

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4717561号
(P4717561)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 3/02 (2006.01) A 6 1 B 3/02 Z

請求項の数 13 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2005-255185 (P2005-255185)	(73) 特許権者	000220343 株式会社トプコン 東京都板橋区蓮沼町75番1号
(22) 出願日	平成17年9月2日(2005.9.2)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(65) 公開番号	特開2007-61558 (P2007-61558A)	(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
(43) 公開日	平成19年3月15日(2007.3.15)	(72) 発明者	野田 徹 東京都目黒区東が丘2-5-1 独立行政 法人国立病院機構 東京医療センター内
審査請求日	平成20年8月14日(2008.8.14)	(72) 発明者	渋谷 雅博 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社 トプコン内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科検査プログラム、眼科検査装置及び眼科検査システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

2以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、

表示手段と、

を有するコンピュータを、

被検眼の光学特性データと前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する画像生成手段と、

前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、

前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示する標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、

前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、

として機能させる、
ことを特徴とする眼科検査プログラム。

【請求項 2】

前記コンピュータを、
前記画像生成手段により生成された前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標の前記シミュレーション画像を前記表示手段に一覧表示させる画像表示制御手段として更に機能させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 3】

前記画像表示制御手段を、
前記生成されたシミュレーション画像を、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標のコントラストに応じた順序で配列表示させることにより前記一覧表示させるように機能させる、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 4】

前記画像表示制御手段を、
前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、その空間周波数における所定のサンプル視標を前記複数の視標のシミュレーション画像とともに前記表示手段に表示させるように機能させる、

ことを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 5】

前記コンピュータは、操作手段を更に有し、
前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれは、濃淡が正弦波状に変化する縞を含む縞視標であり、
前記操作手段を、前記一覧表示された前記シミュレーション画像のうちから、ユーザが、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて 1 つのシミュレーション画像を指定するための、前記画像特定手段に含まれる画像指定手段として機能させ、

前記検査結果作成手段を、前記指定されたシミュレーション画像を標示する標示情報を前記検査用紙のイメージデータに付加するように機能させる、

ことを特徴とする請求項 2 ないし請求項 4 のいずれか一項に記載の眼科検査プログラム

【請求項 6】

前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれは、濃淡が正弦波状に変化する縞を含む縞視標であり、

前記画像特定手段を、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の縞視標のそれぞれの前記シミュレーション画像における縞の濃淡を解析し、当該濃淡の変化量が所定の閾値以上である場合に、当該シミュレーション画像を前記コントラストを認識可能なシミュレーション画像として前記選択するように機能させる、

ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか一項に記載の眼科検査プログラム

【請求項 7】

前記検査結果表示制御手段を、
前記標示情報が付加された検査用紙のイメージデータとともに、前記画像生成手段により生成された前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標の前記シミュレーション画像を前記表示手段に一覧表示させるように機能させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 8】

前記シミュレーション画像は、前記表示手段の表示画面における縦方向及び横方向のうちの一方に沿って異なる空間周波数に対応するものが配列表示され、他方に沿って各空間周波数の前記複数の視標に対応するものが配列表示され、

10

20

30

40

50

前記標示情報が付加された検査用紙のイメージデータは、前記一方に沿って異なる空間周波数に対応する前記視標情報が配列表示され、前記他方に沿って各空間周波数の前記複数の視標の視標情報が配列表示される、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 9】

前記検査用紙のイメージデータの前記視標情報は、前記他方に沿って、前記複数の視標のコントラストの値の逆数のコントラスト感度に応じた順序で配列されていることを特徴とする請求項 8 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 10】

前記検査結果作成手段により前記検査用紙のイメージデータ上に付加される標示情報は、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれの前記視標情報の間を結ぶグラフを含むことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 9 のいずれか一項に記載の眼科検査プログラム。

10

【請求項 11】

前記検査結果作成手段を、前記グラフにより特定される前記検査用紙のイメージデータ上の領域の面積を算出するように機能させることを特徴とする請求項 10 に記載の眼科検査プログラム。

【請求項 12】

被検眼の光学特性データを測定する眼光学特性測定装置に接続された眼科検査装置であって、

2 以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、

20

表示手段と、

前記眼光学特性測定装置により測定された被検眼の光学特性データと前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する画像生成手段と、

前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、

30

前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示する標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、

前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、

を備えることを特徴とする眼科検査装置。

【請求項 13】

被検眼の光学特性データを測定する眼光学特性測定装置と眼科検査装置とを含む眼科検査システムであって、

40

前記眼科検査装置は、

2 以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、

表示手段と、

前記眼光学特性測定装置により測定された被検眼の光学特性データと前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成す

50

る画像生成手段と、

前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、

前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示する標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、

前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、

を備える、

ことを特徴とする眼科検査システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科分野において被検眼のコントラスト感度を測定するために適用される眼科検査プログラム、眼科検査装置及び眼科検査システムに関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

コントラスト感度検査は、たとえば、白内障手術、緑内障手術、LASIK(Laser in situ Keratomileusis; レーザ角膜屈折矯正)手術の術前・術後などに広く実施されている眼科検査である。

【0003】

このコントラスト感度検査は、専用の視標を被検眼に呈示し、その見え方を被検者に応答させることによって行われる(すなわち自覚式の眼科検査である。)。以下、非特許文献1を参照し、コントラスト感度検査の概要を説明する。

【0004】

コントラスト感度検査は、縞視標やETDRSチャート(アルファベット、ランドルト環等)などの専用の視標を被検眼に呈示して行う。以下、縞視標を用いる場合のコントラスト感度検査について説明する。

30

【0005】

縞視標は、コントラストが正弦波状に変化する縞からなる視標である。検査においては、縞の間隔(空間周波数)及びコントラストの異なる複数の縞視標が用意されており、それらをコントラストの高いものから順に被検眼に呈示し、その見え方を応答させる。それにより、各空間周波数について、被検者が縞の存在を認識できた視標のうちコントラストが最小のものを特定して検査結果とする。この検査結果は、非特許文献1の図5に示すような用紙に記入される。この用紙は、横軸に空間周波数を取り、縦軸にコントラスト感度(コントラストの逆数)を取ったものである。なお、この用紙には、コントラスト感度の正常域が示されており、検査結果の正常/異常の判断を容易にしている。

40

【0006】

特許文献1に記載の眼科装置や、特許文献2に記載の視機能検査装置は、コントラスト感度検査に関連する従来の発明である。

【0007】

特許文献1に記載の眼科装置は、縞模様発生表示手段と応答入力手段と結果表示手段と信号処理制御手段とを有している。縞模様発生表示手段は、予めプログラムした順序に従って縞模様(縞視標)を順次に被検眼に呈示し、信号処理制御手段は、応答入力手段からの入力情報に基づいてコントラスト感度を求め、結果表示手段は、そのコントラスト感度

50

を表示するように構成されている。それにより、検者がいない状況でもコントラスト感度検査を実施可能としている。また、縞模様発生表示手段は、縞のピッチや方向をランダムに変更させながら縞視標を被検眼に呈示することができ、測定データの客観性の向上を図っている。

【0008】

また、特許文献2に記載の視機能検査装置は、視標呈示手段からの視標光束がミラー面で反射した後、視標光側が筐体開口部の後方に斜設されたビームスプリッタで反射して、筐体から離れた位置にある被検眼に向かう省スペース型視機能検査装置であって、コントラスト切替用の照明光源とこの照明光源の照明光を拡散させる拡散板とを有するコントラストテスト用照明手段と、可視域の光束の一部を反射し一部を透過する性質を持ち視標光束と照明光束とを合成する合成ミラーと、コントラストテスト用照明手段による照明光量と視標光束の光量との光量比を所定のコントラスト比に従って切替える光量比切替手段とを有している。それにより、コントラスト感度検査を含む様々な眼科検査を1台の装置で実施することができ、省スペース化を図っている。

10

【0009】

ところで、近年、被検眼の光学特性データを測定し、被検眼の眼底(網膜)に投影された視標等の投影像の形態をシミュレート(simulate)する技術が進展を見せている(たとえば、本出願人による特許文献3、4を参照。)

【0010】

特許文献3に記載の装置は、被検眼を照明する光束の合焦状態を変更しながら複数の画像を取得し、それらの画像に基づいて被検眼の点像分布関数(PSF; Point Spread Function)を算出するようになっている。そして、このPSFと視標のイメージデータ(輝度分布)との畳み込み積分(コンボリューション)を演算することにより、この被検眼の眼底に当該視標が投影されたときのシミュレーション画像を求めるように構成されている。

20

【0011】

なお、シミュレーション画像を求めるための演算時間を短縮するために、次のような演算方法を用いることができる。まず、PSFをフーリエ変換して光学伝達関数(OTF; Optical Transfer Function)を求める。このOTFの振幅の絶対値成分は、振幅伝達関数(MTF; Modulation Transfer Function)と呼ばれ、その位相成分は、位相伝達関数(PTF; Phase Transfer Function)と呼ばれる。このMTFと視標イメージデータとのコンボリューションを演算するとともに、PTFと視標イメージデータとのコンボリューションを演算する。更に、これらのコンボリューションの演算結果を逆フーリエ変換することにより、PSFと視標イメージデータとのコンボリューションに相当するシミュレーション画像を求める。

30

【0012】

特許文献4に記載の装置は、被検眼を照明した光束をハルトマン板などを介して受光し、その受光信号に基づいて、被検眼の瞳径、全波面収差、ゼルニケ係数等を算出するようになっている。更に、この算出結果に基づいて瞳関数を求めるとともに、この瞳関数に基づいて被検眼眼球のOTFを求めるようになっている。また、視標のイメージデータをフーリエ変換して、その空間周波数分布を演算するようになっている。そして、視標イメージデータの空間周波数分布と被検眼眼球のOTFとのコンボリューションを演算することにより眼球光学系通過後の周波数分布を求め、この周波数分布を逆フーリエ変換することにより、当該視標の眼底投影像のシミュレーション画像を求めるように構成されている。

40

【0013】

【特許文献1】特開平6-165754号公報

【特許文献2】特開2002-191558号公報

【特許文献3】特開2002-209852号公報

【特許文献4】特開2004-337236号公報

50

【非特許文献1】前田直之、大鹿哲郎、不二門尚編集「角膜トポグラファーと波面センサー - 解読のポイント」株式会社メジカルビュー社、2002年10月10日、p.214-222

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

コントラスト感度検査は、前述のように、コントラスト及び空間周波数の異なる多数の縞視標を被検眼に順次呈示して行う自覚式の検査である。当該検査においては、たとえば、4種類の空間周波数の値のそれぞれについて、8つのコントラストの異なる縞視標が用意されている。したがって、視標の呈示作業と被検者の応答作業とを最大で32回も繰り返し行う必要がある。このように、コントラスト感度検査は、手術の前後等に必須であるにも拘わらず、非常に時間の掛かる検査であり、そのため、検者及び被検者の双方への負担も大きい。

10

【0015】

また、コントラスト感度検査は、被検者の主観的な応答結果に基づく自覚検査であるため、検査結果の客観性が十分に確保されているとは言い難い。

【0016】

このような現状に対し、特許文献1に記載の発明は、被検者単独でコントラスト感度検査を実施可能としているが、被検者自身に掛かる負担は軽減されない。逆に、検者のサポートを受けられない分、被検者への負担が増すことも考えられる。

20

【0017】

また、特許文献1に記載の発明は、縞のピッチや方向をランダムに変えつつ縞視標を呈示することで検査結果の客観性向上を図っているが、いずれにしても、被検者の応答内容に基づく自覚式の検査方法を採用しているため、検査結果の客観性の本質的な向上に寄与するものとは言えない。

【0018】

同様に、特許文献2に記載の発明についても、自覚式の検査方法を採用していることから、検査結果の客観性の問題を解消することは困難である。

【0019】

本発明は、このような問題点の解消を図るものであり、コントラスト感度検査の検査結果の客観性を向上させることが可能な眼科検査プログラム、眼科検査装置及び眼科検査システムを提供することを目的とする。

30

【0020】

また、本発明は、コントラスト感度検査の検査時間の短縮化を図ることが可能な眼科検査プログラム、眼科検査装置及び眼科検査システムを提供することを他の目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、2以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、表示手段と、を有するコンピュータを、被検眼の光学特性データと前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する画像生成手段と、前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示す

40

50

る標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、として機能させる、ことを特徴とする眼科検査プログラムである。

【0022】

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の眼科検査プログラムであって、前記コンピュータを、前記画像生成手段により生成された前記2以上の空間周波数の前記複数の視標の前記シミュレーション画像を前記表示手段に一覧表示させる画像表示制御手段として更に機能させる、ことを特徴とする。

【0023】

また、請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の眼科検査プログラムであって、前記画像表示制御手段を、前記生成されたシミュレーション画像を、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標のコントラストに応じた順序で配列表示させることにより前記一覧表示させるように機能させる、ことを特徴とする。

10

【0024】

また、請求項4に記載の発明は、請求項2又は請求項3に記載の眼科検査プログラムであって、前記画像表示制御手段を、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、その空間周波数における所定のサンプル視標を前記複数の視標のシミュレーション画像とともに前記表示手段に表示させるように機能させる、ことを特徴とする。

【0025】

また、請求項5に記載の発明は、請求項2ないし請求項4のいずれか一項に記載の眼科検査プログラムであって、前記コンピュータは、操作手段を更に有し、前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれは、濃淡が正弦波状に変化する縞を含む縞視標であり、前記操作手段を、前記一覧表示された前記シミュレーション画像のうちから、ユーザが、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて1つのシミュレーション画像を指定するための、前記画像特定手段に含まれる画像指定手段として機能させ、前記検査結果作成手段を、前記指定されたシミュレーション画像を標示する標示情報を前記検査用紙のイメージデータに付加するように機能させる、ことを特徴とする。

20

【0026】

また、請求項6に記載の発明は、請求項1ないし請求項4のいずれか一項に記載の眼科検査プログラムであって、前記2以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれは、濃淡が正弦波状に変化する縞を含む縞視標であり、前記画像特定手段を、前記2以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の縞視標のそれぞれの前記シミュレーション画像における縞の濃淡を解析し、当該濃淡の変化量が所定の閾値以上である場合に、当該シミュレーション画像を前記コントラストを認識可能なシミュレーション画像として前記選択するように機能させる、ことを特徴とする。

30

【0027】

また、請求項7に記載の発明は、請求項1に記載の眼科検査プログラムであって、前記検査結果表示制御手段を、前記標示情報が付加された検査用紙のイメージデータとともに、前記画像生成手段により生成された前記2以上の空間周波数の前記複数の視標の前記シミュレーション画像を前記表示手段に一覧表示させるように機能させる、ことを特徴とする。

40

【0028】

また、請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の眼科検査プログラムであって、前記シミュレーション画像は、前記表示手段の表示画面における縦方向及び横方向のうち的一方に沿って異なる空間周波数に対応するものが配列表示され、他方に沿って各空間周波数の前記複数の視標に対応するものが配列表示され、前記標示情報が付加された検査用紙のイメージデータは、前記一方に沿って異なる空間周波数に対応する前記視標情報が配列表示され、前記他方に沿って各空間周波数の前記複数の視標の視標情報が配列表示される、ことを特徴とする。

【0029】

50

また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 8 に記載の眼科検査プログラムであって、前記検査用紙のイメージデータの前記視標情報は、前記他方に沿って、前記複数の視標のコントラストの値の逆数のコントラスト感度に応じた順序で配列されていることを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

また、請求項 1 0 に記載の発明は、請求項 1 ないし請求項 9 のいずれか一項に記載の眼科検査プログラムであって、前記検査結果作成手段により前記検査用紙のイメージデータ上に付加される標示情報は、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれの前記視標情報の間を結ぶグラフを含むことを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

また、請求項 1 1 に記載の発明は、請求項 1 0 に記載の眼科検査プログラムであって、前記検査結果作成手段を、前記グラフにより特定される前記検査用紙のイメージデータ上の領域の面積を算出するように機能させることを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

また、請求項 1 2 に記載の発明は、被検眼の光学特性データを測定する眼光学特性測定装置に接続された眼科検査装置であって、2 以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、表示手段と、前記眼光学特性測定装置により測定された被検眼の光学特性データと前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する画像生成手段と、前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示する標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

また、請求項 1 3 に記載の発明は、被検眼の光学特性データを測定する眼光学特性測定装置と眼科検査装置とを含む眼科検査システムであって、前記眼科検査装置は、2 以上の異なる空間周波数のそれぞれについてコントラストが異なる複数の視標のそれぞれを示す視標情報が配列された所定の検査用紙のイメージデータと、前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとをあらかじめ格納した格納手段と、表示手段と、前記眼光学特性測定装置により測定された被検眼の光学特性データと前記 2 以上の空間周波数の前記複数の視標のそれぞれのイメージデータとに基づいて、前記視標のそれぞれを前記被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する画像生成手段と、前記生成されたシミュレーション画像に基づき、前記 2 以上の空間周波数のそれぞれについて、前記複数の視標の前記シミュレーション画像のうち、前記被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、当該選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する画像特定手段と、前記特定されたシミュレーション画像の基になった視標の前記視標情報を標示する標示情報を、前記検査用紙のイメージデータ上に付加する検査結果作成手段と、前記標示情報が前記付加された検査用紙のイメージデータを前記表示手段に表示させる検査結果表示制御手段と、を備える、ことを特徴とする

【 発明の効果 】

【 0 0 3 4 】

本発明によれば、被検眼の光学特性データと各空間周波数の複数の視標のそれぞれのイ

10

20

30

40

50

メーadataとに基づいて、各視標を被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成することができる。更に、この生成されたシミュレーション画像に基づき、各空間周波数について、当該被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択し、選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定することができる。そして、各空間周波数について、特定されたシミュレーション画像の基になった視標の視標情報を標示する標示情報を検査用紙のイメージデータ上に付加して表示させることができる。

【0035】

それにより、被検眼の光学特性データに基づく視標の見え方のシミュレーション画像を用いて、当該被検眼のコントラスト感度を他覚的に検査することができる。したがって、従来の自覚的な検査方法と比較して、コントラスト感度検査の検査結果の客観性を向上させることが可能となる。

10

【0036】

更に、本発明によれば、コントラスト感度検査を実施する際に、従来のように多数の視標を1つずつ被検眼に呈示して被検者に応答させる必要がないので、検査時間の短縮を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

本発明に係る眼科検査プログラム、眼科検査装置及び眼科検査システムの好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。

20

【0038】

第1の実施形態

[システム構成]

図1は、本実施形態に係る眼科検査システムの全体構成の一例を表している。同図に示す眼科検査システム1は、眼光学特性測定装置2と眼科検査装置10とを含んで構成されている。

【0039】

[眼光学特性測定装置]

眼光学特性測定装置2は、たとえば、前述の特許文献3や特許文献4に記載されたような、被検眼の眼光学特性を測定するための光学機器を含んで構成される。ここで、「眼光学特性」とは、たとえば振幅伝達関数(MTF)や位相伝達関数(PTF)や点像分布関数(PSF)のように、被検眼の光学的な特性を表すデータを意味するものとする。

30

【0040】

[眼科検査装置]

眼科検査装置10は、本発明の「眼科検査装置」の一例に相当し、被検眼のコントラスト感度検査の実施に用いられるコンピュータを含んで構成される。この眼科検査装置10は、図1に示すように、データ格納部11、画像生成部12、画像表示制御部13、画像特定部14、検査結果作成部15、検査結果表示制御部16及び表示部17を具備している。

【0041】

40

[ハードウェア構成]

図2は、これら各部による後述の機能を実現するための眼科検査装置10のハードウェア構成の一例を表している。上記各部の機能的構成を説明する前に、眼科検査装置10のハードウェア構成について説明する。

【0042】

眼科検査装置10は、従来のコンピュータと同様のハードウェア構成を備えている。具体的には、CPU100(等のマイクロプロセッサ)、RAM101、ROM102、ハードディスクドライブ(HDD)103、キーボード104、マウス105、ディスプレイ106及び通信インターフェイス(I/F)107を含んで構成されている。これら各部は、バス108を介して接続されている。

50

【0043】

ＣＰＵ１００は、ハードディスクドライブ１０３に格納された眼科検査プログラム１０３ａ及び眼科検査用データ１０３ｂをＲＡＭ１０１上に展開して、後述する本発明に特徴的な動作を実行する。また、ＣＰＵ１００は、装置各部の制御、各種演算処理等を実行する。たとえば、キーボード１０４やマウス１０５からの操作信号に対応する装置各部の制御、ディスプレイ１０６による表示処理の制御、通信インターフェイス１０７によるデータ通信処理の制御などを実行する。

【0044】

ハードディスクドライブ１０３には、前述の眼科検査プログラム１０３ａと、眼科検査用データ１０３ｂとがあらかじめ格納されている。眼科検査プログラム１０３ａは、図２に示すハードウェア構成の眼科検査装置１０に、図１に示す各部の動作（後述）を実行させるためのプログラムである。また、眼科検査用データ１０３ｂは、眼科検査プログラム１０３ａに基づく処理において使用される各種のデータを含んでいる。また、ハードディスクドライブ１０３には、眼光学特性測定装置２から送信された眼光学特性の測定データなどの各種のデータが適宜に保存される。

10

【0045】

キーボード１０４は、文字や数字等をタイピング入力するための入力デバイスとして用いられる。マウス１０５は、ディスプレイ１０６の表示画面に対する各種入力操作を行うための操作デバイスとして、更には入力デバイスとして用いられる。ディスプレイ１０６は、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）やＣＲＴ（Cathode Ray Tube）等の任意の表示デバイスである。

20

【0046】

これらキーボード１０４、マウス１０５及びディスプレイ１０６は、眼科検査装置１０のユーザインターフェイスとして使用される。また、ディスプレイ１０６は、図１に示す表示部１７の一例を構成するものである。

【0047】

なお、このようなユーザインターフェイスは、当該構成に限定されるものではなく、たとえばトラックボール、ジョイスティック、タッチパネル式のＬＣＤ、眼科検査用のコントロールパネルなど、各種情報を表示出力する機能と、各種情報を入力する機能とを備えた任意のユーザインターフェイス手段によって構成することが可能である。

30

【0048】

通信インターフェイス１０７は、眼光学特性測定装置２によって測定された眼光学特性データを受信するものである。眼科検査装置１０と眼光学特性測定装置２とがＬＡＮ（Local Area Network）を介して接続されている場合、この通信インターフェイス１０７は、ＬＡＮカード等のネットワークアダプタを含んで構成される。また、それらが専用線を介して接続されている場合、この通信インターフェイス１０７は、当該専用線用のコネクタを含んで構成される。

【0049】

〔機能的構成〕

上記のようなハードウェア構成の眼科検査装置１０の機能的構成について、図１及び図２を参照しつつ説明する。以下、図１に示す眼科検査装置１０の各部についてそれぞれ説明する。

40

【0050】

（データ格納部）

データ格納部１１は、任意の記憶装置（不揮発性記憶装置が望ましい。）を含んで構成される。具体的には、データ格納部１１は、図２に示すハードディスクドライブ１０３を含んで構成される。このデータ格納部１１には、検査用紙データ１１ａ、視標データ１１ｂ及び輝度閾値データ１１ｃがあらかじめ格納されている。

【0051】

検査用紙データ１１ａは、コントラスト感度検査の検査結果を記入するための所定の検

50

査用紙のイメージデータである。また、視標データ 1 1 b は、コントラスト感度検査に使用される視標のイメージデータである。また、輝度閾値データ 1 1 c は、後述の画像特定処理において、シミュレーション画像に示す視標を被検眼が認識できるか否かを判別するための閾値として用いられる数値データである。

【 0 0 5 2 】

図 3 は、検査用紙データ 1 1 a として格納されている検査用紙の一例の概略を表している（たとえば前述の非特許文献 1 を参照）。また、図 4 は、視標データ 1 1 b として格納されているコントラスト感度検査用の視標の一例である縞視標の概略を表している（たとえば非特許文献 1 を参照）。なお、図 4 に示す縞視標のコントラストの高低は、縞の濃い部分を示す領域の斜線の密度の高低によって表されている。

10

【 0 0 5 3 】

当該システム 1 にて実施するコントラスト感度検査では、図 4 に示すような縞視標が用いられる。本実施形態においては、4 つの異なる空間周波数（3、6、12、18 サイクル/視度）のそれぞれについて、コントラストが異なる 8 つの縞視標が用いられる。視標データ 1 1 b には、これら 32 個の縞視標のそれぞれのイメージの輝度分布を表すデータ（輝度分布データ）が含まれている。

【 0 0 5 4 】

図 4 に示す視標データ 1 1 b において、各空間周波数の縞視標の並び（紙面縦方向の並び）のうちの上段に位置する縞視標は、各空間周波数におけるサンプル視標である。そして、各サンプル視標の下方には、その空間周波数に対応する 8 つの縞視標がコントラストの高いものから順に配列されている。

20

【 0 0 5 5 】

各空間周波数に対応する 8 つの縞視標には、コントラストの高いものから順に、マル 1、マル 2、・・・、マル 8 という視標情報が付与されている。ここで、視標情報とは、各縞視標を識別するための識別情報である。

【 0 0 5 6 】

これら 32 個の縞視標は、たとえば、前述の非特許文献 1 に記載のコントラスト（コントラスト感度）の縞を有している。すなわち、空間周波数 3 サイクル/視度について、サンプル視標のコントラストは 20.00%（コントラスト感度 5）、視標情報マル 1 の縞視標のコントラストは 10.00%（コントラスト感度 10）、視標情報マル 2 の縞視標のコントラストは 6.67%（コントラスト感度 15）、視標情報マル 3 の縞視標のコントラストは 4.55%（コントラスト感度 22）、視標情報マル 4 の縞視標のコントラストは 3.23%（コントラスト感度 31）、視標情報マル 5 の縞視標のコントラストは 2.33%（コントラスト感度 43）、視標情報マル 6 の縞視標のコントラストは 1.64%（コントラスト感度 61）、視標情報マル 7 の縞視標のコントラストは 1.18%（コントラスト感度 85）、視標情報マル 8 の縞視標のコントラストは 0.83%（コントラスト感度 120）にそれぞれ設定されている。

30

【 0 0 5 7 】

また、空間周波数 6 サイクル/視度について、サンプル視標のコントラストは 12.50%（コントラスト感度 8）、視標情報マル 1 の縞視標のコントラストは 6.25%（コントラスト感度 16）、視標情報マル 2 の縞視標のコントラストは 4.17%（コントラスト感度 24）、視標情報マル 3 の縞視標のコントラストは 2.78%（コントラスト感度 36）、視標情報マル 4 の縞視標のコントラストは 2.00%（コントラスト感度 50）、視標情報マル 5 の縞視標のコントラストは 1.43%（コントラスト感度 70）、視標情報マル 6 の縞視標のコントラストは 1.01%（コントラスト感度 99）、視標情報マル 7 の縞視標のコントラストは 0.72%（コントラスト感度 138）、視標情報マル 8 の縞視標のコントラストは 0.52%（コントラスト感度 193）にそれぞれ設定されている。

40

【 0 0 5 8 】

また、空間周波数 12 サイクル/視度について、サンプル視標のコントラストは 25.00%

50

00% (コントラスト感度4)、視標情報マル1の縞視標のコントラストは12.50% (コントラスト感度8)、視標情報マル2の縞視標のコントラストは8.33% (コントラスト感度12)、視標情報マル3の縞視標のコントラストは5.56% (コントラスト感度18)、視標情報マル4の縞視標のコントラストは4.00% (コントラスト感度25)、視標情報マル5の縞視標のコントラストは2.86% (コントラスト感度35)、視標情報マル6の縞視標のコントラストは2.00% (コントラスト感度50)、視標情報マル7の縞視標のコントラストは1.43% (コントラスト感度70)、視標情報マル8の縞視標のコントラストは1.01% (コントラスト感度99)にそれぞれ設定されている。

【0059】

また、空間周波数18サイクル/視度について、サンプル視標のコントラストは66.66% (コントラスト感度1.5)、視標情報マル1の縞視標のコントラストは33.33% (コントラスト感度3)、視標情報マル2の縞視標のコントラストは22.22% (コントラスト感度4.5)、視標情報マル3の縞視標のコントラストは14.29% (コントラスト感度7)、視標情報マル4の縞視標のコントラストは10.53% (コントラスト感度9.5)、視標情報マル5の縞視標のコントラストは7.69% (コントラスト感度13)、視標情報マル6の縞視標のコントラストは5.56% (コントラスト感度18)、視標情報マル7の縞視標のコントラストは4.00% (コントラスト感度25)、視標情報マル8の縞視標のコントラストは2.78% (コントラスト感度36)にそれぞれ設定されている。

【0060】

図3に示す検査用紙データ11aは、図4に示した32個の縞視標に対する検査結果を記入するための検査用紙のイメージデータである。そのために、この検査用紙データ11aには、各空間周波数(3、6、12、18サイクル/視度)について、8個の縞視標マル1~マル8が被検眼によって認識されているか否かを記入するための情報が含まれている。

【0061】

具体的に説明すると、図3に示す検査用紙データ11aには、空間周波数3サイクル/視度について、サンプル視標の視標情報マルA(図3の符号111A)と、コントラストの異なる8個の縞視標の視標情報マル1~マル8(符号111a)とが配列されている。このとき、8個の縞視標の視標情報111aは、縞視標のコントラスト感度が高いものが図中上側に、低いものが図中下側に配置されている。換言すると、当該8個の縞視標の視標情報111aは、縞視標のコントラストが低いものが図中上側に、高いものが図中下側に配置されている。この8個の縞視標の配列順序は、図3における当該8個の縞視標の配列順序の逆になっている(以下に説明する各空間周波数6、12、18サイクル/視度においても同様である。)

【0062】

同様に、検査用紙データ11aには、空間周波数6サイクル/視度について、サンプル視標の視標情報マルB(図3の符号111B)と、コントラスト(感度)の異なる8個の縞視標の視標情報マル1~マル8(符号111b)とが配列されている。また、空間周波数12サイクル/視度について、サンプル視標の視標情報マルC(図3の符号111C)と、コントラスト(感度)の異なる8個の縞視標の視標情報マル1~マル8(符号111c)とが配列されている。また、空間周波数18サイクル/視度について、サンプル視標の視標情報マルD(図3の符号111D)と、コントラスト(感度)の異なる8個の縞視標の視標情報マル1~マル8(符号111d)とが配列されている。

【0063】

以上のようなデータ格納部11は、検査用紙のイメージデータ(検査用紙データ11a)と、視標のイメージデータ(視標データ11b)とをあらかじめ格納した、本発明の「格納手段」の一例を構成するものである。

【0064】

(画像生成部)

画像生成部 1 2 は、被検眼の眼光学特性データと、データ格納部 1 1 内の視標データ 1 1 b (縞視標の輝度分布データ) とに基づいて、視標データ 1 1 b に示す 3 2 個の縞視標のそれぞれを被検眼に呈示したときに、この被検眼の眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する、本発明の「画像生成手段」の一例に相当するものである。この画像生成部 1 2 は、図 2 に示す CPU 1 0 0 を含んで構成される。

【0065】

画像生成部 1 2 が実行するシミュレーション画像生成処理の処理内容の一例について説明する。このシミュレーション画像生成処理は、たとえば、特許文献 3、4 に記載されたような従来の手法によって実行される。

10

【0066】

眼光学特性測定装置 2 が特許文献 3 に記載されたような装置である場合、画像生成部 1 2 には、被検眼の点像分布関数 (PSF) が入力される。画像生成部 1 2 は、入力された PSF と各縞視標のイメージデータ (輝度分布データ) とのコンボリューションを演算して、この被検眼の眼底に当該縞視標が投影されたときのシミュレーション画像を生成する。画像生成部 1 2 は、このような処理を図 4 に示した 3 2 個の縞視標のイメージデータのそれぞれについて実行し、3 2 個のシミュレーション画像を生成する。

【0067】

ここで、演算時間の短縮を図るため、まず PSF をフーリエ変換して光学伝達関数 (OTF) を求め、この OTF の振幅成分に相当する振幅伝達関数 (MTF) と各縞視標とのイメージデータ (フーリエ変換したもの) とのコンボリューションを演算するとともに、OTF の位相成分に相当する位相伝達関数 (PTF) と各縞視標のイメージデータ (フーリエ変換したもの) とのコンボリューションを演算し、各コンボリューションの演算結果を逆フーリエ変換することにより、PSF と当該縞視標のイメージデータとのコンボリューションに相当するシミュレーション画像を求めるようにしてもよい。この場合にも、当該処理を 3 2 個の縞視標のイメージデータのそれぞれについて実行する。

20

【0068】

なお、MTF 及び PTF の算出処理までの工程を眼光学特性測定装置 2 が実行し、それにより得られた MTF 及び PTF を画像生成部 1 2 に入力するように構成してもよい。

【0069】

一方、眼光学特性測定装置 2 が特許文献 4 に記載されたような装置である場合、画像生成部 1 2 には、OTF (MTF、PTF) が入力される。すなわち、眼光学特性測定装置 2 は、被検眼の瞳径、全波面収差、ゼルニケ係数等を算出するとともに、その算出結果に基づいて瞳関数を求め、更に被検眼眼球の OTF (MTF、PTF) を求めて、眼科検査装置 1 0 に送る。画像生成部 1 2 は、上記の場合と同様の処理を実行して、3 2 個のシミュレーション画像を生成する。

30

【0070】

(画像表示制御部)

画像表示制御部 1 3 は、画像生成部 1 2 により生成されたシミュレーション画像を表示部 1 7 に一覧表示させる、本発明の「画像表示制御手段」の一例に相当するものである。この画像表示制御部 1 3 は、CPU 1 0 0 を含んで構成される。

40

【0071】

画像表示制御部 1 3 は、生成された 3 2 個のシミュレーション画像を、各空間周波数 3、6、12、18 サイクル/視度について、8 個の縞視標のコントラストに応じた順序で配列表示させる。このとき、各空間周波数のサンプル視標も表示させる。

【0072】

このときのシミュレーション画像及びサンプル視標の表示態様は、たとえば図 4 に示したような配列となる。すなわち、表示部 1 7 の表示画面の横方向には、異なる空間周波数のシミュレーション画像及びサンプル画像が配列表示される。また、表示画面の縦方向には、各空間周波数について、最上段にサンプル視標が配列表示され、以下、コントラスト

50

の高い視標に対するシミュレーション画像から順に配列表示される。

【0073】

ここで、図4は縞視標のイメージデータを表すものであり、画像表示制御部13による表示対象はシミュレーション画像等であることに注意すべきである。したがって、表示されるサンプル視標は図4と同じものであるが、各シミュレーション画像は、被検眼（眼球光学系）の影響を反映した状態で表示されるので、図4に示す縞視標の元のイメージデータとは異なる画像として表示される。

【0074】

なお、シミュレーション画像の表示態様は、上記のものには限定されず、縞視標のコントラストの低いものから順に配列表示させてもよい。また、表示部17の表示画面の縦方向に、異なる空間周波数のシミュレーション画像及びサンプル画像を配列表示させるとともに、表示画面の横方向に、各空間周波数のサンプル視標及びシミュレーション画像を配列表示させてもよい。更に、サンプル視標の位置は最下段や、表示画面の左側若しくは右側など、最上段である必要はない。

【0075】

（画像特定部）

画像特定部14は、本発明の「画像特定手段」の一例に相当するものである。画像特定部14は、画像生成部12により生成された32個のシミュレーション画像に基づいて、各空間周波数について、8個の縞視標のシミュレーション画像のうちから、被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択する。更に、当該選択されたシミュレーション画像のうち、画像生成処理においてそのシミュレーション画像の基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する。この画像特定部14は、CPU100を含んで構成される。以下、画像特定部14が実行する画像特定処理について具体的に説明する。

【0076】

画像特定部14には、画像解析部14aが設けられている。この画像解析部14aは、画像特定部14による処理の前段部分（画像選択処理）に関するものである。画像解析部14aは、画像生成部12により生成された各シミュレーション画像を解析して、その縞の濃淡の変化（輝度値分布）を取得する。

【0077】

図5は、シミュレーション画像の輝度値分布の解析形態の一例を表している。画像解析部14aは、図5(A)に矢印で示すように、縞の配列方向に沿ってシミュレーション画像の輝度値の分布を取得する。

【0078】

図5(A)の左側の図に示すようにシミュレーション画像のコントラストが高い場合（一般に、当該シミュレーション画像の基となった縞視標のコントラストが高い場合）、取得される輝度値分布は、図5(B)の左側の図に示すように増減の幅が大きくなり、最大値と最小値との差が大きくなる。

【0079】

一方、図5(A)の右側の図に示すようにシミュレーション画像のコントラストが低い場合（一般に、当該シミュレーション画像の基となった縞視標のコントラストが低い場合）、取得される輝度値分布は、図5(B)の右側の図に示すように増減の幅が小さくなり、最大値と最小値との差が小さくなる。

【0080】

画像特定部14は、求めた輝度値分布における輝度値の変化量（最大値と最小値との差）と、輝度閾値データ11c（閾値D）とを比較する。輝度値の変化量が輝度閾値データ11c以上である場合（ $\geq D$ ）、画像特定部14は、そのシミュレーション画像を、当該被検眼によりコントラストを認識可能であると判断する。一方、輝度値の変化量が輝度閾値データ11c未満である場合（ $< D$ ）、画像特定部14は、そのシミュレーション画像を、当該被検眼によりコントラストを認識できないと判断する。

【 0 0 8 1 】

画像特定部 1 4 は、以上のようなコントラストの認識可能 / 不可能の判断処理を、画像生成部 1 2 が生成した上記 3 2 個のシミュレーション画像のそれぞれに対して実行する。それにより、これら 3 2 個のシミュレーション画像のそれぞれについて、当該被検眼によってコントラストを認識できるか否か判別されることとなる。

【 0 0 8 2 】

なお、輝度閾値データ 1 1 c として設定される閾値 D は、たとえば多数の臨床データなどに基づいて適宜に設定された値である。また、被検者の年齢層を区切り、各年齢層ごとに異なる閾値を設定するようにしてもよい。

【 0 0 8 3 】

更に、画像特定部 1 4 は、各空間周波数 (3、6、1 2、1 8 サイクル / 視度) ごとに、コントラスト認識可能と判断されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小のシミュレーション画像を特定する。

【 0 0 8 4 】

より具体的には、各空間周波数について、コントラスト認識可能と判断された各シミュレーション画像の基となった縞視標のコントラストの値 (たとえば眼科検査用データ 1 0 3 b としてあらかじめ格納されている。) を取得し、それらのコントラスト値のうち最小の値を有する縞視標を特定し、その縞視標に基づくシミュレーション画像を特定する。

【 0 0 8 5 】

また、縞視標のコントラスト値を実際に比較する代わりに、視標情報を用いてシミュレーション画像を特定することも可能である。図 4 に示したように、各空間周波数の 8 個の縞視標には、コントラストの高いものから順に、視標情報マル 1、マル 2、・・・、マル 8 が付与されている。画像特定部 1 4 は、各空間周波数について、コントラスト認識可能と判断された各シミュレーション画像の基となった縞視標の視標情報を参照し、視標情報に示す数字が最も大きい縞視標に基づくシミュレーション画像を、コントラスト最小のシミュレーション画像として特定することができる。

【 0 0 8 6 】

なお、このような画像特定部 1 4 による処理において、縞視標のコントラストが高いほど、それに基づくシミュレーション画像の輝度値の変化量が大きくなることに留意が必要である。すなわち、縞視標のイメージデータと被検眼の眼光学特性データとをコンポリューションしてシミュレーション画像を取得すること、更に、各縞視標にコンポリューションされる眼光学特性データは同じものであることを考慮すれば、縞視標のコントラストが高いほど、シミュレーション画像のコントラストが高くなる、つまり輝度値の変化量が大きくなるからである。

【 0 0 8 7 】

(検査結果作成部)

検査結果作成部 1 5 は、画像特定部 1 4 により各空間周波数ごとに特定されたシミュレーション画像の基となった縞視標の視標情報を標示する標示情報を、検査用紙データ 1 1 a 上に付加する、本発明の「検査結果作成手段」に相当するものである。この検査結果作成部 1 5 は、CPU 1 0 0 を含んで構成される。

【 0 0 8 8 】

図 6 は、検査結果作成部 1 5 により標示情報が付加された検査用紙データ 1 1 a の一例を表している。ここで、画像特定部 1 4 により特定されたシミュレーション画像として、空間周波数 3 サイクル / 視度については視標情報マル 7 の縞視標に基づくシミュレーション画像、空間周波数 6 サイクル / 視度については視標情報マル 5 の縞視標に基づくシミュレーション画像、空間周波数 1 2 サイクル / 視度については視標情報マル 4 の縞視標に基づくシミュレーション画像、空間周波数 1 8 サイクル / 視度については視標情報マル 2 の縞視標に基づくシミュレーション画像であったとする。

【 0 0 8 9 】

検査結果作成部 1 5 は、このような画像特定部 1 4 による特定結果を受け、検査用紙デ

10

20

30

40

50

ータ 1 1 a の空間周波数 3 サイクル / 視度における 8 個の縞視標の視標情報 1 1 1 a のうち視標情報マル 7 を標示する標示情報 1 1 1 を付加し、空間周波数 6 サイクル / 視度における 8 個の縞視標の視標情報 1 1 1 b のうち視標情報マル 5 を標示する標示情報 1 1 1 を付加し、空間周波数 1 2 サイクル / 視度における 8 個の縞視標の視標情報 1 1 1 c のうち視標情報マル 4 を標示する標示情報 1 1 1 を付加し、空間周波数 1 8 サイクル / 視度における 8 個の縞視標の視標情報 1 1 1 d のうち視標情報マル 2 を標示する標示情報 1 1 1 を付加する。

【 0 0 9 0 】

図 6 に示す標示情報 1 1 1 、 1 1 1 、 1 1 1 、 1 1 1 は、標示対象の視標情報の周囲を取り囲む円とされている。なお、本発明の「標示情報」は、このような円に限定されるものではなく、画像特定部 1 4 により特定されたシミュレーション画像の基になった縞視標の視標情報を標示し、その他の視標情報と判別可能とするものであれば、任意の情報を適用することができる。たとえば、標示対象の視標情報の表示色や表示サイズを変更させることが可能である。

10

【 0 0 9 1 】

また、後述するグラフ（図 7、図 8 参照）を用いることにより、特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報を標示することも可能である（当該グラフに交差する視標情報を、特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報として他と判別可能に標示することができる）。このグラフを標示情報として用いる場合、図 6 に示した標示情報 1 1 1 等を併用する必要はない。

20

【 0 0 9 2 】

なお、検査用紙データ 1 1 a に設けられた視標情報の形態に応じて、標示情報の形態を適宜に設定することができる。たとえば、視標情報として、マル 1 ~ マル 8 に代えて、単に数字 1 ~ 8 を設ける場合、標示対象の視標情報の周囲を取り囲む円や四角などからなる標示情報を適用することが可能である。

【 0 0 9 3 】

検査結果作成部 1 5 は、更に、画像特定部 1 4 により特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報の間を結ぶグラフを検査用紙データ 1 1 a 上に付加することができる。図 7、8 は、このようなグラフの一例を表している。

【 0 0 9 4 】

図 7 に示すグラフ G は、（ 1 ）空間周波数 3 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 7 と、空間周波数 6 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 5 との間を結ぶ直線と、（ 2 ）空間周波数 6 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 5 と、空間周波数 1 2 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 4 との間を結ぶ直線と、（ 3 ）空間周波数 1 2 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 4 と、空間周波数 1 8 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 2 とを結ぶ直線と、からなる折れ線グラフである。

30

【 0 0 9 5 】

また、図 8 に示すグラフ G は、空間周波数 3 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 7 と、空間周波数 6 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 5 と、空間周波数 1 2 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 4 と、空間周波数 1 8 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報マル 2 とを通る曲線からなるグラフである。このグラフ G は、たとえば、これら 4 つの視標情報を通るように近似された 3 次曲線のグラフである。当該近似グラフを求めるための演算は、たとえば、MTF を 3 次関数として近似することにより得られる（たとえば非特許文献 1 を参照）。

40

【 0 0 9 6 】

50

更に、検査結果作成部 15 は、図 8 のグラフ G により特定される検査用紙データ 11 a 上の領域の面積を算出することができる（たとえば非特許文献 1 を参照）。図 9 は、近似 3 次曲線からなるグラフ G により特定される検査用紙データ 11 a 上の領域を示している。

【0097】

なお、図 9 において、横方向の座標軸 1110 は、空間周波数の対数値を表すものとされ、縦方向の座標軸（図示せず）は、コントラスト感度の対数値を表すものとされる。また、横方向の座標軸 1110 は、縦方向のコントラスト感度の対数値 = 0 に相当する位置に設けられている。ここで、対数は常用対数を用いる。

【0098】

面積算出の対象となる領域 R は、（1）座標軸 1110 と、（2）グラフ G と、（3）空間周波数 3 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像の基になった縞視標のコントラスト感度の対数値に相当する位置（標示情報 111 に相当する位置）と、座標軸 1110 上の空間周波数 3 サイクル / 視度に対応する位置との間を結んだ直線と、（4）空間周波数 18 サイクル / 視度について特定されたシミュレーション画像の基になった縞視標のコントラスト感度の対数値に相当する位置（標示情報 111 に相当する位置）と、座標軸 1110 上の空間周波数 18 サイクル / 視度に対応する位置との間を結んだ直線と、によって四方を囲まれた領域とされる。

【0099】

面積算出部 15 a は、この領域 R の面積を、通常の設定積分演算によって算出する。ここで、被積分関数は、グラフ G で表される 3 次関数であり、積分範囲は、座標軸 1110 上における空間周波数 3 サイクル / 視度に対応する位置（座標）から、空間周波数 18 サイクル / 視度に対応する位置（座標）までである。

【0100】

このようにして特定される領域 R の面積は、AULCSF (Area Under the Log Contrast Sensitivity Function) と呼ばれることがある（たとえば非特許文献 1 を参照）。

【0101】

（検査結果表示制御部）

検査結果表示制御部 16 は、検査結果作成部 15 により標示情報（上記のグラフを含む。）が付加された検査用紙データ 11 a を表示部 17 に表示させる、本発明の「検査結果表示制御手段」の一例に相当するものである。この検査結果表示制御部 16 は、CPU 100 を含んで構成される。

【0102】

検査結果表示制御部 16 は、標示情報が付加された検査用紙データ 11 a とともに、画像生成部 12 により生成されたシミュレーション画像を表示部 17 に一覧表示させるようになっている。

【0103】

それにより、図 6、図 7 又は図 8 に示す標示情報が付加された検査用紙データ 11 a と、前述の 32 個のシミュレーション画像とが、表示部 17 に表示されることとなる。更に、各空間周波数のサンプル視標も表示させるようにしてもよい。

【0104】

32 個のシミュレーション画像（及びサンプル視標）は、たとえば図 4 の視標データ 11 b に示す 32 個の縞視標（及びサンプル視標）と同様の態様で配列表示される。すなわち、32 個のシミュレーション画像は、表示部 17 の表示画面における横方向に沿って異なる空間周波数に対応するものが配列され、縦方向に沿って各空間周波数の 8 個の縞視標に対応するものが配列されて表示される。

【0105】

また、標示情報が付加された検査用紙データ 11 a は、表示部 17 の表示画面の横方向に沿って異なる空間周波数に対応する視標情報が配列され、縦方向に沿って各空間周波数

10

20

30

40

50

の 8 個の縞視標の視標情報が配列されている (図 6 ~ 8 参照) 。

【 0 1 0 6 】

図 1 0 は、検査結果表示制御部 1 6 による検査用紙データ 1 1 a とシミュレーション画像の表示態様の一例を表している。同図に示す表示態様は、最上部に、空間周波数 3、6、1 2、1 8 サイクル / 視度のサンプル視標が、左から配列表示されている。

【 0 1 0 7 】

各空間周波数のサンプル視標の下方には、当該空間周波数の 8 個の縞視標に基づくシミュレーション画像が、コントラストの高い順に (つまりマル 1、マル 2、・・・、マル 8 の順に) 縦方向に配列表示されている。

【 0 1 0 8 】

更に、その下方には、標識情報 (グラフ G を含む。) を付加された検査用紙データ 1 1 a が表示されている (図 8 参照) 。ここで、検査用紙データ 1 1 a における各空間周波数の視標情報マル 1 ~ マル 8 は、コントラスト感度が高いものから順に (つまりマル 8、マル 7、・・・、マル 1 の順に) 縦方向に配列表示されている。したがって、検査用紙データ 1 1 a における視標情報の表示順序は、シミュレーション画像の表示順序の逆になっている。

【 0 1 0 9 】

また、検査用紙データ 1 1 a の右側には、検査結果作成部 1 5 の面積算出部 1 5 a により算出された領域 R の面積 (A U L C S F) を表示するための面積表示部 1 1 1 E が設けられている。

【 0 1 1 0 】

図 1 0 に示した表示内容は、表示部 1 7 の表示画面 1 7 a (図 1 0 中の点線で囲まれた領域) よりも縦方向に長くなっている。そこで、ユーザは、マウス 1 0 5 等を利用して表示内容を縦方向にスクロールさせて、当該表示内容の所望の部分を表示画面 1 7 a 上に表示させることができる。

【 0 1 1 1 】

検査用紙データ 1 1 a 及びシミュレーション画像の表示態様は、図 1 0 に表す態様に限定されるものではないが、検査用紙データ 1 1 a における視標情報の配列と、シミュレーション画像の配列とを合わせるようにして表示させることが望ましい。

【 0 1 1 2 】

すなわち、3 2 個のシミュレーション画像について、表示画面 1 7 a における縦方向及び横方向のうち一方に沿って異なる空間周波数に対応するシミュレーション画像を配列させるとともに、他方に沿って各空間周波数の 8 個の縞視標に対応するシミュレーション画像を配列させる。そして、検査用紙データ 1 1 a 中の 3 2 個の視標情報については、上記一方に沿って異なる空間周波数に対応する視標情報を配列させるとともに、上記他方に沿って各空間周波数の 8 個の縞視標の視標情報を配列させる。

【 0 1 1 3 】

図 1 0 の表示態様においては、3 2 個のシミュレーション画像は、表示画面 1 7 a における横方向に沿って異なる空間周波数に対応するシミュレーション画像が配列され、縦方向に沿って各空間周波数の 8 個の縞視標に対応するシミュレーション画像が配列されている。また、検査用紙データ 1 1 a 中の 3 2 個の視標情報は、表示画面 1 7 a の横方向に沿って異なる空間周波数に対応する視標情報が配列され、縦方向に沿って各空間周波数の 8 個の縞視標の視標情報が配列されている。

【 0 1 1 4 】

なお、シミュレーション画像及び視標情報の配列方向を逆にする (上記縦方向と横方向とを逆にする場合) ことも可能である。また、シミュレーション画像と検査用紙データ 1 1 a との相対位置は、図 1 0 のような上下位置には限定されず、左右位置であってもよい。また、シミュレーション画像を表示する画面 (ウィンドウ) と検査用紙データ 1 1 a を表示するウィンドウとを切替表示させるようにしてもよい。その場合、ウィンドウの切替操作は、たとえば、マウス 1 0 5 等による通常のウィンドウ切替操作によって行うことが

10

20

30

40

50

できる。

【 0 1 1 5 】

[動作]

以上のような構成を備えた本実施形態に係る眼科検査システム 1 の動作について説明する。図 1 1 に示すフローチャートは、当該システム 1 を用いたコントラスト感度検査の実施態様の一例を表している。以下、同図を参照して、当該システム 1 の動作の一例を説明する。

【 0 1 1 6 】

まず、眼光学特性測定装置 2 を用いて、被検眼の眼光学特定データ (M T F、 P T F 等) を取得する (S 1)。取得された眼光学特性データは、眼科検査装置 1 0 に送信され、画像生成部 1 2 に入力される。

10

【 0 1 1 7 】

画像生成部 1 2 は、入力された眼光学特性データと、データ格納部 1 1 内の視標データ 1 1 b とに基づいて、視標データ 1 1 b に示す 3 2 個の縞視標のそれぞれについて、その縞視標を当該被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する (S 2)。生成された 3 2 個のシミュレーション画像は、画像表示制御部 1 3 と画像特定部 1 4 とにそれぞれ送られる。

【 0 1 1 8 】

画像表示制御部 1 3 は、これら 3 2 個のシミュレーション画像を、サンプル視標とともに表示部 1 7 に一覧表示させる (S 3)。

20

【 0 1 1 9 】

また、画像特定部 1 4 は、これら 3 2 個のシミュレーション画像に基づき、各空間周波数について、8 個の縞視標に対応するシミュレーション画像のうちから、当該被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択する (S 4)。更に、画像特定部 1 4 は、各空間周波数について、ステップ S 4 で選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する (S 5)。

【 0 1 2 0 】

続いて、検査結果作成部 1 5 は、各空間周波数ごとに、特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報を標示する標示情報を、検査用紙データ 1 1 a 上に付加する (S 6)。それにより、検査用紙データ 1 1 a には、図 6 に示すように、空間周波数 3 サイクル / 視度の 8 つの視標情報の 1 つに標示情報 1 1 1 が付加され、空間周波数 6 サイクル / 視度の 8 つの視標情報の 1 つに標示情報 1 1 1 が付加され、空間周波数 1 2 サイクル / 視度の 8 つの視標情報の 1 つに標示情報 1 1 1 が付加され、空間周波数 1 8 サイクル / 視度の 8 つの視標情報の 1 つに標示情報 1 1 1 が付加される。

30

【 0 1 2 1 】

更に、検査結果作成部 1 5 は、標示情報が付加された各空間周波数の視標情報の間を結ぶグラフを、検査用紙データ 1 1 a 上に付加する (S 7)。このグラフは、図 7 に示すグラフ G のような折れ線グラフでもよいし、図 8 に示すグラフ G のような近似グラフであってもよい。ここでは後者のグラフを採用することにする。

40

【 0 1 2 2 】

検査結果作成部 1 5 の面積算出部 1 5 a は、上記近似グラフによって特定される検査用紙データ 1 1 a 上の領域 (図 9 に示す領域 R) の面積 (A U L C S F) を算出する (S 8)。

【 0 1 2 3 】

検査結果表示制御部 1 6 は、図 1 0 に示すように、標示情報 (グラフ G を含む。) が付加された検査用紙データ 1 1 a と、ステップ S 2 にて生成された 3 2 個のシミュレーション画像と、各空間周波数に対応するサンプル視標と、ステップ S 8 にて算出された面積 (A U L C S F) とを表示部 1 7 に表示させる (S 9)。

【 0 1 2 4 】

50

〔作用・効果〕

以上のように動作する本実施形態に係る眼科検査システム 1 によれば、次のような作用及び効果が奏される。

【0125】

眼科検査システム 1 の眼科検査装置 10 は、(1) 眼光学特性測定装置 2 により測定された被検眼の光学特性データと各空間周波数の複数の縞視標のそれぞれのイメージデータ(視標データ 11b) とに基づいて、各縞視標を当該被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成し、(2) この生成されたシミュレーション画像に基づき、各空間周波数について、複数の縞視標のシミュレーション画像のうち、当該被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像を選択するとともに、選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定し、(3) この特定されたシミュレーション画像の基になった縞視標の視標情報を標示する標示情報を、検査用紙のイメージデータ(検査用紙データ 11a) 上に付加し、(4) この標示情報が付加された検査用紙のイメージデータを表示するように動作する。

10

【0126】

このような眼科検査システム 1 によれば、眼光学特性データに基づく縞視標の見え方のシミュレーション画像を用いることにより、被検眼のコントラスト感度をいわゆる「他覚的に」検査することができる。それにより、従来のような被検者の応答のみに基づく「自覚的な」検査方法と比較して、コントラスト感度検査の検査結果の客観性を向上させることができる。

20

【0127】

更に、本実施形態によるコントラスト感度検査は、被検眼の光学特性データを測定するだけでよく、その後の処理は自動化されている。したがって、従来のように、多数(たとえば 32 個)の縞視標を 1 つずつ被検眼に呈示して応答させる必要がないので、コントラスト感度検査の検査時間の短縮を図ることが可能である。それにより、被検者及び検者(眼科医等)に掛かる負担を軽減させることができる。

【0128】

また、本実施形態に係る眼科検査システム 1 は、生成されたシミュレーション画像を一覧表示させるように構成されているので、検者は、被検眼による各縞視標の見え方を画像によって容易に把握できる。

30

【0129】

このとき、一覧表示されるシミュレーション画像は、その基となった縞視標の各空間周波数ごとに配列され、かつ、各空間周波数について、その基となった縞視標のコントラストに応じた順序で配列表示されるようになっていて、したがって、シミュレーション画像は、縞視標の配列順序(自覚式検査における使用順序に対応している。)に則して配列表示されるので、どのシミュレーション画像がどの縞視標に対応しているかを容易に把握することができる。

【0130】

更に、各空間周波数におけるサンプル視標をシミュレーション画像とともに表示するようになっていて、表示される各シミュレーション画像がどの空間周波数の縞視標に対応するものであるかを容易に把握できる。

40

【0131】

また、本実施形態に係る眼科検査システム 1 は、各空間周波数について、生成された複数のシミュレーション画像における縞の濃淡を解析し、その濃淡の変化量が所定の閾値(輝度閾値データ 11c) 以上である場合に、そのシミュレーション画像は被検眼によってコントラストを認識できるものと判断するようになっていて、それにより、コントラスト感度検査の好適な自動化を図ることができる。

【0132】

また、本実施形態に係る眼科検査システム 1 は、標示情報を付加した検査用紙データ 1

50

1 aを表示させるときに、各縞視標のシミュレーション画像も表示させるようになっている。したがって、検者は、眼科検査装置 10 により自動的に求められた検査結果と、被検眼による縞視標の見え方とを比較して、当該検査結果の妥当性を検者自身で判断することができる。

【0133】

このとき、検査用紙データ 11 a における視標情報の配列と、シミュレーション画像の配列とを合わせるようにして表示させるようになっていることから、どのシミュレーション画像がどの縞視標に対応するものであるかを容易に把握することが可能である。

【0134】

また、本実施形態に係る眼科検査システム 1 は、特定されたシミュレーション画像に対応する視標情報の間を結ぶグラフを、検査用紙データ 11 a 上に付加することができるので、検者は、空間周波数の変化に対応する検査結果の変化状態を容易に把握することができる。特に、図 8 に示すような近似グラフを用いることにより、AULCSF を自動的に算出することができる。

【0135】

[変形例]

本実施形態に係る眼科検査システム 1 の各種の変形例について説明する。

【0136】

眼科検査システム 1 による「他覚的な」コントラスト感度検査とは別に、従来のような「自覚的な」検査も実施することにより、他覚的な検査結果と自覚的な検査結果とを比較することができる。それにより、被検者の神経系の異常の有無などを判断することができる。

【0137】

たとえば、他覚的な検査結果が良好であるにも拘わらず、自覚的な検査結果が良好でない場合を考慮する。このケースは、被検眼の眼球光学系にはさほど問題が無いにも拘わらず、被検者の脳による「見え方」に問題が生じていることに相当する。

【0138】

したがって、被検者の視神経系に何らかの異常が発生していることを疑うことができる。それにより、そのような異常の有無を確認するための検査等を引き続き実施できる。このような検査方法を採用することで、被検者を多角的に診断することが可能となり、診断精度の向上を図ることが可能となる。

【0139】

また、眼科検査システム 1 により得られた他覚的な検査結果を、従来からの自覚的な検査に利用することが可能である。

【0140】

たとえば、自覚式のコントラスト感度検査を実施する前に、本システム 1 による他覚式検査を実施して、被検眼のコントラスト感度の他覚的な検査結果を取得しておく。つまり、各空間周波数の複数の縞視標について、どの程度のコントラストのものまで認識可能であるかを客観的に示すデータを取得しておく。

【0141】

そして、得られた他覚式検査結果を自覚式検査の検査開始視標の選定に利用する。たとえば、図 10 に示すように、空間周波数 3、6、12、18 サイクル/視度について、それぞれ視標情報マル 7、マル 5、マル 4、マル 2 の縞視標が他覚式検査結果として得られた場合、自覚式検査において、空間周波数 3 サイクル/視度については視標情報マル 7 の縞視標を最初に呈示し、空間周波数 6 サイクル/視度については視標情報マル 5 の縞視標を最初に呈示し、空間周波数 12 サイクル/視度については視標情報マル 4 の縞視標を最初に呈示し、空間周波数 18 サイクル/視度については視標情報マル 2 の縞視標を最初に呈示するようにして検査を実施する。

【0142】

このように、他覚式検査結果を自覚式検査に利用することにより、従来のように、最大

10

20

30

40

50

コントラスト（視標情報マル１）の縞視標から順に１つずつ呈示していく必要が無くなるので、自覚式検査の検査時間の短縮を図ることができる。すなわち、被検眼が認識可能と想定されるおおよそのコントラストを他覚式検査によって取得できるため、その想定されるコントラストの縞視標から呈示を開始することにより、従来と比較して短時間で自覚式検査を行うことが可能となる。

【 0 1 4 3 】

本項において説明した検査方法は、後述の第２の実施形態に係る眼科検査システムについても適宜実施することが可能である。

【 0 1 4 4 】

[眼科検査プログラムについて]

本実施形態にて説明した眼科検査装置１０の動作は、ＣＰＵ１００が、ハードディスクドライブ１０３に格納された眼科検査プログラム１０３aに基づいて実行される。この眼科検査プログラム１０３aは、本発明の「眼科検査プログラム」の一例に相当するものである。

【 0 1 4 5 】

このような眼科検査プログラム１０３aは、任意の記憶媒体（メディア）に、コンピュータ読み取り可能に記憶させることができる。その記憶媒体としては、フロッピー（登録商標）ディスク、ＣＤ-ROM、ＣＤ-R(W)、DVD-ROM、DVD-R(W)、DVD-RAM、MO、各種メモリカードなど、電気的方法、磁気的方法、光学的方法等の任意の物理的方法によってデータを記憶可能に構成されたものを適宜に使用することができる。

【 0 1 4 6 】

また、この眼科検査プログラム１０３aをLANやインターネット等のネットワーク上のサーバや記憶装置に格納しておく場合には、眼科検査装置１０は、この眼科検査プログラム１０３aをネットワーク経由でダウンロードするなどして利用するように構成することが可能である。

【 0 1 4 7 】

第２の実施形態

本発明に係る眼科検査システムの他の実施形態について説明する。

【 0 1 4 8 】

上述の第１の実施形態は、コントラスト感度検査の自動化を図ったものである。一方、以下に説明する第２の実施形態は、第１の実施形態における眼科検査装置１０の処理の一部をユーザが手作業で行うように構成されたものである。

【 0 1 4 9 】

[構成]

本実施形態に係る眼科検査システムの全体構成の一例を図１２に示す。同図において、第１の実施形態と同様の構成部分は同じ符号で示すこととする。この眼科検査システム１は、第１の実施形態と同様に、眼光学特性測定装置２と眼科検査装置１０とを含んで構成される。眼科検査装置１０は、第１の実施形態と同様のハードウェア構成を備えている（図２参照）。

【 0 1 5 0 】

本実施形態の眼科検査装置１０は、第１の実施形態における画像特定部１４を有しておらず、その代わりに、操作部１８を具備している。この操作部１８は、図２に示すキーボード１０４やマウス１０５等のデバイスを含んで構成される。なお、トラックボール、ジョイスティック、タッチパネル式のLCD、眼科検査用のコントロールパネルなどのデバイスを含んでいてもよい。この操作部１８は、本発明の「操作手段」の一例に相当するものである。

【 0 1 5 1 】

操作部１８には、画像指定部１８aが設けられている。この画像指定部１８aは、本発明の「画像指定手段」に相当するものであり、画像表示制御部１３により表示部１７に表

10

20

30

40

50

示されたシミュレーション画像のうちから、ユーザが、各空間周波数ごとに1つのシミュレーション画像を指定するために操作される。この画像指定部18aは、たとえばマウス105によって構成される。

【0152】

より具体的には、ユーザは、表示されたシミュレーション画像のコントラストの状態を目視で確認することにより、各空間周波数について、複数の視標のシミュレーション画像のうち、被検眼がコントラストを認識可能と思われるシミュレーション画像を選択する。更に、各空間周波数について、選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定する。そして、各空間周波数ごとに特定したシミュレーション画像上にマウスポインタを合わせてクリックする。このように、画像指定部18aは、本発明の「画像特定手段」の一例に相当するものである。

10

【0153】

画像指定部18aによるシミュレーション画像の指定結果は、検査結果作成部15に入力される。

【0154】

[動作]

本実施形態に係る眼科検査システム1の動作について説明する。図13に示すフローチャートは、当該システム1を用いたコントラスト感度検査の実施態様の一例を表している。以下、同図を参照して、当該システム1の動作の一例を説明する。

20

【0155】

なお、図13のフローチャートにおいて、第1の実施形態において実行した工程と同様の工程については、図11のフローチャート中のステップ番号と同じ番号を付して説明することとする。

【0156】

第1の実施形態と同様に、眼光学特性測定装置2を用いて被検眼の眼光学特定データ(MTF、PTF等)を取得し(S1)、眼科検査装置10の画像生成部12により、各縞視標を被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する(S2)。生成されたシミュレーション画像は、画像表示制御部13により、サンプル視標とともに表示部17に一覧表示される(S3)。

30

【0157】

ユーザは、表示された各シミュレーション画像のコントラストの状態を目視確認し、各空間周波数について、複数の縞視標に対応するシミュレーション画像のうちから、当該被検眼がコントラストを認識可能と想定されるシミュレーション画像を選択する(S14)。

【0158】

更に、ユーザは、各空間周波数について、ステップS14で選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像を特定し、特定された各シミュレーション画像を画像指定部18aを操作して指定入力する(S15)。

40

【0159】

続いて、検査結果作成部15は、各空間周波数ごとに、指定入力されたシミュレーション画像に対応する視標情報を標示する標示情報を、検査用紙データ11a上に付加する(S16)。

【0160】

更に、検査結果作成部15は、標示情報が付加された各空間周波数の視標情報の間を結ぶグラフを検査用紙データ11a上に付加するとともに(S7)、面積算出部15aにより、AULCSFを算出する(S8)。

【0161】

検査結果表示制御部16は、標示情報が付加された検査用紙データ11aと、ステップ

50

S 2 にて生成されたシミュレーション画像と、各空間周波数に対応するサンプル視標と、ステップ S 8 にて算出された A U L C S F とを表示部 1 7 に表示させる (S 9)。その表示態様は、たとえば図 1 0 に示すようなものとなる。

【 0 1 6 2 】

[作用・効果]

以上のように動作する本実施形態に係る眼科検査システム 1 によれば、次のような作用及び効果が奏される。

【 0 1 6 3 】

眼科検査システム 1 の眼科検査装置 1 0 は、第 1 の実施形態と同様に、眼光学特性測定装置 2 により測定された被検眼の光学特性データと各空間周波数の複数の縞視標のそれぞれのイメージデータ (視標データ 1 1 b) とに基づいて、各縞視標を当該被検眼に呈示したときに眼底に形成される視標像のシミュレーション画像を生成する。

10

【 0 1 6 4 】

ここで、本実施形態では、生成されたシミュレーション画像に基づき、各空間周波数について、複数の縞視標のシミュレーション画像のうち、当該被検眼がコントラストを認識可能なシミュレーション画像をユーザ (検者) 自身が選択し、更に、選択されたシミュレーション画像のうち、その基になった縞視標のコントラストが最小であるシミュレーション画像をユーザの判断で特定して指定入力するようになっている。

【 0 1 6 5 】

眼科検査装置 1 0 は、ユーザが指定入力したシミュレーション画像の基になった縞視標の視標情報を標示する標示情報を、検査用紙データ 1 1 a 上に付加し、この標示情報が付加された検査用紙データ 1 1 a を表示するように動作する。

20

【 0 1 6 6 】

したがって、第 1 の実施形態と同様に、眼光学特性データに基づく縞視標の見え方のシミュレーション画像を用いることにより、被検眼のコントラスト感度を他覚的に検査することが可能となり、検査結果の客観性向上を図ることが可能となる。

【 0 1 6 7 】

更に、コントラスト感度検査の一部を自動化することができるので、検査時間の短縮を図り、被検者や検者に掛かる負担を軽減させることができる。

【 0 1 6 8 】

30

その他の変形例

以上に説明した第 1、2 の実施形態は、本発明を好適に実施するための一構成例である。したがって、たとえば以下のような各種の変形を適宜に施すことが可能である。

【 0 1 6 9 】

上記実施形態においては、縦縞の縞視標を使用したか、横縞の縞視標や斜め縞の縞視標を使用するようにしてもよい。また、縞の配列方向の異なる複数種類の縞視標を使用可能にしてもよい。たとえば、縦縞 (縞の配列方向は横方向) の縞視標と、横縞 (縞の配列方向は縦方向) の縞視標の 2 種類の視標データ 1 1 b をあらかじめ格納することにより、縞視標を切り換えて検査を行ったり、双方の縞視標を用いて検査を行ったりすることが可能である。

40

【 0 1 7 0 】

なお、縦縞の縞視標及び横縞の縞視標の双方を用いるなど、縞の配列方向の異なる縞視標を使用して検査を行うことが望ましいと考えられているが、従来は、検査に長時間が掛かるために、そのような検査を実施することは困難であった。しかし、本発明によれば検査時間を短縮できるので、複数種類の縞視標を用いて検査を実施することが可能となる。

【 0 1 7 1 】

上記実施形態においては、コントラスト感度検査用の視標として縞視標を使用する構成について説明したが、アルファベットやランドルト環などを含む E T D R S チャート等の他の視標を用いる構成を採用することも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 1 7 2 】

【図 1】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 2】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置のハードウェア構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 3】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置が格納する検査用紙データの一例の概要を説明するための概略説明図である。

【図 4】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置が格納する視標データの一例の概要を説明するための概略説明図である。

【図 5】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置による画像特定処理の一例を説明するための概略説明図である。

【図 6】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置が検査用紙データに付加する標示情報の一例を説明するための概略説明図である。

【図 7】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置が検査用紙データに付加するグラフの一例を説明するための概略説明図である。

【図 8】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置が検査用紙データに付加するグラフの一例を説明するための概略説明図である。

【図 9】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置による面積 (A U L C S F) の算出対象となる検査用紙データ上の領域の一例を説明するための概略説明図である。

【図 10】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態に含まれる眼科検査装置による検査結果の表示態様の一例を説明するための概略説明図である。

【図 11】本発明に係る眼科検査システムの第 1 の実施形態の動作の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 12】本発明に係る眼科検査システムの第 2 の実施形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 13】本発明に係る眼科検査システムの第 2 の実施形態の動作の一例を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 1 7 3 】

1、1 眼科検査システム

2 眼光学特性測定装置

10 眼科検査装置

11 データ格納部

11a 検査用紙データ

111A、111B、111C、111D サンプル視標

111a、111b、111c、111d 視標情報

111、111、111、111 標示情報

G、G グラフ

R 面積 (A U L C S F) 算出対象領域

11b 視標データ

11c 輝度閾値データ

12 画像生成部

13 画像表示制御部

14 画像特定部

14a 画像解析部

15 検査結果作成部

15a 面積算出部

16 検査結果表示制御部

17 表示部

10

20

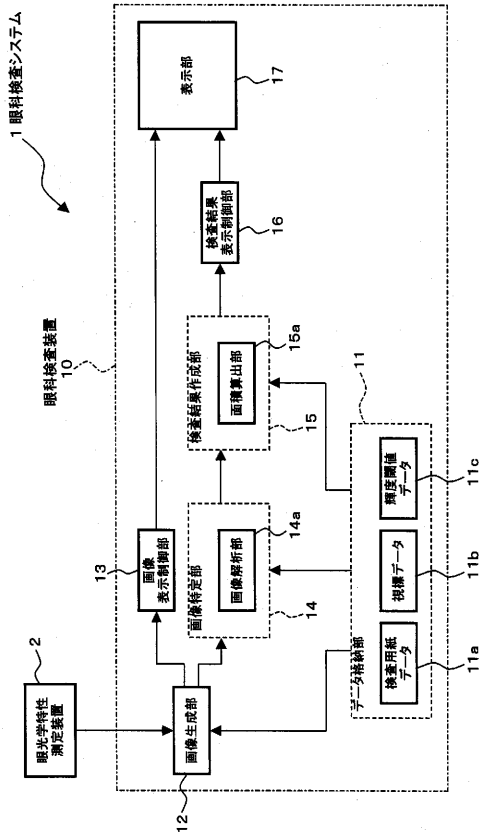
30

40

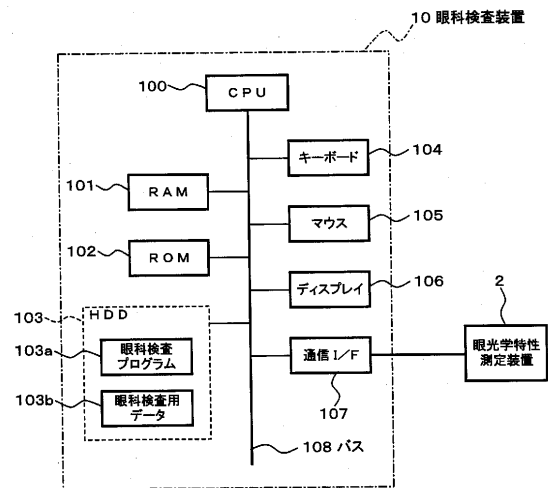
50

- 17 a 表示画面
- 18 操作部
- 18 a 画像指定部
- 100 CPU
- 101 RAM
- 102 ROM
- 103 ハードディスクドライブ
- 103 a 眼科検査プログラム
- 103 b 眼科検査用データ
- 104 キーボード
- 105 マウス
- 106 ディスプレイ
- 107 通信インターフェイス
- 108 バス

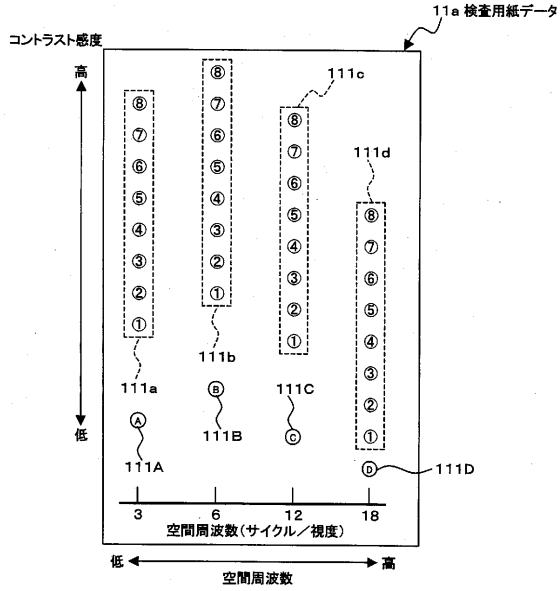
【図1】



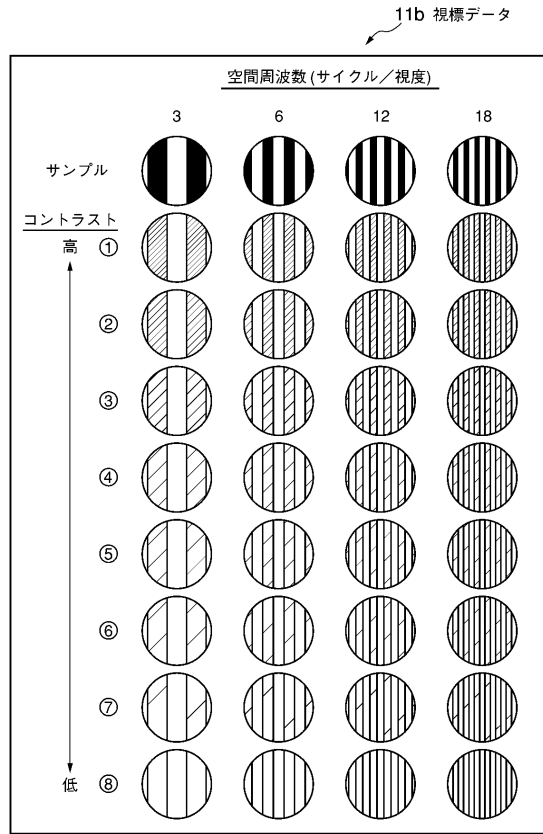
【図2】



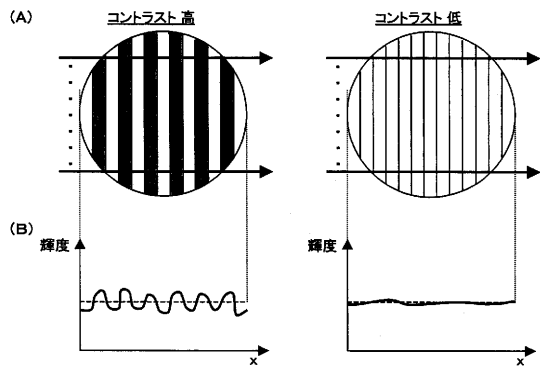
【図3】



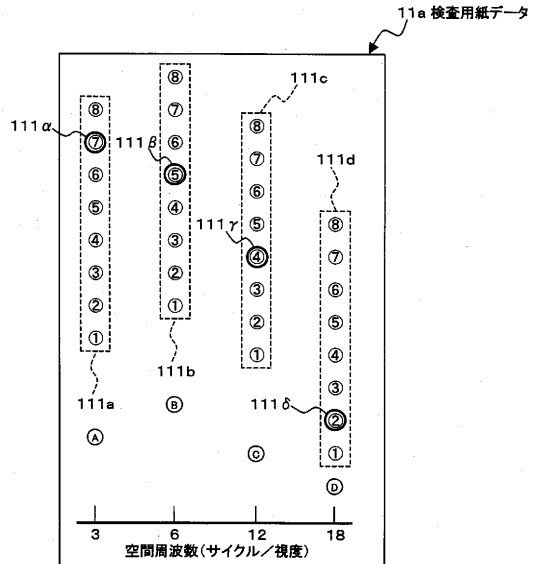
【図4】



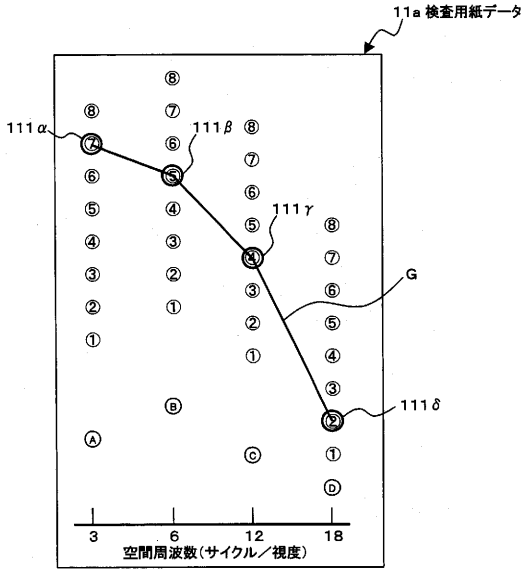
【図5】



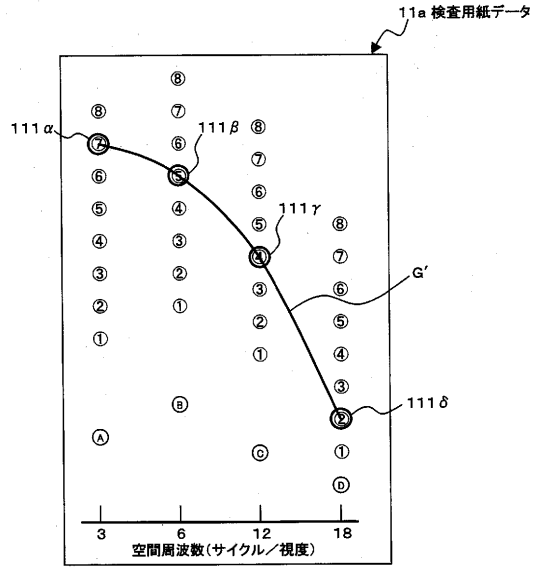
【図6】



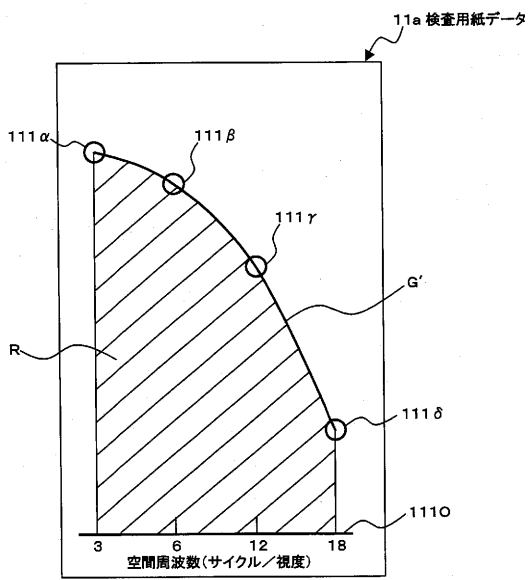
【図7】



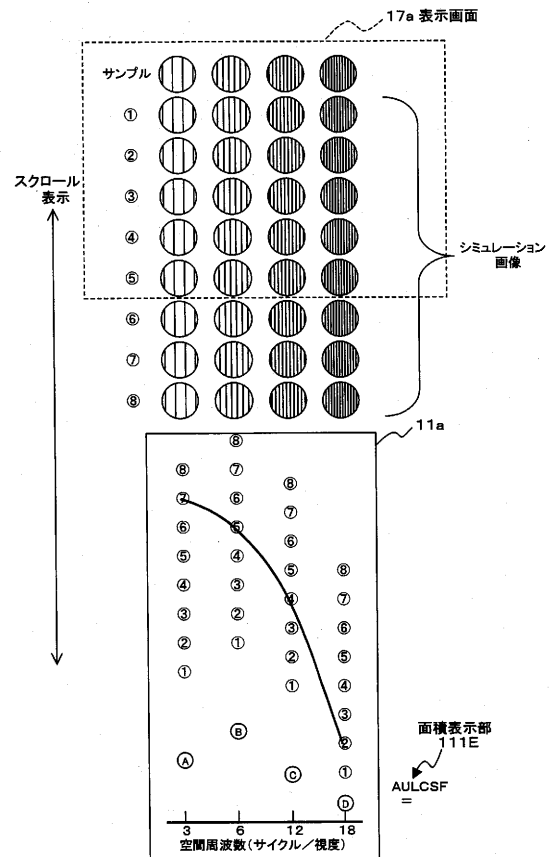
【図8】



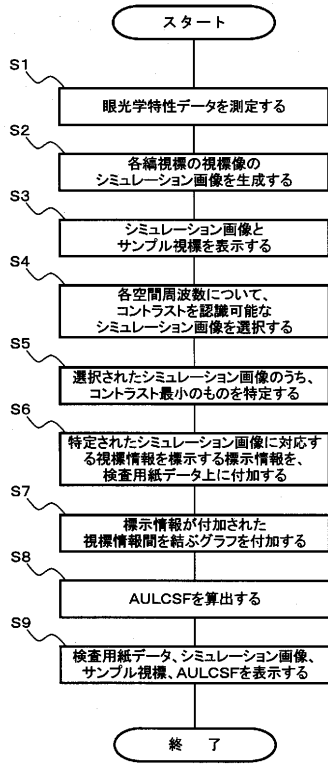
【図9】



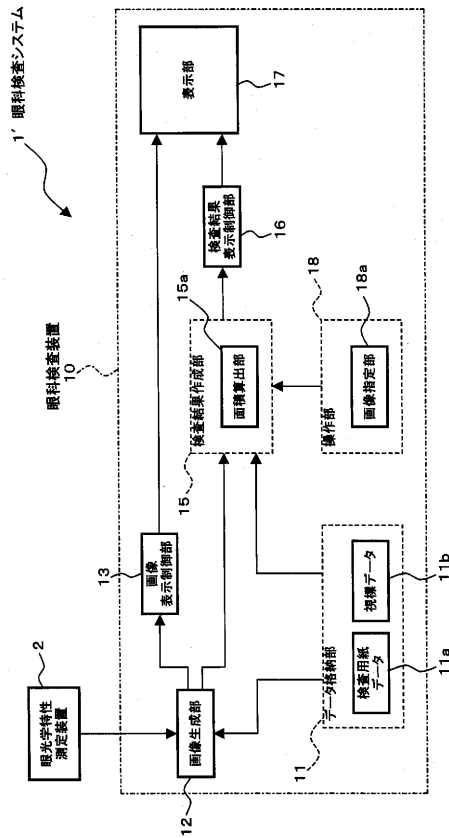
【図10】



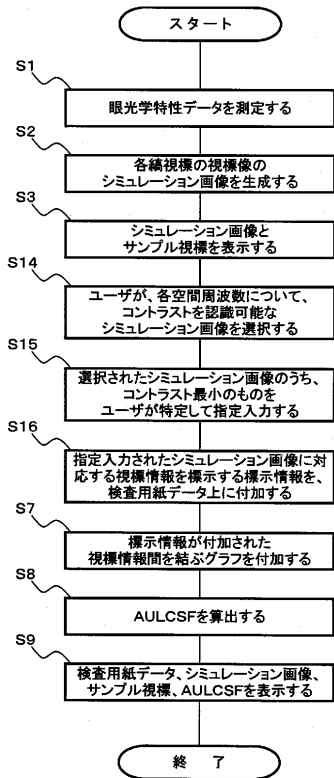
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 大八木 済
東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内

審査官 島田 保

(56)参考文献 特表2007-523674(JP,A)
特開2005-278942(JP,A)
特開2005-224328(JP,A)
特開2004-337236(JP,A)
特開2003-225205(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/02
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)