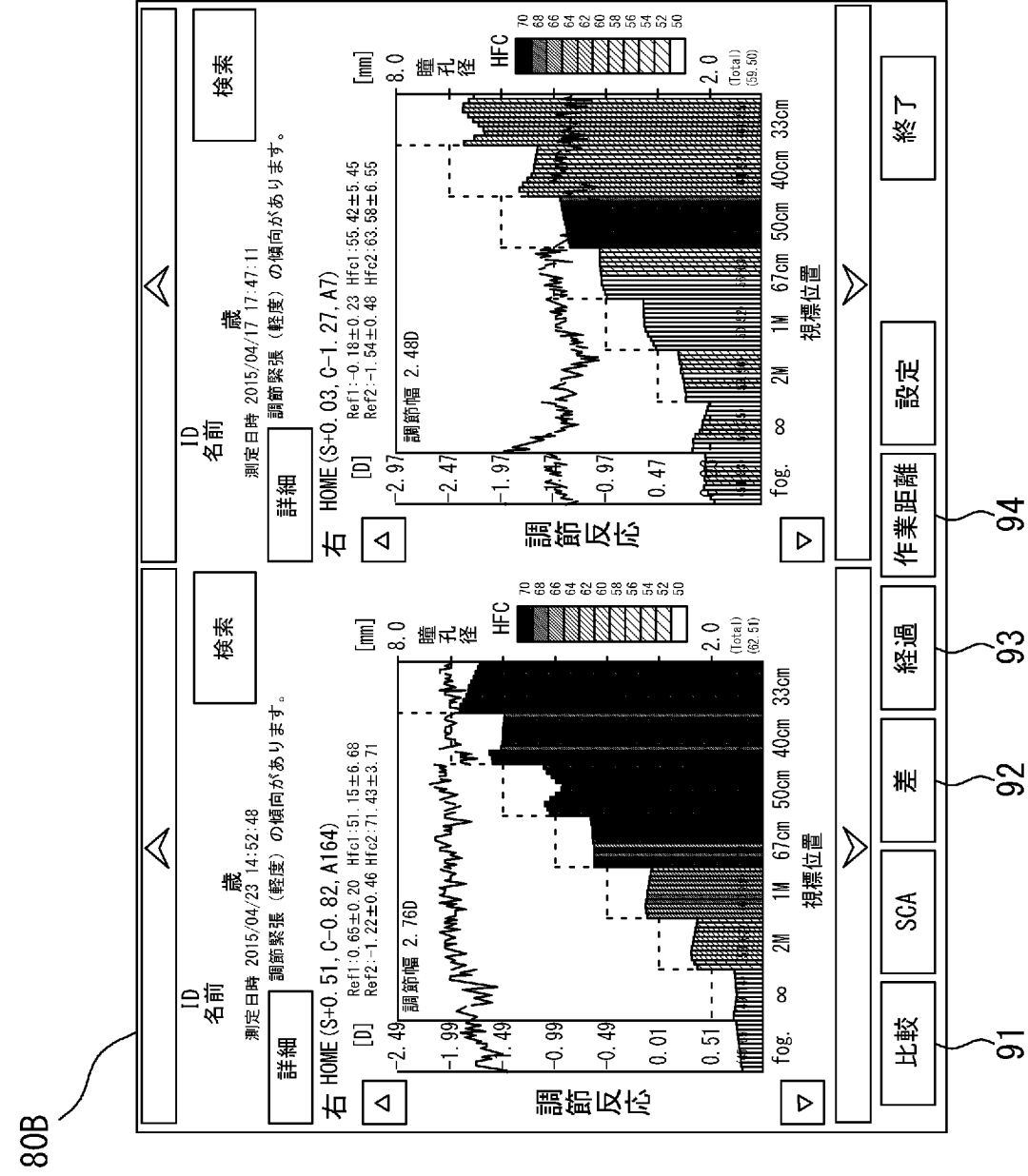
[図3]



[図4]

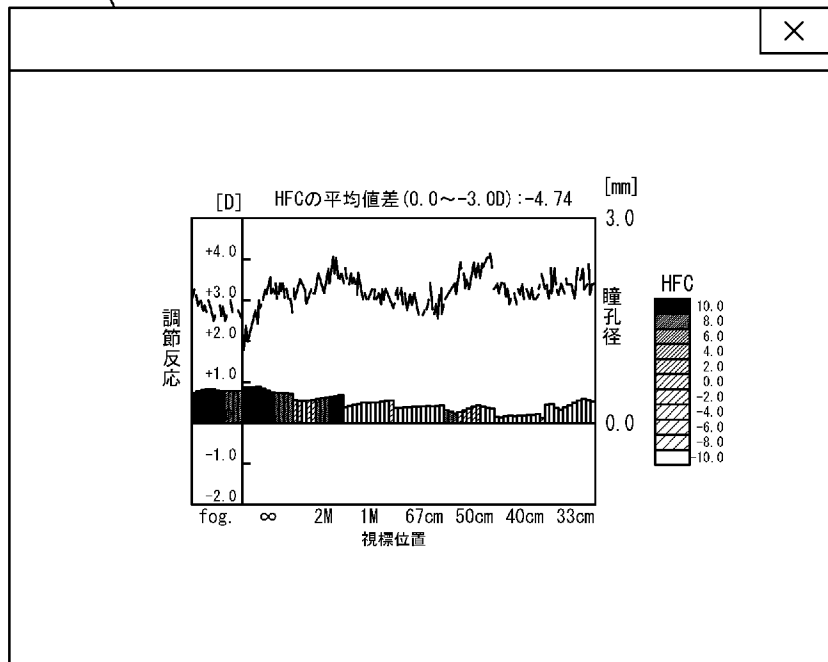


[図5]



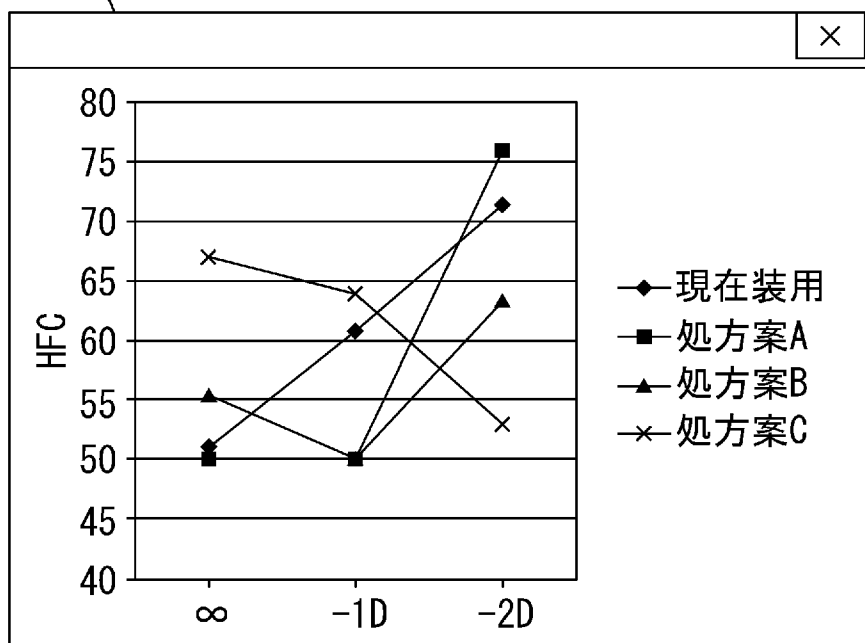
[図6]

80C



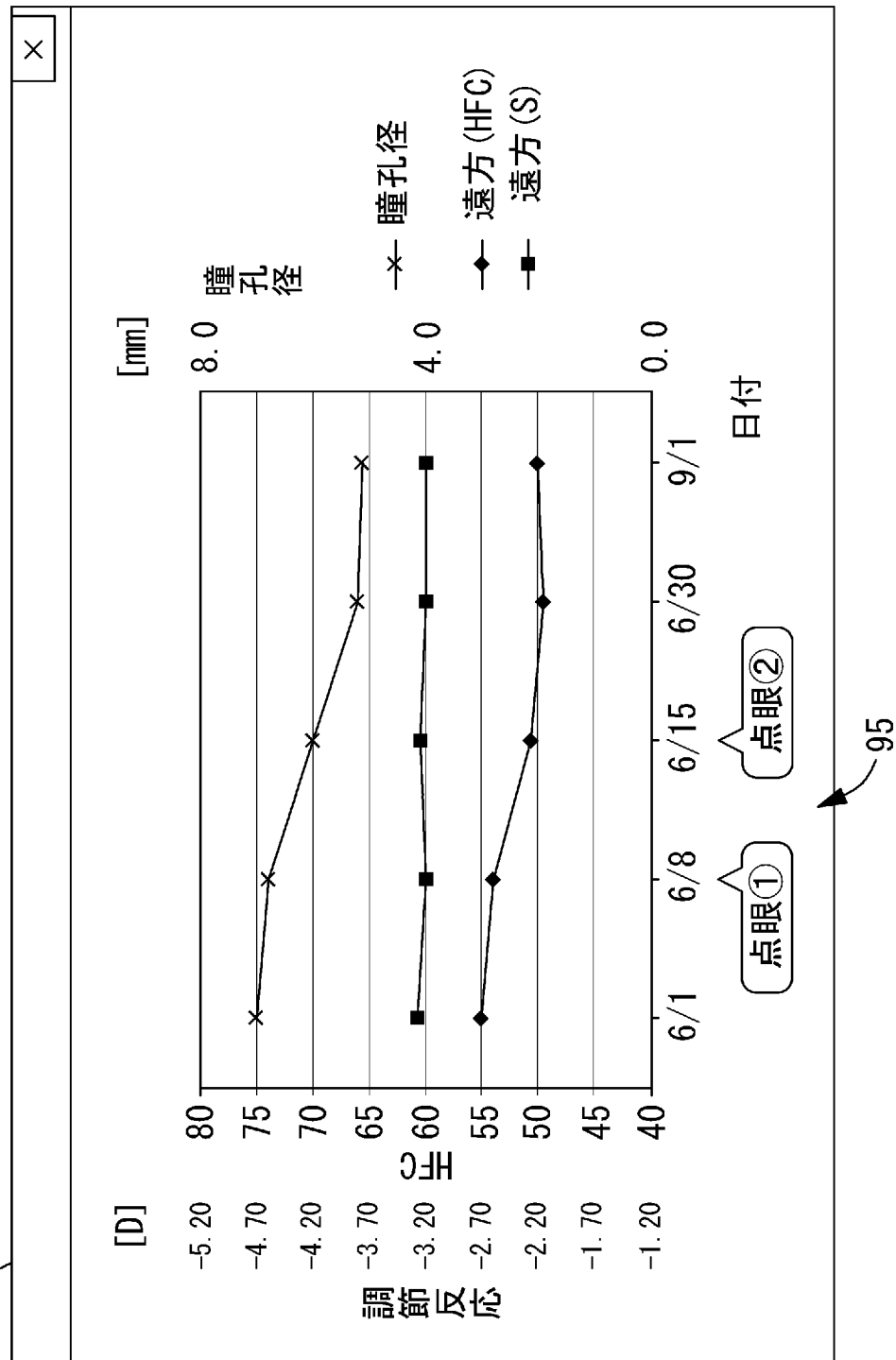
[図7]

80D



[図8]

80E



[図9]

80F

×

84

ID 123456789

85

名前 Sample1

96

作業距離 50 [cm]

97

処方値

	L		R
S	-1.78	S	-1.61
C	-0.10	C	-0.40
A	164	A	2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/069253

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/103(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B3/103, A61B3/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2011-156291 A (Right Mfg. Co., Ltd.), 18 August 2011 (18.08.2011), paragraphs [0018] to [0058], [0064] to [0071]; fig. 1 to 7, 10 & US 2011/0187996 A1 paragraphs [0036] to [0158], [0176] to [0203]; fig. 1 to 7, 10 & EP 2353496 A1 & CN 102138776 A	1-3, 12-13, 15 4-11
X Y	JP 2005-52249 A (Nidek Co., Ltd.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraphs [0008] to [0037]; fig. 1 to 6 & US 2005/0041210 A1 paragraphs [0049] to [0052]; fig. 6	14 4-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 September 2016 (01.09.16)

Date of mailing of the international search report
20 September 2016 (20.09.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/069253

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Nanami NAKAYAMA et al., "Influence of Over Refractive Correction on Diurnal Variation in Accommodative Microfluctuations", Journal of the Eye, vol.25, no.2, 29 February 2008 (29.02.2008), pages 259 to 261	5-11
Y	JP 2003-10158 A (Biochemical and Pharmacological Laboratories Inc.), 14 January 2003 (14.01.2003), fig. 1 & US 2003/0077571 A1 fig. 1 & WO 2002/090980 A1 & EP 1384998 A1	6-11
Y	JP 10-500130 A (Senju Pharmaceutical Co., Ltd.), 06 January 1998 (06.01.1998), fig. 3 & WO 95/31200 A1 fig. 3 & CN 1148810 A	7-11
Y	KUMIKO TOSHIDA et.al., Influences of the Accommodative Stimulus and Aging on the Accommodative Microfluctuations, Optometry & Vision Science, Vol.75, No.3, 1998.03.31, pp.221-226	8-11
A	JP 2005-21181 A (Nidek Co., Ltd.), 27 January 2005 (27.01.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2015-12963 A (Right Mfg. Co., Ltd.), 22 January 2015 (22.01.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/103(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/103, A61B3/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 2011-156291 A（株式会社ライト製作所） 2011.08.18, 【0018】～【0058】、 【0064】～【0071】、図1～7、10 & US 2011/0187996 A1 [0036]-[0158], [0176]-[0203], FIG. 1-7, 10 & EP 2353496 A1 & CN 102138776 A	1-3, 12-13, 15 4-11
X Y	JP 2005-52249 A（株式会社ニデック） 2005.03.03, 【0008】～【0037】、図1～6 & US 2005/0041210 A1 [0049]-[0052], FIG. 6	14 4-11

☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

01.09.2016

国際調査報告の発送日

20.09.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

山口 裕之

2Q

2913

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	中山奈々美 他, 過矯正が調節微動日内変動に及ぼす影響, あたらしい眼科, Vol.25, No.2, 2008.02.29, pp.259-261	5-11
Y	JP 2003-10158 A (株式会社生物技術研究所) 2003.01.14, 図1 & US 2003/0077571 A1 Fig.1 & WO 2002/090980 A1 & EP 1384998 A1	6-11
Y	JP 10-500130 A (千寿製薬株式会社) 1998.01.06, 図3 & WO 95/31200 A1 Fig.3 & CN 1148810 A	7-11
Y	KUMIKO TOSHIDA et.al., Influences of the Accommodative Stimulus and Aging on the Accommodative Microfluctuations, Optometry & Vision Science, Vol.75, No.3, 1998.03.31, pp.221-226	8-11
A	JP 2005-21181 A (株式会社ニデック) 2005.01.27, 全文全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2015-12963 A (株式会社ライト製作所) 2015.01.22, 全文全図 (ファミリーなし)	1-15