

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-505657

(P2004-505657A)

(43) 公表日 平成16年2月26日(2004.2.26)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 3/10

F I

A 6 1 B 3/10

M

A 6 1 B 3/10

R

A 6 1 B 3/10

Z

A 6 1 B 3/10

W

A 6 1 B 3/10

H

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 75 頁)

(21) 出願番号 特願2002-516955 (P2002-516955)
 (86) (22) 出願日 平成13年8月8日 (2001.8.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年2月7日 (2003.2.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/041622
 (87) 国際公開番号 W02002/011612
 (87) 国際公開日 平成14年2月14日 (2002.2.14)
 (31) 優先権主張番号 09/634, 487
 (32) 優先日 平成12年8月8日 (2000.8.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

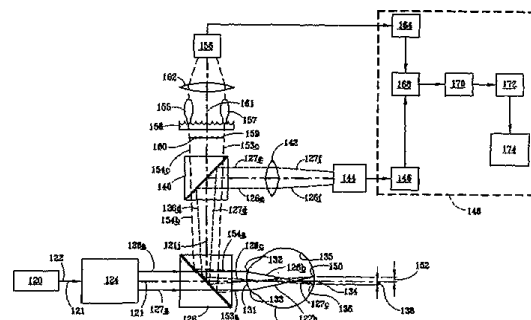
(71) 出願人 503052977
 トレイシィ テクノロジーズ、エルエルシ
 ー
 アメリカ合衆国、テキサス、ベルエア、ウ
 エスト ループ サウス 6750、スウ
 イート 500
 (74) 代理人 100066692
 弁理士 浅村 皓
 (74) 代理人 100072040
 弁理士 浅村 肇
 (74) 代理人 100072822
 弁理士 森 徹
 (74) 代理人 100087217
 弁理士 吉田 裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 目およびその屈折性成分の全屈折不均質性を同期マッピングする方法および装置

(57) 【要約】

目の光学系およびその屈折性成分の屈折誤差を同期測定する計器を提供し、計器は、計器の光軸を画定するレンズ・システムと、目の視軸を計器の光軸とを位置合わせする位置合わせ装置とを有する。光源が、計器の光軸に平行なレンズ・システムを通して投影され、目の開口の複数位置で計器の光軸に平行で目に入るため、計器の光軸から部分的にオフセットするよう選択的に配置可能な探査ビームを生成する。第1光検出器が、目の網膜から後方散乱する探査ビーム光の第1部分の位置を測定して、複数の位置における目の光学系の全屈折誤差を決定する。第2光検出器が、目の角膜から反射した探査ビーム光の第2部分の位置を測定して、角膜の形状を決定し、したがって他の屈折性成分を導き出す。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

目およびその屈折性成分の全屈折不均質性を同期マッピングする装置で、

- a) 前記目に配向すべき光の細いビームを提供する手段と、
- b) 前記目の入射開口上で前記ビームを、自身に平行にシフトさせ、前記ビームを 1 組の測定点に配置する手段と、
- c) 前記目の網膜から後方散乱した光を検出する手段と、
- d) 前記ビームが前記網膜に衝突する網膜上の位置と基準位置とのオフセットを測定する手段と、
- e) 前記測定点の組における前記目の全屈折特徴を計算する手段と、 10
- f) 前記測定点の組で前記目の角膜から反射した光を検出し、反射光の空間的方位を測定する手段と、
- g) 前記測定点の組で角膜から反射した光ビームの空間的方位から、前記測定点の組における角膜の傾斜を計算する手段と、
- h) 前記測定点の組における角膜の傾斜から、部分的屈折特徴を計算する手段と、
- i) 1 (e) で計算した前記全屈折特徴の値と、前記角膜に起因して 1 (h) で計算した値との差を計算する手段と、
- j) 各測定点について 1 (e)、1 (h) および 1 (i) によって計算した屈折特徴を記憶する手段と、
- k) 前記屈折特徴の離散集合を、前記屈折特徴の連続的な 3 次元分布に変換する手段と、 20
- l) 前記屈折特徴の前記 3 次元分布を表示する手段とを備える装置。

【請求項 2】

目およびその屈折性成分の全屈折不均質性を同期マッピングする装置で、

- a) 前記目に配向すべき偏光の細いビームを提供する手段と、
- b) 前記目の入射開口上で前記ビームを、自身に平行にシフトさせ、前記ビームを 1 組の測定点に配置する手段と、
- c) 目から後方伝搬した光を、目に衝突したビームの初期偏光に対して直角の偏光方向を有する第 1 部分と、目に衝突した前記ビームの初期偏光と一致する偏光方向を有する第 2 部分とに分割する手段と
- d) 網膜で散乱した時に偏光解消した光のクロス成分に対応する前記分割ビームの第 1 部分を検出する手段と、 30
- e) 前記分割ビームの第 1 部分を使用して、網膜上の光点の基準位置からのオフセットを測定する手段と、
- f) 測定点の組における前記目の全屈折特徴を、2 (e) によって取得したデータから計算する手段と、
- g) 前記測定点の組において角膜の前面から反射する光に対応する優勢成分を有する、光の前記第 2 部分の路に挿入した半透明光散乱スクリーンと
- h) 前記半透明光散乱スクリーンの像を取得する手段と、
- i) 前記像の光点の座標を測定する手段と、
- j) 2 (i) によって取得した測定座標から角膜の傾斜を計算する手段と、 40
- k) 前記測定点の組における角膜の傾斜から、部分的屈折特徴を計算する手段と、
- l) 2 (f) で計算した前記全屈折特徴の値と、前記角膜に起因して 2 (k) で計算した前記部分屈折特徴の値との差を計算する手段と、
- m) 各測定点について 2 (f)、2 (k) および 2 (l) によって計算した屈折特徴を記憶する手段と、
- n) 前記屈折特徴の離散集合を、前記屈折特徴の連続的な 3 次元分布に変換する手段と、
- o) 前記屈折特徴の前記 3 次元分布を表示する手段とを備える装置。

【請求項 3】

目およびその屈折性成分の全屈折不均質性を同期マッピングする装置で、目への路に沿って探査ビームを生成する偏光光源と、入射瞳および射出瞳を有するレンズの望遠鏡系と、 50

あるゾーンで分離された2つの単座標デフレクタで構成された2座標デフレクタと、偏向制御ユニットと、開口絞りと、視野絞りと、コリメーティング・レンズと、目の網膜から後方散乱した偏光解消光の交差偏光成分を受けるよう動作可能な状態で配置された対物レンズを有する第1位置感知光検出器と、目の角膜から反射した偏光を同時に受ける第2位置感知光検出器と、瞳孔の内部または外部の測定点における角膜の傾斜を直接測定することにより、目の全屈折異常および角膜異常に起因する成分を計算するため、前記第1および第2光検出器に結合されたコンピュータを含むデータ処理および表示ユニットとを備える装置。

【請求項4】

さらに、前記網膜から後方散乱した偏光解消光の交差偏光成分を前記第1位置感知光検出器に配向し、前記角膜から反射した偏光を前記第2位置感知光検出器に配向するため、目への路に沿って、コリメーティング・レンズと目の間に配置された干渉偏光ビーム・スプリッタを備える、請求項3に記載の測定装置。 10

【請求項5】

探査ビームを生成する光源がレーザ光を備え、レーザ光探査ビームが、前記干渉偏光ビーム・スプリッタによって配向され、網膜から後方散乱した状態の偏光解消光の交差偏光成分を、前記第1光検出器へ、角膜の前面から反射した偏光を前記第2光検出器へと別個に配向する、請求項4に記載の測定装置。

【請求項6】

干渉偏光ビーム・スプリッタと目の間で探査ビームの路に、可変光学出力を有し、網膜像を形成して、非正常視眼の場合は無限距離に集束するレンズのグループを設置し、光検出器の感光性表面が、対物レンズの前部焦点面と一致し、網膜で散乱した光路の干渉偏光ビーム・スプリッタの背後に配置される、請求項5に記載の測定装置。 20

【請求項7】

さらに、光軸屈曲鏡と、感光性光検出器と光学的に結合され、光検出器と対物レンズの間に配置された凝視固定試験パターンを有するプレート、および様々に選択される調節に対応する距離で見える試験パターン像を形成する働きをする、可変光学出力を有する別の可変焦点レンズ・グループを備え、別の可変焦点レンズ・グループが、光軸屈曲鏡と干渉偏光ビーム・スプリッタの間に配置されて、光軸屈曲鏡が、可動ベースに装着され、それによって網膜によって散乱した光放射が患者の目の特徴を測定する間に、光検出器に到達できるよう、鏡を変位することが可能である、請求項5に記載の測定装置。 30

【請求項8】

別の光軸屈曲鏡を、レーザ・ビーム路の最終光学要素の後に配置し、別の鏡の後に、人間の目の網膜と同等の光学特徴を有する網膜シミュレータを備えた光学校正ユニットがある、請求項5に記載の測定装置。

【請求項9】

別の光軸屈曲鏡が、網膜の標準的特徴を測定するため、探査レーザ・ビーム路に配置できるよう装着可能であり、目の異常屈折を測定する前にそこから取り出すことができる、請求項8に記載の測定装置。

【請求項10】

別の光軸屈曲鏡が、さらに光学コーティングを備え、それによって目の異常屈折の測定時に探査レーザ・ビーム路から取り出す必要がないよう、選択的な光の透過が可能になる、請求項8に記載の測定装置。 40

【請求項11】

装置と目の位置合わせを検証するため、チャンネルに通じる追加のビーム・スプリッタがある、請求項5に記載の測定装置。

【請求項12】

装置と患者の目の位置合わせを検証するチャンネルが、1つまたは複数の点光源、および目の像を表示する働きをするTVまたは光電光検出器を備え、測定装置の光軸と患者の目の視軸とが一致した場合に、目の特徴を測定できるようにする信号を生成する、請求項11 50

に記載の測定装置。

【請求項 13】

チャンネルが、前記チャンネルに電子的に連結された電子回路またはコンピュータを介して自動許可信号を生成し、前記自動許可信号を認識し、許可信号に従い予め設定した、または導出した位置合わせ基準を獲得時、目の特徴を測定するよう直接指令するプログラムを含む、請求項 12 に記載の測定装置。

【請求項 14】

視軸を有する目の全屈折不均質性を測定する計器であって、計器の光軸を画定するレンズ・システムと、目の視軸を計器の光軸と位置合わせする位置合わせ装置と、計器の光軸に平行にレンズ・システムを通して投影された探査ビームを生成し、前記探査ビームが目の角膜上の複数の衝突位置にて、計器の光軸に平行に目と衝突するよう、計器の光軸から部分的にオフセットするよう選択的に配置可能である光源と、前記複数の焦点位置それぞれに対応する複数の位置で目の異常屈折を測定するため、目の網膜から後方散乱する探査ビーム光の位置を測定する第 1 光検出器と、前記複数の衝突位置で角膜から反射した探査光ビームの位置を測定する第 2 光検出器と、前記第 1 および第 2 光検出器から入力を受信し、衝突点における角膜の傾斜および高さを測定することにより、前記全屈折異常、および前記角膜による前記屈折性成分を計算するコンピュータとを備える計器。

10

【請求項 15】

前記第 1 および前記第 2 光検出器が、象限光検出器、横位置感知検出器、直角に配置されたりニア・アレイ光検出器、X Yマトリックス光検出器、または CCD 検出器を含むグループから選択される、請求項 14 に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

20

【請求項 16】

前記偏光がレーザ光を備え、さらに、探査ビーム偏光レーザ光を目に配向するために前記探査ビームに沿って配置され、目の網膜から後方散乱した非偏光のみが前記第 1 光検出器に検出でき、前記角膜から反射した前記偏光のみが前記第 2 光検出器で検出できるよう、目と前記第 1 および前記第 2 光検出器との間で目の視軸に沿って配置された干渉偏光ビーム・スプリッタを備える、請求項 14 に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

【請求項 17】

さらに、目の凝視を所定の像焦点距離に固定し、目の視軸を前記計器の軸線と一致させるために、視準され、計器の光軸に沿って投影されてそれと一致する標的像を生成する照明源と、標的像のために目の調節機能を固定焦点距離に調整するよう調節可能な可変焦点伸縮レンズ・グループとを備える、請求項 14 に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

30

【請求項 18】

さらに、探査ビームを集束して、目の非正常視を補償するため、調節可能な伸縮レンズ・システムを含む可変焦点非正常視補償器を備える、請求項 14 に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

【請求項 19】

さらに、レンズ・システムによって誘発された誤差を修正し、可変焦点伸縮レンズ・グループの調節によって誘発された誤差を修正して、目の非正常視を補償するため、計器を校正する校正ユニットを備える、請求項 18 に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

40

【請求項 20】

目の全屈折不均質性を測定する計器で、

a) 空間的に画定された点において患者の目に向かって光軸に沿って平行な光線を同時に、または順次に生成し、少なくとも 1 つの光源および少なくとも 1 つのレンズを含む光学ビーム入力チャンネルと、

b) 患者が入力チャンネルの光軸への固定を維持する間、目の視軸の位置合わせを確認する、目位置合わせ検証チャンネルと、

c) 異なる焦点距離をシミュレートするため、手動または自動で調節でき、目と光学的に連絡する少なくとも 1 つの視覚的標的を含む固定標的チャンネルと、

50

d) 目と光学的に連絡し、前記空間的に画定された点の少なくとも1つからの、および目の網膜から後方散乱した入力チャネル光の第1部分の少なくとも1つの特徴を記録する少なくとも1つの第1光検出器を含む網膜点位置検出チャネルと、

e) 目と光学的に連絡し、前記空間的に画定された点の前記少なくとも1つからの、および前記角膜から後方反射した入力チャネル光の第2部分の少なくとも1つの特徴を記録する少なくとも1つの第2光検出器を含む角膜反射位置検出チャネルとを備える計器。

【請求項21】

さらに、目の視軸と入力チャネルとの位置合わせをモニタし、目の位置合わせの検証時、探査光線の生成を自動的に指令するため、コンピュータ、電子回路およびプログラムを備える、請求項18に記載の収差屈折計。

10

【請求項22】

さらに、角膜の不均質性による目の全屈折異常および成分を決定するため、前記第1および第2光検出器から位置データを受信し、前記複数の衝突点について前記データを比較するコンピュータ電子回路を備える、請求項20に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

【請求項23】

さらに、前記空間的に画定された衝突点全てについて、前記点における角膜の傾斜および高さを測定する、瞳孔の内部または外部での角膜からの反射の空間的に分解したマップを生成し、完全な角膜構造情報を提供して、さらに目に対する角膜の屈折異常の寄与を導出するコンピュータ電子回路を備える、請求項20に記載の目の全屈折不均質性を測定する計器。

20

【請求項24】

目の全屈折不均質性、および全屈折不均質性の選択された屈折性成分を同期マッピングする方法で、

a) 光の測定ビームを前記目に配向するステップを含み、ビームの断面は前記目の入射開口より狭く、前記ビームは前記目の視軸を中心として、その軸線が視軸と一致し、前記ビームは、前記目の前面を通過して前記目の角膜に衝突する第1部分を有し、さらに角膜表面から反射する第2部分を有し、さらに、

b) 前記ビームを前記視軸に平行にしたまま、前記目へのビーム入射の測定点の位置を変更するステップと、

30

c) 前記ビームが前記ビームの中心位置で網膜に衝突する網膜上の位置と、前記測定点の変更した位置とのオフセットを測定するステップと、

d) ステップ24(c)で測定したオフセットから前記目の全屈折特徴を決定するステップと、

e) 前記角膜から反射した前記測定可能なビームの前記第2部分の反射角度を決定するステップと、

f) 測定点ごとに、ステップ24(d)で決定した全屈折特徴を、ステップ24(e)で決定した部分屈折特徴とを、前記部分的特徴を前記全屈折特徴から引くことによって比較するステップと、

g) 測定点ごとに、ステップ24(d)、24(f)および24(g)で決定した屈折特徴を記憶するステップと、

40

h) 目の1組の測定点について、ステップ24(b)から24(h)を反復するステップと、

i) 前記測定点の組の前記屈折特徴の離散集合を、近似によって連続的表面に変換するステップと、

j) 前記表面を、ディスプレイの画面上にカラー・コード化したチャートとして、または3次元情報を提示する他の何らかの方法で提示するステップとを含む方法。

【請求項25】

角膜からの反射角度を決定するステップが、さらに、

a) 前記測定点において角膜から反射した前記ビームの部分を、半透明光散乱スクリーン

50

に投影するステップと、

b) 前記スクリーン上でビーム投影の位置の座標を測定するステップとを含む、請求項 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 6】

さらに、

a) ステップ 2 4 (d) または 2 4 (g) で決定した各測定点における屈折特徴を、前記測定点に隣接する測定点の屈折特徴の値から、前記測定点の屈折特徴の値を抽出することにより、隣接する測定点の対応する屈折特徴と比較するステップと、

b) ステップ 2 6 (a) で決定した差の値が指定された閾値より高い場合は、ステップ 2 6 (a) の比較に使用した隣接測定値の間に配置される追加の測定点を挿入するステップと、 10

c) ステップ 2 6 (a) で決定した値が、前記指定された閾値より高くならなくなるまで、ステップ 2 4 (a) から 2 4 (k) を反復するステップとを含む、請求項 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 7】

患者の両目の光学系およびその要素の収差エラーを同期マッピングする装置であって、患者の目の路に沿って探査ビームを生成する偏光源と、入射瞳および射出瞳を有するレンズの伸縮レンズ・システムと、あるゾーンで分離された 2 つの単座標デフレクタで構成された 2 座標デフレクタと、偏向制御ユニットと、開口絞りと、視野絞りと、コリメーティング・レンズと、両目の網膜から反射した偏光解消光の交差偏光成分を、一方の目ずつ受けるよう動作可能な状態で配置された対物レンズを有する第 1 位置感知光検出器と、両目の角膜から反射した偏光を一方の目ずつ同時かつ選択的に受け、網膜から偏光解消光を受け 20 ける交差偏光成分と同じ目の角膜から、偏光を受けるよう調整された第 2 位置感知光検出器と、患者の両目について角膜収差に起因する目の全屈折収差および成分を別個に、およびほぼ同時に計算するため、前記第 1 および第 2 光検出器に結合されたコンピュータを含むデータ処理および表示ユニットとを備える装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

(関連特許および出願への相互参照)

本出願は、2 0 0 0 年 8 月 8 日に提出された米国特許出願第 0 9 / 6 3 4 , 4 8 7 号の部分継続である。 30

【0 0 0 2】

(発明の技術分野)

本発明は、眼科用医療機器に関し、特に瞳孔の空間座標の関数として目の全屈折を測定し、さらに角膜構造の測定を通して全角膜の屈折力を測定する装置に関する。

【0 0 0 3】

(発明の背景)

目の全屈折不均質性をマッピングする方法および装置は、以前の共願米国特許出願第 0 9 / 6 3 4 , 4 8 7 号の連続号に記載され、これは目に細いレーザ・ビームを配向し、その軸線は調査される目の視線に平行であり、さらに目の開口をビームで走査し、網膜によって散乱した光の一部を受け、網膜上に投影されたレーザ・スポットの位置を分析して、データから目の全屈折のマップを再構築する。 40

【0 0 0 4】

多くの用途では、角膜や天然結晶質レンズなどの目の屈折性成分の寄与に関する情報は、例えばその後の屈折異常の矯正手術などのために有用であるか、必要であることもある。

【0 0 0 5】

角膜の表面形状を測定する目的で、同心円パターンなどの規則的構造または規則的パターンを角膜に投影し（最も一般的にはプラシド角膜計として知られる）、角膜から反射した像を分析して、分析データから角膜の形状または曲率を、したがって角膜によって生じる屈折分布を再構築する方法が知られる。

【0006】

瞳孔の空間座標に依存する目の光学系の屈折特性を研究するための測定装置が知られている。これは、波面収差を測定するM. S. Smirnovの装置[1]、横収差を測定するVan den Brinkの装置[2]、生理学的非点収差を測定するN. M. Sergienkoの装置[3]、および空間的に解像された屈折計[4]を含む。上記の装置は、シャイナーの原理に基づき、幾つかの光学的技術を使用した逐点調査を伴う。しかし、このような装置全てを使用する際には、目の予備調心ばかりでなく、収差測定自体にも患者の直接参加が必要である。

【0007】

上記の測定装置の主な欠点は、精度および再現性が低く、測定プロセスに時間がかかり、その結果、患者が疲労し、順応に変動があり、測定中に目が動き、それによって収差測定誤差が増大することである。 10

【0008】

より先進の測定装置が知られ、これは患者が「測定鎖」のリンクとして行動する必要がない。これは、フォーコーのナイフ法[5]で収差を測定する装置、ハルトマン・シャック・センサを使用して波面収差を測定する装置[6~8]、波面収差を完全に補償する適応制御工学機器を組み込んだ測定[9]を含む。

【0009】

ハルトマン・シャック・センサを有する測定装置の一般的な欠点は、レンズ・ラスタまたはアレイの機械的に剛性の構造と、電荷結合素子またはCCDカメラの光電性エレメントの不変の相互に対する空間的配置とのため、横収差のラスタ光電子分析器の視野が固定されることである。その結果、収差を測定する瞳孔面におけるグリッド・サイトの構成が固定され、収差特性により瞳孔の別個のゾーンをさらに詳細に測定するため、これらのグリッド・サイトを再構築する際の融通性がない。 20

【0010】

別の欠点は、ハルトマン・シャック・センサの小型レンズ・アレイの焦点面にスポットの十字形があるため、屈折異常の値の測定が不明瞭になる小さい範囲が存在することにある。

【0011】

既存の装置のその他の欠点には、患者の目と測定装置の空間座標との正確に再現可能な「リンク」を提供する手段を組み込んでいない、適応特徴への収差の依存性を研究するために必要な患者の目の適応を調節する手段を組み込んでいない、薬品を使用しないと、瞳孔散大を測定することができない、などがある。屈折は、米国特許第5, 258, 791号[10]で開示されたような空間的に解像された自動屈折計を使用しても、測定することができる。この装置は、基準パターンと測定ビームを含む測定閉ループを使用して、空間的に解像された屈折データを提供する。この装置では、検出器の座標の原点が、中心窩像の中心と一致し、検出器がゼロ位置センサとして機能する。 30

【0012】

米国特許第5, 258, 791号で開示された空間的解像自動屈折計は、以下の基本的および補助的機能の性能に関して幾つかの重大な問題を有する。つまり、目の視軸に対する装置の光学軸線の予備位置合わせ、患者の目の順応の監視、屈折測定する瞳内の点の割当および患者の目に入るレーザ・ビームの入射角の測定である。上記の基本的および補助的な機能について、上記の欠点は、米国特許第5, 258, 791号で開示された装置に固有のものである。目の視軸に対する先行技術の装置の光軸の予備位置合わせは、少なくとも以下の理由から問題を生じることがある。第1に、目の視軸は、瞳孔および中心窩の幾何学的中心を通る線と仮定される。しかし、瞳孔の幾何学的中心は、瞳孔の開口と中心窩の光軸と結晶質レンズとの心ずれのため、視軸と一致するとは限らないことが知られている。また、瞳孔が対称でないことがある。第2に、位置合わせに、焦点への患者の凝視を固定することを利用する先行技術の装置では、患者の凝視を固定する点の位置が変化すると、患者の目が角運動し、これが以前の位置合わせを妨害する。その結果、中心線が通る 40 50

(瞳孔と網膜上の)両方の点が、一定の位置を有さない。第3に、屈折異常補償のない装置の焦点は、正常視または正常な目ではないと明瞭に観察することができない。患者の目が屈折異常の場合、このような装置は、拡散レーザ・ビーム・スポットを見ることになり、その幅は屈折異常とともに増加する。このような状況では、凝視を特定の方向に正確に固定することができず、これも正確な位置合わせを阻止する別の要因となる。先行技術の屈折計の別の欠点は、中心窩と光検出器の光電性表面とは、正常視または正常な目のレンズで光学的に結合されることである。屈折異常の目の場合、光電検出器の上述した表面に生成される中心窩像の中心または焦点がずれて、補償されない追加の屈折測定エラーを引き起こす。本発明は、これを補償するべく構成されたものである。

【0013】

10

第4に、十分に明るいレーザ照射は、目が反射で瞳孔を狭め始めるほど、中心窩を刺激することがある。したがって、目のセンタリング手順を実施する前に、毛様体筋を麻痺させる薬品が必要になる可能性が高く、これは正常な自然の状態と比較すると、目の屈折特性を変化させてしまう。

【0014】

患者の目の調節をモニタする要請は、先行技術の装置では満足されなかった。その結果、患者の目は任意の距離で調節することができる。目の屈折特性は調節距離に依存することが知られている。調節はオペレータには分からないので、屈折マップと目の調節とを相関させることは不可能である。

【0015】

20

本出願人には、空間分解能屈折計は、患者の目の調節に合わせて調節するための装置を含むことが好ましいことが明白になった。

【0016】

電気機械アクチュエータを使用する先行技術の装置は、目の高速走査を保証する可能性、および眼球屈折率測定プロセスの時間を短縮する可能性を大幅に低下させる。レーザ・ターゲティングの制御にディスクまたは可動口を有する平面表面を使用する先行技術の装置では、開口が、レーザ・ビームが平面表面と交差するゾーンの小さい部分しか専有していない。したがって、レーザ・ビームの、瞳孔の1つの屈折率測定ゾーンの面積と瞳孔全体の面積との比率に等しい部分のみが、その開口を通過する。このようなレーザ・ビームの蹴られる結果、レーザ照射の不経済な使用になり、このような装置の主要な欠点と見なされる。

30

【0017】

瞳孔の必要な測定ゾーンおよび中心窩の中心と交差するレーザ・ビームの入射角の測定における問題は、十分に高い屈折率測定速度を提供しない設計に固有のものである。このような設計では、瞳孔の10の測定点で屈折率を測定する時間は、1分以内である。この期間に、患者の目は自然の衝動性眼球運動およびドリフトのため、最高100回動作し、角度位置変化させる。

【0018】

機器の系統的誤差が、以前の収差屈折計において問題となっていた。網膜の光点内で光照射が不規則に分布し、表面光電検出器の感光性が不均一で、光電検出器エレメントに接続された前置増幅器の利得の時間が不安定で、光検出器に抑制されていないグレアや背景照明が存在するので、光検出器は、系統的誤差がない状態で、中心窩のスポットの「ゼロ」位置を合わせられない。さらに、自身の収差の結果、目の光線追跡のために設けた光学系が、レーザ・ビーム位置の角収差に寄与してしまう。本発明の計器は、このような誤差を補償し、したがって屈折率測定の精度を向上させる構造的エレメントを組み込む。

40

【0019】

目の屈折性成分の測定、特に1次屈折インタフェース(前角膜)の測定に関して、角膜の構造の測定、したがってその屈折力を計算できることについて、現在の技術には幾つかの短所がある。角膜の形状を測定するために最も広く使用されている技術は、1つの円形標的(ミーア)を角膜に反射させ、角膜から反射した像からのこのようなミーアの歪みを決

50

定する。角膜に1つのミーアを投影させてから、光学または電子的手段により反射像の歪みを測定するこの技術は、通常、標準的な角膜計の計測に使用されている。

【0020】

近年、角膜の表面にわたるその構造に関して、さらに情報を提供するため、幾つかの同心円またはプラシド盤が使用されている。この角膜構造装置は、目の上で照明されるプラシド盤の反射像をデジタルで捕捉し、画像処理技術により、プラシド像の歪みを測定することによって、角膜の形状を計算する。角膜はほぼ凸状の表面であるので、プラシド盤の反射像は、角膜の物理的位置の後方に配置された仮想イメージである。実際、このような角膜構造計は、このようなプラシド盤の像から角膜の曲率を直接測定し、したがってその3次元形状または真の角膜の構造（立面図マッピング）を引き出す。また、前角膜の屈折力も、プラシド像から測定した角膜曲率データから計算される。 10

【0021】

角膜を測定する他の方法には、角膜表面へ直線グリッドを投影し、それによって照明するフルオレセイン染料を塗布し、歪んだグリッド像を角膜表面から直接提示する場合のように、角膜の3次元形状または立面図を直接測定する技術がある。次に、この像を立体画法で測定し、三角測量法でその形状を決定することができる。第2に、光の走査または移動スリットを角膜に投影し、同様の立体的方法で、撮像システムを通し投影した光から既知の角度で角膜での反射光を検出し、三角法手段でその形状を測定する。したがって、所望に応じて角膜の曲率または屈折力の情報を引き出すための計算を実施することができる。

【0022】

これらのシステムは全て、角膜の形状および力を決定する能力に幾つかの欠陥を有する。例えば、いずれも角膜上の位置での測定に制限され、それによって輪状の遷移または中心が実際に配置され、プラシド盤またはミーア・パターンの場合、これは角膜の仮想イメージで発生するので、元の真の角膜形状に合わせなければならず、これ自身の幾つかのエラーを生じる。プラシドおよびミーア・システムは、角膜の曲率に影響されやすく、したがって考慮に入れるべき角膜の形状について、異なる幾つかの仮定を有する。この仮定が自身のエラーと角膜形状の限界を引き起こす。角膜の形状または立面図を直接3次元測定する場合は、角膜の立面図を精密に決定し、正確な屈折力または曲率の情報を引き出す際に、分解能の不足を克服するという難問がある。これらのシステムは全て、逐点ベースで角膜全体を測定するには限界を有し、データの広範な補間が必要である。 20 30

【0023】

角膜の形状または屈折力を測定するために設計されたこれらのシステムは全て、目全体の屈折力および収差を同時に測定することができない。目全体の屈折情報と角膜の表面形状とを組み合わせようとした1次情報の点と、後の近似とが一致しないので、このような角膜構造データおよび別個に獲得した目全体の屈折収差データから再構築したマップは、差を再構築する場合に重大な誤差を含むことになる。したがって、実際に計器が1つのエンクロージャ内に屈折率測定と角膜構造測定との両方の能力を含む場合、それを実行するための原理は、逐点ベースで同じかつ同時ではない。人間の視覚は光線が角膜、瞳孔およびレンズを通過して網膜に衝突した時に発生するので、この路およびその構成要素を精密に測定するためには、この光線が目に入る角膜上の正確な点を同時に測定し、角膜上のその点の構造、および光線が目を通過して網膜に衝突し、像を脳に提供する時の、その点における最終的屈折力を決定する技術が必要である。多くの屈折の外科手術手順は、角膜の形状を変更して、目の屈折補正に影響を与えるので、結果を改善するために、このデータ統合が必要である。 40

【0024】

必要なのは、以下の目標の達成を可能にする改善された電子光学光線追跡収差屈折計である。つまり、瞳孔内に測定点を割り当てるのに融通性があり、開口絞りでのレーザ・ビームの蹴られを減少させることにより、レーザ使用の有効性を改善し、瞳孔全体の屈折率測定の時間が約10～20ミリ秒まで短縮し、非正常視の目でも光検出器の感光性表面と中心窩との光学的結合、さらに任意の距離における調節の監視を保証し、目全体の屈折収差 50

と、角膜屈折特徴によって生じる成分との両方を同時に測定し、衝突点間に広い屈折特性範囲で追加的衝突点を介在させることにより、増分正確さを維持し、収差屈折測定時の計器誤差を減少させ、患者の目に対する計器の位置決め of 正確さおよび確定性を強化し、患者の目と装置構成要素間の作業距離の位置決めおよび制御性を自動化する可能性を持たせ、瞳孔を薬品で拡張させることなく、計器の位置決めを可能にすることである。本発明は、上述した解決法と技術革新を提供する。

【0025】

(発明の概要)

以上およびその他の欠点を回避し、問題を解決して、目の全屈折不均質性とその屈折性成分との両方を同時にマッピングする作業可能な装置および方法を生成するため、以下の本発明の技術を考案した。目の異常屈折を測定し、同時に角膜によって生じる全異常屈折の成分を計算する装置は、目への路に沿って探査ビームを生成する偏光源を備える装置で達成された。角膜上の複数の点で目に衝突するため、ビーム・シフタを設けて、探査ビームを複数の隔置された平行路に迅速にシフトさせる。目の網膜からの偏光解消後方散乱光は、偏光ビーム・スプリッタを通して第1位置感知検出器に配向し、これによって複数の衝突点それぞれについて目の全屈折を決定する。角膜の形状を決定し、そこから角膜によって生じる屈折性成分を引き出すため、全目屈折の各衝突点の決定と同期させて、角膜の衝突点からの偏光反射を、偏光ビーム・スプリッタを通して第2位置感知検出器に配向する。比較器は、各衝突点の全屈折を、角膜によって生じる屈折の成分と比較し、同時に減算によって角膜以外の目の部分によって生じる屈折の成分を決定することができる。このデータは、メモリに入れたり、マップ再構築用のプログラム装置および目およびその構成要素の屈折特徴を表すディスプレイに供給したりすることができる。

【0026】

追加的に分解能を改善するため、プログラム装置を設けて、特定の最大差の閾値より高い異なる値を生成する隣接測定点間に、追加の測定点または衝突点を挿入してもよい。

【0027】

同様の方法で、そして実際には同時に、細いレーザ・ビームが目の開口を走査している間、これは目の角膜を通過しなくてはならない。角膜上に涙の膜がある状態でビームが角膜に衝突すると、このビームが反射し、これを検出して、反射点における角膜の傾斜を決定することができる。さらなる点を測定すると、前角膜の形状に関する詳細な情報が獲得される。レーザ・ビームは、目の開口を越えても走査することができ、そこでは角膜から反射する光に関するデータのみ検出され、角膜の構造、およびその屈折力に関する情報を提供する。

【0028】

したがって、本発明の目的は、目の異常屈折を測定するため、改良された偏光装置を提供することである。収差屈折計により、非正常視、乱視特徴を推定することができ、同時に角膜によって生じる目の全収差屈折の成分部分、したがって目の他の部分による成分を同期決定することができ、それによって必要に応じて光屈折角膜切除 [11] によって除去すべき角膜の部分の計算の視覚的鋭敏さおよび精度向上が可能になる。

【0029】

好ましい実施形態では、収差屈折計は光照射源、好ましくはレーザ光または他の偏光、望遠鏡系、2つの単座標デフレクタで構成された2座標デフレクタ、偏向角制御ユニット、開口絞り、視野絞り、コリメーティング・レンズ、干渉偏光ビーム・スプリッタ、網膜から後方散乱した光の位置のみを検出する対物レンズを有する第1位置感知光検出器、前記第1感知光検出器の出力に接続された全屈折計算器、角膜から反射した偏光の位置のみを検出する対物レンズを有する第2位置感知光検出器、前記第2位置感知光検出器の出力に接続された角膜由来屈折計算器、全屈折と角膜由来の屈折を逐点比較する比較器、およびコンピュータ、アナログ・ディジタル変換器および前置増幅器で構成されたデータ処理および表示ユニットを備える。探査ビームとしてレーザまたは偏光を使用し、干渉ビーム・スプリッタと組み合わせることにより、偏光を網膜から反射した偏光解消光から分離する

ことができ、第1光検出器がこれを検出するのを防止し、角膜から反射する偏光を第2光検出器で検出することができる。

【0030】

本発明の計器は、屈折の測定に必要な時間を短縮して、開口絞りにおける光線エネルギーの損失を解消し、以下を提供することにより、測定点の位置決めに融通性があるシステムを生成する。つまり望遠鏡系を、探査ビーム路の2座標第1デフレクタの後方で、望遠鏡系の入射瞳が単座標デフレクタ間のギャップまたはゾーンと一致する箇所に対応する距離に配置し、開口絞りを、望遠鏡系のレンズ間でその焦点が一致する点に配置して、視野絞りを、望遠鏡系の射出瞳の面に配置し、それと同時に、患者の目からコリメーティング・レンズの焦点距離とほぼ等しいような距離で、干渉偏光ビーム・スプリッタの前に配置されたコリメーティング・レンズの前焦点の位置にも配置する。 10

【0031】

正常視眼と非正常視眼との両方で第1光検出器と網膜の感光性表面の一定の光学的結合を保証するため、干渉偏光ビーム・スプリッタと目の間に光学出力が様々なレンズのグループを設置し、前記レンズ・グループは、目の正常視または非正常視状態に関係なく、非正常視眼の網膜像を調節可能な状態で無限距離に形成する機能を有する。第1光検出器の感光性表面を、対物レンズの前焦点面と結合し、網膜によって散乱した光の路上で干渉偏光ビーム・スプリッタの後に挿入する。

【0032】

計器の光軸に沿って患者の視線を固定し、患者の目と検出器の感光性表面との光学的結合を一定に維持しながら、必要な距離で目の調節を補償するため、第2ビーム・スプリッタまたは光軸屈曲鏡、さらに視線を固定するための凝視固定試験パターンまたは試験標的を有するプレートを、光検出器の感光性表面と光学的に結合させ、光検出器と対物レンズの間に配置する。様々なマイナスの光学出力を有し、予め設定した調節に対応する距離に、患者の目について試験標的の像を形成するよう機能する第2光学レンズ・グループを、第2ビーム・スプリッタまたは光軸屈曲鏡または光軸屈曲鏡と干渉偏光ビーム・スプリッタの間に配置する。光軸屈曲鏡を使用する場合は、可動ベースに装着し、患者の目の特徴を測定する間に網膜から散乱した光照射が光検出器に到達できるように、鏡を変位できるようにする。 20

【0033】

1つの実施形態では、系統屈折測定の誤差に対応するため、探査レーザ・ビームの光軸を屈曲または方向転換させるための第2鏡を、レーザ・ビーム路中で最後の光学素子の後で患者の目に入る前の箇所に挿入する。第2鏡の後に、目をシミュレートする光学校正ユニットを挿入する。光学校正ユニットは、軸方向に移動可能か、または静止した網膜シミュレータを含み、その光学特徴は人間の網膜と同等である。第2光軸屈曲鏡を、光学校正ユニットで測定する間に探査レーザ・ビーム路に入り、患者の目の屈折を測定する時には出るよう、可動ベース上に設置する。 30

【0034】

患者の目に対して計器を位置合わせし、正確さを向上させ、位置合わせプロセスを自動化できるように、計器に第3ビーム・スプリッタを設け、計器および患者の目の目位置合わせ検証のチャンネルを挿入する。好ましい実施形態では、同軸検証チャンネルは、1つまたは複数の光源点、およびTVまたは電気光学検出装置を備え、これは一緒になって瞳孔および／または目の画像を表示して、計器の光軸と患者の目の視軸が一致した場合に目の特徴を測定する許可チャンネルを提供する働きをする。薬品で瞳孔を拡張せずに計器を使用できるようにするため、レーザ照射源および／または赤外線源を同軸検証位置合わせ機構に組み込む。日中または夜間の照明状態および／または近距離および遠距離の患者固定標的をシミュレートする状態で、屈折率を測定するため、計器を使用することが想定される。 40

【0035】

代替実施形態では、さらに、装置のオペレータの制御下で位置合わせ検証を実施するか、自動化できると想定される。1つの実施形態では、同軸検証チャンネルは、計器の光軸と患 50

者の視軸との一致が「標的中」状態に近いことを視覚的または聴覚的に通知する。この状況が獲得されたら、計器は電子的に「構築する」。完全一致が獲得されると、測定制御装置により、空間的に画定された平行光線、好ましくはレーザ・ビームが、自動的に迅速に発射され、入力チャネルを通して目に入る。角膜から反射し、網膜から散乱した光を、対応する第1および第2位置感知光検出器に配向する。

【0036】

特徴および利点を含めて本発明をさらに完全に理解するため、次に添付図面とともに本発明の詳細な説明を参照するが、図面では、同様の数字は同様の要素を表す。

【0037】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

本発明の様々な実施形態および方法の作成および使用を、以下で詳細に検討するが、本発明は、様々な特定の状況で使用する事ができる多くの適用可能な本発明の概念を提供することを理解されたい。本明細書で検討する特定の実施形態は、本発明を作成し、使用する特定の方法の例示にすぎず、本発明の限定するものではない。

【0038】

図1は、本発明の一態様により全屈折不均質性およびその成分を同期マッピングする装置および方法の概略機能図を示す。偏光源120および好ましくはレーザ光源が、名目上は目の中心軸と一致する偏光ビーム路に沿って偏光ビーム122を配向する。光ビームはビーム・シフタ124に提供され、これは光ビーム122を複数の空間的にオフセットした平行光ビーム路126のいずれかに迅速にシフトするよう制御される。光ビームのシフトの機構については、図3および図4に関連して、以下でさらに詳細に検討する。ビーム・シフタ124は、偏光探査ビーム126を提供する。複数のこのような探査ビームは、ビーム・シフタ124によって数ミリ秒以内に生成でき、例えば空間的にオフセットした100本の平行偏光探査ビームを10〜20ミリ秒で生成できることが理解される。例えば、探査ビームのうち1本のみが中心軸121と一致し、複数のオフセット偏光探査のうち別の1本を127として示す。明快さを期して、図1には100本以上の平行偏光探査ビームは描かれていないことが理解される。各探査ビーム126、さらに複数のビーム127が、ビーム・スプリッタ128を通過して調査対象の目130へ向かう。各探査ビーム126、127は、複数の衝突点、例えば探査ビーム126に対応する点132および探査ビーム127に対応する衝突点133で角膜131に衝突する。

【0039】

衝突点132で入る細い光ビームの目の全屈折収差は、網膜上の点136を検出し、中心軸121に沿って位置合わせされた中心窩に対する網膜136上のその照明点の空間的位置138を決定することにより決定される。この位置は、座標(dx_1 , dy_1)によって中心軸121に対して示される。網膜に衝突する光は網膜で後方散乱する。後方散乱は、それ自体は反射せず、したがって入射ビーム126bは網膜表面によって偏光解消される。後方散乱した光は、路126cで表される光軸を有し、偏光解消光である。光126cは路126cに沿ってビーム・スプリッタ128内に入り、偏光ビーム・スプリッタ140に配向される。ビーム・スプリッタ140は偏光ビーム・スプリッタであり、したがって最初に偏光分極した光を通過させることができ、路126eに沿って交差偏光した成分を反射する。したがって、ビーム126dは、路126eに沿って配向されてレンズ142を通過し、これはビームを路126fに沿って第1光検出器144へと集束させる。図2、図3および図8に関して以下でさらに詳細に検討するように、光検出器144にさらなるビーム・スプリッタ94およびxおよびy光検出器アレイ88および89を設けて、位置(dx_1 および dy_1)を決定することができる。この位置から、目の標準的長さに基づき、全屈折計算器147で全屈折特徴を計算することができる。全屈折計算器146は、例えば多機能コンピュータ148内の回路および／またはコンピュータ・ソフトウェアでよい。

【0040】

次に図1に戻ると、127aを1つのサンプルとする複数のオフセット探査ビームはそれ

10

20

30

40

50

ぞれビーム・スプリッタ128を通過し、133を代表的サンプルとする複数の衝突点で角膜131の前面に衝突する。ビーム127bは、衝突点133に入ると、目の全屈折特徴により、ビーム127の路に沿って目130の網膜135上の点150に投影される。網膜135から後方散乱した光127cは、目の開口を通過して戻り、ビーム・スプリッタ128によって路127d沿いに偏光ビーム・スプリッタ140に配向され、ここで路127eに沿ってレンズ142を通り、中心軸121から(dx_2 , dy_2)で表されるオフセット位置152を決定するため、第1光検出器144に配向される。ビーム・シフタ124を迅速かつ反復的に動作させることにより、コマ何秒で複数回、衝突点の全グリッド・パターン、例えば図10のグリッド・パターン参照。以下でさらに詳細に検討するように、目の全屈折に対してマッピング可能なデータを、全屈折計算器146に与える。 10

【0041】

探査偏光ビーム126aおよび複数の追加ビーム127aのそれぞれと同期で、角膜表面131の収差によって生じる収差の成分を同時に決定することができる。ビーム126aおよび127aは偏光であるので、探査ビーム126aの場合は衝突点132で偏光ビーム154aとして、探査ビーム127aの場合は衝突点133で反射偏光153aとして角膜表面131から部分的に反射する。光は、衝突点132における角膜前面131の角位置と対応する角度で角膜から反射するので、反射したビーム154aは、衝突点における角膜131の傾斜に応じてビーム126aから発散する。ビーム154はビーム・スプリッタ128によって路154bに沿って偏光ビーム・スプリッタ140に配向される。ビーム154bは、角膜表面から反射して、路154cに沿って進んだので、偏光ビーム・スプリッタ140を通過し、したがってその位置は、第2光検出器145で検出することができる。角膜からのビーム154の反射角を容易に決定できるように、角膜から半透明の散乱スクリーン158までの距離は、散乱スクリーン158に衝突するビーム154cのオフセット距離160が角膜表面131の構造を示すような既知の量である。 20

【0042】

散乱スクリーン158によって、光ビーム154cおよび153cは、散乱図155または157で概略的に示すように散乱する。光学的中心線161に対する位置160または159が、レンズ162によって第2光検出器156に撮像される。この場合も、第2光検出器156は、アレイ状のxおよびy光検出器を備えることができ、これはビーム分割器を使用して、角膜から反射した光のx-y位置160を決定する。この情報は、角膜由来屈折計算器164に与えられる。 30

【0043】

全屈折計算器146および角膜由来屈折計算器164の両方からのデータを、比較器168およびメモリ170にも供給する。比較器の情報は、各点の全屈折、各衝突点の、つまりシフトされた各探査ビームの角膜由来屈折を含むデータを生成し、角膜以外の目の構成要素による屈折収差の成分も決定することができる。この情報から、マップ再構築ユニット172で目の屈折特徴のマップを再構築する。172で生成された再構築マップは、CRT画面またはカラー・プリントアウトなどのディスプレイ174に表示することができる。全屈折計算器146、角膜由来屈折計算器164、比較器168、メモリ170、マップ再構築ユニット172およびディスプレイ174は全て、別個に設けるか、あるいは図1のシステムの点線148で概略的に示すコンピュータ・システムおよびディスプレイ・スクリーンおよび／またはプリンタに含めることができる。 40

【0044】

図2は、全屈折を同期マッピングする装置の一部およびその構成部品の拡大略図であり、走査ビーム126aおよび127aの路、さらに光検出器144への後方散乱光路126c、126d、126eおよび126fを明瞭に示す。光検出器144は、x成分検出器88およびy成分検出器89を備えるよう図示されている。さらに、それぞれ偏光ビーム・スプリッタ140を通して配向されるか通過するビームが、さらに明瞭に描かれ、半透明光散乱スクリーン158に衝突する点が、より明瞭に図示されている。

【0045】

半透明光散乱スクリーン158は、例えばほぼ均質の特徴を有する乳白ガラスまたは半透明の蛍光灯カバー材料でよく、したがって任意の点に衝突する偏光ビームが、同じマイナスの強度および同じ相対拡散を生成し、これによってこのような光ビームの位置を位置センサ156で検出することができる。位置センサ156は、図示されていないが、これも位置センサ146と同様に構築することができ、したがってx成分センサ・アレイ88およびyセンサ・アレイ89を組み合わせて使用し、x-y位置センサを獲得する。

【0046】

図3は、本発明の屈折計の全収差部分の1つの実施形態の光学チャネルを概略的に示す。空間的に画定された平行なビーム入力チャネル59が、レーザまたは他の低拡散光源などの光源から患者98の目へと延在する。1つの好ましい実施形態では、6501レーザを使用した。空間的に画定された平行ビーム入力チャネルに沿って、2つのレンズ64および66を含む円筒形望遠鏡62がある。円筒形望遠鏡からの光がデフレクタ68に入る。デフレクタ68は、コンピュータなどの制御ユニットで電子的に制御された音響光学デフレクタであることが好ましい。あるいは、電流磁気鏡デフレクタなどを使用することができた。2座標デフレクタまたは角方向機構をデフレクタ68として使用してもよい。反射鏡または鏡プリズム70が光ビームを反射して望遠鏡系72に通し、これはレンズ74、入射開口76、レンズ78および79および射出開口または視野絞り80を含むことが好ましいが、そうである必要はない。偏光ビームは視野絞り80からコリメーティング・レンズ82を通過し、鏡71によって屈折して、途中でビーム・スプリッタ100および干渉ビーム・スプリッタ71を透過して目に至る。

【0047】

目の前に配置された光源を使用して、目の視軸と計器の光学軸を位置合わせする。複数の直角に配置され、例えば940mmのlで発光する発光ダイオード(LED)102を使用することができた。LED102によって生成された光は、角膜で反射し、カメラ112によって撮像される。反射光が予め設定した標的パラメータと一致したら、計器は適切に位置合わせされ、したがってチャネル59に沿って形成され、空間分解能平行ビームを発射する許可モードになる。

【0048】

これで、照明された目が最終的にカメラ112によってビーム・スプリッタ・プリズム92を通過した像として撮像され、ビーム・スプリッタ100で方向転換して、光学エレメント104、106、108および110を通過し、最終的にCCDカメラ112に到着する。

【0049】

網膜点位置検出チャネル99を使用して、入力チャネルによって生成された目98の網膜からの反射点の位置を検出し、これは目98の網膜から反射した非偏光を位置センサに配向する干渉偏光ビーム・スプリッタ92を含む。

【0050】

図3に示すような光検出位置センサの1つの実施形態では、ビーム・スプリッタ94があり、これは像を分割して、一方の非偏光網膜像の成分は光学レンズ90を通して光検出器88のAx座標に配向し、別の画像成分は光学レンズ91を通して光検出器89のAy座標に配向する。直角に配置された光検出器88および89は高解像度のリニア・アレイ光検出器であり、この検出器で実行する位置測定を直接使用して、目98の網膜上にある反射点の位置を測定するためのXY座標を提供することができる。リニア・アレイ検出器を使用する代わりに、実際のXYマトリックス光検出器または自身の対物レンズを有するCCD検出器を使用して、ビーム・スプリッタ94のレンズ90および91およびリニア・アレイ光検出器88および89を置換してもよい。リニア・アレイの1つの利点は、単純な象限光検出器の範囲を上回る大きい範囲の収差検出を提供することである。例えば、典型的な象限光検出器は、約<3ジオプタの範囲の収差検出に有用であるが、リニア・アレイは<10ジオプタより大きい範囲に対応することができる。別の選択肢は、横位置感知検出器を使用することである。象限検出器を使用することの欠点は、その表面に撮像され

た光点の形状およびサイズに依存することである。1 Dまたは2 Dアレイ（リニア・アレイまたはCCD）のような多エレメント検出器および横位置感知検出器にはこの欠点がない。

【0051】

図3に示す実施形態の詳細については、以下で図11に関してさらに説明する。網膜から後方散乱した標的光の点の位置は、ビーム・スプリッタ94を使用して決定し、網膜の点から後方散乱した偏光の第1部分はレンズ90を通してx方向リニア・アレイ光検出器88に配向し、1方向、例えばx方向のみの位置変化を測定することができる。後方散乱した偏光の第2部分は、ほぼ第1部分と同一であるが、レンズ91を通してy方向リニア・アレイ光検出器89に配向され、第1方向に対して90°の方向、例えばy方向のみの位置変化を検出することができる。x-y位置の変化は、光強度中心の位置、またはリニア・アレイ88（x方向）およびリニア・アレイ89（y方向）に投影された光点の最高輝度点の位置を計算することにより測定される。

【0052】

光源96および集光レンズ77および79によってリニア・アレイ88および89を均質に照射し、したがって保守時に前記光検出器の感度の均質性をチェックすることができる。発光ダイオード96および集光レンズ77、79は、校正光検出器88および89のために太いビームを形成する。要素のいずれかが公差外である場合、その出力は信号処理手順で補正することができる。

【0053】

固定標的チャネル85は光源を備えることが好ましい。好ましい実施形態では、光源は緑の565 1 LED84である。光はレンズ74および75を透過し、プリズム86によって配向されて波長識別光学コーティングを有するビーム・スプリッタ100を通る。固定標的は光学素子106上に配置される。LED84からの光ビームはレンズ104および108および固定標的106を通過し、鏡110から反射する。固定標的の光は、レンズ104を通過して戻り、ビーム・スプリッタ100によって90°方向転換して患者の目に向かい、表面110の位置から来るものとして像を視覚化し、この表面により像を近距離固定から遠距離固定への移動するか、その間の任意の場所に調節することができる。これは、ある時間にわたって目の調節を変化させ、それと同時に空間解像収差屈折測定およびCCDカメラ112上のピクチャを含む一連の測定を実行するために使用することができる。これは、目の経時撮像を提供し、かつ異なる固定標的距離を循環するにつれ、収差屈折を測定する。経時ベースの測定と同期することができる電気機械調節手段を使用して、様々な標的固定距離を、近距離から遠距離へと自動的に移動させるか調節することができる。

【0054】

本明細書で説明する計器は、調節エラーなく正常視眼または非正常視眼のいずれでも屈折マップを正確かつ迅速に提供することができる全屈折屈折計を提供するよう開発された。

【0055】

図4は、目の全収差および全屈折非均質性を測定するための本発明の計器の別の実施形態の機能図を示す。目の光線追跡に使用する放射線を有する光源は、例えばレーザ1によって与えられる。例えばレンズ2および3を備える伸縮拡大器は、好ましくは2つの単座標デフレクタで構成される2座標音響光学デフレクタの通常の機能を提供する。伸縮レーザ・ビーム狭窄器は、レンズ5および6、レンズ5および6の共通焦点に開口絞りADにより形成される。視野絞り7をレンズ6の後部焦点に配置し、したがって後方路にある伸縮狭窄器によって形成されたその像は、単座標デフレクタの間に位置する。この配置により、レーザ・ビームの角位置を単座標デフレクタの出口で変化させた場合、瞳孔の光点における光照明の再分布が最小になる。コリメーティング・レンズ8の前部焦点を、視野絞りの中心と位置合わせし、光線の望遠鏡系通路が干渉偏光ビーム・スプリッタ9を確実に通過するようにする。

【0056】

非正常視補償器が、レンズ１０および１１の可変焦点グループとして概略的に図示され、患者の非正常視を補償するよう調節することができる。レンズの一方は、アクチュエータ・ドライブ３８に接続された可動ベースに装着する。調節制御装置が、患者の目の調節を制御するための可変焦点レンズ・グループを構成するレンズ１６および１７として概略的に図示される。

【００５７】

その焦点に位置感知光検出器１９の感光性表面が配置された対物レンズ１８は、照射された網膜の像を位置感知光検出器の感光性表面の面に形成するよう意図される。光検出器の感光性素子は、前置増幅器２２およびアナログ・ディジタル変換器２３を通してコンピュータ２４に接続される。ビーム結合器３９を対物レンズ１８と光検出器１９の間に移動自在に装着し、試験標的またはプレート２０の面を第１光検出器１９の感光性表面および中心窩表面に光学的に結合する。プレート２０は、患者の凝視を確実に固定するために必要である。プレート２０の背後には、プレートを照明する働きをする光源または放射体２１が配置される。

10

【００５８】

エレメント２５から３０は、レンズ２５および２７が鏡２６と一緒に構成された対物レンズを有する顕微鏡を備える。第１座標グリッドを有するプレート２９を、レンズ２７の後部焦点面に配置することが好ましい。レンズ２７の後部焦点と一致する前部焦点を有するレンズまたはレンズ・グループ３０、は、顕微鏡の接眼レンズを備える。ビーム・スプリッタ２８は、ビデオ信号変換および入力ボード、言い換えるとフレーム・グラバ・ボード３３を通してコンピュータに接続されたＴＶカメラ３２の感光性面に網膜の面を光学的に結合する働きをする。

20

【００５９】

開口を設けた鏡１２によって、顕微鏡の光軸を光線追跡チャネル（要素１～１１）の光軸、および網膜の光線横収差を測定する光電構成（要素１６～１９）と位置合わせする。

【００６０】

好ましい実施形態では、患者の目の前の十字形構造に４つの発光ダイオード（ＬＥＤ）１４を設置する。各ＬＥＤは、相互のＬＥＤに対して同じ面、光軸から等距離、および軸線に対して直角に配置することが好ましい。顕微鏡およびＬＥＤは、患者の目に対する計器の視覚的位置およびテレビ位置を決定するシステムを備える。顕微鏡は、レンズ２５の前部焦点面がプレートと一致するよう設置され、ここに角膜前面で反射したＬＥＤ１４の虚像または仮想イメージが配置される。

30

【００６１】

全屈折測定プロセスを開始する前に、患者の目に対して計器の位置を決定し、光学校正ユニット３４～３６を使用して計器を校正する。レンズ１１とＬＥＤ１４の間には鏡１３を移動自在に装着し、これは計器の光軸と光学校正ユニット３４～３６を結合する働きをする。光学校正ユニットの１つの好ましい実施形態では、これは凹凸レンズまたは角膜シミュレータ３４、液体媒質またはガラス質シミュレータ３５、および網膜シミュレータ３６を備える。網膜シミュレータ３６は、アクチュエータまたはドライブ３７によって光軸に沿って移動できるよう、移動自在に装着することが好ましい。

40

【００６２】

本発明の測定計器は、音響光学デフレクタ４、アナログ・ディジタル変換器２３、およびアクチュエータまたはドライブ３７および３８を制御するコンピュータ２４または同様の装置を組み込む。コンピュータ２４または同様の１つまたは複数の装置は、例えば数学的処理、および収差パラメータおよび眼球屈折特徴のデータ記憶、計算および表示などの追加的作業を実行し、自動計器位置合わせの測定モードおよび実装の設定を提供してもよい。

【００６３】

目の全屈折を測定する計器は、その好ましい実施形態では、以下の方法で機能する。例えばレーザ１などから放射された光ビームを拡張、視準し、音響光学デフレクタ４に配向し

50

、これが対応するコンピュータ・プログラムに従ってその角位置を変化させる。伸縮狭窄器5および6がビームの太さを必要な大きさに減少させる。絞り7の中心は、伸縮狭窄器から出るビームの角度「揺れ」の点である。レンズ6の前部焦点面に配置したため、開口絞りADはその像をレンズ8の後部焦点面に有する。さらに、絞り7をコリメーティング・レンズ8の前部焦点面に配置したため、角度頂点を絞り7に配置したレーザ・ビームの角度揺れは、レンズ8を通過した後、光軸の平行シフトに変換される。

【0064】

患者の目が非正常視の場合、レンズ10（または11）の軸方向の動作は、末端動原体ビームを（近視の場合は）拡散するビームまたは（遠視の場合は）収束するビームに変換し、したがって絞り7の像が網膜と光学的に結合される。これは、網膜から来る光線がビーム・スプリッタ9の前部のゾーンでは平行であることも保証し、これはさらなるデータ処理を正規化する。

10

【0065】

患者の目15に入る光は、図4のプレート自体で偏光される。網膜との干渉により偏光解消された復帰ビームの直交成分のみが、ビーム・スプリッタ9を通過して第1光検出器19に至る。これは、レンズ10および11の表面および角膜または目によって反射し、計器の正常な働きによる全屈折決定に不適合な照明を生成し得る偏光から、第1光受光器を保護する。

【0066】

レンズ16および17および対物レンズ18は、網膜の照明区域の像を第1光検出器19の面に生成する。図4では、焦点位置が以下のように指定される。つまり F_3 、 F_5 、 F_6 、 F_8 、 F_{25} および F_{30} は対応するレンズの前部焦点を指し、 F_2' 、 F_5' 、 F_6' 、 F_{18}' および F_{27}' はレンズの後部焦点を指す。

20

【0067】

図5に示す1つのさらなる実施形態では、非正常視補償器の機能を、光受光器19の対物レンズであるコンポーネント18と組み合わせる。この実施形態では、標的対象20光検出器19をレンズ18から等距離に配置する。LED21は標的対象20を照明する。レンズ18は患者によって、標的対象20の明瞭な像が見えるように配置される。この位置で、光検出器19および目15の焦点面が結合される。レンズ18の位置決めは電気装置176で実現することができる。この位置決めは自動的に実施することができる。調節制御は別の標的対象178で実行され、これはLED179で照明し、電子装置180で位置決めする。ドライブ176および180は両方ともコンピュータ24に接続される。調節標的対象178は、鏡177によって光軸に結合される。LED21および179の色は、容易に識別できるよう異なっているとよい。例えば、赤いLED21で結合を実施し、その後、緑のLED179で調節する。

30

【0068】

図6に概略的に示し、概して図5に示した構成をベースとする本発明のさらに別の実施形態では、両眼15および15aを同時に検査することができる。図6に示す設計によると、この実施形態は、第2眼15a用の追加のチャンネルを含むので有利である。2つのビーム・スプリッタ175および181があるので、両眼に共通の探査レーザを使用するよう実施する。光学的小および電氣的構成要素9a、14a、18a、19a、22aおよび23aは、第1眼15の測定において、対応する構成要素9、14、18、19、22および23と同じ役割を有する。制御ユニット182は、赤外線LED14および14aを切り換えて、それぞれ第1および第2目15および15aを交互に照射する。この方法で、両目の像を、例えばモニタ画面の左と右の部分などに同時に表示することができる。図1および図2に図示し、それに関して説明したのと同じ方法で、第1目のチャンネルおよび第2目のチャンネルの両方に、両目の角膜からの偏光の反射角を決定する構造を配置することにより、同期マッピングも実施することができる。記載したように実施すると、別個の調節が可能になり、両目を同時に測定するので有利である。

40

【0069】

50

図 4、図 5 および図 6 の様々な実施形態では、必要な屈折測定ゾーン内で瞳孔に入るよう、レーザ・ビームをコンピュータおよび音響光学デフレクタで位置決めする。目の光学系が異常屈折を有する場合、網膜上の絞り 7 の光像は軸線から変位し、その結果、位置感知光検出器 19 の感光性表面にある照明ゾーンの像も対応して変位する。

【0070】

患者の目に対する計器の位置決めに関する動作原理を図 9 に示す。コリメーティング・システム 50 は、（目を有限距離で調節する場合は）図 4 の要素 39、18 および 17、16 に対応する。点 A は光照射および凝視固定点であり、図 4 の要素 20 および 21 で形成される。開口を有する鏡 56 は、図 4 の要素 12 に対応する。顕微鏡の対物レンズ 52 は、図 4 の要素 25～27 で構成され、顕微鏡の対物レンズ像面 54（図 4）は、要素 29（図 4）に対応する。B₁ および B₂ は、図 4 の LED 14 に対応する光放射器である。B'₁ および B'₂ は放射器の 1 次像、B''₁ および B''₂ は放射器の 2 次像である。

10

【0071】

図 9 から分かるように、計器の光軸に配置された点 A に凝視を固定しても、目の視軸と計器の光軸との位置合わせは保証されない。というのは、目は D ≠ 0 の場合でも中心窩上で点 A を見るからである。点 A への凝視の固定は、上記の軸線が平行である場合のみ保証される。

【0072】

目の光学的出力に最も寄与するのは角膜の前面であることを考慮に入れ、視軸線が、中心窩の中心と角膜前面の曲率中心の頂点とを通る線であると仮定する。放射器 B₁ を患者の目の前に配置すると、角膜前面からの光の反射により、この表面が凸面鏡として機能し、幾何光学の法則に従って軸線に対称に配置された放射器の虚像または仮想イメージ B'₁ を形成する。

20

【0073】

例えば B₁ および B₂ などの幾つかの放射器を、計器（図 9）の光軸に対して対称で患者の目の前に配置すると、その 2 次像 B''₁ および B''₂ は、D ≠ 0 であれば顕微鏡対物レンズの像面で軸線からシフトしてしまう。

【0074】

したがって、計器の光軸と目の視軸を一致させるには、2 つの条件を満足しなければならない。つまり、患者の凝視を点 A に固定し、像 B''₁ および B''₂ を対物レンズ 52 の軸線に対して中心に配置する。位置決めは、プレート 29（図 4）に設けた座標グリッドを使用するか、TV チャンネルを使用している場合はモニタ画面を使用してチェックすることができる。目の像が、グリッドまたは TV 画面の同心円位置にある全ての点と整列したら、測定制御装置は、空間的に分解した 1 組の屈折測定をする準備が整う。これで、オペレータは、数ミリ秒しかかからない測定を起動することができる。測定は、グラバ・ボードでの取り込み A であり、図 12 のような異常屈折マップを生成するために記憶される。測定は、適切な位置合わせが検出された時に自動的に起動することもできる。さらに、本発明の 1 つの実施形態によると、所定の事象が発生する間に、例えば目の標的が A 近距離@調節距離から A 遠距離@または無限調節距離へと移動するシーケンスを通して、複数の測定を順番に実施することができる。複数の測定像を、ある期間にわたって、または目の測定値が目の屈折に動的変化があったことを示すような他の変化が発生した時に、捕捉するか自動的に取り込み、記憶することができる。

30

40

【0075】

点 B''₁ および B''₂ が表面または面 54 と一致すると、計器と目の間に固定作業距離が設定されたことを示し、これは像 B''₁ および B''₂ が表面 54 上に集束した結果である。

【0076】

目計器位置合わせの別の実施形態は、手動または自動で操作する瞳孔縁測定を使用し、ほぼ円形である図を形成して実現することができる。その中心は、通常、4 つの鏡像の対称中心と一致せず、そのうち 2 つ B''₁ および B''₂ を図 9 に示す。このような不一致を、

50

さらなる信号処理で考慮に入れることができる。

【0077】

光学校正ユニットを使用して、瞬時異常屈折計器の校正を実行することができる。光学校正ユニットは、対応する角膜シミュレータ34の測定点にある既知の異常を組み込むことができる。例えば、異常は、特殊な光学設計プログラムを使用して、コンピュータで決定してもよい。例えば、レンズ34の前面が楕円体である場合は、瞳孔の全点における異常屈折がゼロと等しくなる。

【0078】

非正常視補償器を使用する場合は、非平行レーザ・ビームが光学校正ユニットに入る。その結果、焦点ずれの標準収差になり、この収差を補償するため、アクチュエータ37によって網膜シミュレータを光軸に沿って焦点まで移動させることができる。これにより、中心窩を網膜シミュレータと光学的に結合することができる。

【0079】

横収差の測定の系統的誤差は、推定データからの測定結果の偏差により明白になる。このような決定可能な系統的誤差は、実際の目の全収差を測定する時に考慮に入れることができる。

【0080】

光学校正ユニットとの比較による校正は、計器の光軸に鏡13を設置することにより、目の収差を測定する前に自動的に実施することが好ましい。

【0081】

患者の目の光線追跡をする前に、鏡13および39を目に入る光路から取り出し、これで光が光検出器へと通過する。中心窩の光点の像の収差変位を、オペレータが選択した目の校正追跡グリッドに対応する角膜上の点の組で測定する。グリッドまたは瞳孔上の測定点の割り当ての例を、図10に示す。

【0082】

網膜面の横収差のデータ $d_x(r, \phi)$ および $d_y(r, \phi)$ は、目の開口面に波面を再構築するソース・データである。前記波面は、通常、一連のゼルニケの多項式への拡張として表され、その係数は目の全波面収差の関数を近似するため、最小二乗法によって計算する。次に、波面収差の関数を使用して、瞳孔の任意の点における局所全屈折を計算する。

【0083】

様々な操作モードでこの計器を使用して実施した多数の実験では、5 mW以下の光照射が目に入る状態で、目およびその光学的構成要素の全屈折マップを再構築するため、完全なデータ・セットを提供するには、10～20ミリ秒が必要であることが必要である。

【0084】

図12は、本発明の目の全収差屈折計部分を使用して構築した目の収差屈折マップの例である。

【図面の簡単な説明】

【図1】

目およびその屈折性成分の全屈折不均質性を同期マッピングする装置の概略機能図である。

【図2】

目の全屈折決定、および中心窩の屈折性成分の理論的側面を、さらによく理解できる、研究中の目の略図である。

【図3】

本発明の特定の態様による収差屈折計の好ましい代替実施形態の略図である。

【図4】

全収差屈折を測定する計器の概略機能図である。

【図5】

目の網膜上におけるレーザ・ビームの全横収差を測定する装置の1つの実施形態の動作を

示す略図である。

【図 6】

患者の両目の網膜におけるレーザ・ビームの全横収差をほぼ同時に測定する装置のさらに別の実施形態の動作を示す略図である。

【図 7】

網膜から後方散乱した像の中心を X および Y 方向で位置感知する象限検出器の動作を示す略図である。

【図 8】

1 対の X 方向電極および 1 対の Y 方向電極を有する横位置感知検出器の動作を示す略図である。

10

【図 9】

患者の目に対する測定装置の位置を決める手段の動作原理を示す略図である。

【図 10】

コンピュータの助けにより構築した接眼レンズ屈折測定点の位置を示すマップの例である。

【図 11】

X および Y 方向それぞれにリニア・アレイ検出器構成要素を使用する位置感知光検出器の略図である。

【図 12】

本発明の目の全収差屈折計部分で構築した考察対象の目の全収差屈折を示すマップ例である。

20

(参考文献)

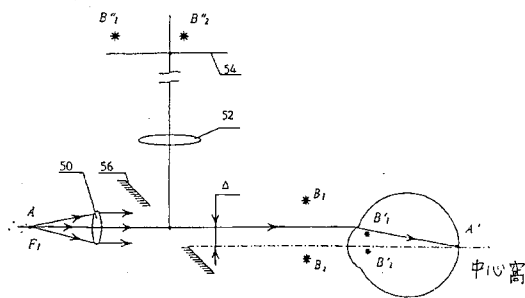
1. M. S. Smirnov. Measurement of wave aberration of the eye. Biofizika (Biophysics USSR), 6, pp. 776-794, 1961.
2. Van den Brink. Measurement of the geometrical aberrations of the eye. Vision Res. 2, pp. 233-244, 1962.
3. N. M. Sergienko. Oftalmologicheskaya optika (Ophthalmic Optics). Moscow, Meditsina, 1991, 142 pages.
4. R. H. Webb, C. M. Penney, and K. D. Thompson. Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer. Applied Optics. 31, pp. 3678-3686, 1992.
5. S. G. El Hage and Bem F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. J. Opt. Soc. Am. 63, pp. 205-211, 1973.
6. J. Liang. A new method to precisely measure the wave aberrations of the human eye with a Hartmann-Shack wave-front sensor, Ph. D. Dissertation, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany, 1991.
7. J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, and J. F. Bille, Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. J Opt. Soc. Am. A 11, pp. 1949-1957, 1994.

40

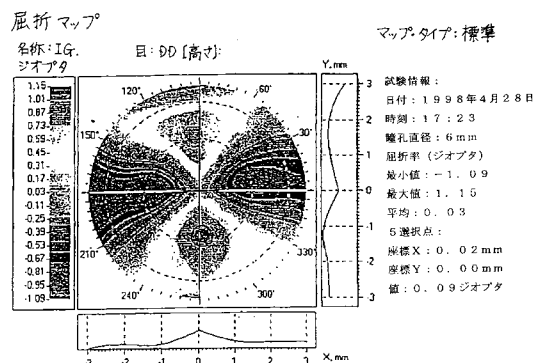
50

8. J. Liang and D. R. Williams. Aberration and retinal image quality of the normal human eye. J Opt. Soc. Am. A 14, pp. 2873-2883, 1997.
9. J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller. Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, J. Opt. Soc. Am., A 14, pp. 2884-2892, 1997.
10. US Patent 5, 258, 791. Spatially resolved objective autorefractometer, Nov. 2, 1993. 10
11. T. Seiler, P. J. McDonnell, "Excimer laser photorefractive keratectomy", Surv. of Ophthalm., 40, pp. 89-118, 1995.

【図 9】



【図 12】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
14 February 2002 (14.02.2002)

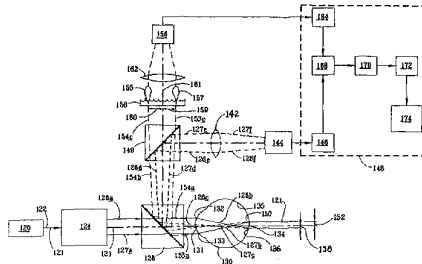
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/11612 A1

- (51) International Patent Classification: **A61B 3/10**
- (21) International Application Number: PCT/US01/41622
- (22) International Filing Date: 8 August 2001 (08.08.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/634,487 8 August 2000 (08.08.2000) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): **TRACEY TECHNOLOGIES, LLC** [US/US]; 6750 West Loop South, Suite 500, Bellaire, TX 77481 (US).
- (72) Inventors: and
- (75) Inventors/Applicants (for US only): **MOLEBNY, Vasyil** [UA/UA]; Velyka Kytaivska St., 6, Apt. 9, Kiev, 252028 (UA). **PALLIKARIS, Ioannis** [GR/GR]; Heraklion, Crete (GR). **WAKIL, Youssef** [US/US]; 2928 Carnegie, Houston, TX 77005 (US). **MOLEBNY, Sergiy** [UA/UA]; Velyka Kytaivska St., 6, Apt. 9, Kiev, 252028 (UA).
- (74) Agents: **MONTGOMERY, John, W.** et al.; Haynes and Boone, LLP, 1000 Louisiana, Suite 4300, Houston, TX 77002 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published: — with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR SYNCHRONOUS MAPPING OF THE TOTAL REFRACTION NON-HOMOGENEITY OF THE EYE AND ITS REFRACTIVE COMPONENTS



(57) Abstract: An instrument is provided for synchronously measuring refraction errors of the optical system of an eye and its refractive components, having: a lens system defining an instrument optical axis and an alignment device for aligning the visual axis of the eye with the instrument optical axis. A light source produces a probing beam that is projected through the lens system parallel to the instrument optical axis and is selectively positionable partially off-set from the instrument optical axis for entering the eye parallel to the instrument optical axis at a plurality of locations of the eye aperture. A first photodetector measures the position of a first portion of the probing beam light scattered back from the retina of the eye to determine the total refraction error of the optical system of the eye at a plurality of locations. A second photodetector synchronously measures the position of a second portion of the probing beam light reflected back from the cornea of the eye to determine the shape of the cornea and thus to derive the other refractive components.

WO 02/11612 A1

WO 02/11612 A1

— before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

METHOD AND DEVICE FOR SYNCHRONOUS MAPPING
OF THE TOTAL REFRACTION NON-HOMOGENEITY OF THE EYE
AND ITS REFRACTIVE COMPONENTS

Cross-Reference to Related Patents and Applications

This is a continuation-in-part of US Application No. 09/634,487 filed on 8 August, 2000.

Technical Field of the Invention

5 The present invention relates to medical ophthalmological equipment, more specifically, it relates to devices for measuring the total refraction of the eye as a function of spatial pupil coordinates as well as measuring the refractive power of the entire cornea through the measurement of corneal topography.

Background of the Invention

10 A method and a device for mapping the total refraction non-homogeneity of an eye are set forth in prior co-pending US Application No. 09/634,487 that includes directing into the eye a narrow laser beam, its axis being parallel to the visual axis of the eye under investigation, scanning the beam over the eye aperture, receiving a portion of light scattered by the retina, analyzing the position of the laser spot projected on the
15 retina, and reconstructing from the data a map of the total refraction of the eye.

In many applications, information on the contribution of refractive components of the eye, such as the cornea and the natural crystalline lens, may be helpful or necessary, as, for example, for subsequent corrective surgery of refractive errors.

20 For the purpose of measuring the surface shape of a cornea, a method is known of projecting a regular structure or regular patterns, such as a pattern of concentric circles onto the cornea (most commonly known as a Placido disc), analyzing the reflected image off of the cornea and reconstructing from the analyzed data the shape or curvature of the cornea and therefore the refraction distribution caused by the cornea.

25 Measuring devices are known, for the study of the refractive properties of the optical system of the eye, which depend on spatial pupil coordinates. These include M. S. Smirnov's device for measuring the wave aberration [1], Van den Brink's device for measuring the transverse aberration [2], N. M. Sergienko's device for measuring the

WO 02/11612

PCT/US01/41622

physiological astigmatism [3], and a spatially resolved refractometer [4]. The above devices, based on Scheiner's principle, involve point-by-point investigation overutilizing a number of optical techniques. However, in using all such devices the direct participation of the patient is needed not only in the preliminary aligning of the eye, but in the aberration measurements themselves.

Major disadvantages of the above measuring devices are their low accuracy and productivity, a prolonged measurement process resulting in the patient's fatigue, variations in accommodation, and eye movements while taking measurements, thereby increasing the aberration measurement errors.

More advanced measuring devices are known, which do not require the patient to act as a link in the "measurement chain". These include a device for measuring the aberration by the Foucault's knife method [5], a device for measuring the wave aberration using Hartmann-Shack sensors [6-8], including measurements that incorporate adaptive optics completely compensating the wave aberration [9].

A common disadvantage of the measuring devices with a Hartmann-Shack sensor is the fixed field of view of the raster photoelectric analyzer of transverse aberrations due to the mechanically rigid construction of the lens raster or array and the invariable mutual spatial arrangement of the photosensitive elements of the charged coupled device or CCD camera. This results in a fixed configuration of grid sites at the pupil plane in which aberrations are measured, with no flexibility of reconfiguring these grid sites for more detailed measurements in separate zones of the pupil depending on their aberration properties.

Another disadvantage exists in a small range of unambiguously measured values of refractive errors due to criss-crossing of the spots in the focal plane of the lenslet array of the Hartmann-Shack sensor.

Other disadvantages of existing devices include: they do not incorporate a means for providing an accurate reproducible "linkage" of the patient's eye to the spatial coordinates of the measuring device; they do not incorporate a means for adjusting the accommodation of the patient's eye that is necessary for studying the dependence of aberrations on the accommodation characteristics; they are not capable of taking

WO 02/11612

PCT/US01/41622

measurements on a dilated pupil without using medicines. Refraction can also be measured using a spatially resolved autorefractometer as disclosed in U.S. Patent No. 5,258,791 [10]. This device provides spatially resolved refraction data using a closed measuring loop which includes a reference pattern and a measurement beam. In this device, an origin of coordinates of the detector coincides with the center of the fovea image and the detector functions as a zero-position sensor.

The spatially resolved autorefractometer disclosed in U.S. Patent No. 5,258,791 has a number of substantial problems relating to performance in the following basic and auxiliary functions: preliminary alignment of the optical axis of the device relative to the visual axis of the eye; accommodation monitoring of the patient's eye; allocation of points within the pupil at which refraction is measured; and measurement of the angle of laser beam incidence into the patient's eye. Respective to the above basic and auxiliary functions, the above drawbacks are inherent to the device disclosed in U.S. Patent No. 5,258,791. Preliminary alignment of the optical axis of prior art devices relative to the visual axis of the eye may be problematic for at least the following reasons: first, the visual axis of the eye is assumed to be the line passing through the geometric center of the pupil and the fovea. However, it is known that the geometric center of the pupil does not always coincide with the visual axis due to the misalignment of the pupil opening and the optical axis of the cornea and the crystalline lens. In addition, the pupil may not be symmetrical. Second, in prior art devices in which alignment is dependant on fixation of the patient's gaze at a focal point, changes in the position of the point at which the patient's gaze is fixed results in angular movement of the patient's eye which disturbs the previous alignment. Consequently, both points (on the pupil and on the retina) through which the center line passes do not have a definite location. Third, the focal points in devices without ametropia compensation can clearly be observed only with an emmetropic or normal eye. When the patient's eye is ametropic, such devices will see a diffused laser beam spot whose width increases with the ametropy. It is obvious that under such conditions the gaze cannot be fixed accurately in a certain direction, which is another factor preventing an accurate alignment. Another drawback of prior art refractometers is that the fovea and the photosensitive surface of the photodetector are

WO 02/11612

PCT/US01/41622

optically coupled by the lenses only in the emmetropic or normal eye. In the event of an ametropic eye, the decentering or defocusing of the fovea image on the above-mentioned surface of the photoelectric detector causes additional refraction measurement errors which are not compensated for. The present invention is designed to compensate for this.

5 Fourth, a sufficiently bright laser radiation may irritate the fovea to such a degree that the eye begins to narrow its pupil reflexly. Therefore, before performance of the eye centering procedure, medicines paralyzing the ciliary body muscles are likely to be required, which changes the refractive properties of the eye as compared with its normal natural state.

10 The need for accommodation monitoring of the patient's eye has not been satisfied in prior art devices. As a consequence, the patient's eye can be accommodating at any distance. It is known that the refractive properties of the eye depend on the accommodation distance. Because the accommodation is unknown to the operator, it is impossible to correlate the refraction map and the eye accommodation.

15 It has become apparent to the present applicants that a spatially resolved refractometer should preferably include a device for adjusting to the patient's eye accommodation.

Prior art devices using electromechanical actuators greatly reduce the possibility of ensuring a high-speed scanning of the eye and the possibility of shortening the duration of the ocular refraction measurement process. In prior art devices using a disc or movable aperture bearing planar surface to control laser targeting, the aperture occupies only a small portion of the zone in which the laser beam intersects the planar surface. Thus, only that portion of the laser beam which is equal to the ratio of the area of one refraction measurement zone on the pupil to the entire pupil area passes through the aperture. Such a vignetting of the laser beam results in an uneconomical use of laser radiation and should be considered a major drawback of such designs.

20 Drawbacks in the measurement of the angle of laser beam incidence at which it crosses the necessary measurement zone of the pupil and the center of the fovea are inherent to designs which do not provide a sufficiently high refraction measurement speed. In such designs, the time of measuring the refraction at 10 measurement points

WO 02/11612

PCT/US01/41622

of the pupil is up to one minute. During this period the patient's eye can move up to 100 times and change its angular position due to natural saccadic movement, and drift.

Systematic instrument errors have plagued prior aberration refractometers. Due to an irregular distribution of the light irradiance within the light spot on the retina, unequal photosensitivity across the surface photoelectric detector, time instability of the gain of preamplifiers connected to the photoelectric detector elements, and the presence of unsuppressed glares and background illumination on the photodetector, the photodetector does not register a "zero" position of the spot on the fovea without systematic errors. Further, as a result of its own aberrations, the optical system provided for eye ray tracing contributes an angular aberration to the laser beam position. The present instrument incorporates structural elements which compensate for such errors and thus increase the refraction measurement accuracy.

With regards to the measurement of the refractive components of the eye and especially that of the primary refractive interface (the anterior cornea) there are a number of shortcomings in current technologies as in measuring corneal topography and therefore being able to calculate its refractive power. The most widely used technology for measuring the shape of the cornea is reflecting a single circular target (mire) onto the cornea and determining the distortions of such a mire from its image reflecting off of the cornea. This technique of a single mire projected onto the cornea and then measuring its distortions in the reflected image through either optical or electronic means is typically used in standard keratometer instrumentation.

In recent years, the use of a number of concentric circles or Placido disc have been used to give greater information about corneal topography across its surface. These corneal topography devices digitally capture the reflected image of a Placido's disc which is illuminated upon the eye and through image processing techniques calculate the shape of the cornea by measuring the distortions of the Placido image. Since the cornea is largely a convex surface, the reflected image of the Placido disc is a virtual image located posterior to the physical location of the cornea. In fact, these corneal topographers directly measure the curvature of the cornea from such a Placido disc image and therefore derive its three dimensional shape or true corneal topography (elevation mapping).

WO 02/11612

PCT/US01/41622

Additionally, the refractive power of the anterior cornea is also calculated from the corneal curvature data measured from the Placido image.

5 Some *other methods for measuring* the cornea involve technologies to directly measure the three-dimensional shape or elevation of the cornea as with the projection of a rectilinear grid onto the cornea's surface whereby a fluorescein dye is placed which
10 illuminates and presents a distorted grid image directly off of the cornea's surface. This image can then be measured stereographically to determine its shape by triangulation means. Secondly, systems have been developed which project a scanning or moving slit of light onto the cornea and in a similar stereo fashion through an imaging system at a
15 known angle to the projected light the reflected light at the cornea is detected and its shape measured through triangulation means. Calculations can be performed therefore to derive information of curvature or refractive power of the cornea as desired.

 These systems all have a number of deficiencies in their ability to determine the shape and power of the cornea. For example, they are all limited to measuring only the
15 locations on the cornea whereby ring transitions or centers are actually located and in the case of the Placido disc or mire pattern this is occurring in a virtual image of the cornea and must be registered back to the true corneal shape which involves its own set of errors. The Placido and mire systems are sensitive to the curvature of the cornea and therefore have a different set of assumptions as to the cornea's shape that must be taken into
20 consideration. These assumptions incur their own errors and boundaries on the cornea's shape. In the case of direct three dimensional measurements of the shape or elevation of the cornea there is a difficult challenge of overcoming a lack of resolution in precisely determining the elevation of the cornea and deriving accurate refractive power or curvature information. All these systems have limitations in measuring the entire cornea
25 on a point-by-point basis and require extensive interpolation of the data.

 All these systems designed for measuring the shape or refractive power of the cornea fail to simultaneously measure the refractive power and aberrations of the entire eye. It has also been found that, due to noncoincidence of the points of primary
30 information from the attempted combination of total eye refraction information and the surface shape of a cornea, and the followed approximation, any maps reconstructed from

WO 02/11612

PCT/US01/41622

such cornea topography data and separately obtained total eye refraction aberration data would contain significant errors when reconstructing the differences. Therefore, if indeed an instrument contains the ability to do both a refractive measurement and a corneal topography measurement within a single enclosure, the principles for doing so are not the same and simultaneous on a point-by-point basis. Since human vision occurs when light rays pass through the cornea, through the pupil and through the lens to strike onto the retina, then in order to precisely measure this path and its components a technology is needed to do so simultaneously measuring the precise point on the cornea where this ray enters the eye and determines what is the topography of that point on the cornea and what is the final refractive power at that point as the ray passes through the eye and strikes the retina providing an image to the brain. Since many refractive surgical procedures alter the shape of the cornea to effect the refractive correction of the eye this data integration is necessary for improved outcome.

What is needed is an improved electro-optical ray tracing aberration refractometer which makes it possible to achieve the following goals: flexibility of allocation of measuring points within the pupil and improvement in the effectiveness of using lasers by reducing the vignetting of the laser beam at the aperture diaphragm; reduction in the duration of measuring refraction across the entire pupil to around 10 - 20 milliseconds; ensuring optical conjugation of the photosensitive surface of the photodetector with the fovea even for ametropic eyes as well as for accommodation monitoring at any given distance; synchronously measuring both the total eye refraction aberrations and the component caused by cornea refraction characteristics; maintaining incremental accuracy by interposing additional impingement points between impact points with wide variation in refraction characteristics; reduction in instrument errors when measuring aberration refraction; enhancement of the accuracy and definitiveness of instrument positioning relative to the patient's eye; the potential for automation of the positioning and controllability of the working distance between the patient's eye and the device components; and enablement of instrument positioning without medically dilating the pupil. The present invention provides the aforementioned solutions and innovations.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

Summary of the Invention

To avoid these and other drawbacks and solve the problems and produce a workable device and method for synchronous mapping of both the total refraction non-homogeneity of the eye and its refractive components, the following inventive technology has been devised. A device for synchronous measuring of the aberration refraction of an eye and calculation of the component of the total aberration refraction caused by the cornea has been accomplished with a device comprising a polarized light source producing a probing beam along a path to the eye. A beam shifter is provided to rapidly shift the probing beam to a plurality of spaced-apart, parallel paths for impacting the eye at a plurality of points on the cornea. Depolarized backscattered light from the retina of the eye is directed through a polarizing beam splitter onto a first position-sensing detector by which the total eye refraction is determined for each of the plurality of impingement points. Synchronized with each impingement point determination of the total eye refraction, there is a polarized reflection from the impingement point on the cornea directed through the polarizing beam splitter and to a second position-sensing detector for determining the shape of the cornea and deriving thereof the refraction component caused by the cornea. A comparator can synchronously compare the total refraction for each impingement point to the component of refraction caused by the cornea and by subtraction can determine the component of refraction caused by the parts of the eye other than the cornea. This data can be placed in memory and/or can be supplied to a program device for map reconstruction and to a representative display of the refraction characteristics of the eye and its components.

For additionally improved resolution, a program device may be provided for inserting an additional measuring point or impingement point located between neighboring measuring points that produce a different value higher than a specified maximum difference threshold.

In similar fashion and in fact simultaneously, when the narrow laser beam is scanning over the eye aperture it must be passing through the cornea of the eye. As the beam strikes the cornea with the tear film on the cornea there is a reflection of this beam which can be detected to determine the slope of the cornea at the point of reflection.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

With further points measured, detailed information on the shape of the anterior cornea is obtained. The scan of the laser beam can occur beyond the aperture of the eye where only data regarding the reflected beam off of the cornea will be detected to provide information about the cornea topography and therefore its refractive power.

5 Thus, the object of the present invention is to provide an improved polarized light device for measuring the aberration refraction of the eye. The aberration refractometer allows estimates of the ametropia, astigmatism characteristics, simultaneously allows synchronous determination of component parts of total aberration refraction of the eye contributed by the cornea and therefore the components contributed by other portions of
10 the eye and thereby allowing visual acuity and increased accuracy of calculations of the part of the cornea to be removed by photorefractive keratectomy [11] if necessary to correct eye refraction non-homogeneity or aberration.

In a preferred embodiment, the aberration refractometer comprises a light radiation source, preferably laser light or other polarized light; a telescopic system; a two-
15 coordinate deflector consisting of two single-coordinate deflectors; a deflection angle control unit; an aperture stop; a field stop; a collimating lens; an interferential polarizing beam splitter; a first position-sensing photodetector with an objective lens for detecting only the position of light backscattered from the retina; a total refraction calculator connected to the output of said first position-sensing photodetector; a second position-
20 sensing photodetector with an objective for detecting only the position of polarized light reflected from the cornea; a cornea caused refraction calculator, connected to the output of said second position-sensing photodetector; a comparator for point-by-point comparison of the total refraction and cornea caused refraction; and a data processing and display unit consisting of a computer, an analog-to-digital converter and a preamplifier.
25 Use of laser or polarized light as a probing beam in combination with the interferential beam splitter allows the polarized light to be separated from the depolarized light reflected back from the retina and prevents it from being detected by the first photodetector and further allows polarized light reflected from the cornea to be detected by the second photodetector.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

The instrument of the present invention is able to reduce the time needed for measuring the refraction, eliminate light beam energy losses at the aperture stop and create a flexible system for locating the measurement points on the pupil by providing the following: the telescopic system is positioned in the probing beam path after the two-coordinate first deflector at a distance corresponding to the coincidence of the entrance pupil of the telescopic system and the gap or zone between the single-coordinate deflectors, the aperture stop or diaphragm is placed between the lenses of the telescopic system at the point of coincidence of their foci, and the field stop or diaphragm is positioned in the plane of the exit pupil of the telescopic system and, at the same time, at the location of the front focus point of the collimating lens situated in front of the interferential polarizing beam splitter at such a distance from the patient's eye which is approximately equal to the focal distance of the collimating lens.

To ensure a constant optical conjugation of the photosensitive surface of the first photodetector and the retina for both emmetropic and ametropic eyes, a group of lenses with variable optical power is installed between the interferential polarizing beam splitter and the eye, said group of lenses having the function to adjustably form the retinal image of an ametropic eye at infinity regardless of the emmetropic or ametropic condition of the eye. The photosensitive surface of the first photodetector is conjugated with the front focal plane of the objective lens, being inserted following the interferential polarizing beam splitter on the path of the light scattered by the retina.

To provide for fixation of the patient's line of sight along the optical axis of the instrument and to compensate for accommodation of the eye at the required distance while keeping constant optical conjugation of the patient's eye with the photosensitive surface of the detector, a second beam splitter or an optical axis bending mirror, as well as a plate with a gaze fixing test pattern or a test-target for sight fixation are optically conjugated with the photosensitive surface of the photodetector and are located between the photodetector and the objective lens. A second optical group of lenses, with variable negative optical power and which function to form an image for the patient's eye of the test-target at a distance corresponding to the preset accommodation, is positioned between the second beam splitter or optical axis bending mirror and the interferential

WO 02/11612

PCT/US01/41622

polarizing beam splitter. When an optical axis bending mirror is used, it is mounted on a movable base making it possible to displace the mirror so as to enable the light radiation scattered by the retina to reach the photodetector during the measurement of the patient's eye characteristics.

5 In one embodiment, to account for systematic refraction measurement errors, a second mirror, for bending or redirecting the optical axis of the probing laser beam is inserted in the laser beam path after the last optical element before entering the patient's eye. Following the second mirror, an optical calibration unit for simulating an eye is inserted. The optical calibration unit includes an axially movable or stationary retina
10 simulator whose optical characteristics are equivalent to those of the human retina. The second optical axis bending mirror is installed on a movable base so that it can be moved into the probing laser beam path during measurement with the optical calibration unit and moved out when measuring the patient's eye refraction.

To align the instrument relative to the patient's eye as well as to enhance accuracy and enable automation of the aligning process, the instrument is provided with a third beam splitter to insert a channel for eye alignment verification of the instrument and the patient's eye. In a preferred embodiment, the co-axial verification channel comprises one or more point of light sources and a TV or electro-optic detecting device, together serving to display the pupil and/or eye image and providing a permission channel to measure eye
20 characteristics when the optical axis of the instrument and the visual axis of the patient's eye coincide. To enable the instrument to be used without dilating the pupil with a medicine, a laser radiation source and/or infrared light sources are incorporated into the coaxial verification alignment mechanism. It is contemplated that the instrument can be used to make refraction measurements under conditions simulating either day or night
25 light conditions and/or at near and far patient fixation targets.

In an alternate embodiments it is further contemplated that the alignment verification can be done under the control of the operator of the device or can be automated. In one embodiment, the co-axial verification channel provides either visual or acoustic notification that coincidence between the instrument optical axis and the
30 patient's visual axis is proximate or near to "on target" status. Once this status is attained,

WO 02/11612

PCT/US01/41622

the instrument is "armed" electronically. Once full coincidence is attained, the measurement controller automatically causes spatially defined parallel light beams, preferably laser beams, to be rapidly fired and enter the eye through the input channel. Light reflected from the cornea, and scattered from the retina is directed onto the corresponding first and second position-sensing photodetectors.

Brief Description of the Drawings

For a more complete understanding of the present invention, including features and advantages, reference is now made to the detailed description of the invention along with the accompanying figures in which like numerals represent like elements and in which:

Figure 1 is a functional schematic drawing a device for synchronous mapping of the total refraction non-homogeneity of the eye and its refractive components;

Figure 2 is a schematic depiction of an eye under investigation in which the theoretical aspects of the total eye refraction determination and also the corneal component of refraction may be more fully understood;

Figure 3 is a schematic diagram of a preferred alternative embodiment of an aberration refractometer according to certain aspects of the present invention;

Figure 4 is a functional schematic diagram of an instrument for measuring total aberration refraction;

Figure 5 is a schematic illustration of the operation of one embodiment of a device for measuring the total transverse aberration of a laser beam on the eye retina;

Figure 6 is a schematic illustration of the operation of yet another embodiment of a device for measuring the total transverse aberration of a laser beam on the eye retina of both of a patient's eyes substantially simultaneously;

Figure 7 is a schematic illustration of the operation of a quadrant detector for position-sensing in X and Y direction of the centroid of the image backscattered from the retina;

Figure 8 is a schematic illustration of the operation of the lateral position-sensing detector having a pair of X direction electrodes and a pair of Y direction electrodes;

WO 02/11612

PCT/US01/41622

Figure 9 is a schematic illustration of the principle of operation of the means for positioning the measuring device in relation to the patient's eye;

Figure 10 is an example of a map showing the location of ocular refraction measurement points, constructed with the aid of a computer;

5 Figure 11 is a schematic illustration of a position-sensing photodetector using linear array detector components for X and Y direction, respectively; and

Figure 12 is an example map showing the total aberration refraction of the eye, under consideration, constructed with the eye total aberration refractometer portion of the subject invention.

10 Detailed Description of the Preferred Embodiments

While the making and using of various embodiments and methods of the present invention are discussed in detail below, it should be appreciated that the present invention provides many applicable inventive concepts which may be employed in a variety of specific contexts. The specific embodiments discussed herein are merely illustrative of
15 specific ways to make and use the invention and do not delimit the scope of the invention.

Figure 1 shows a schematic functional view of a device and method for synchronous mapping of the total refraction non-homogeneity and components thereof according to one aspect of the present invention. A polarized light source 120 and preferably a laser light source directs a polarized light beam 122 along a polarized light
20 beam path nominally coincident with a central eye axis. The light beam is provided to a beam shifter 124 that is controlled to rapidly shift light beam 122 to any of a plurality of spatially offset parallel light beam paths 126. The mechanism for light beam shifting will be discussed more fully below in connection with Figs. 3 and 4. Beam shifter 124
25 provides a polarized probing beam 126. It will be understood that a plurality of such probing beams can be produced by beam shifter 124 within a few milliseconds as, for example, 100 spatially offset parallel polarized probing beams can be produced within 10-20 milliseconds. For example, only one of the probing beams may be coincident with central axis 121, another of the plurality of offset polarized probing is depicted as 127.
30 It will be understood that, for purposes of clarity, the 100 or more parallel polarized

WO 02/11612

PCT/US01/41622

probing beams are not depicted in Fig. 1. Each of the probing beams 126, as well as the plurality of beams 127, pass through a beam splitter 128 to the eye 130 under investigation. Each probing beam 126, 127 impinges upon the cornea 131 at a plurality of impingement points as, for example, point 132 corresponding to probing beam 126 and
 5 impingement point 133 corresponding to probing beam 127, is representative of a plurality of impingement points.

The total refractive eye aberration for a thin beam of light entering at impingement point 132 is determined by locating point 136 on the retina and determining the spatial position 138 of that illuminated point on the retina 136 relative to the fovea
 10 134 aligned along central axis 121. This position may be indicated relative to central axis 121 by coordinates (dx_i, dy_i) . Light impacting the retina is backscattered off the retina. The backscattering is not a reflection *per se* and therefore the entering beam 126b is depolarized by the retinal surface. The backscattered light, having its optical axis represented by path 126c, is depolarized light. The light 126c is directed in beam splitter
 15 128 along path 126d to a polarizing beam splitter 140. Beam splitter 140 is a polarizing beam splitter so that it allows initially polarized light to pass through it and reflects the cross-polarized component along the path 126e. Thus, beam 126d is directed along path 126e through a lens 142 that focuses it along path 126f to a first photodetector 144. As will be discussed more fully below with respect to Figs. 2, 3 and 8, photodetector 144
 20 may be provided with a further beam splitter 94 and x and y photodetection arrays 88 and 89 to determine the position (dx_i, dy_i) . From this position and based upon the standard length of the eye, the total refraction characteristics can be calculated in a total refraction calculator 146. The total refraction calculator 146 may, for example, be circuitry and/or computer software within a multifunction computer 148.

Returning now to Fig. 1, each of the plurality of offset probing beams of which 127a is a sample, passes through beam splitter 128 and impinges upon the anterior surface of the cornea 131 at a plurality of impingement points of which 133 is a representative sample. Entering at impingement point 133, the beam 127b is projected due to the total refractive characteristics of the eye along the path of beam 127 to a point
 30 150 on the retina 135 of eye 130. The backscattered light 127c from the retina 135 is

WO 02/11612

PCT/US01/41622

projected back out through the eye aperture and is directed by beam splitter 128 along path 127d to the polarizing beam splitter 140, where it is directed along path 127e through lens 142 and onto a first photodetector 144 for determining the offset location 152 represented by (dx_2, dy_2) away from central axis 121. Through the rapid and repeated
 5 operation of beam shifter 124, a plurality of times within a fraction of a second, an entire grid pattern of impingement points, see, for example, the grid pattern of Fig. 10. As will be more fully discussed below, mappable data, with respect to the total eye aberration is provided at the total refraction calculator 146.

Synchronously with each of the polarized probing beams 126a and the plurality
 10 of additional beams 127a, the component of aberration caused by aberrations in the cornea surface 131 may simultaneously be determined. Because beams 126a and 127a are polarized light, they will partially reflect off of the cornea surface 131 as a polarized light beam 154a, in the case of probing beam 126a, at an impingement point 132 and as reflected polarized light 153a in the case of probing beam 127a and at impingement point
 15 133. Because the light reflects from the cornea at an angle corresponding to the angular position of the anterior cornea surface 131 at the point of impingement 132, reflected beam 154a diverges from beam 126a, depending upon the tilt of the cornea 131 at the impingement point. Beam 154 is directed by beam splitter 128 to polarizing beam splitter 140 along path 154b. The beam 154b passes through polarizing beam splitter 140
 20 because it is polarized light that was reflected from the cornea surface and travels along path 154c so that its position may be detected by a second photodetector 156. To facilitate determination of the reflective angle of beam 154 off of the cornea, the distance from the cornea to a semitransparent scattering screen 158 is a known quantity so that the offset distance 160 of the beam 154c impacting scattering screen 158 is indicative of the
 25 topography of the cornea surface 131.

The scattering screen 158 causes, the light beams 154c and 153c, to scatter, as schematically depicted with scattering diagrams 155 or 157. The position 160 or 159, with respect to the optical centerline 161, is imaged by a lens 162 onto the second photodetector 156. Once again, the second photodetector 156 may comprise an array of
 30 x and y photodetectors using a beam divider to determine the x-y position 160 for the

WO 02/11612

PCT/US01/41622

reflected light from the cornea. This information is provided to a cornea-caused refraction calculator 164.

5 The data from both total refraction calculator 146 and from the cornea cause refraction calculator 164 is fed into a comparator 168 and also to memory 170. The comparator information produces data, including the total refraction for each point, the
10 cornea-caused refraction for each impingement, *i.e.*, for each shifted probing beam and may also determine the component of the refraction aberration due to components of the eye other than the cornea. From this information, a map of refractive characteristics of the eye is reconstructed in a map reconstruction unit 172. The reconstruction map
15 produced at 172 may be displayed at a display 174, such as a CRT screen or a color printout. All of the total refraction calculator 146, the cornea-caused refraction calculator 164, the comparator 168, the memory 170, the map reconstruction unit 172 and the display 174 may be separately provided or alternatively may be included in a computer system and display screen and/or printer schematically represented by system dash lines
15 148 in Fig. 1.

Figure 2 is an enlarged schematic view of a portion of the device for synchronous mapping of the total refraction and its component parts, better schematically depicting the paths of the probing beams 126a and 127a, as well as the backscatter light path 126c, 126d, 126e and 126f to a photodetector 144. The photodetector 144 is shown comprising
20 an x component detector 88 and a y component detector 89. Further, the beams respectively directed or passing through the polarizing beam splitter 140 are more clearly depicted and the points of impingement on the semitransparent light scattering screen 158 are more clearly demonstrated.

The semitransparent light scattering screen 158 may, for example, be milk glass or translucent fluorescent light cover material having a substantially homogeneous characteristics so that polarized light beams impacting at any point produce the same relative intensity and same relative diffusion by which the position of such light beams may be detected with position sensor 156. The position sensor 156, although not
25 depicted, may also be constructed similarly to position sensor 146 so that x component

WO 02/11612

PCT/US01/41622

sensor array 88 and y sensor component array 89 are used in combination to get an x-y position sensor.

Figure 3 schematically depicts the optical channels of one embodiment of the total aberration portion of the refractometer of the subject invention. A spatially defined parallel beam input channel 59 extends from a light source such as a laser or other low diffusion light source up to the eye of a patient 98. In one preferred embodiment a 6501 laser was employed. Along the spatially-defined parallel beam input channel is a cylindrical telescope 62 including two lenses 64 and 66. Light from the cylindrical telescope enters the deflector 68. The deflector 68 is preferably an acousto-optical deflector electronically controlled by a control unit such as a computer. Alternatively a galvanometric mirror deflector or the like could be used. Two coordinate deflectors or angular direction mechanisms may be used as a deflector 68. A reflection mirror or mirror prism 70 reflects the light beam through a telescopic system 72, including preferably, but not necessarily, a lens 74, an entrance aperture 76, lenses 78 and 79 and an exit aperture or field stop 80. The polarized light beam passes from the field stop 80 to collimating lens 82 and is deflected by mirror 71 and passes transparently through beam splitter 100 and interferential beam splitter 92 en route to the eye 98.

Light sources placed in front of the eye are used to align the visual axis of the eye with the optical axis of the instrument. Preferably a plurality of orthogonally placed light emitting diodes (LEDs) 102, for example emitting at a λ of 940 nm could be employed. Light produced by LEDs 102 is reflected off the cornea and imaged by camera 112. When the reflected light aligns with preset targeting parameters, the instrument is in the proper alignment and therefore in the permissive mode for firing of the spatially resolved parallel beams formed along channel 59.

The illuminated eye is then ultimately imaged by camera 112 as the image passes through the beam splitter prism 92 and is redirected at beam splitter 100 to pass through optical elements 104, 106, 108 and 110 to finally fall upon the CCD camera 112.

A retinal spot position detecting channel 99 is used to detect the position of reflected spots from the retina of eye 98 created by the input channel and includes a

WO 02/11612

PCT/US01/41622

interferential polarization beam splitter 92 that directs non-polarized reflected light from the retina of eye 98 to a position sensor.

In one embodiment of a photodetection position sensor as shown in Fig. 3, there is a beam splitter 94 that splits the image directing one component of the nonpolarized retina image through an optical lens 90 to a Ax-coordinate@ photodetector 88 and directs
 5 another component of the image through optical lens 91 to a Ay-coordinate@ photodetector 89. Preferably, the orthogonally placed photo detectors 88 and 89 are high resolution linear array photodetectors and the position measurement created on those detectors may be used directly to provide XY coordinates for the measurement of the
 10 position of reflected spots on the retina of eye 98. Instead of using linear array detectors, an actual XY matrix photo detector or a CCD detector with its own objective lens can be used to replace the beam splitter 94 lenses 90 and 91 and the linear array photodetectors 88 and 89. One benefit of the linear arrays is that they provide for a large range of
 15 aberration detection that exceeds the range of a simple quadrant photodetector. For example, a typical quadrant photodetector may be useful for detecting aberrations of a range of about 3 diopters while linear arrays can accommodate a range larger than 10 diopters. Another option is to use lateral position sensing detectors. The drawback of
 using a quadrant detector is in the dependence on the shape and size of the light spot imaged on its surface. Multi-element detectors like 1D or 2D arrays (linear arrays or
 20 CCD) as well as lateral position sensing detectors are free of this drawback.

Details of the embodiment depicted in Fig. 3 are further explained with reference to Fig. 11 below. The position of a spot of targeting light scattered back from the retina can be determined using beam splitter 94 to direct a first portion of the
 backscattereddepolarized light from the retina spot through lens 90 to an x-direction
 25 linear array photodetector 88 for measuring changes in position only in one direction, for example in a x-direction. A second portion of the backscattereddepolarized light, substantially identical to the first portion, is directed through lens 91 to a y-direction
 linear array photodetector 89 for detecting changes in position only in a direction at
 ninety degrees to the first direction, for example the y-direction. The change in the x-y
 30 position is measured by calculating the position of the center of light intensity, or the

WO 02/11612

PCT/US01/41622

position of the point of maximal brightness of the light spot projected on the linear array 88 (x direction) and linear array 89 (y direction).

Light source 96 and condenser lenses 77 and 79 enable homogeneous irradiating of the linear arrays 88 and 89, thus checking the homogeneity of the sensitivity of said photodetectors at servicing. Light emitting diode 96 and condenser lenses 77, 79 form a wide beam for calibrating photodetectors 88 and 89. If any of the elements is out of tolerance, its output can be corrected at signal processing procedures.

A fixation target channel 85 preferably comprises a light source. In a preferred embodiment the light source is a green 5651 LED 84. The light may be transmitted through lenses 74 and 75 and directed by prism 86 and through beam splitter 100 which has wavelength differentiating optical coatings. Fixation target is positioned on the optical element 106. The light beam from LED 84 passes through lenses 104 and 108 and fixation target 106 and is reflected off of the mirror 110. The fixation target light passes back through the lens 104 and is redirected by beam splitter 100 at 90 degrees out toward the eye for the patient to visualize the image as coming from the location of the surface 110 due to which image can be moved from near fixation to far fixation or adjustable anywhere in between and this may be used for changing the eye accommodation over a period of time and simultaneously taking a series of measurements including spatially resolved aberration refraction measurements as well as pictures on the CCD camera 112. This produces a time lapse imaging of the eye and measurements of the aberration refraction as it cycles through different fixation target distances. The different target fixation distances may be automatically moved or adjusted from near to far using electro mechanical adjustment means that may be synchronized with the measurements on a time lapsed basis.

The instrument described herein was developed to provide a total aberration refractometer able to accurately and quickly provide a refractive map of either emmetropic or ametropic eyes without accommodation error.

Figure 4 shows a functional diagram of another embodiment of the subject instrument for measurement of the total aberrations in the eye and total refraction non-homogeneity. A light source whose radiation is used for the ray tracing of the eye is

WO 02/11612

PCT/US01/41622

provided, as for example, by laser 1. A telescopic expander comprising for example lenses 2 and 3 provides a normal functioning of a two-coordinate acousto-optic deflector 4 preferably consisting of two single-coordinate deflectors. A telescopic laser-beam narrower is formed by lenses 5 and 6 with an aperture stop or diaphragm AD located at the common foci of the lenses 5 and 6. A field stop or diaphragm 7 is placed at the back focus of lens 6 so that its image formed by the telescopic narrower in the back-pass is located between the single-coordinate deflectors. With this placement, the redistribution of the light illuminance in the light spot on the pupil is minimized when the angular position of the laser beam is varied at the exit of the single-coordinate deflectors. The front focus of a collimating lens 8 is aligned with the center of the field stop or diaphragm 7 to ensure telecentric passage of rays through interferential polarizing beam splitter 9.

An ametropia compensator is schematically depicted as a varifocal group of lenses 10 and 11, adjustable to compensate for the patient's eye ametropia. One of the lenses is mounted on a movable base connected to actuator drive 38. An accommodation controller is schematically depicted as lenses 16 and 17 that constitute a varifocal group of lenses for accommodation control of the patient's eye.

An objective lens 18, at whose focal point the photosensitive surface of a position-sensing photodetector 19 is located, is intended to form an image of the irradiated retina in the plane of the photosensitive surface of the position-sensing photodetector. The photosensitive elements of the photodetector are connected through a preamplifier 22 and an analog-to-digit converter 23 to a computer 24. A beam coupler 39 is movably mounted between the objective lens 18 and the photodetector 19 to optically conjugate the plane of the test-target or plate 20 with the photosensitive surface of the first photodetector 19 as well as with the fovea surface. The plate 20 is needed to ensure the fixation of the patient's gaze. Located behind the plate 20 is a light source or radiator 21 serving to illuminate the plate.

Elements 25 through 30 comprise a microscope whose objective lens consists of lenses 25 and 27 together with mirror 26. A plate 29 with first coordinate-grid is preferably located at the back focal plane of a lens 27. A lens or a group of lenses 30, the front focal point of which coincides with the back focal point of the lens 27,

WO 02/11612

PCT/US01/41622

comprises an eyepiece of the microscope. The beam splitter 28 serves to optically couple the retinal plane with the photosensitive plane of a TV camera 32 connected to the computer through a video signal conversion and input board, alternatively termed a frame grabber board, 33.

5 By means of a mirror 12 provided with an opening, the optical axis of the microscope is aligned with the optical axes of the ray tracing channel (elements 1 - 11) and the photoelectric arrangement for measuring the transverse ray aberration on the retina (elements 16 - 19).

10 In a preferred embodiment, four light-emitting diodes (LEDs) 14 are installed in a cross-wise configuration in front of the patient's eye. Each LED is preferably located in the same plane as each other LED, at an equal distance from the optical axis and perpendicular with the axis. The microscope and the LEDs comprise a system for the visual and television positioning of the instrument relative to the patient's eye. The microscope is installed so that the front focal plane of lens 25 coincides with the plane, where imaginary or virtual images of the LEDs 14, mirrored by the anterior corneal surface, are located.

15 Before the total refraction measurement process is commenced, the instrument is positioned relative to the patient's eye and the instrument is calibrated using the optical calibration unit 34 - 36. Movably mounted between the lens 11 and the LEDs 14 is a mirror 13 which serves to join the optical axes of the instrument and the optical calibration unit 34 - 36. In one preferred embodiment of an optical calibration unit, it comprises a meniscus or cornea simulator 34, liquid medium or vitreous simulator 35, and retina simulator 36. The retina simulator 36 is preferably movably mounted so that it can be moved along the optical axis by means of actuator or drive 37.

20 The instant measuring instrument incorporates a computer 24 or like device for controlling the acousto-optic deflector 4, analog-to-digital converter 23, and actuators or drives 37 and 38. The computer 24 or like device or devices may perform additional duties including, for example, mathematical processing and data storage, calculation and display of aberration parameters and the ocular refraction characteristics as well as

WO 02/11612

PCT/US01/41622

provide setting measurement modes and implementation of automatic instrument alignment.

The instrument for measurement of the total eye refraction, in its preferred embodiment, functions in the following way. The light beam emitted, for example by laser 1, is expanded, collimated and directed to the acousto-optic deflector 4, which changes its angular position in accordance with the corresponding computer program. The telescopic narrower 5 and 6 reduces the beam thickness to the requisite magnitude. The center of the stop or diaphragm 7 is a point of angular "swinging" of the beam exiting from the telescopic narrower. Due to its positioning in the front focal plane of the lens 6, the aperture stop or diaphragm AD has its image in the back focal plane of the lens 8. Further, because the stop or diaphragm 7 is positioned in the front focal plane of the collimating lens 8, angular swinging of the laser beam with the angle vertex located on the stop or diaphragm 7 is converted into parallel shifting of its optical axis after passing the lens 8.

If the patient's eye is ametropic, the axial movement of the lens 10 (or 11) converts the telocentric beam into a beam which diverges (in the case of myopia), or converges (in the event of hyperopia), so that the image of the diaphragm 7 is optically conjugated with the retina. This also ensures parallelism of the rays coming back from the retina in the zone in front of the beam splitter 9, which normalizes further data processing.

The light entering the eye 15 of the patient is polarized in the plane of Fig. 4 itself. Only orthogonal component of the returning beam depolarized by interaction with the retina is allowed by the beam splitter 9 to pass to the first photodetector 19. This protects the first photodetector from the polarized light reflected by the surfaces of the lenses 10 and 11 and by the cornea or the eye and which can produce an illuminance incompatible with determining the total refraction according to normal functioning of the instrument.

Lenses 16 and 17 and the objective lens 18 produce an image of the illuminated area of the retina in the plane of the first photodetector 19. In Fig. 4 the foci locations are designated as follows: F_3 , F_5 , F_6 , F_8 , F_{25} , and F_{30} , designating points of front foci of the

WO 02/11612

PCT/US01/41622

corresponding lenses while F_2' , F_5' , F_6' , F_{18}' , and F_{27}' , designating points of back foci of the lenses.

In one more embodiment, presented in Fig. 5, the function of ametropia compensator is combined in the component 18 that is an objective lens for the photodetector 19. In this embodiment, target object 20 and photodetector 19 are positioned at equal distances from the lens 18. LED 21 irradiates the target object 20. The lens 18 is positioned by the patient in such a way that a clear image of target object 20 is seen. In this position, focal planes of the photodetector 19 and the eye 15 are conjugated. Positioning of the lens 18 can be implemented with the electric drive 176. This positioning can be done automatically. Accommodation control is executed with another target object 178, irradiated by the LED 179, and positioned by an electronic drive 180. Both drives, 176 and 180, are connected with computer 24. Accommodation target object 178 is coupled with optical axis by the mirror 177. Colors of LEDs 21 and 179 should be different for their easy identification. For example, conjugation is made with red LED 21, and accommodation follows with green LED 179.

Still another embodiment of the invention, schematically shown in Fig. 6 and based generally on the configuration presented in the Fig. 5, enables simultaneous investigation of both eyes 15 and 15a. According to the design shown in Fig. 6 this embodiment beneficially contains an additional channel for the second eye 15a. The implementation is such that the common laser probing is used for both eyes due to two beam splitters 175 and 181. Optical and electrical components 9a, 14a, 18a, 19a, 22a, and 23a have the same roles as the corresponding components 9, 14, 18, 19, 22, and 23 at measurement of the first eye 15. Control unit 182 switches the infrared LEDs 14 and 14a to alternatively get irradiated first and second eye 15 and 15a respectively. In this way, images of the eyes can be displayed simultaneously, for example, on the left and right parts of the monitor's screen. In the same manner as shown and described with respect to Figures 1 and 2, synchronous mapping can also be accomplished by placing the structure for determining the reflective angle of polarized light from the cornea of both eyes in both the channel for the first eye and the channel for the second eye. The

WO 02/11612

PCT/US01/41622

described implementation enables separate adjustment and advantageously provides simultaneous measurements on both eyes.

In the various embodiments of Figures 4, 5, and 6 the laser beam is positioned by the computer and the acousto-optic deflector so as to enter the pupil within the requisite refraction measurement zone. If the optical system of the eye has aberration refraction, the light image of the stop or diaphragm 7 on the retina is displaced from the axis, which results in the corresponding displacement of the illuminated zone image on the photosensitive surface of the position-sensing photodetector 19.

The principle of operation relating to the positioning the instrument in relation to the patient's eye is illustrated in Fig. 9. The collimating system 50 corresponds to the elements 39, 18 and 17, 16 of Fig. 4 (if the eye is accommodated at a finite distance). Point A is the light radiator and gaze fixation point and is formed by the elements 20 and 21 in Fig. 4. The mirror 56 with an opening corresponds to element 12 of Fig. 4. The microscope objective lens 52 is comprised of the elements 25 - 27 of Fig. 4 while the microscope objective image plane 54 (Fig. 4) corresponds to the element 29 (Fig. 4). B_1 and B_2 are light radiators corresponding to the LED 14 of Fig. 4. B'_1 and B'_2 are primary images of the radiators while B''_1 and B''_2 are secondary images of the radiators.

As can be seen from Fig. 9, the fixation of the gaze on the point A, located on the optical axis of the instrument, does not guarantee the coincidence or alignment of the visual axis of the eye and the optical axis of the instrument because the eye sees the point A on the fovea even when $D \neq 0$. The fixation of the gaze on the point A is ensured only when the above axes are parallel.

Taking into account that the largest contribution to the optical power of the eye is made by the anterior surface of the cornea, the visual axis line is assumed to be the line passing through the fovea center and the vertex of center of curvature of the front surface of the cornea. If the radiator B_1 is positioned in front of the patient's eye, then, due to reflection of the light from the anterior or front surface of the cornea, this surface functioning as a convex mirror, forms an imaginary or virtual image B'_1 of the radiator, located symmetrically to the axis in accordance with the laws of geometric optics.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

When several radiators, such as for example, B_1 and B_2 , are positioned in front of the patient's eye symmetrically to the optical axis of the instrument (Fig. 9), their secondary images B''_1 and B''_2 will be shifted in the image plane of the microscope objective lens aside from the axis if $D \neq 0$.

5 Thus, to make the optical axis of the instrument and the visual axis of the eye coincide, two conditions must be satisfied: the patient's gaze is fixed on the point A and the images B''_1 and B''_2 are centrally positioned in relation to the axis of the objective lens 52. The positioning can be checked using the coordinate grid provided on the plate 29 (Fig. 4) or using the monitor screen when the TV channel is utilized. When the image
10 of the eye is aligned at all points with concentric locations on the grid or the TV screen, the measurement controller is armed for taking a spatially resolved set of refraction measurements. The operator can then activate the measurement that can take only a few milliseconds. The measurements are grabbed@ in the grabber board and stored for producing an aberration refraction map as in Fig. 12. The measurements can also be
15 activated automatically when the proper alignment is detected. Further, according to one embodiment of the invention, a plurality of measurements can be made sequentially during the occurrence of a predetermined event, such as through a sequence of movement of the eye target from a Anear@ accommodation distance to a Afar@or infinity accommodation distance. A plurality of measurement images can be captured or
20 automatically grabbed and stored over a time period or while any other changes are occurring for which eye measurements might indicate a dynamic change in the refraction of the eye.

The coincidence of the points B''_1 and B''_2 with the surface or plane 54 is indicative of setting the fixed working distance between the instrument and the eye which
25 is the result of the focusing of the images B''_1 and B''_2 on the surface 54.

Another embodiment of eye instrument alignment can be implemented using manually or automatically operated measurement of the pupil edges; forming a figure, approximately a circle. Its center does not coincide usually with the center of symmetry of four reflexes, two of which B''_1 and B''_2 are shown in Fig. 9. This non-coincidence
30 can be taken into consideration at further signal processing.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

the instant aberration refraction instrument may be effected using the optical calibration unit. The optical calibration unit can be made to incorporate known aberrations at the corresponding cornea simulator 34 measurement points. For example, the aberration may be determined by the computer using special optical design programs. If, for example, the front surface of the lens 34 is ellipsoidal, then the aberration refraction at all the points of the pupil is equal to zero.

When an ametropia compensator is used, nonparallel laser beams will enter the optical calibration unit. This will result in a standard aberration of defocusing; to compensate for this aberration, the retina simulator can be moved along the optical axis by means of the actuator 37 to the focus point. Thereby, the fovea can be optically conjugated with the retina simulator.

Systematic errors of measurements of the transverse aberration will be evidenced by the deviation of the measurement results from the estimated data. Such determinable systematic errors can be taken into account when measuring actual total ocular aberrations.

The calibration by comparison with the optical calibration unit is preferably performed automatically before measuring the ocular aberrations by installing the mirror 13 on the optical axis of the instrument.

Prior to the ray tracing of the patient's eye, the mirrors 13 and 39 are withdrawn from the light path entering the eye and then the light passes to the photodetector. The aberration displacement of the image of the light spot on the fovea is measured at a set of points on the cornea corresponding to an ocular ray tracing grid chosen by the operator. An example of a grid or an allocation of measurement points on the pupil is shown in Fig. 10.

The data on the transverse aberrations in the retina plane $dx(r, \varphi)$ and $dy(r, \varphi)$ are the source data for reconstructing the wavefront surface in the plane of the eye aperture. Said surface is usually represented as an expansion into a series of Zernike Polynomials, whose coefficients are calculated by means of the least squares method in order to approximate the function of the total wave aberration of the eye. The wave aberration function is then used to calculate the local total refraction at any point of the pupil.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

In numerous experiments conducted using this instrument in different modes of operation, it is necessary that 10-20 milliseconds is needed to provide a complete set of data for reconstruction of the total refraction map of the eye as well as its optical components with no more than 5mW of light radiation entering the eye.

5 Figure 12 is an example of an ocular aberration refraction map constructed with the use of the total eye aberration refractometer portion of the invention.

References

1. M. S. Smirnov. Measurement of wave aberration of the eye. *Biophysika* (*Biophysics USSR*), 6, pp. 776-794, 1961.
- 10 2. Van den Brink. Measurement of the geometrical aberrations of the eye. *Vision Res.* 2, pp. 233-244, 1962.
3. N. M. Sergienko. *Oftalmologicheskaya optika (Ophthalmic Optics)*. Moscow, Meditsina, 1991, 142 pages.
- 15 4. R. H. Webb, C. M. Penney, and K. D. Thompson. Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer. *Applied Optics*. 31, pp. 3678-3686, 1992.
5. S. G. El Hage and Bem F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* 63, pp. 205-211, 1973.
6. J. Liang. A new method to precisely measure the wave aberrations of the human eye with a Hartmann-Shack wave-front sensor, *Ph. D. Dissertation*, University of Heidelberg, Heidelberg, Germany, 1991.
- 20 7. J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, and J. F. Bille, Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J. Opt. Soc. Am. A* 11, pp. 1949-1957, 1994.
- 25 8. J. Liang and D. R. Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J. Opt. Soc. Am. A* 14, pp. 2873-2883, 1997.
9. J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller. Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am., A* 14, pp. 2884-2892, 1997.
- 30 10. US Patent 5,258,791. Spatially resolved objective autorefractometer, Nov. 2, 1993.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

11. T. Seiler, P. J. McDonnell, "Excimer laser photorefractive keratectomy", *Surv. of Ophthalm.*, 40, pp. 89-118, 1995.

While this invention has been described with reference to illustrative embodiments, this description is not intended to be construed in a limiting sense.

5 Various modifications and combinations of illustrative embodiments, as well as other embodiments of the invention, will be apparent to persons skilled in the art upon reference to the description. It is therefore intended that the appended claims encompass such modifications and enhancements.

10 Other alterations and modifications of the invention will likewise become apparent to those of ordinary skill in the art upon reading the present disclosure, and it is intended that the scope of the invention disclosed herein be limited only by the broadest interpretation of the appended claims to which the inventors are legally entitled.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

CLAIMS

What is claimed is:

- 1 1. A device for synchronous mapping of the total refraction non-homogeneity
- 2 of the eye and its refractive components comprising:
- 3 a) means for providing a narrow beam of light to be directed into said eye;
- 4 b) means for shifting said beam over the entrance aperture of said eye in parallel to
- 5 itself and positioning said beam in a set of measuring points;
- 6 c) means for detecting the light back-scattered from the retina of said eye;
- 7 d) means for measuring an offset between the location on the retina at which said
- 8 beam impinges on said retina and a reference position;
- 9 e) means for calculating the total refractive characteristic of said eye in said set of
- 10 measuring points;
- 11 f) means for detecting the light reflected from the cornea of said eye in said
- 12 set of measuring points and measuring the spatial orientation of the reflected light;
- 13 g) means for calculating the slope of the cornea in said set of measuring points from
- 14 the spatial orientation of beams of light reflected from the cornea in said set of measuring
- 15 points;
- 16 h) means for calculating the partial refraction characteristics from the slope of the
- 17 cornea in said set of measuring points;
- 18 i) means for calculating the difference between the values of said total refractive
- 19 characteristics calculated 1(e) and the value of said partial refractive characteristics
- 20 caused by said cornea and calculated as in 1(h);
- 21 j) means for storing refractive characteristics calculated by means of 1(e), 1(h), and
- 22 1(i) for each measuring point;
- 23 k) means for transforming the discrete sets of said refractive characteristics into
- 24 continuous three-dimensional distributions of said refractive characteristics; and
- 25 l) means for displaying said three-dimensional distributions of said refractive
- 26 characteristics.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

- 1 2. A device for synchronous mapping of the total refraction non-homogeneity
2 of the eye and its refractive components comprising:
- 3 a) means for providing a narrow beam of polarized light to be directed into said eye;
- 4 b) means for shifting said beam over the entrance aperture of said eye in parallel to
5 itself and positioning said beam in a set of measuring points;
- 6 c) means for splitting the light propagated back from the eye into two portions, first
7 portion having the polarization orientation orthogonal to the initial polarization of the
8 beam impinging on the eye, second portion having the polarization orientation coinciding
9 with initial polarization of said beam impinging on the eye;
- 10 d) means for detecting the first portion of said split beam corresponding to the cross-
11 component of the light depolarized when scattered by retina;
- 12 e) means for measuring an offset of the spot of light on retina from the reference
13 position using the first portion of said split beam;
- 14 f) means for calculating the total refractive characteristics of said eye in a set of
15 measuring points from the data got by means of 2(e);
- 16 g) a semitransparent light-scattering screen inserted into the path of said second
17 portion of light, with its prevailing component corresponding to the light reflected from
18 the anterior surface of the cornea in said set of measuring points;
- 19 h) means for getting an image of said semitransparent light scattering screen;
- 20 i) means for measuring the coordinates of the spots of light in said image;
- 21 j) means for calculating the slope of the cornea from the measured coordinates
22 obtained by means of 2(i);
- 23 k) means for calculating the partial refraction characteristics from the slope of the
24 cornea in said set of measuring points;
- 25 l) means for calculating the difference between the values of said total refractive
26 characteristics calculated 2(f) and the value of said partial refractive characteristics
27 caused by said cornea and calculated as in 2(k);

WO 02/11612

PCT/US01/41622

- 28 m) means for storing refractive characteristics calculated by means of $2(f)$, $2(k)$, and
29 $2(l)$ for each measuring point;
- 30 n) means for transforming the discrete sets of said refractive characteristics into
31 continuous three-dimensional distributions of said refractive characteristics; and
- 32 o) means for displaying said three-dimensional distributions of said refractive
33 characteristics.

1 3. A device for synchronous mapping the total refraction non-homogeneity
2 of the eye and its refractive components, comprising: a polarized light source producing
3 a probing beam along a path to the eye; a telescopic system of lenses having an entrance
4 pupil and an exit pupil; a two-coordinate deflector consisting of two single-coordinate
5 deflectors separated by a zone; a deflection control unit; an aperture stop; a field stop; a
6 collimating lens; a first position-sensing photodetector with an objective lens operatively
7 positioned for receiving a cross-polarized component of depolarized light backscattered
8 from the retina of the eye; a second position-sensing photodetector for simultaneously
9 receiving polarized light reflected from the cornea of the eye; and a data processing and
10 display unit including a computer coupled to said first and second photodetectors for
11 calculating total eye refraction aberration and the component caused by cornea aberration
12 through direct measurement of corneal slope at point of measurement internal or external
13 to the pupil.

1 4. The measuring device of Claim 3 further comprising an interferential
2 polarization beam splitter positioned along the path to the eye between the collimating
3 lens and the eye for directing the cross-polarized component of depolarized light
4 backscattered from said retina to said first position-sensing photodetector and for
5 directing polarized light reflected from said cornea to said second position-sensing
6 photodetector.

1 5. The measuring device of Claim 4, wherein the light source producing the
2 probing beam comprises a laser light, the laser light probing beam being directed by said

WO 02/11612

PCT/US01/41622

3 interferential polarization beam splitter and separately directing the cross-polarized
4 component of depolarized light as scattered back from the retina to said first
5 photodetector and polarized light reflected from the anterior surface of the cornea to said
6 second photodetector.

1 6. The measuring device recited in Claim 5, where in, between the
2 interferential polarization beam splitter and the eye in the path of the probing beam a
3 group of lenses with a variable optical power is installed, forming a retinal image,
4 focused at infinity for the ametropic eye, and the photosensitive surface of the
5 photodetector is coincident with the front focal plane of the objective lens and is located
6 behind the interferential polarization beam splitter in the path of light scattered by the
7 retina.

1 7. The measuring device recited in Claim 5, further comprising an optical
2 axis bending mirror and a plate with a gaze fixation test pattern optically conjugated with
3 the photosensitive photodetector and located between the photodetector and the objective
4 lens and another varifocal group of lenses with a variable optical power, serving to form
5 the test pattern image visible to the eye at a distance corresponding to a variably selected
6 accommodation, another varifocal group of lenses is positioned between the optical axis
7 bending mirror and the interferential polarization beam splitter and the optical axis
8 bending mirror being mounted on a movable base making it possible to displace the
9 mirror so as to enable the light radiation scattered by the retina to reach the photodetector
10 during the measurement of the patient's eye characteristics.

1 8. The measuring device recited in Claim 5, wherein another optical axis
2 bending mirror is located in the laser beam path after the last optical element, another
3 mirror being followed by an optical calibration unit with a retina simulator whose optical
4 characteristics are equivalent to those of the human eye retina.

1 9. The measuring device recited in Claim 8, wherein another optical axis
2 bending mirror is mounted on a movable base so that it can be located in the probing

WO 02/11612

PCT/US01/41622

3 laser beam path for measuring the retina standard characteristics and can be withdrawn
4 therefrom before measuring eye aberration refraction.

1 10. The measuring device recited in Claim 8, wherein another optical axis
2 bending mirror further comprises an optical coating which permits selective transmission
3 of light such that it needs not be removed from the probing laser beam path when
4 measuring eye aberration refraction.

1 11. The measuring device recited in Claim 5, wherein there is an additional
2 beam splitter leading to a channel for verifying the alignment of the device with the eye.

1 12. The measuring device of Claim 11, wherein the channel for verifying the
2 alignment of the device and the patient's eye comprises one or more point light source
3 and a TV or optoelectronic photodetector serving to display an image of the eye and
4 produce a signal enabling the measurement of the ocular characteristics when the optical
5 axis of the measuring device and the visual axis of the patient's eye coincide.

1 13. The measuring device of Claim 12, wherein the channel produces an
2 automatic permission signal via an electronic circuitry or a computer electronically linked
3 to said channel contains a program recognizing said automatic permission signal and
4 directing measurement of the ocular characteristics directly upon achieving preset or
5 derived alignment criteria according to the permission signal.

1 14. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye having a visual axis, the instrument comprising: a lens system defining an instrument
3 optical axis; an alignment device for aligning the visual axis of the eye with the
4 instrument optical axis; a light source producing a probing beam projected through the
5 lens system parallel to the instrument optical axis and selectably positionable partially
6 off-set from the instrument optical axis so that said probing beam impinges upon the eye
7 parallel to the instrument optical axis at a plurality of impingement locations on the
8 cornea of the eye; a first photodetector for measuring the position of probing beam light

WO 02/11612

PCT/US01/41622

9 scattered back from the retina of the eye to measure aberration refraction of the eye at
10 plurality of locations corresponding to each of said plurality of impingement locations;
11 a second photodetector for measuring the position of probing light beam reflected from
12 the cornea at said plurality of impingement locations, and a computer for receiving input
13 from said first and second photodetectors to calculate said total refraction aberration and
14 said refractive component thereof due to said cornea by measuring the cornea slope and
15 elevation at the point of impingement.

1 15. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye according to Claim 14 wherein said first and said second photodetectors are selected
3 from the group comprising: a quadrant photodetector, lateral position-sensing detector,
4 orthogonally placed linear array photodetectors, XY matrix photodetectors, or CCD
5 detector.

1 16. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 14 wherein said polarized light comprises laser light and further
3 comprising an interferential polarization beam splitter positioned along said probing
4 beam path for directing the probing beam polarized laser light into the eye and positioned
5 along the visual axis of the eye between the eye and said first and said second
6 photodetectors for permitting only non-polarized light scattered back from the retina of
7 the eye to be detected by said first photodetector and for permitting only said polarized
8 light reflected from said cornea to be detected by said second photodetector.

1 17. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 14 further comprising: an illumination source producing a target image
3 collimated and projected to the eye along and coincident with the instrument optical axis
4 for fixing the gaze of the eye at a predetermined image focus distance and for aligning
5 the visual axis of the eye coincident to said instrument axis and a varifocal telescopic lens
6 group adjustable to regulate eye accommodation at a fixed focal distance for the target
7 image.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

1 18. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 14 further comprising: a varifocal ametropia compensator including an
3 adjustable telescopic lens system for focusing the probing beam to compensate for
4 ametropia of the eye.

1 19. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 18 further comprising: a calibration unit for calibration of the instrument
3 to correct for lens system induced errors and to correct for errors induced by the
4 adjustment of the varifocal telescopic lens group to compensate for eye ametropia.

1 20. An instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye comprising:

3 a) an optical beam input channel which generates parallel light rays along an optical
4 axis at spatially defined points onto an eye of a patient, either simultaneously or
5 sequentially, including at least one light source and at least one lens;

6 b) an eye alignment verification channel for confirming alignment of the visual axis
7 of the eye as the patient maintains fixation with the optical axis of the input channel;

8 c) a fixation target channel including at least one visual target which can be adjusted
9 manually or in an automatic fashion to simulate different focal distances and which is in
10 optical communication with the eye;

11 d) a retinal spot position-detecting channel in optical communication with the eye
12 including at least one first photodetector for recording at least one characteristic of a first
13 portion of input channel light from at least one of said spatially defined points and
14 scattered back from the retina of the eye; and

15 e) a cornea reflection position detecting channel in optical communication with the
16 eye including at least one second photodetector for recording at least one characteristic
17 of a second portion of input channel light from said at least one of said spatially defined
18 points and reflected back from said cornea.

WO 02/11612

PCT/US01/41622

1 21. The aberration refractometer of Claim 18 further comprising a computer,
2 electronic circuitry and a program for monitoring alignment of the visual axis of the eye
3 and the input channel and automatically directing the generation of probing light rays
4 upon eye alignment verification.

1 22. The instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 20 further comprising computer electronic circuitry for receiving position
3 data from said first and second photodetectors and for comparing said data for each of
4 said plurality of impingement points for determining the total eye refraction aberration
5 and the components due to non-homogeneity of the cornea.

1 23. The instrument for measuring the total refraction non-homogeneity of the
2 eye as in Claim 20 further comprising computer electronic circuitry for producing a
3 spatially resolved map for all of said spatially defined impingement points reflected from
4 the cornea either internal or external to the pupil which measure the slope and elevation
5 of the cornea at said points and provides complete corneal topography information and
6 further derived refractive aberration contribution of the cornea to the eye.

1 24. A method for synchronous mapping of the total refraction non-
2 homogeneity of the eye and selected refractive components of the total refraction non-
3 homogeneity, said method comprising steps of:

4 a) directing a measuring beam of light into said eye, the cross-section of beam being
5 narrower than the entrance aperture of said eye, said beam being centered and its axis
6 coinciding with the visual axis of said eye, said beam having a first portion thereof
7 passing through an anterior surface of said eye to impinge upon the cornea of said eye,
8 as well as having a second portion thereof reflecting from the corneal surface;

WO 02/11612

PCT/US01/41622

- 9 b) changing the position of a measuring point of beam entrance into said eye keeping
- 10 said beam parallel to said visual axis;
- 11 c) measuring an offset between the location on the retina at which said beam
- 12 impinges on the retina at the central position of said beam and the changed position of
- 13 said measuring point;
- 14 d) determining the total refractive characteristic of said eye from the measured offset
- 15 in step 24(c);
- 16 e) determining the angle of reflection of said second portion of said measurable
- 17 beam reflected from said cornea;
- 18 f) comparing, in each measuring point, the total refractive characteristic determined
- 19 in step 24(d) with the partial refractive characteristic determined in step 24(e) by means
- 20 of subtraction of said partial characteristic from said total refractive characteristic;
- 21 g) storing refractive characteristics determined in steps 24(d), 24(f) and 24(g) for
- 22 each measuring point;
- 23 h) repeating steps 24(b) through 24(h) for a set of measuring points on the eye;
- 24 i) transforming the discrete sets of said refractive characteristics in said set of
- 25 measuring points into continuous surfaces by means of approximation; and
- 26 j) presenting said surfaces as color coded charts on the screen of a display or in any
- 27 other way of presentation of the three-dimensional information.

1 25. The method recited in Claim 24 wherein the step of determining the angle
2 of reflection from the cornea further comprises the steps of:

- 3 a) projecting the reflected part of said beam from the cornea at said measuring point
- 4 onto a semitransparent light scattering screen; and
- 5 b) measuring the coordinates of the location of the beam projection on said screen.

1 26. The method recited in Claim 24 further comprising:

- 2 a) comparing the refraction characteristic in each measuring point determined in
- 3 steps 24(d), or 24(g) with the corresponding refraction characteristic for the neighbor

WO 02/11612

PCT/US01/41622

4 measuring point by means of extracting the value of the refractive characteristic in said
5 measuring point from the value of the refractive characteristic in the measuring point
6 neighbor to said measuring point;

7 b) inserting an additional measuring point, located between the neighboring
8 measuring points used for the comparison in step 26(a), if the difference value
9 determined in step 26(a) is higher than a specified threshold; and

10 c) repeating the steps 24(a) - 24(k) until there is no more value determined in step
11 26(a) higher than said specified threshold.

1 27. A device for synchronous mapping of the aberration errors of the optical
2 system and its elements of both of patient's eyes, comprising: a polarized light source
3 producing a probing beam along paths of patient's eyes; a telescopic system of lenses
4 having an entrance pupil and an exit pupil; a two-coordinate deflector consisting of two
5 single-coordinate deflectors separated by a zone; a deflection control unit; an aperture
6 stop; a field stop; a collimating lens; a first position-sensing photodetector with an
7 objective lens operatively positioned for receiving the cross-polarized component of
8 depolarized light reflected from the retina of both eyes, one eye at a time, a second
9 position-sensing photodetector for simultaneously and selectively receiving polarized
10 light reflected from the cornea of both eyes, one eye at a time, coordinated to receive
11 polarized light from the cornea of the same eye as the cross-polarized component of
12 depolarized light is received from the retina; and a data processing and display unit
13 including a computer coupled to said first and second photodetectors for calculating total
14 eye refraction aberration and the component caused by cornea aberration separately and
15 substantially simultaneously for both of the patient's eyes.

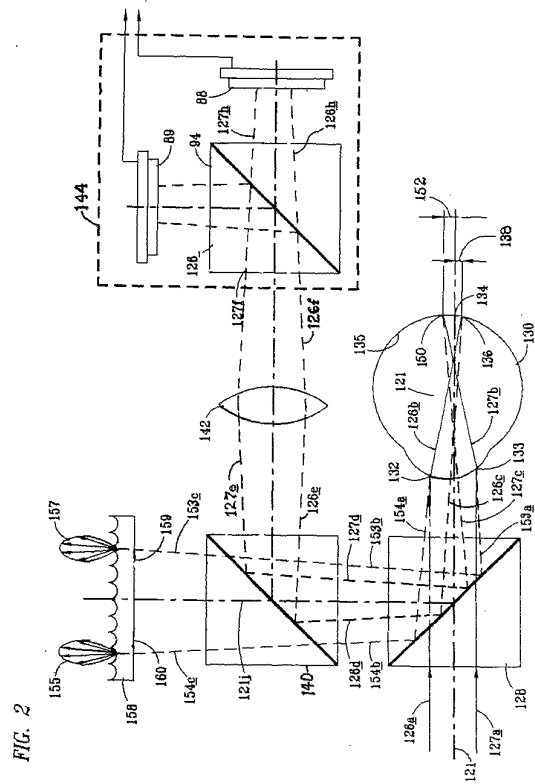


Figure 3

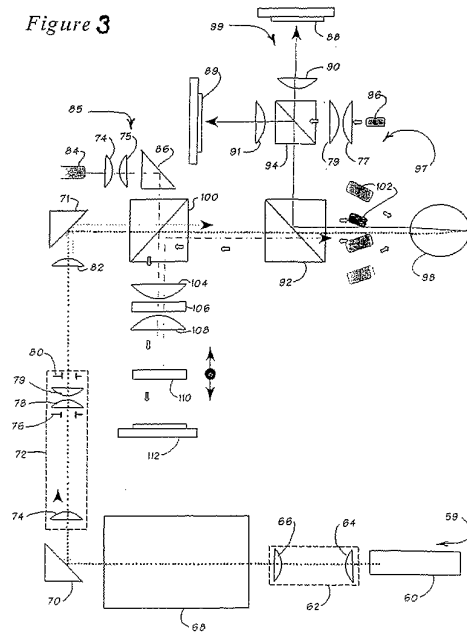


Figure 4

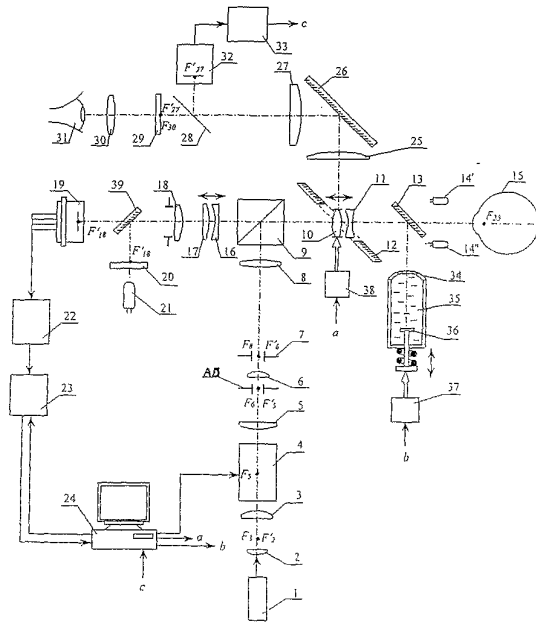
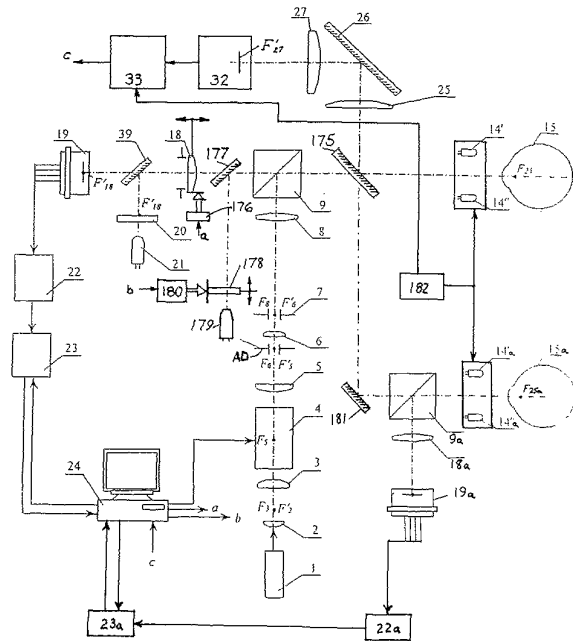


Figure 6



WO 02/11612

7/12

PCT/US01/41622

Figure 7

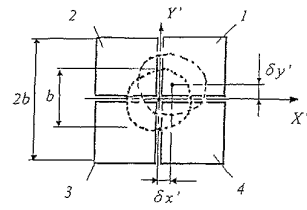


Figure 9

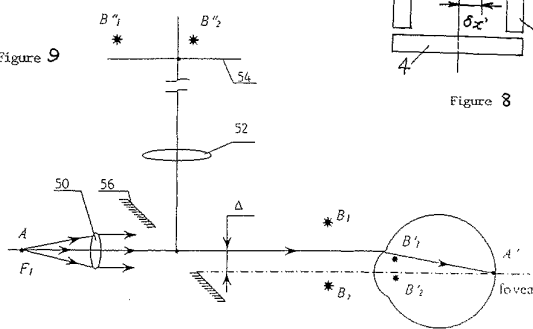


Figure 8

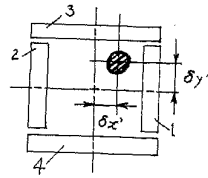


Figure 10

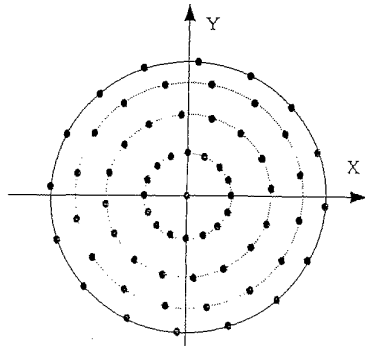
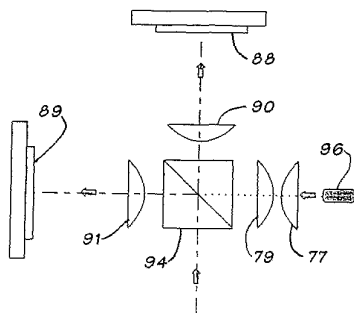


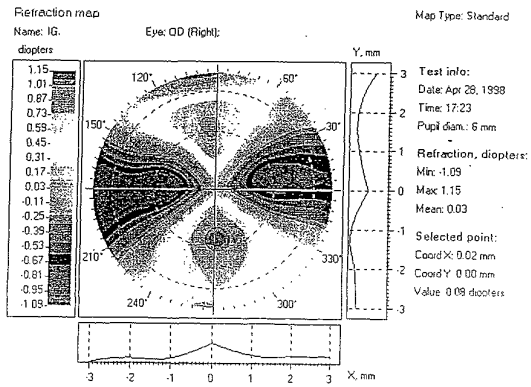
Figure 11

WO 02/11612

10/12

PCT/US01/41622

Figure 12



(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
14 February 2002 (14.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/11612 A1

(51) International Patent Classification⁷: A61B 3/10

(GR). **WAKIL, Youssef** [US/US]; 2928 Carnegie, Houston, TX 77005 (US). **MOLEBNY, Sergiy** [UA/UA]; Velyka Kytaivska St., 6, Apt. 9, Kiev, 252028 (UA).

(21) International Application Number: PCT/US01/41622

(22) International Filing Date: 8 August 2001 (08.08.2001)

(74) Agents: MONTGOMERY, John, W. et al.; Haynes and Boone, LLP, 1000 Louisiana, Suite 4300, Houston, TX 77002 (US).

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(81) **Designated States (national):** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MJ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(30) Priority Data:
09/634,487 8 August 2000 (08.08.2000) US

(71) **Applicant** (for all designated States except US): **TRACEY TECHNOLOGIES, LLC** [US/US]; 6750 West Loop South, Suite 500, Bellaire, TX 77481 (US).

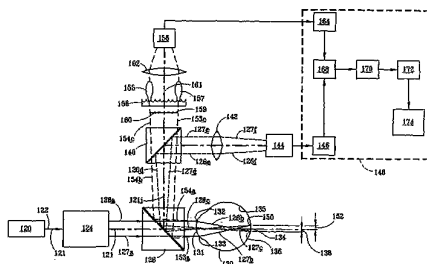
(84) **Designated States (regional):** ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF,

[Continued on next page]

(72) Inventors; and

(75) **Inventors/Applicants (for US only):** MOLEBNY, Vasyk [UA/UA]; Velyka Kytaivska St., 6, Apt. 9, Kiev, 252028 (UA). PALLIKARIS, Ioannis [GR/GR]; Heraklion, Crete

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR SYNCHRONOUS MAPPING



(57) Abstract: An instrument is provided for synchronously measuring refraction errors of the optical system of an eye and its refractive components, having: a lens system defining an instrument optical axis and an alignment device for aligning the visual axis of the eye with the instrument optical axis. A light source (120) produces a probing beam (122) that is projected through the lens system parallel to the instrument optical axis and is selectively positionable partially off-set from the instrument optical axis for entering the eye parallel to the instrument optical axis at a plurality of locations of the eye aperture. A first photodetector (144) measures the position of a first portion of the probing beam light scattered back from the retina (135) of the eye (130) to determine the local refraction error of the optical system of the eye at a first set of locations. A second photodetector (156) synchronously measures the position of a second portion of the probing beam light reflected back from the means of the eye to determine the shape of the cornea (131) and to provide the other refractive components.

WO 02/11612 A1

WO 02/11612 A1



CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,
TG).

(15) **Information about Correction:**
see PCT Gazette No. 13/2002 of 28 March 2002, Section
II

Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the
claims and to be republished in the event of receipt of
amendments

*For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(48) **Date of publication of this corrected version:**

28 March 2002

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/41622		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A 61B 5/10 US CL : 351/912 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) U.S. : 351/205, 206, 211, 212; 606/4, 5 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST, WEST				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
A, P	US 6,234,631 B1 (SARVER et al) 22 May 2001, see entire document.	1-27		
A	US 6,082,856 A (DUNN et al) 04 July 2000, see entire document.	1-27		
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.				
<table border="0"> <tr> <td> * 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 document 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 </td> <td> "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 "Z" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* 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 document 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 "Z" document member of the same patent family
* 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 document 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 "Z" document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search 06 NOVEMBER 2001		Date of mailing of the international search report 25 JAN 2002		
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-8230		Authorized officer GEORGE MANUEL <i>Diane Smith f</i> Telephone No. (703) 306-0658		

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者 モレブニー、ヴァシル

ウクライナ国 キエフ、ヴェリカ キタイフスカ ストリート、6、 アパートメント 9

(72)発明者 パリカリス、イオアニス

ギリシャ国 クリート、ヘラクリオン

(72)発明者 ワキル、ユーセフ

アメリカ合衆国 テキサス、ヒューストン、カーネギー 2928

(72)発明者 モレブニー、セルギー

ウクライナ国 キエフ、ヴェリカ キタイフスカ ストリート、6、 アパートメント 9