

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-241276

(P2007-241276A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO2C 7/06 (2006.01)	GO2C 7/06	2H006
GO6F 17/50 (2006.01)	GO6F 17/50 680A	5B046

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L 外国語出願 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2007-50332 (P2007-50332)
 (22) 出願日 平成19年2月28日 (2007.2.28)
 (31) 優先権主張番号 0601811
 (32) 優先日 平成18年3月1日 (2006.3.1)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 506403411
 エシロール エンテルナショナル (コン
 パニ ジェネラル ドプチック)
 フランス国 F-94227 シャラント
 ンセデックス リュドパリ 147
 (74) 代理人 100064724
 弁理士 長谷 照一
 (74) 代理人 100073302
 弁理士 神谷 牧
 (72) 発明者 ギルー, シリル
 フランス国 F-94220 シャラント
 ンルボン リュドパリ147 エシロール
 エンテルナショナル内

最終頁に続く

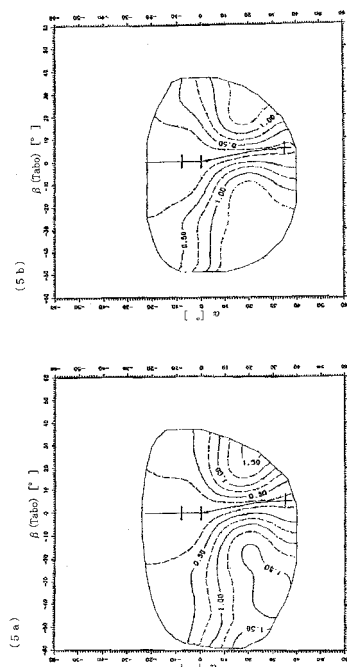
(54) 【発明の名称】 累進焦点眼鏡レンズの決定方法

(57) 【要約】

【課題】 選んだ眼鏡フレームの大きさと形状に適応したレンズを設計できる眼鏡調製方法を提供する。

【解決手段】 近方視で度数加算が処方されている所との着用者が選んだフレームに挿入すべく意図された個人合わせ調製の累進焦点眼鏡レンズを、光学的最適化により決定する方法であって、着用者の選んだフレームを表す少なくとも一つのパラメータを決定する段階と、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを測定する段階と、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータに着用者の選んだフレームを表すパラメータで重み付けをする段階と、着用状態の下での各視方向について度数欠陥の目標および発生非点収差欠陥の目標を決定し、その目標が上記重み付けされた頭と眼の調整パラメータを考慮して個々のメリット関数に関連付けられている段階と、を含んでなる方法。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近方視で度数加算が処方されている所与の着用者が選んだフレームに挿入すべく意図された個人合わせ調製の累進焦点眼鏡レンズを決定する方法であって、

着用者が選んだフレームを表す少なくとも一つのパラメータを決定する段階と、

着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを測定する段階と、

着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータに着用者の選んだフレームを表すパラメータで重み付けをする段階と、

着用状態における各視方向に一つの点を関連付けるエルゴラマを決定する段階と、

着用状態における各視方向について度数欠陥の目標および発生非点収差欠陥の目標を決定し、その目標が、前記重み付けされた頭と眼の調整パラメータを考慮して個々のメリット関数に関連付けられている段階と、

各視方向について目標の度数欠陥および目標の非点収差欠陥を得るために、レンズに必要な度数を順次反復法で計算する段階とを含んでなる方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、

前記フレームを表すパラメータを決定する段階が、

研削されたレンズの幅 (A) を測定する段階と、

前記選ばれたフレームのブリッジの幅 (P) を測定する段階と、

着用者の瞳孔間距離 (E P) を測定する段階と、

前記測定された研削レンズの幅、ブリッジの幅および瞳孔間距離を考慮して水平パラメータ (A ') を計算する段階とを含んでいる

20

ことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の方法において、

前記フレームを表すパラメータを決定する段階が、

標準の水平パラメータ (A ' _{av}) を計算する段階と、

前記フレームの幅の係数 ()、すなわち (A ' / A ' _{av}) を決定する段階とを含んでいる

30

ことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の方法において、

前記着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを測定する段階が、

エルゴラマの固定点について頭の角度対見る角度の比として利得値 (G A) を計算する段階と、

前記利得値からの標準偏差として安定度係数 (S T) を決定する段階とを含んでいる

ことを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の眼鏡レンズ決定方法によって最適化がなされた個人合わせ調製の累進焦点眼鏡レンズ。

40

【請求項 6】

請求項 5 に記載の少なくとも一つのレンズと、

着用者が選んだフレームと

を備えてなる視覚装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の装置を老眼の被験者に提供することまたは着用させることを含んでなる

老眼の被験者の視力を矯正する方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

この発明は、累進焦点眼鏡レンズを決定する方法に関し、特に所与の着用者が選んだ特定のフレームのために個人合わせ調整した累進焦点眼鏡レンズを決定する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

フレームに保持されるべく意図されたいかなる眼鏡レンズにも処方がある。眼鏡の処方には、正または負の度数の処方があり、併せて非点収差（乱視）の処方もある。これらの処方は、レンズの着用者がその視力の欠陥（不足分）を矯正できるようにする矯正に相当する。レンズは、その処方およびフレームに対する着用者の眼の位置に従ってフレームに取り付けられる。

10

【0003】

老眼の着用者の場合、度数矯正の値は、近方視における調節が困難であるため、遠方視と近方視について異なっている。したがって、その処方には、遠方視の度数値および遠方視と近方視の間の度数増分を表す加算度数値（または、度数の累進）を含み、つまるところ、遠方視の度数処方と近方視の度数処方になる。老眼の着用者に適切なレンズは、累進多焦点レンズであり、これらのレンズは、例えば、フランス特許 - A - 2, 699, 294号、米国特許 - A - 5, 270, 745号、または米国特許 - A - 5, 272, 495号、フランス特許 - A - 2, 683, 642号、フランス特許 - A - 2, 699, 294号またはフランス特許 - A - 2, 704, 327号にも記載されている。

20

【0004】

累進多焦点眼鏡レンズは、遠方視領域、近方視領域、中間視領域、これら3領域を横切る主累進経線（主累進メリジアン）を含んでいる。これらは、一般に、レンズの異なる特性に課される或る数の制約に基づいて、最適化手法によって決定される。市販されている大部分のレンズは、その時点での着用者の異なる要求に適応しているという点で、汎用レンズである。

【0005】

累進多焦点レンズは、その非球面の少なくとも一つの面の幾何学的特性によって定義できる。非球面の特性を表すため、各点の最小および最大の曲率で構成されたパラメータが従来から使用され、またはより一般的には、それらの平均(half sum)とそれらの差が使われる。この平均およびこの差に係数 $n - 1$ （ここに、 n はレンズの材料の屈折率である）を掛け算して得た値は、平均球面および円柱面と呼称される。

30

【0006】

さらに、累進多焦点レンズは、レンズ着用者の状態を考慮して光学的特性によって定義することもできる。事実、光線追跡の光学法則は、いかなるレンズについても、光がレンズの中心軸から外れているときに、光学的欠陥が現れる、ということを示している。通常、度数欠陥および非点収差欠陥として知られている収差が考慮される。これらの光学的収差は、一般に光線の傾斜欠陥(obliquity defect)と呼ばれている。

【0007】

光線の傾斜欠陥は、すでに従来技術において明確に同定されていて、種々の改善法が提案されている。例えば、国際特許公開WO - A - 9812590号には、一組の累進多焦点眼鏡レンズの最適化による決定方法が記載されている。この文献は、レンズの光学的特性、特に着用状態での着用者の度数および斜角非点収差(oblique astigmatism)を考慮することによって、レンズの組を定義することを提案している。そのレンズは、目標物体の点を着用状態での各視方向と関連付けるエルゴラマ(ergorama)を使って、光線追跡法によって最適化される。

40

【0008】

ヨーロッパ特許 - A - 0, 990, 939号も、レンズの表面特性の代わりに光学的特性を考慮して最適化することによってレンズを決定することを提案している。この目的のため、平均的着用者の特徴が考慮され、特に、着用者の眼の前のレンズの位置について、

50

反り(curving contour)、装着時前傾角(pantoscopic angle)および眼レンズ間距離として捉えて検討されている。

【0009】

着用者ごとに頭と眼の挙動が異なることが分かっている。したがって、最近、各着用者の要求を最高に満たすため、累進焦点眼鏡レンズを個人に合わせて調製することが研究されている。

【0010】

本出願人は、商標「VARILUX IPSEO(登録商標)」の下に、ある範囲の累進焦点レンズを市販しているが、それらレンズは、着用者の眼と頭の挙動の関数として定義されている。この定義は、どの着用者も、物体空間内で所定の高さで異なる点を見るためには、その頭を動かすことができるしまたは眼を動かすことができるという事実、および着用者の注視戦略(対象の物体に視線を向けるための方策)(viewing strategy)は頭の動きと眼の動きの組合せに基づいたものである、という事実に基づいている。着用者の注視戦略は、そのレンズでの視野の知覚幅に影響する。したがって、着用者の横方向の注視戦略に頭の動きが絡めば絡むほど、着用者の視線で走査されるレンズの領域はますます狭くなる。着用者が物体空間内の所与の高さにある異なる点を見るために、その頭だけを動かすならば、着用者の視線はずっとレンズの同じ点を通る。したがって、製品の「VARILUX IPSEO(登録商標)」は、同じ屈折異常加算のレンズ対(ametropia-addition pair)のために、着用者の横方向の注視戦略の関数として、異なるレンズを提案している。

10

【0011】

フレームの大きさと形状によって着用者のレンズと眼の挙動が変わることも分かっている。したがって、選ばれたフレームのタイプに対して累進焦点眼鏡レンズを最適化することも研究されている。

20

【0012】

例えば、米国特許 - A - 6 , 199 , 983号は、着用者の「生活様式」の関数として、例えば、フレームの形状を考慮して、累進焦点レンズを個人合わせ調製することを提案している。

【0013】

米国特許 - A - 5 , 444 , 503号には、許容できる「厚さ・重量」比を得るためおよび研削中にトリムされるべく意図されたレンズの部分へ向けて収差を分散させるために、レンズの左と右にプリズム効果を分布させるために、フレームの形状を考慮することも提案されている。

30

【0014】

米国特許 - A - 6 , 655 , 802号および米国特許 - A - 2004 / 0169297号は、最適の累進長(progression length)を決定するために、所与のフレームのために測定された角膜頂距離の測定値の関数として、累進焦点レンズを最適化することを提案している。

【0015】

Nikon(登録商標)は、商標Seemax(登録商標)の下に、フレームの大きさと形状の関数として最適化された単焦点レンズを市販している。

40

【特許文献1】フランス特許 - A - 2 , 699 , 294号公報

【特許文献2】米国特許 - A - 5 , 270 , 745号公報

【特許文献3】米国特許 - A - 5 , 272 , 495号公報

【特許文献4】フランス特許 - A - 2 , 683 , 642号公報

【特許文献5】フランス特許 - A - 2 , 704 , 327号公報

【特許文献6】国際公開 - A - 98 / 12590号公報

【特許文献7】ヨーロッパ特許 - A - 0 , 990 , 939号公報

【特許文献8】米国特許 - A - 6 , 199 , 983号公報

【特許文献9】米国特許 - A - 5 , 444 , 503号公報

【特許文献10】米国特許 - A - 6 , 655 , 802号公報

50

【特許文献 11】米国特許 - A - 2004 / 0169297 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

公知のいずれの解決法も、選ばれたフレームの関数として、着用者の全視野においてレンズを最適化することができない。

【0017】

したがって、個々の各着用者の各具体的な要求をより良好に満足するレンズに対する要望が依然として存在する。

【課題を解決するための手段】

【0018】

といういきさつで、この発明は、最適化されたレンズの視野および度数の勾配と非点収差の勾配を決定するのに、フレームの形状と大きさを考慮することを提案するものである。この発明の方法は、選択されたフレームのタイプとその処方がどのようなものであっても、着用者に対して改善された動的視および周辺視を保証しつつ、累進焦点眼鏡レンズを決定することを可能にする。例えば、小さいフレームを選ぶ着用者は、自身の頭をより大きく動かし自身の眼をより小さく動かす傾向がある。したがって、ピッチング効果を防止するため、その小さいフレームの寸法に対する研削レンズ上の度数の勾配と非点収差の勾配を減らすことが追求されることになる。他方、着用者が大きいフレームを選んだ場合は、着用者は自身の眼をより大きく動かし自身の頭をより小さく動かす傾向がある。したがって、ピッチング効果は当然最小限になるので、代わって、周辺視を拡大するために視野をクリアにすることが追求されることになる。

【0019】

この発明は、さらに詳しく述べると、

近方視で度数加算が処方されている所与の着用者が選んだフレームに挿入すべく意図された個人合わせ調製の累進焦点眼鏡レンズを決定する方法であって、

着用者が選んだフレームを表す少なくとも一つのパラメータを決定する段階と、

着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを測定する段階と、

着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを着用者の選んだフレームを表すパラメータで重み付けする段階と、

着用状態における各視方向に一つの点を関連付けるエルゴラマを決定する段階と、

着用状態における各視方向について度数欠陥の目標および発生非点収差欠陥の目標を決定し、その目標が、上記重み付けされた頭と眼の調整パラメータ(head-eye coordination parameters)を考慮して個々のメリット関数に関連付けられている段階と、

各視方向について目標の度数欠陥および目標の非点収差欠陥を得るために、レンズに必要な度数を順次反復法で計算する段階とを含んでなる方法を提案するものである。

【0020】

一実施態様によれば、上記フレームを表すパラメータを決定する段階は、

研削されたレンズの幅を測定する段階と、

選ばれたフレームのブリッジの幅を測定する段階と、

着用者の瞳孔間距離を測定する段階と、

上記測定された研削レンズの幅、ブリッジの幅および瞳孔間距離を考慮して水平パラメータを計算する段階とを含んでいる。

【0021】

一実施態様によれば、上記フレームを表すパラメータを決定する段階は、

標準の水平パラメータを計算する段階と、

フレーム幅係数を決定する段階とを含んでいる。

【0022】

一実施態様によれば、上記着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータを測定する段階は、

10

20

30

40

50

エルゴラマの固定点について頭の角度対見る角度の比として利得値 (G A) を計算する段階と、

上記利得値からの標準偏差として安定度係数を決定する段階とを含んでいる。

【 0 0 2 3 】

また、この発明は、この発明の決定方法により最適化がなされた個人合わせ調製の累進焦点眼鏡レンズに関する。

【 0 0 2 4 】

また、この発明は、着用者の選んだフレームと少なくとも一つのこの発明によるレンズとを備えてなる視覚装置、およびこの発明による装置を老眼の被験者に提供することまたは着用させることを含んでなる老眼の被験者の視力を矯正する方法に関する。

10

【 0 0 2 5 】

例として添付図面を参照しながら呈示されるこの発明の諸実施態様の下記説明を読めば、この発明の他の利点および特徴が明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 6 】

この発明は、老眼の着用者すなわち近方視力で度数加算 (A d d) が処方されている着用者のための累進焦点眼鏡レンズの決定方法を提案するものである。この発明の方法は、選ばれたフレームのタイプとその処方がいかなるものであるとも、着用者の近方視領域への近づき易さ (accessibility) および全視野における動的視 (dynamic vision) の改善を保証する累進焦点眼鏡レンズを決定することを可能にする。

20

【 0 0 2 7 】

それ自体公知の要領で、累進焦点レンズは、対照点 (control point) F V を有する遠方視領域、対照点 N V を有する近方視領域および中間視領域を有している。主累進経線 (principal progression meridian) がこれら 3 領域を横切っている。したがって、この経線は、遠方視の対照点 F V と近方視の対照点 N V の間で度数が累進し、この累進は、処方された加算の値におおよそ相当する。合わせ十字 C M が、複合表面上に参照点によりマークされ、研削レンズをフレームに取り付けるための補助を成し、この合わせ十字 C M によって、着用状態での主視方向をレンズ上に位置決めすることができる。この文脈において、累進長 (progression length) P L は、合わせ十字 C M と、度数の累進が処方された度数に到達する近方視における経線上の点 N V との間の垂直距離を意味する。

30

【 0 0 2 8 】

累進長 P L は、近方視において必要な度数への近づき易さを定義する。事実、その経線の形 (profile) は、視方向をまっすぐ前方に向けて、眼窩内で眼球を下げることの間数としての着用者の度数を表す。したがって、その累進長の値に従って、着用者は、近方視領域を十分に利用できるようにするために、自らの眼球を多く下げたり少なく下げたりしなければならない。累進長が一定であると、近方視領域は、フレームの大きさや形状次第で研削レンズ上に実質的に存在することができる。

【 0 0 2 9 】

この発明は、累進焦点眼鏡レンズを最適化し、着用者に最適の視覚の快適さを与えるために、フレームの大きさや形状を考慮することを提案するものである。このようなフレームパラメータを考慮することは、累進焦点レンズを構成する複合面を直接機械加工する方法のお陰で、今や産業規模で可能なのである。

40

【 0 0 3 0 】

この発明は、着用者により選ばれたフレームのために個人合わせ調製した累進焦点眼鏡レンズを決定することを提案するものである。この目的のために、着用者により選ばれたフレームを表す少なくとも一つのパラメータを、図 1 および 2 を参照しながら以下に説明するようにして、測定する。次いで、着用者の頭と眼の挙動 (head-eye behavior) を、例えば、本願出願人が開発した VisionPrint System (商標) タイプの装置を使って測定する。利得値 G A と安定度係数 S T を含む頭と眼の調整パラメータ (head-eye coordination parameters) を決定する。これらのパラメータは、以下に詳細に説明する。次いで、着用者

50

の頭と眼の挙動を表すパラメータを、着用者の選んだフレームを表すパラメータで、重み付けする。

【0031】

そして、着用状態下で各視方向について度数欠陥の目標(power defect target)および発生非点収差欠陥の目標(resulting astigmatism defect target)を有するレンズのための個人合わせ調製の設計をすることができる。これらの目標(targets)は、上記の重み付けされた頭と眼の調整パラメータを考慮しながら、個々のメリット関数を使用して決定する。次に、目標の度数欠陥および目標の非点収差欠陥を得るために、出発レンズを使っての光学的最適化によって、累進焦点レンズの各点で必要な度数を順次反復法(順次代入法)(successive iterations)により計算する。

10

【0032】

このようにして得たレンズは、自己のフレームを選んだ着用者に特に良好に合った視野の幅および度数欠陥の勾配と発生非点収差欠陥の勾配を有している。

【0033】

図1は、フレームの線図を示し、図2は、研削(cut out)する(削り出す)前と後のレンズを線図的に図解する。

【0034】

着用者がフレームを選ぶ。眼鏡業者が、選ばれたフレームに対して着用者の生理学的パラメータを測定する。図1は、フレームおよびそのフレームにおける着用者の右と左の瞳孔の位置を表したもので、右と左の瞳孔の位置がそれぞれ符号DとGで参照されている。図1は、このフレームに対してレンズの輪郭を太い線で示し、フレームの内縁と外縁を細い線で示している。プラスチックまたは他の材料で出来ていて、その輪郭がフレームの溝の底と一致するエレメントを、そのフレームのテンプレートと呼ぶ。したがって、テンプレートは、フレームに取り付けるためにレンズが削られたときに持っていなければならない外形である。文字Bは、Boxing systemを用いて、すなわちレンズフレームの測定のためのシステムに関するISO 8624規格に従って、決定されたテンプレートの全体の高さを示す。この高さは、レンズが削られた後で収まる長方形の高さに相当する。テンプレートが何も無くて、穴空け加工されたフレームの場合、考慮されるのは、研削レンズ(削り出されたレンズ)の高さB(図2)である。フレームの右と左のテンプレートを接続するエレメントは、フレームのブリッジと称され、図1に文字Pで参照されている。また、このブリッジPは、穴空けされた右と左のレンズを接続するロッドである場合もある。

20

30

【0035】

瞳孔間距離EPは、着用者の二つの瞳孔の間の距離を指す。累進焦点レンズを取り付けるために、眼鏡業者は、瞳孔間距離の右側半分PDと左側半分PGを測定する。この左側半距離は、フレームの垂直対称軸と左瞳孔の中心との間の距離であり、右側半距離は、フレームの垂直対称軸と右瞳孔の中心との間の距離である。右のボクシング高さ(boxing height)HDは、右の瞳孔と右側半フレームの最低点との間の垂直距離を表し、左のボクシング高さHGは、左の瞳孔と左側半フレームの最低点との間の垂直距離を表す。累進焦点レンズを取り付けるために、眼鏡業者は、次いで、図1にHDdとHGdで参照するDATUM高さを測定する。これら右と左の参照高さは、それぞれ、右または左の瞳孔と、右または左の瞳孔を通る垂直線とフレームの下部との交点との間の距離である。瞳孔間の距離およびフレームに対する瞳孔の高さの測定は、着用者の所与の姿勢について、すなわち頭を真っ直ぐにして無限遠を見ている着用者について、行われる。

40

【0036】

所与のフレームの特徴は、それ自体公知の装置を使ってフレーム上で測定することができる。例えば、米国特許-A-5,333,412号には、フレームの溝の底部の形状を3次元で測定できる装置が記載されている。このように決定された形状から、次いで、高さBを計算することができる。また、フレームの特徴は、着用者が選択したモデルに従って、製造業者が直接提供することもできる。

50

【 0 0 3 7 】

このように定義したデータを使って、各レンズは、着用者がその頭を真っ直ぐにして無限遠を見ているとき、対応する目の瞳孔に対面して合わせ十字 C M がフレーム内に位置するように、削られる。その結果、そのフレームの着用者が頭を真っ直ぐにして無限遠を見るとき、着用者の視線は、レンズの合わせ十字を通る。合わせ十字がレンズにマークされていなくても、両レンズを位置決めするための両マイクロマークの中間と合わせ十字の隔たりで修正した後、当該中間を使ってレンズの位置決めを行うことが、もちろんできる。

【 0 0 3 8 】

図 2 は、削る前と後の眼鏡レンズの輪郭を示す。図 2 において、細い線は削る前のレンズの輪郭に相当し、このレンズは、標準のやり方で、成形により得ることができ、円形である。太い線は、フレームのテンプレートの輪郭に相当し、それはレンズを削った後のレンズの輪郭でもある。このようにレンズを削ったことにより、次にそのレンズをフレームに取り付けることができる。

10

【 0 0 3 9 】

図 2 は、そのフレームのテンプレートの全幅 A とこのテンプレートの全高さ B を示し、すなわち、削られたレンズが収まる長方形の幅と高さを示している。先に説明したように、フレーム内でのレンズの位置決めは、レンズの目印を使ってフレーム内でのレンズの所望の位置を決定することにある。例えば、レンズの合わせ十字、レンズの表面にマークされたマイクロマークの中間、または単一焦点レンズの場合は光学的中心も使うことができる。図 2 において、合わせ十字は、C M で参照する十字で印されている。回転対称でないレンズの場合、フレーム内におけるレンズの角度位置決めを実施することも必要である。この角度位置決めは、製造業者の仕様に依存しており、特に、累進焦点レンズの場合、その主累進経線の挙動に依存し、本出願人の累進焦点レンズの場合、その主累進経線は、鼻の側に向かってこめかみ側に傾いており、このレンズは、マイクロマークが水平になるように取り付けなければならない。現行技術において、レンズは、真っ直ぐな主累進経線を有するものも提案されてきており、その経線は取り付けの際に鼻の側に傾けられる。

20

【 0 0 4 0 】

このようにして、所与の着用者が選んだ所与のフレームは、その大きさ及び形状を表す或る数のパラメータで特徴付けることができる。特に、フレームのテンプレート（又は削ったレンズ）の全幅 A、ブリッジの幅 P および測定された瞳孔間距離 E P を考慮して、水平パラメータ定義することもできる。例えば、水平パラメータ A' として、下記式で定義される変数を使用することができる。すなわち、

30

$$A' = A + 0.5 * (P - EP)。$$

【 0 0 4 1 】

この変数は、各眼について下記のように計算することができる。すなわち、

$$A'd = A + 0.5 * P - PD、$$

$$A'g = A + 0.5 * P - PG。$$

【 0 0 4 2 】

この文脈では、フレームの代表的なサンプルおよび平均的な着用者について先に定義したような水平パラメータ及び垂直のパラメータの平均値として、標準のパラメータが定義される。上記パラメータの定義によれば、標準水平パラメータ A'_{av} は、下記のように定義される。すなわち、

40

$$A'_{av} = A_{av} + 0.5 * (P_{av} - EP_{av})。$$

【 0 0 4 3 】

ここに、A_{av} は、フレームテンプレートの平均幅で、51.6 mm に等しく、これは、ヨーロッパで 2003 年 11 月から 2004 年 4 月までの間に集めた 5600 の処方箋から計算されており、

P_{av} は、フレームのブリッジの平均長で、18.4 mm に等しく、これは、ヨーロッパで 2003 年 11 月から 2004 年 4 月までの間に集めた 5600 の処方箋から計算されており、

50

$E P_{av}$ は、平均瞳孔間距離で、一般に62mmに設定されている。

【0044】

次に、フレーム幅係数 k_g を、測定された水平パラメータ A' の標準水平パラメータ A'_{av} に対する比として決定する。この係数 k_g は、各眼について計算した変数 $A'd$ と $A'g$ を使って、各レンズについて決定することができる。

【0045】

フレームを表すパラメータに加えて、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータも測定する。これらのパラメータは、商標 VARILUX IPSEO (登録商標) で販売されているレンズを定義するために測定されるパラメータ、すなわち、利得 GA と安定度係数 ST 、であってよい。

10

【0046】

利得 GA は、目標に到達するための、見る動き全体のうちの頭の動きの割合を示すパラメータである。利得 GA は、エルゴラマ(ergorama)の固定点(fixed point)について頭の角度対見る角度の比として定義することができる。この利得は、0.00と1.00の間の値を持つ。例えば、0.31という利得の値は、眼の動きの優勢な挙動を示す。

【0047】

安定度係数 ST は、挙動の安定度、すなわち利得値からの標準偏差を示すパラメータである。大部分の着用者は、安定しており、係数 ST の値は、一般に0.15より小さい。

【0048】

この発明のレンズを決定する方法は、頭と眼の挙動を表すパラメータの値をフレームを表すパラメータの値 k_g で重み付けすることを提案するものである。

20

【0049】

例えば、利得 GA は、下記のように重み付けすることができる。すなわち、

$$GA' = \text{MAX}[\text{MIN}[GA * (1 - k_g * (\frac{A'}{A'_{av}} - 1)); 1]; 0]$$

ここに、 $0 < k_g < 2$ であり、そして安定度係数 ST は、下記のように重み付けすることができる。すなわち、

$$ST' = \text{MAX}[ST * (1 + k_s * (\frac{A'}{A'_{av}} - 1)); 0]$$

ここに、 $0 < k_s < 2$ である。

【0050】

パラメータ GA と ST の重み付けは、上記式の MIN と MAX によって制限される。したがって、 GA' は、0と1の間の値であり、 ST' は、常に0より大きい。したがって、係数 $k_s = k_g = 0$ であれば、フレームを表すパラメータは、考慮に入れられず、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータ GA と ST の測定値は、変更されない。そして、 $k_g = k_s = 1$ であれば、着用者のフレームの大きさを表す水平パラメータ A' は、水平パラメータの平均値 A'_{av} に等しく、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータ GA と ST は、変更されない。

30

【0051】

一実施態様では、図3および4に詳しく図解するが、 $k_g > 1$ では、係数 k_g および k_s が0に設定されていて、 $GA' = GA$ であり、 $ST' = ST$ である。 $k_g > 1$ では、フレームは参照フレームより大きいので、着用者に対して余分な制約が加わらない。言い換えると、大きいフレームの場合、着用者の頭と眼の挙動を表すパラメータ GA および ST を測定するだけで、最適設計が提供される。 $k_s = k_g = 0$ の場合、フレームの大きさを考慮しないという選択をする。

40

【0052】

図3は、フレームが平均参照フレームより小さい ($\frac{A'}{A'_{av}} < 1$) と、利得パラメータ GA' が大きくなることを示しており、そして図4は、フレームが平均参照フレームより小さいと、安定度パラメータ ST' が小さくなることを示している。平均より小さいフレームの場合は、累進焦点眼鏡レンズを最適化するために、度数目標と非点収差目標を決定するのにパラメータ $GA' > GA$ および $ST' < ST$ を使用する。このようにフレームのパラメータを考慮すると、着用者の横方向の注視戦略が改善される。

50

【0053】

図5は、この発明の方法で決定された累進焦点眼鏡レンズの別の実施態様を示す。(5a)のマップは、着用者と平均的フレームについて測定したGA値とST値を使って決定した発生非点収差目標の分布を有するレンズの着用状態での光学的出力を示す。(5b)のマップは、大きさが小さいかまたは幅が狭いフレームを選択したときに特に適しているレンズの着用状態での光学的出力を示す。この場合、フレームを表すパラメータは、1より小さく、重み付けされた頭と眼の調整パラメータGA'およびST'は、同じ着用者のための標準フレームについてのパラメータとは異なっている(GAは増加し、STは低下している)。(5b)のレンズ上の発生非点収差目標の分布は、メリット関数を使い、重み付けされた頭と眼の調整パラメータGA'とST'を考慮して決定される。したがって、着用者が、大きさの小さいまたは幅の狭いフレームを選んだならば(5b)、メリット関数は、ピッチング効果を制限するため、よりゆるやか勾配を課し、かつより閉ざされた視野を許容する。

10

【0054】

図6は、この発明の方法で決定された累進焦点眼鏡レンズの別の実施態様を示す。(6a)のマップは、着用者と平均的フレームについて測定したGA値とST値を使って決定した発生非点収差目標の分布を有するレンズの着用状態での光学的出力を示し、(6b)のマップは、幅の狭いフレームを選択したときに特に適しているレンズの着用状態での光学的出力を示す。パラメータのGA、ST、A'、A'_{av}およびフレームの形状が、上記実施例(5a)と比べて変化している。つまり、そのフレームを表すパラメータは、同じく1より小さく、重み付けされた頭と眼の調整パラメータGA'およびST'は、同じ着用者のための標準フレームについてのパラメータとは異なっている(GAは増加し、STは低下している)。(6b)のレンズ上の発生非点収差目標の分布は、メリット関数を使い、重み付けされた頭と眼の調整パラメータGA'とST'を考慮して決定される。したがって、着用者が、幅の狭いフレームを選んだならば(6b)、メリット関数は、ピッチング効果を制限するため、よりゆるやか勾配を課し、かつより閉ざされた視野を許容する。

20

【0055】

発生非点収差のマップのみを示したが、この発明の方法は、度数欠陥目標の個人に合わせた分布を、発生非点収差の個人に合わせた分布と同時に決定する、と解されたい。また、この発明の方法は、詳しく図解した実施態様以外の実施態様も可能とし、例えば二次元の圧縮も可能とする、と解されたい。

30

【0056】

したがって、この発明の方法によれば、着用者の選んだフレームの関数として計算された目標の分布を使って光学的に最適化することにより、累進焦点眼鏡レンズを決定することができる。その場合、レンズの各点において要求される度数は、各視方向について目標の度数欠陥および目標の非点収差欠陥を得るために順次反復法(順次代入法)により、着用状態下で光学的最適化を行なうことによって計算することができる。光学的最適化は、どのような設計を有する出発レンズを使っても、例えば、VARILUX COMFORT(登録商標)またはVARILUX PHYSIO(登録商標)を使っても、実施することができる。

40

【0057】

したがって、このようにして得たこの発明によるレンズは、着用者の要求をより一層満たし、そして着用者がより一層快適にものを見ることができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】通常フレームの線図である。

【図2】図1のフレームに挿入するために削る前と後のレンズの線図である。

【図3】フレーム幅係数による、頭と眼の挙動についての利得パラメータの変化の一例を示すグラフである。

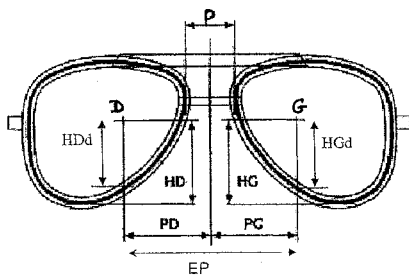
【図4】フレーム幅係数による、頭と眼の挙動についての安定度パラメータの変化の一例を示すグラフである。

50

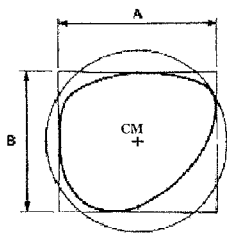
【図5】(5a)は従来技術のレンズについての発生非点収差のマップ、(5b)はこの発明の第一の実施態様のレンズについての発生非点収差のマップである。

【図6】(6a)は従来技術のレンズについての発生非点収差のマップ、(6b)はこの発明の第二の実施態様のレンズについての発生非点収差のマップである。

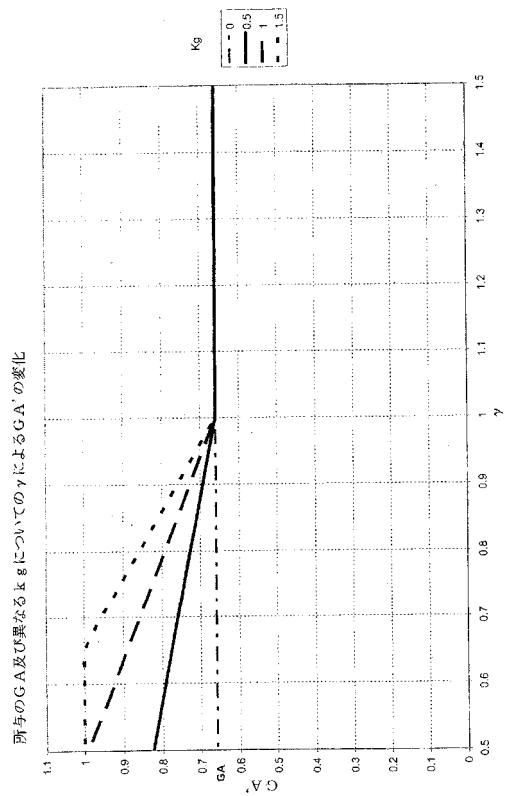
【図1】



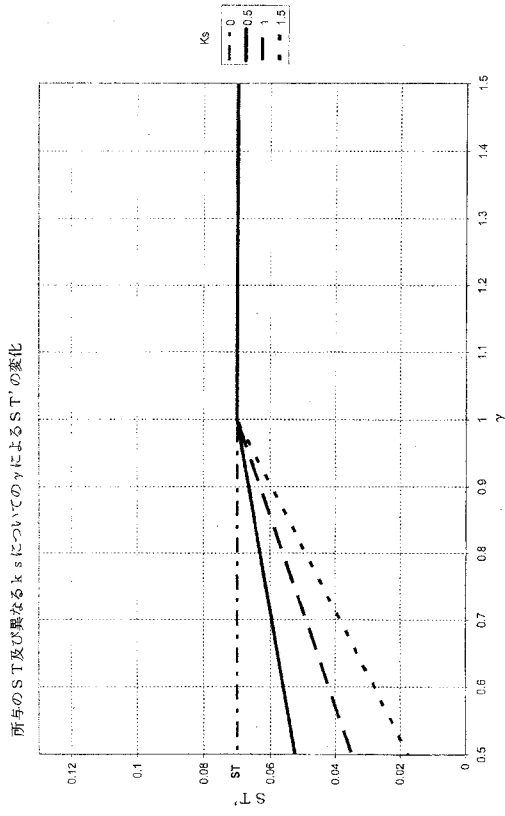
【図2】



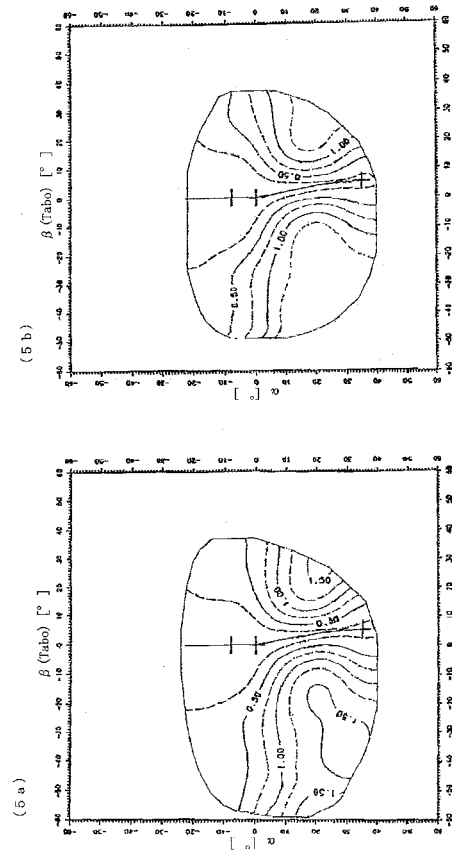
【図3】



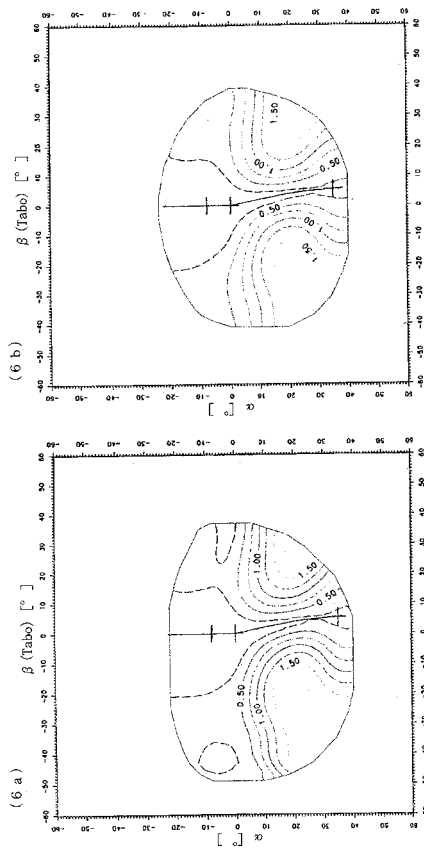
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 ドゥゴードマリ, ディアーヌ

フランス国 F - 9 4 2 2 0 シャラントンルボン リュドパリ 1 4 7 エシロール エンテルナ
ショナル内

(72)発明者 カリマロ, セリーヌ

フランス国 F - 9 4 2 2 0 シャラントンルボン リュドパリ 1 4 7 エシロール エンテルナ
ショナル内

F ターム(参考) 2H006 BD03

5B046 AA00

【外国語明細書】

1. Title of Invention

METHOD FOR THE DETERMINATION OF A PROGRESSIVE OPHTHALMIC LENS

2. Detailed Description of Invention

The present invention relates to a method for the determination of a progressive ophthalmic lens; in particular a progressive lens personalized for a specific frame chosen by a given wearer.

Any ophthalmic lens intended to be held in a frame involves a prescription. The ophthalmic prescription can include a positive or negative power prescription as well as an astigmatism prescription. These prescriptions correspond to corrections enabling the wearer of the lenses to correct defects of his vision. A lens is fitted in the frame in accordance with the prescription and the position of the wearer's eyes relative to the frame.

For presbyopic wearers, the value of the power correction is different for far vision and near vision, due to the difficulties of accommodation in near vision. The prescription thus comprises a far-vision power value and an addition (or power progression) representing the power increment between far vision and near vision; this comes down to a far-vision power prescription and a near-vision power prescription. Lenses suitable for presbyopic wearers are progressive multifocal lenses; these lenses are described for example in FR-A-2 699 294, US-A-5 270 745 or US-A-5 272 495, FR-A-2 683 642, FR-A-2 699 294 or also FR-A-2 704 327.

Progressive multifocal ophthalmic lenses include a far-vision zone, a near-vision zone, an intermediate-vision zone, a principal progression meridian crossing these three zones. They are generally determined by optimization, based on a certain number of constraints imposed on the different characteristics of the lenses. Most lenses marketed are all-purpose lenses, in that they are adapted to the different needs of the wearers at the time.

A progressive multifocal lens can be defined by geometric characteristics on at least one of its aspherical surfaces. In order to characterize an aspherical surface, the parameters constituted by the minimum and maximum curvatures at each point are conventionally used, or more commonly their half-sum and their difference. This half-sum and this difference multiplied by a factor $n-1$, n being the refractive index of the lens material, are called mean sphere and cylinder.

Moreover, a progressive multifocal lens can also be defined by optical characteristics taking into account the situation of the wearer of the lenses. In fact, the laws of the optics of ray tracings provide that optical defects appear when the rays deviate from the central axis of any lens. Conventionally, the aberrations known as power defects and astigmatism defects are considered. These optical aberrations can be generically called obliquity defects of rays.

The obliquity defects of rays have already been clearly identified in the prior art and improvements have been proposed. For example, the document WO-A-98 1 2590 describes a method for determination by optimization of a set of progressive multifocal ophthalmic lenses. This document proposes defining the set of lenses by considering the optical characteristics of the lenses and in particular the wearer power and oblique astigmatism, under wearing conditions. The lens is optimized by ray tracing, using an ergorama associating a target object point with each direction of viewing under wearing conditions.

EP-A-0 990 939 also proposes to determine a lens by optimization taking into account the optical characteristics instead of the surface characteristics of t

he lens. For this purpose the characteristics of an average wearer are considered, in particular as regards the position of the lens in front of the wearer's eye in terms of curving contour, pantoscopic angle and lens-eye distance.

It has been found that each wearer has a different head-eye behaviour. Recently, it has therefore been sought to personalize progressive ophthalmic lenses in order to best satisfy the needs of each wearer.

The applicant markets, under the trade mark VARILUX IPSEO(r) a range of progressive lenses, which are defined as a function of the wearer's head-eye behaviour. This definition is based on the fact that any wearer, in order to look at different points at a given height in the object space, can move either his head, or his eyes and that the viewing strategy of a wearer is based on a combination of head and eye movements. The wearer's viewing strategy influences the perceived width of the fields on the lens. Thus, the more the wearer's lateral vision strategy involves a movement of the head, the narrower is the zone of the lens scanned by the wearer's vision. If the wearer moved only his head in order to look at different points at a given height of the object space, his vision would still pass through the same point of the lens. The product VARILUX IPSEO(r) therefore proposes different lenses, for the same ametropia-addition pair, as a function of the wearer's lateral vision strategy.

It has also been found that the size and the shape of the frame modifies the wearer's lens-eye behaviour. Therefore it has also been sought to optimize the progressive ophthalmic lens for the type of frame chosen.

For example, the patent US-A-6 199 983 proposes to personalize a progressive lens as a function of the "lifestyle" of the wearer, for example taking into account the shape of the frame.

It is also proposed in the document US-A-5 444 503 to take into account the shape of the frame in order to distribute the prismatic effects to the left and to the right of the lens in order to obtain an acceptable "thickness-weight" ratio and in order to disperse the aberrations towards the parts of the lens intended to be trimmed during cutting out.

Documents US-A-6 655 802 and US-A-2004/0169297 propose to optimize a progressive lens as a function of the cornea-vertex distance measured for a given frame in order to determine an optimal progression length.

Nikon(r) markets under the trade mark Seemax(r) a unifocal lens optimized as a function of the size and the shape of the frame.

None of the known solutions makes it possible to optimize the lens in all of the wearer's vision field as a function of the frame chosen.

A need still exists therefore for a lens which better satisfies the specific needs of each individual wearer.

Consequently, the invention proposes taking into account the shape and the size of the frame in determining the fields and the gradients of the power and of the astigmatism on the optimized lens. The method of the invention makes it possible to determine a progressive ophthalmic lens guaranteeing for the wearer an improved dynamic and peripheral vision whatever the type of frame chosen and its prescription. For example, a wearer who chooses a small frame will tend to move his head to a greater degree and his eyes to a lesser degree. In order to prevent pitching effects, it will therefore be sought to reduce the power and astigmatism gradients on the cut-out lens to the dimensions of this small frame. On the other hand, if the wearer chooses a large frame, he will tend to move his eyes to a greater degree and his head to a lesser degree. The pitching effects are th

erefore naturally minimized and instead it will be sought to clear the fields in order to enlarge the peripheral vision.

The invention more particularly proposes a method for the determination of a personalized progressive ophthalmic lens intended to be inserted into a frame chosen by a given wearer for whom a power addition has been prescribed in near vision, the method comprising the stages of:

- determining at least one parameter representing the frame chosen by the wearer;

- measuring parameters representing the wearer's head-eye behaviour;

- weighting the parameters representing the wearer's head-eye behaviour with the parameter representing the frame chosen by the wearer;

- determining an ergorama associating a point with each direction of viewing under wearing conditions;

- determining power and resulting astigmatism defect targets for each direction of viewing under wearing conditions, the targets being associated with an individual merit function taking account of the weighted head-eye coordination parameters;

- calculating the power required on the lens by successive iterations in order to obtain the target power defect and the target astigmatism defect for each direction of viewing.

According to one embodiment, the stage of determining the parameter representing the frame comprises the stages of:

- measuring the width of the cut-out lens;

- measuring the bridge width of the chosen frame;

- measuring the wearer's interpupillary distance;

- calculating a horizontal parameter taking account of the width of the cut-out lens, the bridge width and the interpupillary distance measured.

According to one embodiment, the stage of determining the parameter representing the frame comprises the stages of:

- calculating a standard horizontal parameter;

- determining a frame width coefficient;

According to one embodiment, the stage of measuring parameters representing the wearer's head-eye behaviour comprises the stages of:

- calculating a gain value as the ratio of the head angle over the viewing angle for a fixed point of the ergorama;

- determining a stability coefficient as the standard deviation around the gain value.

The invention also relates to a personalized progressive ophthalmic lens optimized by the determination method according to the invention.

The invention also relates to a visual device comprising a frame chosen by a wearer and at least one lens according to the invention and a method for the correction of the vision of a presbyopic subject, comprising the provision to the subject or the wearing by the subject of a device according to the invention.

Other advantages and features of the invention will become apparent on reading the following description of the embodiments of the invention, given by way of example and with reference to the drawing.

The invention proposes a method for the determination of a progressive ophthalmic lens for a presbyopic wearer, i.e. for whom a power addition (Add) has been prescribed for near vision. The method of the invention makes it possible to d

determine a progressive ophthalmic lens guaranteeing for the wearer good accessibility to the near-vision zone and an improved dynamic vision in all of the vision field whatever the type of frame chosen and its prescription.

In a manner known per se, a progressive lens has a far-vision zone with a control point FV, a near-vision zone with a control point NV and an intermediate-vision zone. A principal progression meridian crosses these three zones. The meridian therefore has a power progression between the control point in far vision FV and the control point in near vision NV; this progression corresponds approximately to the value of the addition prescribed. A fitting cross CM is marked by a reference point on the complex surface and constitutes an aid for fitting the cut-out lens into the frame; this fitting cross CM makes it possible to locate on the lens the primary direction of viewing under wearing conditions. In this context, progression length PL refers to the vertical distance between the fitting cross CM and the point of the meridian in near vision NV at which the power progression reaches the prescribed power.

The progression length PL defines the accessibility to the powers necessary in near vision. In fact, the profile of the meridian represents the wearer power as a function of lowering the eyes in the eye sockets with a direction of viewing which is straight ahead. Thus, according to the value of the progression length, the wearer will have to lower his eyes more or less in order to be able to take full advantage of the near-vision zone. With a constant progression length, the near-vision zone can be substantially present on the cut-out lens depending on the size and the shape of the frame.

The present invention proposes taking into account the size and the shape of the frame in order to optimize a progressive ophthalmic lens and to afford optimal visual comfort for the wearer. The consideration of such frame parameters is now possible on an industrial scale thanks to the methods for direct machining of the complex surfaces constituting the progressive lenses.

The invention proposes to determine a progressive ophthalmic lens personalized for the frame chosen by the wearer. For this purpose, at least one parameter representing the frame chosen by the wearer is measured as explained below with reference to Figures 1 and 2. The wearer's head-eye behaviour is then measured, for example with a device of the VisionPrint System(tm) type developed by the applicant. Head-eye coordination parameters, comprising a gain value GA and a stability coefficient ST, are determined. These parameters are detailed below. The parameters representing the wearer's head-eye behaviour are then weighted with the parameter representing the frame chosen by the wearer.

A personalized design can then be created for the lens with power and resulting astigmatism defect targets for each direction of viewing under wearing conditions. The targets are determined using an individual merit function taking into account the weighted head-eye coordination parameters. The power required at each point of the progressive lens is then calculated by successive iterations, by optical optimization using a starting lens, in order to obtain the target power defect and the target astigmatism defect.

The lens thus obtained has field widths and power and resulting astigmatism defect gradients particularly well suited to the wearer who has chosen his frame.

Figure 1 shows a diagram of a frame and Figure 2 diagrammatically illustrates a lens before and after cutting out.

The wearer chooses a frame. The optician measures the physiological parameters

rs of the wearer for the chosen frame. Figure 1 shows a representation of a frame and the position of the right and left pupils of the wearer in the frame, which are respectively referenced D and G. The figure shows for the frame the contour of the lens in thick lines, and in thin lines the internal and external limits of the frame. An element, made of plastic or another material, the contour of which corresponds to the bottom of the groove of the frame, is called the template of the frame. The template is therefore the external shape that the lens must have once cut out in order to fit in the frame. The letter B designates the total height of the template determined with the Boxing system, i.e. according to the ISO8624 standard on systems for the measurement of lenses frames. This height corresponds to the height of a rectangle into which the lens fits once it is cut out. In the case of a drilled frame, without any template, it is the height B of the cut-out lens (Figure 2) which is considered. An element connecting the right and left templates of the frame is called the bridge of the frame, referenced by letter P in Figure 1. The bridge P can also be a rod connecting drilled right and left lenses.

Interpupillary distance EP refers to the distance between the two pupils of the wearer. For the fitting of progressive lenses, an optician measures the right interpupillary half-distance and the left interpupillary half-distance, which are referenced PD and PG. The left half-distance (respectively right) is the distance between the vertical axis of symmetry of the frame and the centre of the left pupil (respectively right). Right boxing height HD (respectively left boxing height HG) refers to the vertical distance between the right pupil (respectively left) and the lowest point of the right half-frame (respectively left height). For the fitting of progressive lenses, the optician then measures the DATUM heights referenced HDd and HGd in Figure 1. These right and left reference heights are respectively the distances between the right or left pupil and the right or left intersection between a vertical line passing through the pupil and the frame in its lower part. The measurements of interpupillary distance and of height of the pupil relative to the frame are carried out for a given position of the wearer, namely for the wearer looking at infinity with his head straight.

The features of a given frame can be measured on the frame, using a device known per se. By way of example, US-A-5 333 412 describes a device which makes it possible to measure in 3-dimensions, the shape of the bottom of the groove of the frame. The shape thus determined then makes it possible to calculate the height B. The features of a frame can also be given directly by the manufacturer according to the model chosen by the wearer.

Using the data thus defined, each lens is cut out such that the fitting cross CM is situated in the frame facing the pupil of the corresponding eye, when the wearer looks at infinity with his head straight. Consequently, when the wearer of the frame looks at infinity with his head straight, his viewing passes through the lens at the fitting cross. It is of course possible, if the fitting cross is not marked on the lens, to use the medium of the micro-marks for positioning the lenses, after correction by the distance between this medium and the fitting cross.

Figure 2 shows a representation of the contour of an ophthalmic lens, before and after cutting out. In the figure, the thin line corresponds to the contour of the lens before cutting out; in a standard manner, the lens can be obtained by moulding and has a circular shape. The thick line corresponds to the contour of the template of the frame, which is also the contour of the lens after cutting

out the lens. This cutting out of the lens allows the subsequent fitting of the lens in the frame.

Figure 2 shows the total width A of the template of the frame and the total height B of this template, i.e. the width and the height of the rectangle into which the cut-out lens fits. As explained above, the positioning of the lens in the frame consists in determining the desired position of the lens in the frame, using notable points of the lens. For example, the fitting cross of the lens, the medium of micro-marks marked on the surface of the lens, or also the optical centre in the case of a unifocal lens can be used. In Figure 2, the fitting cross is marked by the cross referenced CM. For a lens which does not have a rotational symmetry, it is also necessary to carry out an angular positioning of the lens in the frame. This angular positioning depends on the manufacturer's specifications, and in particular for progressive lenses on the behaviour of the principal progression meridian; in the progressive lenses of the applicant, the principal progression meridian is inclined on the temporal side towards the nose side, and the lens must be fitted in such a way that the micro-marks are horizontal. In the state of the art lenses have also been proposed having a straight principal progression meridian, which are inclined towards the nose side when fitting.

A given frame, chosen by a given wearer, can thus be characterized by a certain number of parameters representing its size and its shape. Notably, it is also possible to define a horizontal parameter taking into account the total width A of the template of the frame (or of the cut-out lens), the width of the bridge P and the interpupillary distance measured EP. For example it is possible to use as horizontal parameter A', the variable defined as follows:

$$A' = A + 0.5*(P-EP).$$

This variable can be calculated for each eye:

$$A'd = A + 0.5*P-PD$$

$$A'g = A + 0.5*P-PG$$

In this context, standard parameters are defined as the average value of the horizontal and vertical parameters as defined above for a representative sample of frames and for the average of wearers. According to the definitions of the parameters given above, a standard horizontal parameter A'_{av} would be defined as follows: $A'_{av} = A_{av} + 0.5*(P_{av} - EP_{av})$.

With A_{av} , the average width of frame template, equal to 51.6 mm, this being calculated from 5600 prescriptions collected between November 2003 and April 2004 in Europe;

P_{av} , the average length of a bridge of a frame, equal to 18.4 mm, this being calculated from 5600 prescriptions collected between November 2003 and April 2004 in Europe;

EP_{av} , the average interpupillary distance, generally set at 62 mm.

Then a frame width coefficient is determined as the ratio of the measured horizontal parameter A' over the standard horizontal parameter A'_{av} . This coefficient can be determined for each lens using the variables A'd and A'g calculated for each eye.

In addition to a parameter representing the frame, parameters representing the wearer's head-eye behaviour are also measured. These parameters can be those measured in order to define the lenses sold under the trade mark VARILUX IPSE0(r), namely a gain GA and a stability coefficient ST.

The gain GA is a parameter which gives the proportion of the head movement in the total viewing movement in order to reach a target. The gain GA can be defi

ned as the ratio of the head angle over the viewing angle for a fixed point of the ergorama. The gain has a value comprised between 0.00 and 1.00. For example, a gain value of 0.31 indicates a behaviour with a preponderant movement of the eyes.

The stability coefficient ST is a parameter which indicates the stability of the behaviour, i.e. the standard deviation around the gain value. Most wearers are stable and the value of the coefficient ST is generally less than 0.15.

The method for the determination of a lens of the invention proposes to weight the values of the parameters representing the head-eye behaviour with the parameter representing the frame.

For example, the gain GA can be weighted as follows:

$$GA' = \text{MAX} [\text{MIN} [GA * (1 - kg * (-1)); 1]; 0]$$

with 0 kg 2;

and the stability coefficient ST can be weighted as follows:

$$ST' = \text{MAX} [ST * (1 + ks * (-1)); 0]$$

with 0 ks 2.

Weighting of the parameters GA and ST is limited by the MIN and MAX of the above formulae. GA' is therefore comprised between 0 and 1 and ST is always greater than 0. Thus, if the coefficients $ks = kg = 0$, the parameter representing the frame is not taken into account and the representative parameters measured for the head-eye behaviour of the wearer GA and ST are not changed; and if $\alpha = 1$, the horizontal parameter A' representing the size of the wearer's frame is equal to the average horizontal parameter A'_{av} and the parameters representing the wearer's head-eye behaviour GA and ST are unchanged.

In one embodiment, illustrated in Figures 3 and 4, when $\alpha > 1$, coefficients kg and ks are set to zero, then $GA' = GA$ and $ST' = ST$. When $\alpha > 1$, the frame presents no additional constraint for the wearer since it is larger than the reference frame. In other words, in a large frame, there is an optimal design given by only the measurements of the parameters representing the wearer's head-eye behaviour GA and ST. When $kg = ks = 0$, the choice is made to not take the size of the frame into account.

Figure 3 shows that the gain parameter GA' increases when the frame is smaller than an average reference frame ($\alpha < 1$) and Figure 4 shows that the stability parameter ST' reduces when the frame is smaller than an average reference frame.

For a frame which is smaller than average, the parameters $GA' > GA$ and $ST' < ST$ are used in order to determine the power and astigmatism targets in order to optimize the progressive ophthalmic lens. This consideration of the frame parameter improves the representation of the lateral vision strategy of the wearer.

Figures 5a and 5b show another embodiment of a progressive ophthalmic lens determined by the method of the invention. Figure 5a shows an optical output under wearing conditions of a lens having a distribution of resulting astigmatism targets determined using the GA and ST values measured for the wearer and for an average frame. Figure 5b shows an optical output under wearing conditions of a lens specifically suited to the choice of a frame with a small size or with a small width. The parameter representing the frame is then less than 1 and the weighted head-eye coordination parameters GA' and ST' are different from those for a standard frame for the same wearer (GA increases and ST is reduced). The distribution of the resulting astigmatism targets on the lens of Figure 5b is determined using a merit function taking into account the weighted head-eye coordination parameters GA' and ST'. Thus, if the wearer chooses a frame with a small size

or with a small width (Figure 5b), the merit function will impose gentler gradients and will allow fields which are more closed in order to limit the pitching effects.

Figures 6a and 6b show another embodiment of a progressive ophthalmic lens determined by the method of the invention. Figure 6a shows an optical output under wearing conditions of a lens having a distribution of resulting astigmatism targets determined using the GA and ST values measured for the wearer and for an average frame and Figure 6b shows an optical output under wearing conditions of a lens specifically suited to the choice of a frame with a small width. The parameters of GA, ST, A' , A'_{av} and the frame shape change compared to the preceding example (Figure 5a). The parameter representing the frame is also less than 1 and the weighted head-eye coordination parameters GA' and ST' are different to those for a standard frame for the same wearer (GA increases and ST is reduced). The distribution of the resulting astigmatism targets on the lens of Figure 6b is then determined using a merit function taking account of the weighted head-eye coordination parameters GA' and ST'. Thus, if the wearer chooses a frame with a small width (Figure 6b), the merit function will impose gentler gradients and will allow fields which are more closed in order to limit the pitching effects.

Although only the resulting astigmatism maps are illustrated, it is understood that the method of the invention also determines a personalized distribution of the power defect targets at the same time as the personalized distribution of the resulting astigmatism. It is also understood that the method of the invention allows other embodiments than those illustrated, for example a two-dimensional compression.

The method of the invention therefore makes it possible to determine a progressive ophthalmic lens by optical optimization using the distribution of the targets calculated as a function of the frame chosen by the wearer. The power required at each point of the lens can then be calculated by optical optimization under wearing conditions, by successive iterations in order to obtain the target power defect and the target astigmatism defect for each direction of viewing. The optical optimization can be carried out using a starting lens having any design, for example VARILUX COMFORT(r) or VARILUX PHYSIO(r).

The lens according to the invention, thus obtained, therefore better satisfies the needs of the wearer and provides him with better visual comfort.

3. Brief Description of Drawings

- Figure 1, a diagram of an ordinary frame;
- Figure 2, a diagram of a lens before and after cutting out for insertion into a frame of Figure 1;
- Figure 3, a graph showing an example of the variation of the gain parameter for head-eye behaviour with the frame-width coefficient ;
- Figure 4, a graph showing an example of the variation of the stability parameter for head-eye behaviour with the frame-width coefficient;
- Figures 5a and 5b, maps of resulting astigmatism for a lens of the prior art and for a lens according to a first embodiment of the invention respectively;
- Figures 6a and 6b, maps of resulting astigmatism for a lens of the prior art and for a lens according to a second embodiment of the invention respectively

Claims

1. Method for the determination of a personalized progressive ophthalmic lens intended to be inserted into a frame chosen by a given wearer for whom a power addition has been prescribed in near vision, the method comprising the stages of:

- determining at least one parameter representing the frame chosen by the wearer;
- measuring parameters representing the wearer's head-eye behaviour;
- weighting the parameters representing the wearer's head-eye behaviour with the parameter representing the frame chosen by the wearer;
- determining an ergorama associating a point with each direction of viewing under wearing conditions.
- determination of power and resulting astigmatism defect targets for each direction of viewing under wearing conditions, the targets being associated with an individual merit function taking account of the weighted head-eye coordination parameters;
- calculating the power required on the lens by successive iterations in order to obtain the target power defect and the target astigmatism defect for each direction of viewing.

2. The method of claim 1, in which the stage of determining the parameter representing the frame comprises the stages of:

- measuring the width (A) of the cut-out lens;
- measuring the width of the bridge (P) of the chosen frame;
- measuring the wearer's interpupillary distance (EP);
- calculating a horizontal parameter (A') taking into account the width of the cut-out lens, the bridge width and the interpupillary distance measured;

3. The method of claim 2, in which the stage of determining the parameter representing the frame comprises the stages of:

- calculating a standard horizontal parameter (A'_{av});
- determining a coefficient () of the width of the frame (A'/A'_{av}).

4. The method of one of claims 1 to 3, in which the stage of measuring parameters representing the wearer's head-eye behaviour comprises the stages of:

- calculating a gain value (GA) as the ratio of the head angle over the viewing angle for a fixed point of the ergorama;
- determining a stability coefficient (ST) as the standard deviation around the gain value.

5. A personalized progressive ophthalmic lens optimized by the determination method of one of claims 1 to 4.

6. A visual device comprising a frame chosen by a wearer and at least one lens according to claim 5.

7. A method for correcting the vision of a presbyopic subject, which comprises providing the subject with, or the wearing by the subject of, a device according to claim 6.

1. Abstract

A method for the determination by optical optimization of a personalized progressive ophthalmic lens intended to be inserted into a frame chosen by a given wearer for whom a power addition has been prescribed in near vision, the method comprising the stages of:

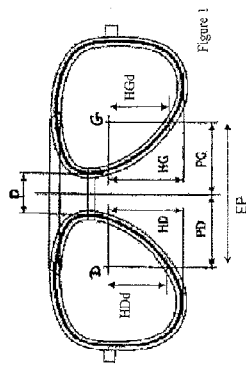
- determining at least one parameter representing the frame chosen by the wearer;
- measuring parameters representing the wearer's head-eye behaviour;
- weighting the parameters representing the wearer's head-eye behaviour with the parameter representing the frame chosen by the wearer;
- determining power and resulting astigmatism defect targets for each direction of viewing under wearing conditions, the targets being associated with an individual merit function taking into account the weighted head-eye coordination parameters.

The method allows the design of the lens to be adapted to the size and the shape of the frame chosen.

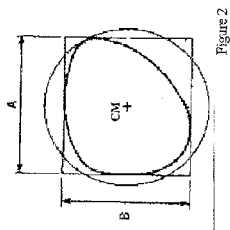
2. Representative Drawing

Fig. 5a-5b

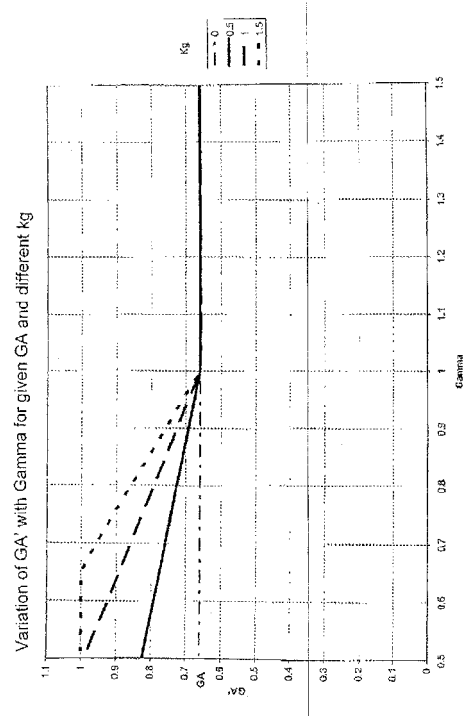
【 1 】



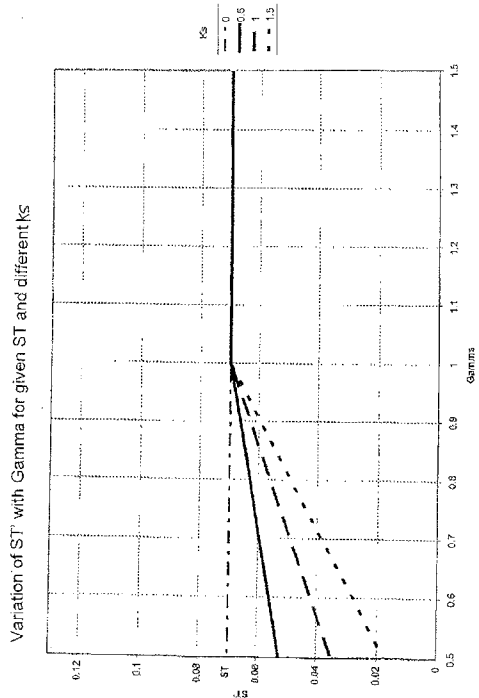
【 2 】



【 3 】



【 4 】



【 5 】

Figure 5b

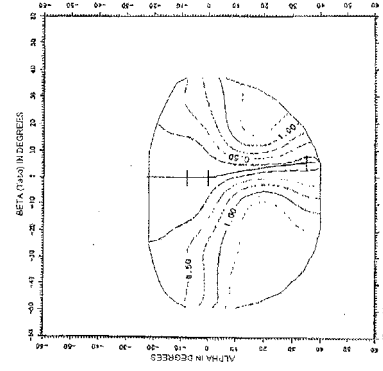
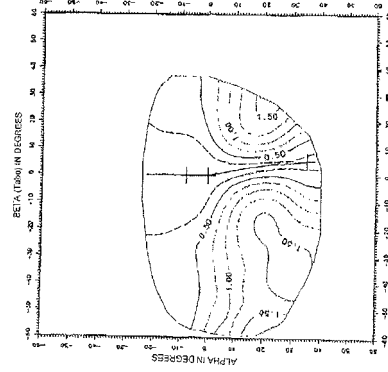


Figure 5a



【 6 】

Figure 6b

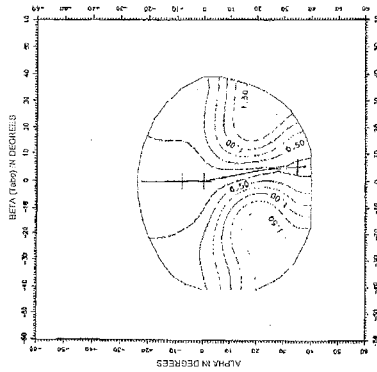


Figure 6a

