

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4972546号  
(P4972546)

(45) 発行日 平成24年7月11日(2012.7.11)

(24) 登録日 平成24年4月13日(2012.4.13)

(51) Int.Cl.	F 1
A 61 F 9/007	(2006.01)
A 61 B 19/00	(2006.01)
A 61 F 9/008	(2006.01)
A 61 B 3/10	(2006.01)
	A 61 F 9/00 570
	A 61 B 19/00 506
	A 61 F 9/00 505
	A 61 B 3/10 M

請求項の数 28 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-509613 (P2007-509613)
(86) (22) 出願日	平成17年4月20日 (2005.4.20)
(65) 公表番号	特表2007-533412 (P2007-533412A)
(43) 公表日	平成19年11月22日 (2007.11.22)
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/013550
(87) 国際公開番号	W02005/102200
(87) 国際公開日	平成17年11月3日 (2005.11.3)
審査請求日	平成20年4月18日 (2008.4.18)
(31) 優先権主張番号	60/563,727
(32) 優先日	平成16年4月20日 (2004.4.20)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	506353345 ウェーブテック・ビジョン・システムズ・ インコーポレイテッド WAVE TEC VISION SYSTEMS, INC. アメリカ合衆国92656カリフォルニア 州アリゾ・ビエホ、アーゴノート66番、 ナンバー170
(74) 代理人	100101454 弁理士 山田 阜二
(74) 代理人	100081422 弁理士 田中 光雄
(74) 代理人	100100479 弁理士 竹内 三喜夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】一体化した手術用顕微鏡および波面センサ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

眼の特性を測定するための手術装置であって、  
第1ハウジングおよび対物レンズを有し、ステレオ視の第1の視野を提供する手術用顕微鏡と、

第2の視野を提供し、眼の屈折測定を行うための波面センサとを備え、  
波面センサは、貫通する光学通路を有する別の第2ハウジングと、  
光学通路に沿って、第2ハウジング内に配置された結合光学素子とを備え、  
結合光学素子は、眼から反射する光を受けて、眼から反射した光の第1部分を、第2ハウジングの外側へ第2ハウジングを通る光学通路を経由して手術用顕微鏡に送り、そして  
、眼から反射した光の第2部分を、第2ハウジング内の1つ以上の光学部品へ送るように位置決めされており、

波面センサの第2の視野は、手術用顕微鏡の第1の視野と光学的に整列しており、  
手術用顕微鏡および波面センサは、レンズを共有しておらず、  
波面センサおよび手術用顕微鏡は、眼の屈折矯正を行うためのレーザと一体化していな  
いようにした装置。

## 【請求項 2】

第1の視野および第2の視野は、測定される眼よりも大きい重なり部分を有し、  
眼全体は、第1の視野および第2の視野の重なり部分の範囲で位置決め可能であり、  
眼は、手術用顕微鏡を通じて観測可能であると同時に、波面センサを通じて測定可能で

ある請求項1記載の装置。

【請求項3】

手術用顕微鏡の焦点は、波面センサの焦点と実質的に同じ光学面で生じている請求項1または2記載の装置。

【請求項4】

手術用顕微鏡および波面センサは、光学面への独占的な光学経路を共有している請求項3記載の装置。

【請求項5】

波面センサおよび手術用顕微鏡は、分離した構成部品をそれぞれ備え、

波面センサは、手術用顕微鏡に対して着脱可能に取り付けられている請求項1～4のいすれかに記載の装置。 10

【請求項6】

眼の注視角を調整することなく、眼が同時に観測および測定できるように、第1の視野および第2の視野が整列している請求項1～5のいすれかに記載の装置。

【請求項7】

波面センサは、眼から反射した波面の測定可能な像を生成するための少なくとも1つの格子を有する少なくとも1つの回折光学部品を備える請求項1～6のいすれかに記載の装置。

【請求項8】

少なくとも1つの回折光学部品は、直列に位置決めされ、互いに回転した2つの格子を備える請求項7記載の装置。 20

【請求項9】

結合光学素子は、結合ミラーまたはビームスプリッタを備える請求項1～8のいすれかに記載の装置。

【請求項10】

手術用顕微鏡および波面センサは、結合光学素子と整列した光学要素を含む手術装置の構成部品だけである請求項1～8のいすれかに記載の装置。

【請求項11】

眼から反射した波面の測定可能な像をコンピュータ読み取り可能なデータに変換するためのカメラをさらに備える請求項1～10のいすれかに記載の装置。 30

【請求項12】

手術用顕微鏡は、両眼式光学系を含む請求項1～11のいすれかに記載の装置。

【請求項13】

波面センサの設置面積は、9インチ長より小さく、5インチ幅より小さい請求項1～12のいすれかに記載の装置。

【請求項14】

結合光学素子は、可視スペクトルの光を手術用顕微鏡へ送り、赤外スペクトルの光を第2ハウジング内の1つ以上の光学部品へ送るように構成されている請求項1～13のいすれかに記載の装置。

【請求項15】

手術用顕微鏡は、手術装置を眼の上方に吊るすためのバランス機構を備える請求項1～14のいすれかに記載の装置。 40

【請求項16】

眼の特性を測定するための手術装置であって、

眼の屈折測定を行うための波面センサを備え、

波面センサは、第1ハウジングを有し、ステレオ視の第1の視野を提供する手術用顕微鏡と連結するように構成され、

波面センサは、第2の視野を提供するものであり、貫通する光学通路を有する別の第2ハウジングと、

光学通路に沿って、第2ハウジング内に配置された結合光学素子とを備え、

50

結合光学素子は、眼から反射する光を受けて、眼から反射した光の第1部分を、第2ハウジングの外側へ第2ハウジングを通る光学通路を経由して手術用顕微鏡に送り、そして、眼から反射した光の第2部分を、第2ハウジング内の1つ以上の光学部品へ送るように位置決めされるようにした装置。

【請求項17】

結合光学素子は、結合ミラーまたはビームスプリッタを備える請求項16記載の装置。

【請求項18】

結合光学素子は、可視スペクトルの光を手術用顕微鏡へ送り、赤外スペクトルの光を第2ハウジング内の1つ以上の光学部品へ送るように構成されている請求項16または17記載の装置。

10

【請求項19】

波面センサのハウジングは、手術用顕微鏡のハウジングに装着されるように構成される請求項16～18のいずれかに記載の装置。

【請求項20】

波面センサのハウジングは、手術用顕微鏡のハウジングに着脱自在に装着するための固定具を有する請求項16～19のいずれかに記載の装置。

【請求項21】

波面センサは、1つ以上の回折光学部品を備える請求項16～20のいずれかに記載の装置。

【請求項22】

1つ以上の回折光学部品は、第1格子と、タルボット距離の整数倍だけ離れた第2格子とを備え、第1格子および第2格子は互いに回転している請求項21記載の装置。

20

【請求項23】

手術用顕微鏡は、手術装置を眼の上方に吊るすためのバランス機構を備える請求項16～22のいずれかに記載の装置。

【請求項24】

手術用顕微鏡は、両眼式光学系を含む請求項16～23のいずれかに記載の装置。

【請求項25】

波面センサは、手術用顕微鏡と連結するように構成され、波面センサの第2の視野は、手術用顕微鏡の第1の視野と光学的に整列している請求項16～24のいずれかに記載の装置。

30

【請求項26】

波面センサは、眼の屈折矯正を行うためのレーザと一体化していないようにした請求項16～25のいずれかに記載の装置。

【請求項27】

波面センサの設置面積は、9インチ長より小さく、5インチ幅より小さい請求項16～26のいずれかに記載の装置。

【請求項28】

波面センサは、手術用顕微鏡とはレンズを共有しないように構成される請求項16～27のいずれかに記載の装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願)

本願は、米国仮出願番号第60/563727号、2004年4月20日出願の利益を主張する。

【背景技術】

【0002】

屈折矯正手術や他の矯正手術は、人間の眼についてよく実施されている。屈折矯正手術の最中は、眼の屈折特性が変わる。屈折矯正手術の目的は、一般に、眼の屈折特性全体を

50

弱めずに、眼の欠陥性の屈折条件を矯正することである。いくつかの場合、その目的は、眼の屈折特性全体を実際に改善することである。

#### 【0003】

屈折測定は、一般に、ホロプター(phoropter)、測厚器(pachymeter)、角膜トポグラフ、オートリフラクタ(autorefractor)、角膜湾曲計(keratometer)、及び／又は波面(wavefront)センサを用いて行われる。これらの装置のうち、波面センサは、一般に、眼の屈折条件および眼に関連した追加情報を最も詳細に提供する。波面センサは、一般に、波面センサの使用に専用となる比較的大きな面積で動作する独立型(スタンダードアローン)装置である。既存の波面センサの大部分は、患者は座った位置で、患者の眼を測定する。

#### 【発明の開示】

10

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

屈折矯正眼科手術の実施方法の多くは、波面センサや他の測定装置を用いて、患者の眼の屈折特性を手術前に測定する必要がある。この屈折特性情報は、詳細な屈折矯正手術を計画するために用いられる。そして、患者は、一般に、波面センサ場所から、患者が「出術位置」で仰向けに寝る手術場所へ移動する。屈折矯正手術の際、執刀医は、一般に、バランス機構や他の同様な装置を介して、患者の頭上に吊るされた手術用顕微鏡や他の観察装置を通して患者の眼を観察できる。屈折矯正手術が完了すると、患者は、一般に、波面センサの場所へ戻って、手術の成果を決定するために眼を測定する。

#### 【0005】

20

屈折矯正手術後に、眼の屈折特性を測定することは手術の成果の定量化を提供することになるが、患者が手術位置のままでは手術の修正を行うことはできない。その成果が理想的でなければ、患者は、再治療のために手術エリアに再び戻ることはできるが、多くの場合、再治療は、患者が手術位置から移動する前の最初の時に理想の結果をもたらすように手術が実施されたのに比べて、有効でないことがある。さらに、診断目的で無菌手術場所から患者を移動して、再び手術場所に戻すことは問題となり得る。

#### 【0006】

手術が進行する最中に、患者を動かすことなく、眼の屈折特性が繰り返し測定できる場合、執刀医は、手術が予想した程度で所望の結果をもたらすか否か、手術途中の調整や方針修正を行って、所望の成果が得られる見込みを改善するか否かを判断する機会を有することになる。残念ながら、既存の波面センサや他の測定装置は、一般に、比較的大型で重いものであり、手術中に患者の頭上に吊るすことは、実行不可能または不可能である。結果として、患者は、波面測定の手順と、一般には手術用顕微鏡の下で行われる手術矯正手順との間で物理的に移動しなければならない。

30

#### 【0007】

顕微鏡を、包括的な治療・測定装置の中に一体化する試みが行われているが、こうした装置は一般に極めて大型で重く邪魔であり、実際には、手術位置に寝ている患者の上方に吊り下げる事はできない。これらの装置はまた、一般に、共用レンズや他の光学部品を含む。こうした光学部品の共用は、一般に、得られる測定値の全体品質を曖昧なものにする。各装置部品は、一般に、それ自体の光学的要求を有し、共用レンズなどを用いては最適に満足できないからである。こうして眼の屈折や他の光学特性、特徴を測定し評価するための改善した装置についてのニーズが存在している。

40

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

波面センサは、手術用顕微鏡と一体化して、患者は手術位置の姿勢のままで、医者は患者の眼の波面測定を繰り返し行うことができる。装置は、視野が少なくとも部分的に重なり合うように、手術用顕微鏡と光学的に整列した波面センサを含む。軽量でコンパクトな回折光学部品が波面センサに含まれることにより、手術の進行中に、この一体化装置を患者の頭上にバランス機構の上に支持可能になる。その結果、眼の光学特性の測定と眼への手術の実施の間で、装置及び／又は患者の再位置決めを行う必要が無くなる。

50

**【0009】**

上述の装置を使用する方法を含む本発明の他の特徴および利点は、以下において明らかとなろう。上述した本発明の特徴は、別々にまたは一緒に、あるいはこれらの1つ又はそれ以上の種々の組合せで使用することができる。本発明は、上述した特徴の部分組合せでも同様に存在する。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0010】**

以下、本発明の種々の実施形態を説明する。下記の説明は、これらの実施形態の完全な理解および実現可能な説明について特定の詳細を提供するものである。しかしながら、当業者であれば、本発明がこれら多くの詳細無しで実用化できると理解する。さらに、種々の実施形態の関連した説明を必要に不明瞭になるのを避けるために、幾つかの周知の構造や機能は詳しく図示したり説明していない。10

**【0011】**

下記の説明で用いた用語は、本発明のある特定の実施形態についての詳細な説明に関連して使用していても、最も広く妥当な方法で解釈されるものである。一定の用語は、下記で強調していることもあるが、何れか制限した方法で解釈されると意図した何れかの用語は、この詳細な説明のセクションにおいて、そのように明白かつ具体的に定義されることになる。

**【0012】**

図1を参照して、手術用装置10は、波面センサ14や他の測定装置に取り付けられた、手術用顕微鏡12や他の適切な観察装置を含む。手術用顕微鏡12は、アイピース16や他の観察機構を含み、これは1つ又はそれ以上の光学チャネルを含み、各光学チャネルは1つ又はそれ以上の光学レンズを内部に有している。アイピース16は、医者が両目で患者20の眼18を観察できるようにするための2つの光学チャネルを含む点で、両眼式またはステレオ式であることが好ましい(図5において良く判るように)。代わりに、単眼式アイピースも使用してもよいが、より高い画質でより完全な観察を医者に提供することから、両眼式アイピースが一般に好ましい。20

**【0013】**

手術用顕微鏡12は、好ましくは、可視光をアイピース16の光学経路に供給するための光源22と、顕微鏡12の焦点を調整するための焦点ノブ24と、光ビームを結像するための対物レンズ26や他の適切なレンズをさらに含む。一実施形態では、対物レンズ26は、顕微鏡12の本体25の外ねじ山に適合したレンズ26の内ねじ山を介して、顕微鏡12に対してねじ結合される。30

**【0014】**

波面センサ14は、何れか適切な方法で顕微鏡12に取り付けることができ、好ましくは、顕微鏡12に対して着脱自在に取り付けられる。例えば、対物レンズ26は、顕微鏡12から取り外すことができ、波面センサ14は、好ましくは、顕微鏡本体25の外ねじ山に適合した内ねじ山を持つ取り付け部を含んでおり、顕微鏡12の外ねじ山にねじ止めしてもよい。そして、対物レンズ26は、波面センサ14の取り付け部の下方にある外ねじ山に対して再びねじ止めしてもよい。波面センサ14を顕微鏡12に対して追加的に(または代替として)取り付けるために、必要に応じて、1つ又はそれ以上の固定具(fastener)28を含んでいてもよい。代わりに、波面センサ14は、ねじ、留途、ピン、クランプ、接着剤または他の適切な固定具や取り付け手段によって、顕微鏡に取り付けてもよい。40

**【0015】**

図2を参照して、波面センサ14の一実施形態の内部を図示している。波面センサ14は、光ビーム、好ましくは赤外光を生成するためのレーザ光源40や他の光源を含む。動作の際、赤外光ビームは、好ましくは、ミラー42によってビームスプリッタ44や他の適切なデバイスに向けられる。アバーチャ共有エレメント、例えば、結合ミラー46(図1に破線で示す)、ビームスプリッタまたは他の同様なデバイスは、赤外光ビームを反射50

して、患者 20 の眼 18 の中に入れる。結合ミラー 46 は、赤外光を反射するとともに、結合ミラー 46 を通じて、医者が患者の眼 18 を見ることができるように可視光を伝達することができる。その代わりに、結合ミラー 46 は、後述のように、可視光スペクトルの一部を反射し、及び / 又は、赤外光スペクトルの一部を伝達するように構成してもよい。

【 0016 】

赤外光ビームが眼 18 に入った後、それは、波面として眼 18 の網膜(retina)から結合ミラー 46 へ反射する。結合ミラー 46 は、光ビームを、ビームスプリッタ 44 を経由して第 1 レンズ 48 へ向かうように向きを変える。第 1 レンズ 48 は、ミラー 50, 52 から第 2 レンズ 54 へ向けて赤外光ビームを中継し、第 2 レンズ 54 は、光ビームを、第 1 レチクル(reticle)または格子(grating) 56 などの回折光学要素へ向ける。ミラー 42, 50, 52 は、必要に応じて、コンパクトなエリア内に維持するように、光ビームの向きを変えるために波面センサ 14 の中に含まれ、これは、全体サイズおよび波面センサ 14 の長さの最小化に資する。より多く又はより少ない数のミラーを、波面センサ 14 の中に含めてよい。

【 0017 】

光ビームは、第 1 格子 56 によって回折して、詳しく後述するように、好ましくは、光ビームをさらに回折させて、眼 18 から反射した波面の最終像を生成する他の回折光学要素、例えば、第 2 格子 58 などを通過する。そして、カメラ 60 及び / 又は他の光検出器や光センサ、例えば、CCD カメラや他の適切なデバイスなどが、眼 18 の最終像を取り込んで、記録、及び / 又は検出して、コンピュータ読み取り可能なフォーマットに変換する。そして、コンピュータは、そのデータを測定し解析して、波面の特性を定量化することができ、こうして眼の屈折特性が診断される。

【 0018 】

波面センサ 14 は、当然ながら、所定のシステムの要件を満たすように、より多く又はより少ない数の構成部品を含んでもよい。例えば、より多く又はより少ない数の回折格子や光学レンズを波面センサ 14 に含んでもよい。さらに、追加の光学部品、例えば、カメラレンズ等は、必要に応じて、第 2 回折格子 58 とカメラ 60 の間に含んでもよい。こうして、図 2 に示した波面センサ 14 の特定の構成は、適切な波面センサ構成の一例に過ぎない。

【 0019 】

波面センサ 14 は、比較的少ない構成部品で済むことから、波面解析セクションにおいて比較的小型で軽量な回折光学要素を使用し、波面センサ 14 は、極めてコンパクトで軽量にでき、後述するように、例えば、ハルトマン - シャック(Hartmann-Shack) 波面センサなど、より大型な従来の屈折光学系を用いた波面センサと比べて、より高い分解能およびより正確なアライメント位置合わせ(registration)を提供することができる。波面センサ 14 は、好ましくは 10 インチ、より好ましくは 9 インチ、より好ましくは約 8.5 インチより小さい長さ Y と、好ましくは 5 インチ、より好ましくは約 4.5 インチより小さい幅 X とを有する。波面センサ 14 は、好ましくは 5 ポンド未満、より好ましくは 3 ポンド未満または 2 ポンド未満の重量を有する。波面センサ 14 は、当然ながら、いずれか他の適切なサイズ及び / 又は重量であってもよい。

【 0020 】

その比較的低重量で小さなサイズにより、波面センサ 14 は、手術用顕微鏡 12 に直接的または間接的に取り付けて、一体化した手術装置 10 を形成することができる。この意味で、用語「一体化」は、一般に、ユニットに組み込まれた波面センサ 14 および手術用顕微鏡 12 を称する。一体化した手術装置 10 は、手術中に患者の頭上で一体化装置 10 を吊るすための、バランス機構、吊り下げ機構または他の適切なデバイスやスタンドに取り付けることができる。バランス機構や他の支持装置は、一体化装置 10 を支持するためには、ばね上げ式、カウンターバランス式、または他の方式でバランスをとることができる。この種のバランス機構は、手術用顕微鏡を支持し吊るすために広く使用されている。

10

20

30

40

50

## 【0021】

一体化した手術装置10をバランス機構に対して固定するために、手術用顕微鏡12(または波面センサ14)の取り付け部30を、ねじ、ピン、ボルトまたは他の適切な固定具を介してバランス機構に取り付けてもよく、あるいは一体化装置10を何れか他の適切な方法でバランス機構に取り付けてもよい。一実施形態では、波面センサ14は、バランス機構上で既に支持されている既存の手術用顕微鏡12に追加してもよい。そして、顕微鏡12及び/又は波面センサ14の視野および焦点距離は、後述するように、相互に装置を光学的に整列させるために、必要に応じて調整することができる。

## 【0022】

一般には、屈折光学部品は、例えば、ガラス屈折レンズなど、空気より高い密度を有する材料を通過する際に、光ビームの向きを変えるために用いられる。これに対して、回折光学部品は、例えば、回折格子56, 58などの要素の鋭いエッジに出会う際に、光ビームを屈曲するために用いられ、回折格子または他の物体のエッジ近傍に生ずる光ビームの一部だけが向きを変える。回折格子などの回折光学部品は、一般に、屈折レンズなどの屈折光学部品と比べて、著しく小型かつ軽量である。

10

## 【0023】

波面センサ14で用いられる1つ又はそれ以上の回折格子は、何れかの適切な材料で製作することができる。好ましい回折格子は、ガラスなど、透明な材料で製作され、エッチングや他の方法によりその表面に存在する等間隔の垂直ラインを有する。格子は、例えば、約12.5ミクロンの幅を有する固体ラインで、約12.5ミクロンの透明ガラスで分離した各ラインペアの繰り返しシーケンスを含むことができる(格子上のラインおよびガラススペースは、当然ながら、何れか他の適切な寸法でも構わない)。同じシーケンスは、第1組のラインに対して垂直に走るラインを用いて繰り返されており、標準の格子(即ち、均一にスペースがある水平および垂直なラインのネットワーク)と類似したパターンが形成される。

20

## 【0024】

図3に示すように、眼から反射した光の波面は、格子(図3では「周期性物体」と称している)と出会って、回折効果が発生し始める。光の幾つかは、格子上の固体ラインの部分に衝突して、格子を通過するのを邪魔される。光の幾つかは、格子での透明なスペースをきれいに通過し、格子ラインによる影響を受けない。しかしながら、残りの光は、格子を通過する際、固体ラインのエッジに出会う。この光は、ラインによって攪乱されて、格子での透明なスペースをきれいに通過する光の中芯から遠ざかるように偏向する。

30

## 【0025】

向きを変えた光は、1つ又はそれ以上の隣接した格子ラインによって向きを変えた光と出会う。等間隔のラインから方向付けられた光の一部が互いに出会う場合、「タルボット(Talbot)効果」として知られる現象が発生して、一連の明暗ゾーンは、格子から下流側で予測可能な距離内で、タルボット面と称される場所に空間上に形成する。この現象は、米国特許出願番号第10/885504号、2004年7月6日出願、および文献「"Fourier Transform Method For Automatic Processing of Moire Deflectograms," Quiroga et al., Opt. Eng. 38 (6) 974-982 (June 1999)」、「"Refractive Power Mapping of Progressive Power Lenses Using Talbot Interferometry and Digital Image Processing," Nakano et al., Opt. Laser Technology. 22 (3), 195-198 (1990)」において詳細に記載されている。

40

## 【0026】

格子を通過した光の波面がフラットな平面波である場合、明暗ゾーンは、格子の完全なレプリカ、即ち、格子の虚像を形成する。しかしながら、波面が収差を持ち、フラットな平面波からずれている場合、図3に示すように、格子の虚像の形状およびサイズが歪む。格子によって作成された虚像の形状およびサイズの歪みを観測することによって、波面の特性を決定することができる。虚像は、カメラまたは他の光検出器によって観測することができ、その像は、一般に、コンピュータによって測定して、波面の特性を正確に定量化

50

することができ、よって、眼の屈性特性が診断される。

【0027】

一実施形態では、2つ又はそれ以上の格子が、波面センサにおいて直列に整列している。虚像を、1つ又はそれ以上の追加の格子でのラインパターンを通過させることによって、格子の虚像は、より小さな分解能を示すように修正され、これにより不十分な分解能を有するカメラを補償することができる。さらに、1つ又はそれ以上の格子を追加し、下流側の格子を相互に回転させることによって、最初の格子の虚像での変化が、縮小や拡大というよりは、回転運動に視覚的に変換され、そして、波面の特性は、虚像のサイズの変化無しで決定することができる。

【0028】

格子によって作成された虚像は、同時に、2組の情報を包含している。第1組の情報は、上述のように、眼の屈折特性が特徴付けられる格子の虚像である。第2組の情報は、眼の瞳孔のほぼ完全な像であり、これは、格子の透明なスペースを非接触で通過した光、および瞳孔の表面、強膜(sclera)、角膜縁(limbus)及び/又は他の眼の特徴部から反射した光(追加の照明がこれらの特徴部を照射するように向けられた場合)で構成される。この像は、本質的には、眼の像が、眼と観測者との間に格子(即ち、等間隔の水平および垂直ラインのネットワーク)を用いて観測されるように見える。

【0029】

図4と図5を参照して、眼の特性を測定するためのプロセスについての概略図を示している。執刀医(または他の医者)105は、手術用顕微鏡112を通して患者の眼125を観察している。手術用顕微鏡112は、好ましくは、両眼式またはステレオ式の光学系を含み、それは2つの光学観察チャネル116, 118を含む(図5に示す)。代わりに、単眼式顕微鏡を使用してもよい。患者の眼125から反射する可視光は、光経路150に沿って進行し、結合ミラー120または同様なデバイスを通過して、顕微鏡112に入射し、執刀医は、視覚経路122, 124に沿って患者の眼125を観察することができる。

【0030】

波面センサ114は、赤外光ビームを発生し、経路145に沿って結合ミラー120に向けて外部投影する。結合ミラー120は、図4と図5の概略図では、波面センサ114の外側に配置しているように示しているが、結合ミラー120は、図1と図2に示すように波面センサ114の内側に配置したり、あるいは手術用顕微鏡112および波面センサ114の光学経路が出会うような、何れか他の適切な場所に配置してもよいことは理解されよう。

【0031】

結合ミラー120は、可視光に対して透明で、赤外光ビームを患者の眼125に向けて反射するように赤外光に対して反射性であることが好ましい。波面センサ114および顕微鏡112は、好ましくは、結合ミラー120を通じて共通のアパーチャを共有する。その代わりに、可視光の一部および赤外光の一部の両方を伝達し反射するビームスプリッタを結合ミラー120の代わりに用いてもよい。こうしたビームスプリッタを用いてことにより、波面センサ114は、可視スペクトルの波長など、赤外光と異なる波長で動作することができる。

【0032】

他の実施形態では、結合ミラー120は、可視光スペクトルの一部を反射するように構成してもよく、波面センサ114は可視スペクトル内の波長範囲で動作することができ、そして特定の波長が顕微鏡112に入るのを防止できる。さらに他の代替的実施形態では、結合ミラー120は、より低い且つより高い範囲を有する光の所定波長だけを反射する狭い通過/反射結合器でもよく、これにより波面センサ114は可視光スペクトルの範囲で動作することができる。そして、所定の可視光スペクトルは、顕微鏡112に戻るのを選択的に阻止されるが、より低い且つより高い範囲より上側または下側の全ての光は自由に伝達されるようになる。

10

20

30

40

50

## 【0033】

結合ミラー120は、経路150に沿って患者の眼125に向けて光ビームを反射する。赤外光は、患者の眼125に入って、そして後方波面として光経路150に沿って結合ミラー120に向けて反射し、結合ミラー120は、その波面を光経路145に沿って波面センサ114の中へ反射する。そして、波面センサ114は、上述したプロセスを用いて、あるいは同様なプロセスを用いて、この波面を測定する。波面センサ114は、図2に示した波面センサ114と同じ構成および構成部品を有してもよく、あるいは代替の構成を有してもよく、代替の構成部品を有してもよい。

## 【0034】

波面センサ114および顕微鏡112は、面135で生ずる点でそれぞれ焦点を結ぶことが好ましく、波面センサ114の視野155は、顕微鏡112の視野160と少なくとも部分的に重なり合うようになる。測定、観察及び／又は手術の際、患者の眼125は、好ましくは、視野155, 160の重なった部分の範囲内に配置される。好ましい実施形態では、波面センサ114および顕微鏡112は、実質的に同じ点で焦点を結んで、各視野155, 160の中心は、ほぼ同じ点で同じ面135、好ましくは患者の眼125の中心またはその近傍に配置される。

10

## 【0035】

その結果、執刀医105は、顕微鏡112を通して、患者の眼125の視軸(visual axis)を直接に観察可能であるとともに、波面センサ114は、眼125の測定を行う。さらに、視野155, 160が患者の眼125で重なり合っているため、患者は、観察および測定のプロセスの際、いずれのときであっても患者の眼125の注視角(gaze angle)を変える必要がない。これは、特に、進行中の手術が患者にクリアに又は全てを見ることを防止しており、執刀医の指示に従って、患者が患者の眼125の注視角を正確に調整することがほぼ不可能である場合に、極めて好都合である。

20

## 【0036】

ここに説明した、一体化した波面センサおよび手術用顕微鏡は、幾つかの利点を提供している。第1に、執刀医または他の医者が患者の眼を直接に観察することが可能になるとともに、波面センサは、患者の眼の屈折特性または他の光学特性の測定を行う。その結果、執刀医は、患者や患者の眼または装置を移動させることなく、手術手順の所定ステップの結果を観察することができる。実際には、患者の眼の注視角は、観察および測定ステップの際に変える必要がなく、執刀医の観察は、患者の眼の視軸に対してずらすのではなく、直接に整列させることができる。

30

## 【0037】

さらに、波面センサで使用する構成部品が比較的少ない数であり、これらの構成部品、特に、1つ又はそれ以上の軽量の回折格子や他の回折光学部品が比較的小さなサイズかつ軽量であることから、軽量の一体化装置は、仰向け手術位置に横たわる患者の頭部の上方で、バランス装置や他の支持機構に吊るすことができ、一方、執刀医は、一体化装置の手術用顕微鏡を通じて患者の眼を観察する。

## 【0038】

そのコンパクトなサイズおよび設計を柔軟に維持するために、一体化装置10は、屈折レーザ装置や他の屈折手術ツールと一体化したり、これに取り付けたりしないことが好ましい。こうして一体化装置10は、主に観察および測定の目的で使用するとともに、屈折眼手術を行うために用いられる1つ又はそれ以上の手術ツールは、一体化装置から物理的に分離していることが好ましい。しかしながら、軽量または他のコンパクトな手術ツールは、必要ならば、手術装置10の中に組み込んでもよい。波面センサ14および手術用顕微鏡12はまた、何れか他の手術装置と、患者の眼に至る光学経路を共有しないことが好ましい。

40

## 【0039】

波面センサおよび手術用顕微鏡は、互いに着脱可能に取り付けられる分離した構成部品であることが好ましいことから（必ずしもそうではないが）、これらは、それ自体の光学

50

部品、例えば、レンズ等をそれぞれ含んでいてもよい。こうして波面センサおよび手術用顕微鏡は、レンズを共有する必要がなく、1つ又はそれ以上のレンズを2つ又はそれ以上の光学部品の間で共有する必要がある一体化した手術システムに関して、幾つかの利点および全般設計の柔軟性を提供する。

#### 【0040】

例えば、ある手術システムは、共通の光学レンズを使用して、波面センサおよび屈折レーザ装置の両方から光ビームを結像している。この方法でレンズを共有することによって、単一の特定の機能のためのレンズを選択したり設計する柔軟性が失われてしまい、全体システム応用に最良と思われるレンズを設計する能力はそのままである。共通のレンズを用いることによって、レンズを共有する各構成部品の要件を満たすために妥協しなければならない。

10

#### 【0041】

例えば、反射防止コーティングは、一般にレンズに施されて、ある波長で最適に機能するようにしている。使用するレーザが、波面センサ照射ビームとは異なる波長のものである場合、各波長について最適に機能するように共通の反射防止コーティングが選択できない。同じことが、顕微鏡による視界を提供するために用いる可視光と比べて、波面センサ照射ビームの波長について当てはまる。ここで説明した手術装置10は、レンズが波面センサと手術用顕微鏡の間で共有する必要がないため、別々の反射防止コーティングがこれらの各構成部品のレンズに施され、これにより最適なコーティングを各構成部品について選択することができる。

20

#### 【0042】

2つ又はそれ以上の光学部品間で共通のレンズを共有するという他の不具合は、必要とする各構成部品についてのレンズの最適な焦点距離やパワーを選択することができないことである。多くの場合、波面センサと患者の間で医者に充分な作業スペースを提供するために、波面センサにおいて長い焦点距離が望ましい。これに対して、多くの屈折レンズでは、レーザエネルギーをより短い面にきちんと結像させるためには、より短い焦点距離が望ましい。これらの構成部品について共通のレンズを共有しているシステムは、共通の焦点距離で妥協または解決しなければならず、構成部品の一方または両方にとて最適なものでなくなる。

#### 【0043】

30

さらに、波面照射ビームが、顕微鏡用の結像レンズとしても使用されるレンズを通して投影される場合、「フラッシュバック輝き(glint)」が高い可能性で生ずる。最適な反射防止コーティングがレンズに施された場合でも（これは、上述したように、複数の構成部品によって共有されるレンズについては達成できそうにない）、光がレンズに入る際に、一定の光量がレンズ表面から反射する。この光は、波面センサに戻り反射して、ごく小さな明るい光のフラッシュまたは「輝き」として見える。この輝きは、眼についての1つ又はそれ以上の波面情報を消去し得る。こうして、手術装置10の有利な特徴は、レンズを、波面センサ14と手術用顕微鏡12で共有する必要がない点である。

#### 【0044】

40

他の利点は、永久的に一体化した既存の装置と比べて、一体化した波面センサおよび手術用顕微鏡の着脱性から由来するものである。例えば、コンパクトな波面センサ14を既存の手術用顕微鏡12に追加したり、波面センサ14を一方の手術用顕微鏡12から他方に移動したり、あるいは、装置の1つを個別に修理するなど、別の理由により波面センサ14を手術用顕微鏡から取り外すという選択肢は、多大な柔軟性を提供する。特に、構成部品が欠陥である場合、コスト利益も達成し得る。全体の永久的・一体化システムを置き換えるより、波面センサ14および顕微鏡12の一方だけを置き換えるか、修理する方が大体において安価であるからである。

#### 【0045】

手術装置10は、眼に実施される種々の矯正手術を、改善し及び／又は品質向上するために使用してもよい。一般には、患者が手術位置に横たわったままで、患者の眼の屈折特

50

性または他の光学特性を測定する能力を提供することによって、既存システムの幾つかの限界を克服することができる。手術装置10を用いて品質向上し得る矯正眼手術の幾つかの例については後述する。

【0046】

白内障(cataract)手術は、一般に、生来のレンズが不透明になると、眼の生来のレンズの置き換えを必要とする。既存の方法は、典型的には、超音波を用いた眼の物理的寸法を測定し、そして、挿入すべき人工レンズや他の置換レンズの屈折パワーを計算することを必要とする。生来のレンズが不透明であるため、これらの測定はしばしば困難になる。さらに、既存の技術を用いて一般に測定できないような眼の構造の変動は、その計算を劣化させる。

10

【0047】

一体化した手術装置10は、生来のレンズが除去される前及び/又はその直後に、患者または患者の眼を移動することなく、眼の屈折パワーの測定を容易にし、真実の眼の屈折パワーをより正確に決定することができる。例えば、42ジオプターのパワーが、ある患者が予め定めた距離でクリアに見えるのに必要であり、生来のレンズが除去された後、眼は22ジオプターのパワーしか有さないと判断した場合、挿入される新レンズによって、20ジオプターのパワーを眼に導入しなければならないことを容易かつ正確に判断することができる。

【0048】

既存のシステムでは、レンズがいったん除去されて、医者が波面測定を希望した場合、屈折測定を行うために、患者は、一般に、手術台から測定装置へ移動しなければならない。患者は、一般に、鎮静化させられ、患者の眼には切開が存在して、無菌(sterility)条件を維持しているため、患者を手術ステップ間で移動させることは現実的でない。これに対して、好ましくは患者の頭上に吊り下げられた、一体化した手術装置10を使用することによって、執刀医は、手術用顕微鏡12を通して患者の眼を観察することができるとともに、波面センサ14は、生来のレンズを除去した状態で眼の測定を行う。従って、全体の矯正手術の間、患者および患者の眼は、手術位置で動かない状態で留まることができる。

20

【0049】

白内障手術に関連した更なる難題は、置換レンズがいったん眼の中に挿入されると、置換レンズは、適切な配向および位置決めを確保するように、整列させる必要がある点である。例えば、置換レンズが正しく中心に位置していなかったり、眼の光軸に対して垂直でなかったり、あるいは円柱部分(置換レンズに乱視矯正も行う場合)が正しい軸に配向していない場合、屈折収差が導入されることがあり、手術の成果が劣ることになる。一体化した手術装置10は、置換レンズを挿入した後、執刀医は眼の屈折測定を行うことが可能になり、これは、必要な置換レンズの再配置を案内するために使用することができる。

30

【0050】

さらに、白内障手術の際、内皮細胞や他の組織を保護するために、一般に、粘弾性(viscoelastic)緩衝流体が眼の中に注入され、手術が終了すると、これは完全に取り除かれる。波面センサ14は、残留する粘弾性ポケット(波歪曲としての)を識別するために使用することができ、全ての粘弾性流体を除去する際、執刀医を支援することができる。

40

【0051】

一体化した手術装置10を使用することによって、レンズ交換手順の際、円柱部分を持つ置換レンズを用いる以外の手段によって、乱視(astigmatisms)も低減させることができる。例えば、いずれの入り口の場所およびサイズが調整可能であり、穿刺切開(paracentesis incision)の位置が調整可能であり、何れかの薄膜状、放射状またはアーチ状のカットが行われるようにした場合、執刀医は、手術中に行われる修正を案内できる波面センサ14からのフィードバックを受け取る。

【0052】

さらに、挿入の際に、レンズ表面での把持、切り込みおよびカットの際の過大応力に起

50

因して、置換レンズが損傷したり、センタリング触覚(haptics)に対して損傷した場合、挿入後に行う波面測定は、その損傷を識別することができる。従って、生来レンズに以前に含まれていた膜組織(membrane)が置換レンズの上で収縮し緊張する前に、置換レンズを置き換えたり修理することができる。

【0053】

緩和切開(relaxing incision)を眼のいろいろな場所に導入するプロセスは、角膜を予測可能な方向に平坦化せるものであり、角膜の乱視を除去するためにしばしば用いられる。こうした手順は、例えば、主要な白内障切開によって導入された乱視、あるいは以前に存在していた乱視を除去するために、しばしば白内障手術の終わりに行われる。平坦化の量は、一般に、患者ごとに変化するため、正確に予測することは極めて困難である。一体化した手術装置10を使用することによって、執刀医によりなされる切開の位置、深さおよび長さを案内して、所望の結果を達成するために、波面センサ14は、手術中に測定を行うことができる。

10

【0054】

角膜移植手術は、角膜の小さな中心部分、典型的には直径8～10mmを提供者の眼から切り出して、受容者の角膜に切り込まれた、対応したサイズの孔の中に移植するものであり、これも、一体化した手術装置10を使用することによって改善することができる。提供者の角膜組織を受容者の角膜に位置決めして縫合する際、一般に、屈折誤差を測定することが困難である。屈折誤差は、例えば、提供者の角膜組織が、受容者の角膜において適切にセンタリング、回転または配向していなかったり、あるいは縫合が堅過ぎたり、緩み過ぎたり、均等に緊張していない場合に、導入されることがある。回復/healingプロセスの終了後に、受容者の眼を測定した場合、屈折誤差は修正することは、不可能ではないが、困難である。

20

【0055】

一体化した手術装置10を使用することによって、執刀医は、提供者の移植組織を配置し縫合しつつ、眼の屈折変化を測定することができる。実際、受容者は、手術台に横たわったままで、執刀医は、屈折測定を行いながら、受容者の眼の視軸を直接に見ることができる。従って、受容者は、移植手術の最中に、いずれの場所へ移動する必要がない。さらに、提供者の角膜は、波面センサによって測定して、その光軸を配置し、角膜のより良いカット及び／又は配置を支援することができる。

30

【0056】

一体化した手術装置10は、レーシック(LASIK: Laser-Assisted In Situ Keratomileusis)屈折矯正手術または他のレーザ支援手術を品質向上させるためにも使用することができる。レーザ視覚手術の幾つかの変形では、組織片(flap)を角膜表面から切り出して、角膜の支質(stroma)をレーザ治療に曝す必要がある。レーザは、支質を所望の輪郭に整形し、その後、組織片を整形した支質の上に戻される。組織片が正確に元の場所に再配置されなかったり、異物が組織片の内側に入り込んだり、再配置の際に皺(wrinkle)が導入されたり、及び／又は多くの別の再配置誤差が生じたりした場合、手術の視覚成果は劣化することになる。一体化した手術装置10により、執刀医は、執刀医は眼を直接に観察しつつ、組織片を再配置しながら、眼の屈折特性や光学特性を測定することが可能になり、いずれの位置決め誤差または他の問題を素早く修正できる。

40

【0057】

一体化した手術装置10は、伝導式角膜形成術(CK: Conductive Keratoplasty)の際にも使用することができる。CKは、より高度に局所化したエネルギーパルス、例えば、熱パルスや高周波(radio frequency)パルスなどが、角膜の膠原(collagen)や支質に印加され、角膜を整形して、屈折誤差、特に、遠視(hyperopia)を修正するようにした屈折矯正手術である。現行の方法は、一般に、従来の屈折装置を用いて眼を測定することが必要であり、これは、角膜を所望のものに整形するために、どれくらい多くのエネルギーパルスが必要になるかという情報を提供し、角膜のどの領域がパルスを受けるべきかを特定する。そして、患者は、手術場所へ移動し、そこでは典型的には8個またはそれ以上のエネル

50

ギーパルスが角膜に印加され、その後、患者は測定装置へ戻って、眼が再測定される。

【0058】

こうした手術の成果は、一般に、最善の予測の結果であり、実際の成果は、個々の角膜に応じた変動性に起因して、思うように正確であることはまれである。角膜が矯正不足であれば、より多くのパルスを後に追加することができるが、角膜が矯正過多であれば、矯正過多を反対にすることは困難であり、時には不可能である。

【0059】

一体化した手術装置10を使用することによって、眼の屈折条件は、各パルスが印加された後（好ましくは、一定の最小数のパルスが印加された後、例えば、6個のパルスが印加された後。理由は、少なくとも一定の最小数のパルスが印加されるまでは、一般に、完全な矯正が生じないため。）、測定することができ、そして、執刀医は、手術中に、誘導された矯正を行うことができる。連続したパルス間で行った測定により、以下のようなステップを行うべきとなった場合、執刀医は、例えば、印加されるパルスの位置、サイズ、量及び／又はエネルギーを変化させることができる。さらに、パルスの配置は決定的に重要であり、波面センサは、各エネルギーパルスの配置を案内するのを支援するために使用できる。

10

【0060】

インレー(inlay)を眼の視軸に沿って角膜に位置決めするための手順も、一体化した手術装置10を使用することによって支援できる。こうした手順では、組織片が、レーシック手術または他の手術により角膜に渡って作成された後、小さな中心アーチャを持つ不透明ディスクまたは同様な構造が角膜に配置され、組織片の内側にはまり込む。挿入したディスクは、より小さなアーチャの効果を生じさせ、眼の視野深さを増加させる。しかしながら、ディスクを眼の視軸にセンタリングすることは極めて困難である。一体化した手術装置10を使用することによって、波面センサ14は、眼の視軸の正確な場所を決定するために測定を行う一方で、執刀医は眼を直接に観察して、執刀医がディスクを適切な中心場所に位置決めするのを支援する。

20

【0061】

代替の実施形態では、角膜インレーの中心アーチャは、眼に配置した後、レーザによってインレーの中までカットすることができる。この場合、波面センサの正確な測定は、レーザ配置の正確な制御と連結して、手動で位置決めした場合と比べてより正確なアーチャ位置が得られる。

30

【0062】

一体化した手術装置10は、角膜への挿入配置の際、角膜歪みを制御するためにも使用することができる。例えば、近視(myopia)の場合、角膜は急峻すぎて、平坦化する必要がある。典型的な矯正手術では、スライスが角膜の中に切り込まれ、その後、ごく小さな湾曲したストリップを角膜の支質の中に滑り込ませ、角膜を平坦化する真直ぐにする力を角膜に対して作用させる。一体化した手術装置10を使用することによって、波面センサ14は、眼の測定を行う一方で、医者は眼を直接に観察して、医者が平坦化の程度を監視し、途中のプロセス（例えば、より多くまたは別の挿入物を追加する等）を調整することができる。

40

【0063】

一体化した手術装置10は、毛様筋(ciliary muscle)の張力及び／又は眼の毛様プロセスを調整するための手術の際、眼の測定および観察のためにも使用することができる。典型的な毛様筋張力手術では、リングまたは他のデバイスが、強膜(sclera)の中に眼の角膜縁を超えて挿入され、放射方向の引っ張り力を毛様筋に作用させる。この手術の目標は、毛様筋の緩和した直径を拡張することであり、続いて、毛様筋に追加の張力を提供し、何年にも渡って発達した弛みの幾らかを除去する。一体化した手術装置10を使用することによって、波面センサ14は、眼の測定を行う一方で、張力手術が手術用顕微鏡12の下で行われ、所望の結果を達成するのに必要な張力量を案内する。

【0064】

50

他の矯正手術は、機械的なスライスや他の方法により角膜から組織を除去して、角膜の形状を修正することを含む。機械的な組織除去の一実施形態では、角膜の側方で切開が行われ、角膜の支質に切れ目を設ける。そして、浅いスプーン形状の装置を切れ目の中に挿入して、ブレードを使用して、スプーンのエッジ面より下の組織を除去すると、周辺よりも中心で角膜組織の厚さが少なくなり、角膜の平坦化がなされる（即ち、近視の減少）。一体化した手術装置 10 を使用することによって、波面センサ 14 は、手術の最中に測定を行って、該プロセスを案内し、執刀医がどれくらいの量の組織をどの場所で除去すべきかを決定するのを支援することが可能になる。

#### 【 0 0 6 5 】

眼の生来のレンズも修正して、生来のレンズでの屈折欠陥を矯正することができる。長い期間に渡って生じ得る幾つかの欠陥は、小さな不透明、蛋白質の蓄積、レンズのサイズ增加などである。生来のレンズを修正する一方法は、レンズから組織を除去して、これらおよび他の欠陥に関連した視覚損失を矯正することを含む。少量の材料除去であっても、大きな屈折変化をもたらすことがある。一体化した手術装置 10 を使用することによって、波面センサ 14 は、手術の最中に測定を行って、該プロセスを案内し、執刀医がどれくらいの量の組織をどの場所で除去すべきかを決定するのを支援することが可能になる。

10

#### 【 0 0 6 6 】

生来のレンズの光学特性も、患者システムにおいて、薬品(chemicals)を導入したり、血糖レベルを変化させたりすることによって、修正することができる。一体化した手術装置 10 を使用することによって、こうした手順の際に、執刀医は、1つ又はそれ以上の薬品の導入から得られる変化量を測定することができ、所望の成果に到達するのを支援することができる。

20

#### 【 0 0 6 7 】

一体化した手術装置 10 は、液体として眼の中に注入され、固体に硬化することで得られるレンズ形状を制御したり影響を及ぼすのを支援するためにも使用することができる。こうしたレンズは、通常、「袋形成(form in the bag)」レンズと称される。こうした手順を用いて得られる所望のレンズ形状を達成するのに、極端な精度が要求される。材料が液体から固体へ変化する期間中、レンズの形状および屈折率は操作できる。一体化した手術装置 10 を使用することによって、硬化プロセスの際に適切なコース修正が行われるようになれる。顕微鏡 12 を通して見ている執刀医は、レンズに関する波面データを得ることができる。

30

#### 【 0 0 6 8 】

レンズが眼の中に挿入され、眼が治った後に、人工レンズの特性を修正したり同調させる能力が進歩している。一体化した手術装置 10 を使用することによって、顕微鏡 12 を通して観察している執刀医は、人工レンズへの修正を行うことができ、一方、波面センサ 14 は、手順を案内できる測定を行うことができる。

#### 【 0 0 6 9 】

眼の屈性特性を修正するために、生来のレンズが場所に残った状態で、眼の中に挿入し得る幾つかのレンズが利用可能である。こうしたレンズの正しい配置は、所望の成果を達成するために重要である。一体化した手術装置 10 は、執刀医が眼を観察しながら、波面測定を行うことができ、これは、執刀医が適切なレンズを選択して、該レンズを眼の視軸に沿って正しい中心場所に位置決めするのを支援する。さらに、一体化した手術装置 10 は、手術全体の成功または失敗を確認することができ、成果が理想的でなければ、患者が手術台に留まりつつ、執刀医は調整を行うことができる。これは、効率を改善するだけでなく、治癒前に切開の再アクセスを可能にするもので、理想的でない成果の後に修正を行うために新しい切開が必要でなくなる。

40

#### 【 0 0 7 0 】

他の矯正手術は、材料を角膜の中へ追加し、得られる眼の屈折条件を測定し、そして、挿入した材料の一部を除去して所望の結果を達成することを含む。一体化した手術装置 10 の波面センサ 14 は、手術前に眼を測定して、追加すべき材料の最小量を決定するのを

50

支援するために使用することができ、そして、材料を挿入した後、眼を測定するためにも使用することができる。そして、波面センサ 14 は、手術のいろいろなポイントで眼を測定するために使用することができ、これは手術用顕微鏡 12 の下で行われ、正しい量の材料が除去されるのを確保する。

#### 【0071】

多くの既存の手術の際、患者の眼は、第 1 場所において波面センサを用いて測定され、この測定値に基づいて治療が計算及び / 又は計画され、そして患者は、実際の治療が行われる第 2 場所へ移動している。一般に、患者は直立で座った状態で、眼が測定される。しかし、患者は仰向け位置で上向きに横になりながら、治療が行われる。患者が直立位置から仰向け位置に移動する場合、患者の眼は、回転または「眼球回旋(cyclotort)」する。  
この眼球回旋を補償するため、一般に、患者は直立位置のままで色素マークを眼に配置して、眼球回旋の量を測定できる。一体化した手術装置 10 を使用することによって、患者は仰向け位置で横になったままで、波面測定を行うことができ、眼球回旋が存在した状態で医者は眼を観察する。従って、角膜のマーキングを行って、回転を補償する中間ステップが必要でなくなる。このステップを排除することで、プロセスの効率を改善し、眼に対する波面位置決めの配向精度が向上する。

10

#### 【0072】

ここでは幾つかの矯正手術を説明したが、一体化した手術装置 10 は、眼の波面測定を行うと同時に眼を観察する能力を執刀医に提供することによって、何れの視覚矯正手術を品質向上させるために使用することができると理解されよう。こうして、患者は手術位置に横たわったままで、執刀医は波面測定を行うことができ、手術ステップ間で患者を移動させる必要がなく、手術途中へのコース調整を行うことができる。

20

#### 【0073】

幾つかの実施形態を示して説明したが、当然ながら、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、種々の変化および置換が可能である。例えば、波面センサ 14 は、想定可能な構成で配置されるより多くまたはより少ない数の構成部品を含むことができる。従って、本発明は、下記の請求項およびこれらの等価なものを除いて限定されるべきでない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0074】

図面において、同じ参照番号は、幾つかの図面において同じ要素を示している。  
【図 1】患者の頭上に位置決めされた、一体化した波面センサおよび手術用顕微鏡の側面図である。

30

【図 2】一実施形態に係る波面センサ（カバーを外した状態）の内部構成部品の平面図である。

【図 3】格子を通過する収差波、および格子の第 1 および第 2 のタルボット(Talbot)面で生成される波像の斜視図である。

【図 4】一実施形態に係る一体化した波面センサおよび手術用顕微鏡の動作を示す概略側面図である。

【図 5】図 4 に示す一体化した波面センサおよび手術用顕微鏡の動作を示す概略正面図である。

40

【図1】

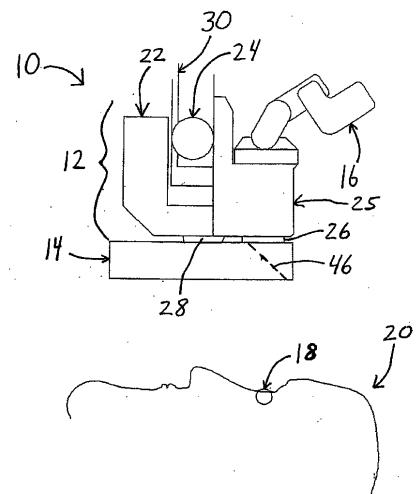


FIG. 1

【図2】

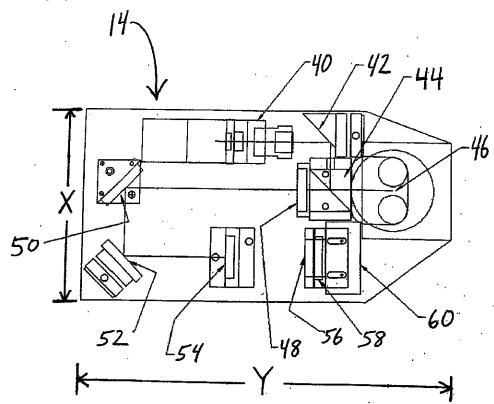
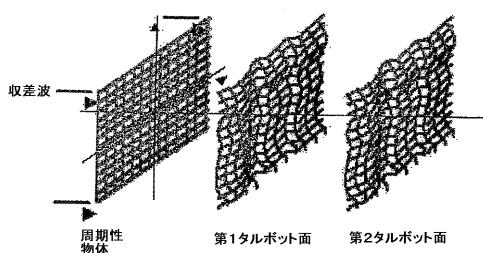


FIG. 2

【図3】



【図4】

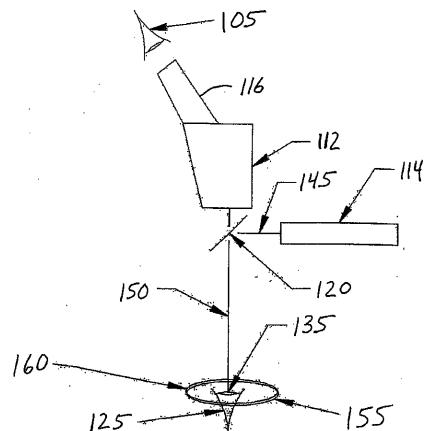


FIG. 4

【図5】

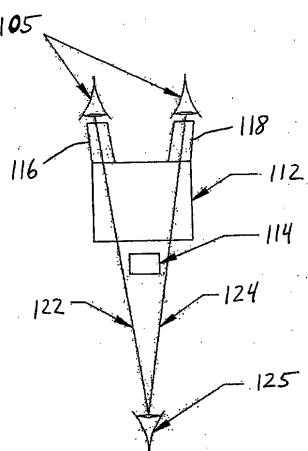


FIG. 5

---

フロントページの続き

(72)発明者 アンソニー・ワイ・バン・ヒューグテン

アメリカ合衆国 9 0 2 7 2 カリフォルニア州パシフィック・パリセーズ、サーフビューア・ドライブ  
1 5 7 番

(72)発明者 ダニエル・エス・ダリー

アメリカ合衆国 6 6 2 1 1 カンザス州オーバーランド・パーク、カレッジ・ブルバード 5 5 2 0  
番、スウィート 2 0 1

審査官 濱戸 康平

(56)参考文献 国際公開第 0 2 / 2 6 1 2 1 (WO, A 1)

特表 2 0 0 3 - 5 3 2 4 8 4 (JP, A)

特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 9 6 (JP, A)

特表 2 0 0 3 - 5 0 9 7 3 1 (JP, A)

特表 2 0 0 1 - 5 0 7 2 5 8 (JP, A)

国際公開第 2 0 0 3 / 1 0 2 4 9 8 (WO, A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/10

A61B 19/00

A61F 9/007