

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4664285号  
(P4664285)

(45) 発行日 平成23年4月6日(2011.4.6)

(24) 登録日 平成23年1月14日(2011.1.14)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 Z

請求項の数 20 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2006-517343 (P2006-517343)	(73) 特許権者	592075367 ヴィズイクス・インコーポレーテッド アメリカ合衆国 95051 カリフォル ニア州・サンタ クララ・セントラル エ クスプレスウェイ・3400
(86) (22) 出願日	平成16年6月18日(2004.6.18)	(74) 代理人	100064621 弁理士 山川 政樹
(65) 公表番号	特表2007-523674 (P2007-523674A)	(74) 代理人	100098394 弁理士 山川 茂樹
(43) 公表日	平成19年8月23日(2007.8.23)	(72) 発明者	ダイ, グアンミン アメリカ合衆国・94555・カリフォル ニア州・フレモント・カサナドウ テラス ・34249
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/019319	審査官	宮川 哲伸
(87) 国際公開番号	W02004/112576		最終頁に続く
(87) 国際公開日	平成16年12月29日(2004.12.29)		
審査請求日	平成19年5月29日(2007.5.29)		
(31) 優先権主張番号	60/480, 237		
(32) 優先日	平成15年6月20日(2003.6.20)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 波面測定に基づき客観的視力を予測するためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

眼球の光学システムの光学感度測定値を求める方法であって、

a) 眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるステップと

b) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するステップと、

c) 前記像に基づいて前記眼球の光学解像度測定値を求めるステップとを含み、

前記光学解像度測定値に基づいて前記眼球の前記光学システムの前記光学感度測定値を  
求める方法。

【請求項2】

眼球の光学システムの光学感度測定値を求める方法であって、

a) 眼球の波面測定に基づき点広がり関数を求めるステップと、

b) 解像度ターゲットの中心に対して前記点広がり関数を中心配置するステップと、

c) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するステップと、

d) 前記像に基づいて前記眼球の光学システムの光学感度測定値を求めるステップと  
を含む方法。

【請求項3】

a) 患者の眼球の光学収差により誘起される視覚的歪みを測定して、眼球の結像能力を  
求めるステップと、

b) 解像度ターゲットに対する眼球の結像能力をシミュレートすることにより感度測定

10

20

モデルを構築するステップと、

c) 前記感度測定モデルを用いて眼球の推定視力を求めるステップと  
を含み、

前記眼球の光学解像度測定値は前記感度測定モデルに基づき、前記眼球の前記推定視力は前記光学解像度測定値に基づくことを特徴とする方法。

**【請求項 4】**

眼球の光学感度測定値を予測するシステムであって、

a) 眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるモジュールと、

b) 前記点広がり関数で解像度ターゲットを畳み込みして像を生成するモジュールと、

c) 前記像に基づいて前記眼球の光学解像度測定値を求めるモジュールと、

d) 前記光学解像度測定値に基づいて前記眼球の光学感度測定値を予測するモジュールと

を含むことを特徴とするシステム。

**【請求項 5】**

眼球の推定光学感度を求めるシステムであって、

a) 個体の眼球の光学収差により誘起される視覚的歪みを測定して、眼球の結像性能を求めるモジュールと、

b) 解像度ターゲットに対する眼球の結像性能をシミュレートすることにより感度測定モデルを構築するモジュールと、

c) 前記感度測定モデルに基づいて前記眼球の光学解像度測定値を求めるモジュールと

、  
d) 前記光学解像度測定値を用いて眼球の推定視力を求めるモジュールと  
を含むことを特徴とするシステム。

**【請求項 6】**

眼球の光学感度測定値を予測するシステムを備えたキットであって、

前記システムが、

a) 前記眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるモジュールと、

b) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、

c) 前記像に基づいて前記眼球の光学解像度測定値を求めるモジュールと、

d) 前記光学解像度測定値に基づいて前記眼球の光学感度測定値を予測するモジュールと

を含み、

前記キットが更に、

眼球の光学感度測定値を予測する際の前記システム使用説明書を備えることを特徴とするキット。

**【請求項 7】**

眼球の光学感度測定値を求めるシステムであって、

a) 前記眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるモジュールと、

b) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、

c) 前記像に基づいて前記眼球の光学解像度測定値を求めるモジュールと、

d) 前記光学解像度測定値に基づいて前記眼球の光学感度測定値を求めるモジュールと  
を含むことを特徴とするシステム。

**【請求項 8】**

眼球の光学感度測定値を求めるシステムであって、

a) 眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、

b) 前記解像度ターゲットの中心に対して前記点広がり関数を中心配置するモジュールと、

10

20

30

40

50

- c) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、  
 d) 前記像に基づいて前記眼球の光学感度測定値を求めるモジュールと  
 を含むことを特徴とするシステム。

## 【請求項 9】

眼球の光学感度測定値を予測するシステムであって、

- a) 眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、  
 b) 前記点広がり関数を前記解像度ターゲットの中心に対して中心配置するモジュールと、  
 c) 解像度ターゲットを前記点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、  
 d) 前記像に基づいて前記眼球の光学感度測定値を予測するモジュールと  
 を含むことを特徴とするシステム。

10

## 【請求項 10】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、前記像に適用されたレイリー基準または 2 つのエアリーディスクを加えた正弦判読の少なくとも 1 つに基づくことを特徴とする請求項 1 または 3 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、少なくとも 1 つの 2 つのエアリーディスクを加えた制限判読に基づくことを特徴とし、

前記光学解像度測定値の識別可能性は、前記正弦判読のコントラスト比に基づくことを特徴とする請求項 1 または 3 に記載の方法。

20

## 【請求項 12】

前記解像度ターゲットまたは前記像の少なくとも 1 つがモデルで表されることを特徴とする請求項 1 または 3 に記載の方法。

## 【請求項 13】

前記点広がり関数が、

a) 平均波面傾斜の保証、

b) 式

## 【数 1】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial x}$$

30

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial y}$$

c) x - 方向又は y - 方向のいずれかにおいて隣接する 2 つのピクセル間の平均波面ピクセル差として波面導関数を実行すること、

d) 式

## 【数 2】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i,j+1} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i+1,j} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

40

e) 前記点広がり関数の計算された重心、

50

f) 式  
【数 3】

$$a_x = \frac{\iint xi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j j I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

$$a_y = \frac{\iint yi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j i I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

10

g) 入力スポークと出力スポークとの間の相互相関、  
h) 式  
【数 4】

$$c(a_x, a_y) = I(x, y) \oplus i(x - a_x, y - a_y)$$

20

の少なくとも 1 つに基づいて中心配置されることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、前記像に適用されたレイリー基準または 2 つのエアリーディスクを加えた正弦判読の少なくとも 1 つに基づくことを特徴とする請求項 4 , 5 または 7 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、少なくとも 1 つの 2 つのエアリーディスクを加えた制限判読に基づくことを特徴とし、

前記光学解像度測定値の識別可能性は、前記正弦判読のコントラスト比に基づくことを特徴とする請求項 4 , 5 または 7 に記載のシステム。

30

【請求項 1 6】

前記解像度ターゲットまたは前記像の少なくとも 1 つがモデルで表されることを特徴とする請求項 4 , 5 または 7 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、前記像に適用されたレイリー基準または 2 つのエアリーディスクを加えた正弦判読の少なくとも 1 つに基づくことを特徴とする請求項 6 に記載のキット。

【請求項 1 8】

前記眼球の前記光学解像度測定値は、少なくとも 1 つの 2 つのエアリーディスクを加えた制限判読に基づくことを特徴とし、

前記光学解像度測定値の識別可能性は、前記正弦判読のコントラスト比に基づくことを特徴とする請求項 6 に記載のキット。

40

【請求項 1 9】

前記解像度ターゲットまたは前記像の少なくとも 1 つがモデルで表されることを特徴とする請求項 6 に記載のキット。

【請求項 2 0】

前記点広がり関数を中心配置する前記モジュールは、

a) 平均波面傾斜の保証、

b) 式

50

【数 5】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial x}$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial y}$$

10

c) x - 方向又は y - 方向のいずれかにおいて隣接する 2 つのピクセル間の平均波面ピクセル差として波面導関数を実行すること、

d) 式

【数 6】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i,j+1} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i+1,j} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

20

e) 前記点広がり関数の計算された重心、

f) 式

【数 7】

$$a_x = \frac{\iint x i(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j j I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

30

$$a_y = \frac{\iint y i(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j i I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

g) 入力スポークと出力スポークとの間の相互相関、

h) 式

【数 8】

$$c(a_x, a_y) = I(x, y) \oplus i(x - a_x, y - a_y)$$

40

の少なくとも 1 つに基づいて前記点広がり関数を中心配置するように構成されることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

50

本出願は、2003年6月20日に出願された米国特許出願番号60/480,237号による優先権を主張する非暫定出願であり、前記特許出願は引用により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は、光学システムの分析に関し、詳細には、個体の眼球の光学感度測定値を評価するための方法及びシステムを提供する。

【背景技術】

【0003】

眼の視力は多くの要因により影響を受ける。例えば、視力は、角膜やレンズの光学的性質などの客観的要因だけでなく、網膜での光吸収と検出、脳での神経処理などの主観的要因の影響をも受ける。従来、ヒトの眼の視力の測定には、視力表を用いる方法を用いていた。しかしながら、このような方法のテスト結果は、ヒトの脳で視覚が判読されるので事実上主観的であり、従って、眼の光学的特性の品質を表していない。

10

【0004】

【特許文献1】米国特許出願番号60/480,237号公報

【特許文献2】米国特許第6,315,413号公報

【特許文献3】米国特許第5,713,892号公報

【特許文献4】米国特許第5,683,379号公報

【特許文献5】米国特許第6,203,539号公報

【特許文献6】米国特許第6,331,177号公報

20

【特許文献7】米国特許第4,665,913号公報

【特許文献8】米国特許第5,807,379号公報

【特許文献9】米国特許第5,646,791号公報

【特許文献10】米国特許第4,669,466号公報

【特許文献11】米国特許第4,732,148号公報

【特許文献12】米国特許第4,770,172号公報

【特許文献13】米国特許第4,773,414号公報

【特許文献14】米国特許第5,207,668号公報

【特許文献15】米国特許第5,108,388号公報

【特許文献16】米国特許第5,219,343号公報

30

【特許文献17】米国特許第5,163,934号公報

【特許文献18】米国特許第6,004,313号公報

【特許文献19】米国特許第6,095,651号公報

【特許文献20】米国特許第6,271,915号公報

【特許文献21】米国特許出願第/（代理人整理番号第018158-022230US号）

【特許文献22】米国特許第6,280,435号公報

【特許文献23】米国特許第6,663,619号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

個体視力を正確且つ客観的に予測して評価する方法及びシステムの改善が望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、眼球の光学システムの光学感度測定値を予測するための方法、装置、システムを提供する。光学感度測定値は、眼球の波面測定に基づいて点広がり関数(point spread function)を求め、解像度ターゲット(視標)を点広がり関数で畳み込んで像を生成し、その像に基づいて眼球の光学システムの光学感度測定値を予測することによって予測する。

【0007】

50

第1の態様では、本発明は、眼球の光学システムの光学感度測定値を予測するための方法を提供する。本方法は、眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求め、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成し、その像に基づいて眼球の光学システムの光学感度測定値を予測することを含む。解像度ターゲットは、単一のスネレン文字、スネレン文字の集合、格子縞パターン、解像度スポーク、アルキメデスの螺旋から成る群から選択することができる。解像度ターゲットのコントラストは、約1%~約100%の範囲とすることができる。解像度ターゲットのコントラストは、約10%~約100%の範囲とすることができる。解像度ターゲットは、角度間隔が約5°~約30°の範囲である解像度スポークとすることができる。解像度ターゲットは、角度間隔が約15°の解像度スポークとすることができる。解像度ターゲットは、512ピクセル解像度とすることができる。これに関連して、解像度ターゲットは、約30°より大きい角度間隔を有し、1024ピクセル解像度を有する解像度スポークとすることができる。また、解像度ターゲットは、約60の角度間隔を有し、2048ピクセル解像度を有する解像度スポークとすることができる。更に、眼球の光学的解像度測定値は像に基づくことができ、眼球の光学感度測定値は光学的解像度測定値に基づくことができる。眼球の光学的解像度測定値は、像に適用されたレイリーの基準に基づくことができる。光学的解像度測定値は、2つのエアリーディスク(Airy disk)を加えた正弦判読(sinusoidal interpretation)に基づくことができる。これに関連して、光学的解像度測定値の識別可能性は、正弦判読のコントラスト比に基づくことができる。光学感度測定値は、スネレン形式で表すことができる。光学的解像度測定値は、ログマー形式で表すことができる。解像度ターゲットは、解像度スポークとすることができる。光学感度測定値は、0.5mm瞳孔直径に基づく解像度環較正により計算することができる。解像度ターゲットは、解像度スポークとすることができる。光学感度測定値は、デフォーカス解像度スポークに基づく解像度環較正により計算することができる。解像度ターゲットは、解像度スポークとすることができる。光学感度測定値は、約0.25mm~約2mmの範囲の異なる瞳孔サイズの収差の無い場合に基づく解像度環較正に基づく。眼球の光学システムは、眼の角膜とレンズを含む。点広がり関数は、計画した切除手術手順に基づくパラメータを組み込むことができる。解像度ターゲットはモデルで表すことができる。像はモデルで表すことができる。

【0008】

別の態様では、本発明は、眼球の光学システムの光学感度測定値を予測するための方法を提供する。本方法は、眼球の波面測定に基づき点広がり関数を求め、解像度ターゲットの中心に対して点広がり関数を中心に配置し、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成し、その像に基づいて眼球の光学システムの光学感度測定値を予測することを含む。点広がり関数は、平均波面傾斜の補償に基づいて中心配置することができる。点広がり関数は、式

【数1】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial x}$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial y}$$

に基づき中心配置することができる。点広がり関数は、x-方向又はy-方向の何れかにおいて隣接する2つのピクセル間の平均波面ピクセル差として波面導関数を実行することに基づいて中心配置することができる。点広がり関数は、次式

10

20

30

40

【数 2】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i,j+1} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i+1,j} - W_{i,j}), (r \leq 1).$$

に基づき中心配置することができる。

【0009】

10

点広がり関数は、広がり関数の計算した重心に基づいて中心配置することができる。点広がり関数は、次式

【数 3】

$$a_x = \frac{\iint xi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j j I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

$$a_y = \frac{\iint yi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j i I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}.$$

20

に基づいて中心配置することができる。

【0010】

点広がり関数は、入力スプークと出力スプークとの間の相互相関に基づいて中心配置することができる。点広がり関数は、次式

【数 4】

$$c(a_x, a_y) = I(x, y) \oplus i(x - a_x, y - a_y),$$

30

に基づいて中心配置することができる。

【0011】

別の実施態様では、本発明は、眼球の光学システムの光学感度測定値を求めるための方法を提供する。本方法は、眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求め、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成し、その像に基づいて眼球の光学システムの光学感度測定値を求めることを含む。

【0012】

更に別の実施態様では、本発明は、眼球の光学システムの光学感度測定値を求めるための方法を提供する。本方法は、眼球の波面測定に基づき点広がり関数を求め、解像度ターゲットの中心に対して点広がり関数を中心配置し、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成し、その像に基づいて眼球の光学システムの光学感度測定値を求めることを含む。光学感度測定値は、測定値を予測することにより求める。

40

【0013】

更に別の実施態様では、本発明は、眼球の予測光学感度測定値に基づいて眼球の光学的手順を計画する方法を提供する。本方法は、眼球の推定光学的手順を決め、眼球の波面測定と眼球の推定光学的手順に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求め、眼球の推定光学的手順を調節して、点広がり関数で畳み込んだ解像度ターゲットが、眼球の最適光学感度測定値に対応する像を生成するようにするとを含む。

【0014】

別の実施態様では、本発明は、眼球の推定視力を求めるための方法を提供する。本方法

50

は、患者の眼球の光学収差により誘起される視覚的歪みを測定して、眼球の結像能力を求め、解像度ターゲットに対する眼球の結像能力をシミュレートすることにより感度測定モデルを構築し、その感度測定モデルを用いて眼球の推定視力を求めることとを含む。推定視力が実際の眼球の感度に正確に相関するように眼球の推定視力を求める。

【 0 0 1 5 】

更に別の実施態様では、本発明は、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムを提供する。本システムは、眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、その像に基づいて眼球の光学感度測定値を予測するモジュールとを含む。また、このシステムは、眼球の波面測定を受け取る入力と、眼球の波面測定を求めるモジュールとを含んでもよい。

10

【 0 0 1 6 】

別の実施態様では、本発明は、眼球の推定光学感度を求めるためのシステムを提供する。本システムは、個体の眼球の光学収差により誘起される視覚的歪みを測定して、眼球の結像能力を求めるモジュールと、解像度ターゲットに対する眼球の結像能力をシミュレートすることにより感度測定モデルを構築するモジュールと、感度測定モデルを用いて眼球の推定視力を求めるモジュールとを含む。推定視力を求めるモジュールは、推定感度が眼の実際の視力に正確に相関するように動作する。また、本発明は、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムを備えたキットを提供する。本キットは、眼球の光学感度測定値を予測する際のシステムの使用説明書を備える。

20

【 0 0 1 7 】

更に別の実施態様では、本発明は、眼球の光学感度測定値を求めるためのシステムを提供する。本システムは、眼球の波面測定に基づいて視覚特性が修正された点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、その像に基づいて眼球の光学感度測定値を求めるモジュールとを含む。

【 0 0 1 8 】

別の実施態様では、本発明は、眼球の光学感度測定値を求めるためのシステムを提供する。本システムは、眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットの中心に対して点広がり関数を中心配置するモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、その像に基づいて眼球の光学感度測定値を求めるモジュールとを含む。

30

【 0 0 1 9 】

更に別の実施態様では、本発明は、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムを提供する。本システムは、眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットの中心に対して点広がり関数を中心配置するモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、像に基づいて眼球の光学感度測定値を予測するモジュールとを含む。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

本発明の性質及び利点を更に完全に理解するためには、添付図面と共に以下の詳細な説明を参照する必要がある。

40

ここで図面を参照すると、図 1 は、レーザービーム 1 4 を生成するレーザー 1 2 を含む本発明のレーザー眼球手術システム 1 0 を示している。レーザー 1 2 は、レーザービーム 1 4 を患者 P の眼球 E に向けるレーザー光学系 1 6 に光学的に結合される。送出光学系支持構造（明確にするために図示せず）は、レーザー 1 2 を支持するフレーム 1 8 から延びている。顕微鏡 2 0 が、送出光学系支持構造上に装着され、顕微鏡は、眼球 E の角膜を撮像するのに用いられることが多い。

【 0 0 2 1 】

レーザー 1 2 は一般にエキシマレーザーを含み、理想的には、波長が約 1 9 3 n m であるレーザー光のパルスを生成するフッ化アルゴンレーザーから構成されることである。レ

50

レーザー 12 は、好ましくは患者の眼球位置でフィードバックで安定化された流速量となるよう設計され、光学系 16 を介して送出される。また本発明は、紫外線放射又は赤外線放射の代替の放射源、特に眼球の隣接組織及び/又は下層組織に有意な損傷を与えることなく角膜組織を制御可能に切除するように適合された線源を用いることも有用である。このような線源には、限定ではないが、約 185 ~ 205 nm の間の紫外波長のエネルギーを発生する固体レーザー及び他のデバイス、及び/又は周波数逡倍技術を用いるものが含まれる。従って、エキシマレーザーは切除ビームの例示的な線源ではあるが、他のレーザーを本発明において用いてもよい。

#### 【0022】

レーザーシステム 10 は一般に、コンピュータ又はプログラム可能なプロセッサ 22 を含む。プロセッサ 22 は、キーボード、ディスプレイモニタ、その他の同様の標準的なユーザインターフェースデバイスを含む従来の PC システムを備える（又はインターフェースで接続する）ことができる。プロセッサ 22 は典型的には、磁気又は光学ディスクドライブ、インターネット接続、その他の同様の入力デバイスを含む。多くの場合、このような入力デバイスを用いて、本発明の方法の何れかを実装する有形の記憶媒体 29 からコンピュータ実行可能コードがダウンロードされることになる。有形記憶媒体 29 は、フロッピー（登録商標）ディスク、光学ディスク、データテープ、揮発性又は不揮発性メモリ、RAM やその他の同様の形態をとることができ、プロセッサ 22 は、このコードを記憶して実行するためのメモリボードや最新のコンピュータシステムの他の標準的構成要素を含む。有形記憶媒体 29 は、任意選択的に、波面センサデータ、波面勾配、波面高度マップ、処置マップ、角膜隆起マップ及び/又は切除テーブルを実装することができる。有形記憶媒体 29 は、プロセッサ 22 の入力デバイスと直接連携して用いられることが多いが、インターネットのようなネットワーク接続により、及び赤外線、ブルトウス、その他の同様の無線方法によりプロセッサとリモートで動作可能に結合することもできる。

#### 【0023】

レーザー 12 及び送出光学系 16 は一般に、コンピュータ 22 の指示によりレーザービーム 14 を患者 P の眼球に向ける。コンピュータ 22 は、多くの場合、レーザービーム 14 を選択的に調節して角膜の一部をレーザーエネルギーのパルスに露出させ、角膜の予め定めた彫造を行い、眼の屈折特性を変化させる。多くの実施形態では、レーザービーム 14 とレーザー送出光学系システム 16 の両方は、プロセッサ 22 のコンピュータ制御下に置かれて所望のレーザー彫造工程を行い、プロセッサはレーザーパルスのパターンを実行（及び任意選択的に修正）する。パルスのパターンは、治療テーブルの形態で有形記憶媒体 29 の機械読み取り可能なデータにまとめることができ、治療テーブルは、切除モニタリングシステムフィードバックシステムから供給されるフィードバックデータにตอบสนองして、自動像分析システムからプロセッサ 22 に入るフィードバック入力に従って調節することができる。任意選択的に、フィードバックは、システムオペレータにより手動でプロセッサに入力してもよい。このようなフィードバックは、以下に説明される波面測定システムをレーザー処置システム 10 と一体化することにより提供することができ、プロセッサ 22 はフィードバックにตอบสนองして彫造処置を継続及び/又は終了することができ、任意選択的に、少なくとも部分的にはフィードバックに基づいて計画した彫造を修正することもできる。測定システムは、米国特許第 6,315,413 号に詳細に記載されており、この開示内容全体は引用により本明細書に組み込まれる。

#### 【0024】

レーザービーム 14 は、種々の代替的メカニズムを用いて所望の彫造をもたらすように調節することができる。レーザービーム 14 は、1 つ又はそれ以上の可変アパーチャを用いて選択的に制限することができる。可変絞りや可変幅スリットを有する例示的な可変アパーチャシステムが、米国特許第 5,713,892 号に記載されており、この全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。また、レーザービームは、米国特許第 5,683,379 号、第 6,203,539 号、第 6,331,177 号に記載されているように、その大きさとレーザースポットの眼軸からのずれを変化させることにより調整するこ

10

20

30

40

50

ともできる。尚、これらの全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。

【0025】

更に別の代替手段も可能であり、これには、例えば米国特許第4,665,913号(この全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる)に記載されたような、眼の表面を横切るレーザービームの走査すること、各場所でのパルス数及び/又は滞留時間を制御すること、米国特許第5,807,379号(この全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる)に記載されているような、レーザービーム14の光路に、角膜上に入射するビームプロファイルを変化させるように切除するマスクを用いること、可変サイズのビーム(典型的には可変幅スリット及び/又は可変直径虹彩絞りにより制御される)が角膜にわたって走査されるハイブリッドプロファイル走査システム、その他同様のものが含まれる。これらのレーザーパターン調整技術のためのコンピュータプログラムや制御方法は、前記特許文献において十分に記載されている。

10

【0026】

当業者には理解されるように、レーザーシステム10には追加の構成要素とサブシステムを含めることができる。例えば、米国特許第5,646,791号に記載されるように、レーザービーム内のエネルギー分布を制御するために空間的及び/又は時間的積分器を含めることができる。その特許の全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。切除排出吸引器/フィルタ、アスピレータ、レーザー手術システムの他の付属の構成要素は、当技術分野において公知である。レーザー切除手術法の実施に好適なシステムの更なる詳細は、発明の譲受人に譲渡された米国特許第4,665,913号、第4,669,466号、第4,732,148号、第4,770,172号、第4,773,414号、第5,207,668号、第5,108,388号、第5,219,343号、第5,646,791号、第5,163,934号に見ることができ、これらの全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。また、適切なシステムには、Alcon、Bausch & Lomb、Nidek、WaveLight、LaserSight、Schwind、Zeiss-Meditec等により製造及び/又は販売されている市販の屈折レーザーシステムが含まれる。基本データは、温度、湿度、気流、吸引などの局所環境変数を考慮することにより、特定のレーザー又は動作条件に対して特徴付けることができる。

20

【0027】

図2は、本発明のレーザー手術システム10により用いることができる例示的なコンピュータシステム22の概略ブロック図である。コンピュータシステム22は通常、バスサブシステム54を介して幾つかの周辺デバイスと通信することができる少なくとも1つのプロセッサ52を含む。これらの周辺デバイスには、メモリサブシステム58やファイル記憶サブシステム60を備える記憶サブシステム56、ユーザインターフェース入力デバイス62、ユーザインターフェース出力デバイス64、ネットワークインターフェースサブシステム66を含む。ネットワークインターフェースサブシステム66は、外部ネットワーク68及び/又は波面測定システム30などの他のデバイスに対するインターフェースを提供する。

30

【0028】

ユーザインターフェース入力デバイス62は、キーボードと、マウス、トラックボール、タッチパッド、又はグラフィックス・タブレットのようなポインティングデバイスと、スキャナと、フットペダルと、ジョイスティックと、ディスプレイに組み込まれたタッチスクリーンと、音声認識システム、マイク、及び他のタイプの入力デバイスなどの音声入力デバイスとを含む。ユーザ入力デバイス62は、多くの場合、有形記憶媒体29から本発明の方法の何れかを実現するコンピュータ実行可能コードをダウンロードするのに用いられる。一般に、用語「入力デバイス」の使用は、コンピュータシステム22に情報を入力する様々な従来の専用のデバイス及び方法を含むものとする。

40

【0029】

ユーザインターフェース出力デバイス64は、ディスプレイサブシステム、プリンタ、ファックス機器、又は音声出力デバイスのような非視覚的ディスプレイを含む。ディス

50

レイサブシステムは、陰極線管（CRT）、液晶ディスプレイ（LCD）などのフラットパネル装置、投写装置、その他の同様のものとして行うことができる。またディスプレイサブシステムには、音声出力デバイスを介してなどの非視覚的ディスプレイを設けることもできる。一般に、用語「出力デバイス」の使用には、コンピュータシステム 22 からの情報をユーザに出力する種々の従来の専用の装置や方法を含む。

#### 【0030】

記憶サブシステム 56 は、本発明の種々の実施形態の機能を提供する基本プログラミングやデータ構造を記憶することができる。例えば、本明細書に記載するように本発明の方法の機能を実装するデータベースとモジュールを、記憶サブシステム 56 内に記憶することができる。これらのソフトウェアモジュールは一般に、プロセッサ 52 により実行される。分散環境では、ソフトウェアモジュールは複数のコンピュータシステム上に記憶され、複数のコンピュータシステムのプロセッサにより実行することができる。記憶サブシステム 56 は通常、メモリサブシステム 58 やファイル記憶サブシステム 60 を含む。

#### 【0031】

メモリサブシステム 58 は通常、プログラム実行中に命令とデータを記憶するための主ランダムアクセスメモリ（RAM）70、及び固定命令が記憶される読取り専用メモリ（ROM）72 が含まれる幾つかのメモリを含む。ファイル記憶サブシステム 60 が、プログラムとデータファイルのための永続的な（不揮発性の）記憶を提供する。これは、任意選択的に波面センサデータ、波面勾配、波面高度マップ、処置マップ及び/又は切除テーブルを実装させることができる有形記憶媒体 29（図 1）を含む。ファイル記憶サブシステム 60 は、ハードディスクドライブ、フロッピーディスクドライブとこれに付随するリムーバブル媒体、コンパクトデジタル読取り専用メモリ（CD-ROM）ドライブ、光学ドライブ、DVD、CD-R、CD-RW、固体リムーバブルメモリ、及び/又は他のリムーバブル媒体カートリッジもしくはディスクを含むことができる。ドライブの 1 つ又はそれ以上は、他の場所でコンピュータシステム 22 に結合された他の接続されたコンピュータ上のリモート位置に配置することができる。本発明の機能を実装するモジュールは、ファイル記憶サブシステム 60 により記憶することができる。

#### 【0032】

バスサブシステム 54 は、コンピュータシステム 22 の種々の構成要素やサブシステムを、意図した通りに互いに通信させるメカニズムを提供する。コンピュータシステム 22 の種々のサブシステムや構成要素は、同じ物理的位置にある必要は無く、分散ネットワーク内の種々の場所に分散させることができる。バスサブシステム 54 は、単一バスとして概略的に示されているが、バスサブシステムの別の実施形態では複数のバスを用いることができる。

#### 【0033】

コンピュータシステム 22 自体は、パーソナルコンピュータ、ポータブルコンピュータ、ワークステーション、コンピュータ端末、ネットワークコンピュータ、波面測定システム又はレーザー手術システムの制御システム、メインフレーム、又は何らかの他のデータ処理システムを含む種々のタイプのものとして行うことができる。コンピュータとネットワークの性質は常に変化しているので、図 2 に示すコンピュータシステム 22 の説明は、本発明の 1 つの実施形態を例示する目的の単なる特定の例である。コンピュータシステム 22 には、図 2 に示したコンピュータシステムよりも多いか又は少ない構成要素を有する他の多くの構成が可能である。

#### 【0034】

ここで図 3 を参照すると、波面測定システム 30 の 1 つの実施形態が簡略化形態で概略的に示されている。極めて大まかに言えば、波面測定システム 30 は、患者の眼を出る勾配マップの局所的傾斜を感知するように構成されている。Hartmann-Shack の原理に基づく装置には、一般に、アパーチャの上に一樣に勾配マップをサンプリングするレンズレットアレイが含まれ、これは典型的には眼の射出瞳である。その後、勾配マップの局所的傾斜を分析して波面又はマップを再構築する。

## 【 0 0 3 5 】

更に詳細には、波面測定システム 3 0 の 1 つには、レーザーのような像源 3 2 が含まれ、これが眼球 E の光学組織 3 4 を通って源の像を投影して、網膜 R の面上に像 4 4 を形成させる。網膜 R からの像は、眼球の光学系システム（例えば光学組織 3 4）により伝送され、システム光学系 3 7 により波面センサ 3 6 上に結像する。波面センサ 3 6 は、光学組織 3 4 の光学誤差の測定及び/又は光学組織切除治療プログラムの決定のためにコンピュータシステム 2 2 ' に信号を伝達する。コンピュータ 2 2 ' は、図 1 及び図 2 に示すコンピュータシステム 2 2 と同じ又は類似のハードウェアを含む。コンピュータシステム 2 2 ' は、レーザー手術システム 1 0 に命令するコンピュータシステム 2 2 と通信するか、或いは、波面測定システム 3 0 とレーザー手術システム 1 0 のコンピュータシステム 2 2 、 2 2 ' の構成要素の一部又は全てが一体とされてもよくあるいは別体であってもよい。必要であれば、波面センサ 3 6 からのデータは、有形媒体 2 9 を介して、I/Oポートを介して、イントラネット又はインターネットなどのネットワーク接続 6 6 を介してなどによりレーザーコンピュータシステム 2 2 に伝送することができる。

10

## 【 0 0 3 6 】

波面センサ 3 6 は一般に、レンズレットアレイ 3 8 と像センサ 4 0 を含む。網膜 R からの像が光学組織 3 4 を通って伝送されて像センサ 4 0 の面上に結像され、同様に眼の瞳孔 P の像がレンズレットアレイ 3 8 の面上に結像されると、レンズレットアレイは、伝送された像をビームレット 4 2 のアレイに分離し、（システムの他の光学構成要素と組み合わせ）その分離されたビームレットをセンサ 4 0 の面上に結像させる。センサ 4 0 は通常、荷電結合素子即ち「CCD」を含み、これらの個々のビームレットの特性を感知し、これを用いて光学組織 3 4 の関連領域の特性を求めることができる。詳細には、像 4 4 が光の点又は小スポットを含む場合には、ビームレットにより結像された伝送スポットの位置は光学組織の関連領域の局所勾配を直接的に示すことができる。

20

## 【 0 0 3 7 】

通常、眼球 E が、前方向 A N T と後方向 P O S を定める。像源 3 2 が、一般に、図 3 に示されるように光学組織 3 4 を通して像を網膜 R 上に後方向に投影する。光学組織 3 4 もやはり網膜から波面センサ 3 6 に向かって前方向に像 4 4 を伝送する。実際に網膜 R 上に形成された像 4 4 は、像源が最初に光学組織 3 4 により伝送されるときに眼球の光学システムの何らかの欠陥により歪んでいる可能性がある。任意選択的に像源投影光学系 4 6 は、像 4 4 のどのような歪みをも低減させるよう構成又は適合させることができる。

30

## 【 0 0 3 8 】

幾つかの実施形態では、像源光学系 4 6 は、光学組織 3 4 の球面誤差及び/又は円柱誤差を補正することにより低次の光学誤差を減少させることができる。同様に、可変鏡（以下に記載）のような適応光学素子を用いることにより、光学組織の高次光学誤差も補正することができる。網膜 R 上の像 4 4 で点又は小スポットを定めるように選択された像源 3 2 を用いると、波面センサ 3 6 により供給されるデータの分析を容易にすることができる。瞳孔の中心部分は周辺部分よりも光学誤差が少ない傾向があるので、瞳孔 5 0 より小さい光学組織 3 4 の中央領域 4 8 を通して源の像を伝送することにより、像 4 4 の歪みを制限することができる。これは、特定の像源の構造に関係なく、一般的には、明瞭で正確な像 4 4 を網膜 R 上に形成するのに有利となる。

40

## 【 0 0 3 9 】

1 つの実施形態では、Hartmann-Shack センサ像の像スポット分析から得られる x 及び y 波面勾配値と、瞳孔カメラ 5 2（図 3）の像により測定される Hartmann-Shack レンズレットアレイの公称中心からの x 及び y 瞳孔中心ずれとを含む、2 つの別個のアレイとして、波面データがコンピュータ読み取り可能媒体 2 9 又は波面センサシステム 3 0 のメモリ内に記憶される。このような情報には、眼球の波面誤差に関する全ての入手可能な情報が含まれ、波面又はそのあらゆる部分を再構築するのに十分である。このような実施形態では、Hartmann-Shack 像を 2 回以上再処理する必要は無く、勾配アレイを記憶させるのに必要なデータスペースは大きくはない。例えば

50

、直径8mmの瞳孔の像を収容するためには、20×20の大きさ（即ち400素子）の  
アレイで十分である場合が多い。理解されるように、別の実施形態では波面データは、単  
一のアレイ又は複数のアレイとして、波面センサシステムのメモリに記憶することができ  
る。

【0040】

本発明の方法は、一般に、像44を感知することに関して説明されることになるが、一  
連の波面センサデータ読取り値を取ることができる。例えば、時系列の波面データ読取り  
値は、眼球組織収差をより正確に全体的に求めるのに役立たせることができる。眼球組織  
は、短時間で形状が変化する可能性があるので、時間的に分離された複数の波面センサ測  
定では、屈折矯正手順のベースとして光学特性の単一のスナップショットに依存すること  
を回避することができる。また、異なる構成、位置、及び/又は方向での眼球に関して眼  
球の波面センサデータを取得することを含む更に別の方法も利用可能である。例えば、そ  
の全開示内容が引用により本明細書に組み込まれる米国特許第6,004,313号に記載する  
ように、患者は、固視ターゲットに焦点を合わせることにより、波面測定システム30  
との眼球の位置合わせの維持が容易になる。この参考文献に記載されるように固視ター  
ゲットの位置を変化させることにより、眼球の光学特性は、眼球が変化する距離及び/又  
は角度で視野を結像するよう対応又は適合する間に決定することができる。

10

【0041】

眼球の光軸の位置は、瞳孔カメラ52から供給されるデータを参照することにより確認  
することができる。例示的な実施形態では、瞳孔カメラ5は、瞳孔50を結像して、光学  
組織に対して波面センサデータを位置合わせするために瞳孔の位置を決定する。

20

【0042】

波面測定システムの別の実施形態が図3Aに示されている。図3Aのシステムの主要構  
成要素は、図3のものと同様である。また、図3Aは、可変鏡の形態の適応光学素子53  
を含む。源の像は、網膜Rへ伝送される間に可変鏡98から反射される。また、この可変  
鏡は、網膜Rと撮像センサ40との間で伝送像を形成するのに用いられる光路にも沿って  
いる。可変鏡98は、網膜上に形成される像又は網膜上に形成された像の後続の像の歪み  
を制限するようコンピュータシステム22により制御可能に変形させることができ、結果  
として得られる波面データの精度を向上させることができる。図3Aのシステムの構造及  
び用途は、米国特許第6,095,651号に更に詳細に記載されており、この全開示内  
容は引用により本明細書に組み込まれる。

30

【0043】

眼球測定と切除用の波面測定システムの実施形態の構成要素には、カリフォルニア州サ  
ンタクララのVISX INCORPORATEDから入手可能なVISX WaveScan（登録商標）の素子を含むことができ  
る。1つの実施形態では、上に記載するよう  
な可変鏡を備えたWaveScan（登録商標）が含まれる。波面測定システムの別の実  
施形態は、米国特許第6,271,915号に記載されており、その全開示事項は引用に  
より本明細書に組み込まれる。本発明での使用においてどのような波面収差計を用いても  
よいことは理解される。

【0044】

本発明は、光屈折角膜切除術（PRK）、レーザー角膜内切削形成術（LASIK）、  
レーザー角膜上皮切除形成術（LASEK）、その他の同様のものの精度を向上させ、効  
率を向上させるのに有用である。本発明は、光学形状をスケールングするための方法を改  
良することによるか、新しい光学形状を生成又は導出すること等によって光学矯正法の改  
善を可能にする。

40

【0045】

本発明の技術は、カリフォルニア州サンタクララのVISXから市販されているVISX  
エキシマレーザー眼球手術システムを含む、現行のレーザーシステムに用いるように容  
易に適合させることができる。他の適切なレーザーシステムは、Alcon、Bausch  
& Lomb、Wavelight、Schwind、Zeiss-Meditec

50

、L a s e r s i g h t、N i d e k等により製造されている。

【0046】

標準的な点広がり関数(point spread function)は、場合によっては視力を決定するのに有用であるが、状況によっては望ましい結果をもたらさない場合もある。点広がり関数を特定の光学系システムに特化すると有利である。例えば、眼球のような特定の光学システムは、色収差、網膜感受性、又は視覚特性に影響を及ぼすS t i l e s - C r a w f o r d効果などの要因を含むが、このタイプの要因に基づいて点広がり関数を修正することが望ましい場合がある。本明細書では、標準点広がり関数を修正し、このような視覚特性が修正された点広がり関数を得るための幾つかの方法を記載する。

【0047】

本発明によれば、患者の眼の角膜とレンズの光学特性に基づき客観的な光学感度の尺度を予測することができる。詳細には、本発明は、波面測定に基づき個体の眼の光学的品質を求めるためのシステム、方法、装置を提供する。波面技術の出現で、角膜と水晶体を含む眼球全体の光学収差を客観的且つ正確に求めることができるようになった。客観的視力又は光学感度は、ヒトの眼球の波面測定に基づいて予測することができる。

【0048】

本発明では、眼球の結像能力を決定するために、個体の眼球の光学収差により引き起こされる視覚的歪みの測定を用いることができる。多くの場合、視覚的歪みの測定は、視覚特性が修正された視覚的歪みの測定とすることができる。次いで、解像度ターゲットに対する眼球の結像能力をシミュレートすることにより、感度測定モデルを構築することができる。その結果、感度測定モデルを用いて眼球の推定視力又は光学感度を求めることが可能である。視力モデルは、推定感度が実際の眼の視力又は光学感度に正確に関連付けられるように推定することができる。眼球の結像能力は、点広がり関数及び光線追跡法を含む種々の方法で特徴付けることができる。

【0049】

例えば本発明は、多くの場合、眼球の波面測定に基づき点広がり関数を求めること、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成すること、像に基づき眼球の客観的光学感度の測定値を求めることを含む。

【0050】

眼球の波面測定に基づく点広がり関数の決定

波面解析では、光が高度にコリメートされたビームを網膜上に投影し、反射した出射ビームを処理して波面収差マップを生成する。収差マップは、眼の光学システムを通過するときに波形に導入される収差を表している。

【0051】

反射した出射ビームを処理してマップを生成するための多くの公知の方法がある。例えば、H a r t m a n n - S h a c k法では、単一レーザービームをスポットとして網膜上に投影する。反射ビームは、小さなレンズレットのアレイにより取り込まれ、これにより、この光線が陰極結合素子(C C D)カメラ又は他の画像キャプチャ装置上のスポットのアレイに合焦する。結果として得られるスポットを用いて波面マップが生成される。波面測定装置は市販されており、これには、V I S X、I n c o r p o r a t e dから入手可能なW a v e S c a n(登録商標)システムがある。

【0052】

波面収差マップの有用な特徴は点広がり関数(P S F)であり、特定の患者が現在の光学収差により受ける視覚的歪みを表すことができる。このようにP S Fを用いて、光学システムの性能を予測するか、或いは特徴付けることができる。一般に、P S Fは、システムの光学系による回折から得られる焦点面での理想的な点様発生源の強度分布に基づいている。P S Fは、3次元図形もしくはレンズ又は光学システムにより生成される点発生源の像の数学的表現とすることができる。

【0053】

波面技術では、眼の光学システムの光路差(O P D)に基づいて点広がり関数(P S F

10

20

30

40

50

を計算することが可能であり、この場合、眼の光学システムは角膜とレンズを含むことができる。光路差は、理想的な球面の入来波と比較した到来波との偏差に基づくことができる。波面装置からセンサデータを取得し、光学システムの光路差と点広がり関数を計算する利用可能な標準ソフトウェアパッケージがある。

【0054】

点広がり関数の計算

点広がり関数 (PSF) は典型的には、波面データに基づいて計算される。例えば、収差を伴う波面は  $W(r, \theta)$  で示すことができる。また、点広がり関数、特に視覚特性が修正された点広がり関数を求める際には、多色効果、ヒトの眼の色収差、Stiles-Crawford (スタイルス-クロフォード) 効果、網膜スペクトル応答関数などの影響を考慮することもある。従って、本明細書に記載する点広がり関数の実施の多くは、標準的な点広がり関数ではなく、視覚特性が修正された点広がり関数を意味する。これらの影響を考慮すると、例えば、多色 PSF は次式で表すことができる。

10

【数5】

$$PSF = \sum_{\lambda} R(\lambda) \left| FFT \left( P_{sc}(r) \exp \left[ -j \frac{2\pi}{\lambda} [W(r, \theta) + \alpha D(\lambda)] \right] \right) \right|^2,$$

式中、 $R(x)$  は網膜スペクトル応答関数であり、

【数6】

20

$$R(\lambda) = e^{-300(\lambda - \lambda_0)^2}$$

に近似し、 $P_{sc}(r)$  は瞳孔アポディゼーション関数 (Stiles-Crawford 効果) であり、

【数7】

$$P_{sc}(r) = 10^{-\frac{r^2}{R^2}}$$

として記述することができ、 $D(\lambda)$  は波長  $\lambda$  での色収差であり、

$D(\lambda) = -21.587 + 92.87\lambda - 134.98\lambda^2 + 67.407\lambda^3$  に近似し、中心波長  $\lambda_0$  は  $0.55 \mu\text{m}$  (上の式中の全ての波長単位は  $\mu\text{m}$  である) とすることができる。瞳孔アポディゼーション強度パラメータ  $\alpha$  は  $0.06$  とすることができる。  $\alpha$  は、ジオプターから光路差 (OPD) への換算係数を表すことができる。FFT は、高速フーリエ変換を表すことができ、 $|*|$  は複素数の加群を表す。

30

【0055】

多色波長で実施する際には、それぞれ  $0.40$ 、 $0.45$ 、 $0.50$ 、 $0.55$ 、 $0.60$ 、 $0.65$ 、 $0.70 \mu\text{m}$  の7つの波長で白色光スペクトル全体を適切に近似することが分かっている。

【0056】

像を生成するために点広がり関数を用いた解像度ターゲットの畳み込み

40

点広がり関数又は他の視覚的歪みの測定値が眼球の波面測定値に基づいて求められると、典型的には解像度ターゲットのような対象を PSF 又は他の測定値で畳み込み、感度測定モデルを多くの場合はボケが生じた像の形態で生成することにより光学システムの能力をシミュレートすることができる。これは、PSF が光学システムにより生成される像に現れる誤差とアーチファクトの良好な尺度であると考えられるためである。

【0057】

解像度ターゲットの構築

上述のように、解像度ターゲットを、波面測定から計算され点広がり関数で畳み込むことができる。解像度ターゲットは、ターゲットのボケが生じた像から解像度又は光学的品質の判定を推測することができるように構築することが有用である。解像度ターゲットは

50

、空間周波数の広域スペクトルを表す解像度ライン又はセグメントを含む。また、解像度ターゲットは、異なるコントラスト感度を表すことが望ましい場合がある。多くの場合、解像度ターゲットは、数学的モデル又はコンピュータモデルにより表され、或いはソフトウェアモジュール、ハードウェアモジュール、又はソフトウェア要素とハードウェア要素の両方を含むモジュールで構築される。

【 0 0 5 8 】

第1の解像度ターゲット技術は、異なるサイズを有する、スネレンEなどの単一の視力表文字に基づく。文字の大きさは、予想される回折限界の点広がり関数 ( P S F ) の大きさに基づいて決定することができる。例えば、20 / 20 の文字Eの各水平方向ストロークは、角度1分に対応する角度解像度を有する。従って、回折限界P S Fが4ピクセルにわたる1 / 2分であれば、文字Eの各水平ストロークは8ピクセル幅にわたる。同様に、各水平ストロークの高さ並びに各水平ストローク間の間隔は、8ピクセルである。従って、文字Eの高さは、40ピクセル ( 8 \* 5 ) にわたる。文字Eは正方形であるので、幅も40ピクセルにわたる。

10

【 0 0 5 9 】

図4A、図4B、図4Cは、それぞれ20 / 20、20 / 40、20 / 80の視力測定値に対応する視力表文字Eを含む解像度ターゲットを示す。このような解像度ターゲットは、客観的光学感度を予測又は評価するのに用いることができる。この方法での客観的光学感度の判定には、通常は、大きさを変化させた解像度ターゲットで複数の試験を行うことを含む。典型的には、点広がり関数で畳み込んだ大きな文字が識別可能である。しかしながら、文字の大きさが小さくなる程、畳み込みのボケの作用がより顕著になる。光学感度の決定において、この方法には、ボケが生じた像をほとんど識別できない解像度ターゲットの大きさを求めることを含む。

20

【 0 0 6 0 】

第2の解像度ターゲット技術には、20 / 20、20 / 40、20 / 60、20 / 80の視力測定値に対応する視力図表文字Eを含む図4Dに示す解像度ターゲットのような全視力図表の使用を伴う。全視力図表は、点広がり関数 ( P S F ) で畳み込まれ、解像度は異なる大きさの文字でのコントラスト損失を評価することにより推定することができる。

【 0 0 6 1 】

第3の解像度ターゲット技術には、格子縞パターン解像度図表を用いることを含む。このような解像度ターゲットは、図5A ( 100%コントラスト ) に示すような高コントラスト、図5B ( 10%コントラスト ) に示すような低コントラストとする。

30

【 0 0 6 2 】

最も高い空間解像度又は周波数を有する最も細いライン ( 例えば、1ピクセル幅 ) は通常、図表の中央に配置される。中央から外方に進むと、解像度ラインは大きさと間隔が増加して大きくなる。例えば、次の解像度ラインは、すぐ内側のラインの空間解像度又は周波数の1 / 2に対応する。図5A、図5Bに示すように、この推移が続くと、最も外側の解像度ラインは32倍の大きさ、すなわち幅が32ピクセルとなる。従って、例えば、最も細いラインは20 / 10の視力を表し、最も太いラインは20 / 320の視力を表す。

【 0 0 6 3 】

格子縞型の図表を点広がり関数で畳み込むことにより、眼球の光学感度を判定するのに用いることができるボケが生じた像が得られる。眼文字図表と比較すると、格子縞図表は、方向のバイアスが欠如したものとすることができる。例えば、文字Eは、3つの水平ストロークと1つの垂直ストロークとを有するので、水平方向でよりバイアスが大きい。格子縞型解像度ターゲット法には、通常、光学感度を推定するために幾つかの解像度ラインを評価するステップが含まれる。また、ラインは典型的には大きさが増大するにつれ、例えば内側から外側へ大きさが2倍になると、これに応じて感度測定結果が増大するようになる。例えば、このような図表では、20 / 10、20 / 20、20 / 40、20 / 80、20 / 160等の感度を得ることができる。

40

【 0 0 6 4 】

50

第4の解像度ターゲット技術には、中央（最高解像度）から周辺（最低解像度）まで連続した解像度で構築された解像度スポークを用いることを含む。図6Aは、20°間隔で100%コントラストの解像度スポークを示す。上述の文字図表は一様なラインを含み、典型的には離散的な空間周波数にのみ対応するが、解像度スポーク解像度ターゲットは、空間周波数の範囲に対応するラインを有する。言い換えると、スポークラインの空間的解像度の変化は実質的に連続であり、スポークの中央に向かって解像度が高く、スポークの外側周辺に向かって解像度が低い。しかしながら場合によっては、解像度スポークターゲット、又はその畳み込み像、或いはその両方をピクセル化することができるので、解像度は正確には連続ではない場合もある。この解像度ターゲットが点広がり関数で畳み込まれると、光学感度測定値に対応する円を求めることができる。従って、光学感度は、極めて

10

## 【0065】

角度間隔は、望ましい解像度に従って制御することができる。例えば、スポークを極めて正確な低収差感度試験に用いる場合には、角度間隔を極めて小さくして極めて細かいスポークを構築する。一方、ターゲットが解像度スポークを用いて大きな解像度範囲を予測する場合には、角度間隔を遥かに大きくする。本明細書で例示される解像度スポークは、異なる角度間隔及びコントラストで構築される。本明細書で提供された例の多くは計算に30°を用いている。解像度コントラストに関しては、図6Aは、高解像度コントラスト（例えば100%）における解像度スポーク型の解像度ターゲットを示しており、図6Bは、低解像度コントラスト（例えば10%）における解像度スポーク型の解像度ター

20

## 【0066】

光学システムの解像度は、半径方向と接線方向で変化させることができる。図16に示すように、接線方向解像度又は感度は、半径方向解像度が変化しても一定を保持することができる。同様に図17に示すように、半径方向解像度又は感度は、接線方向解像度が変化しても一定を保持することができる。これに関連して垂直解像度は、水平解像度とは異なるものとする。第5の解像度ターゲット技術には、図6C及び図6Dに示されるようにアルキメデスの螺旋の利用が含まれる。この方法では、解像度スポークと比較して、望ましい解像度に従って半径方向の解像度を評価することができ、これを用いて接線方向の解像度を評価することができる。

30

## 【0067】

例えば、極めて正確な低収差半径方向感度試験に螺旋を用いる場合には、螺旋を互いに極めて近接して配置し、内側から外側に多くの螺旋を有する高密度に配列されたターゲットを生成する。これに関連して極めて正確な低収差半径方向感度試験に螺旋を用いる場合には、螺旋を極めて厚くする。解像度コントラストに関しては、図6Cでは、高解像度コントラスト（例えば100%）におけるアルキメデスの螺旋型の解像度ターゲットが示され、図6Dでは、低解像度コントラスト（例えば10%）のアルキメデスの螺旋型解像度ターゲットが示される。

## 【0068】

第6の方法には、解像度スポーク法及びアルキメデスの螺旋法を組み合わせ、真の解像度測定値を得る方法が含まれる。この方法は、2つのベクトルの組み合わせに類似しており、以下の式で表すことができる。

40

$$r = (r_1^2 + r_2^2)$$

式中、 $r$ は真の解像度を表し、 $r_1$ は解像度スポーク法に基づく解像度推定値を表し、 $r_2$ はアルキメデスの螺旋法に基づく解像度推定値を表す。

## 【0069】

また、解像度ターゲットは、同様の感度試験条件下でのコントラスト変動を考慮してもよい。例えば、10%コントラスト感度は、10%コントラスト解像度ターゲットを点広がり関数（PSF）で畳み込むことにより実施することができる。図5B、図6B、図6Dは、10%低コントラストの解像度ターゲット又は解像度スポークを示しており、図5

50

A、図6A、図6Cは、100%の高コントラストを表している。コントラストは、最高強度と最低強度との間の照度の差を最高強度と最低強度の合計で除算したものと定義することができる。従って、解像度ターゲットのコントラストは、以下の式で定義することができる。

$$\text{コントラスト} = (i_{\max} - i_{\min}) / (i_{\max} + i_{\min})$$

【0070】

像に基づく眼球の客観的光学感度の測定値の決定

上述のように、解像度ターゲット又は解像度ターゲットモデルは、ボケが生じた像又はボケが生じた像モデルを生成するために、点広がり関数で畳み込まれる。像のボケの程度を評価することにより、光学システムの解像度を判定することができる。例えば、2つの解像度ラインは、もはや識別できなくなる程度までボケる。一方、ラインは、依然として互いに識別可能であるようにボケる。畳み込み解像度スポークの場合には、その内側ではスポークが識別可能ではないが、その外側ではスポークが依然として識別可能である特定の解像度半径が存在する。数学的手法を用いて、識別可能なものと識別できないものとを判定することができる。このような識別可能性の判定は、点広がり関数で畳み込んだ解像度ターゲット、又はそのモデルの強度パターンの分析に基づく。

【0071】

例えば、光学感度の予測又は評価は、畳み込みを行った暗領域対明領域に関するピクセル値の分析に基づく。PSFが十分に大きければ、一定の半径を有する円の内側にあり、黒色領域と白色領域とを区別又は識別することができない程度まで解像度スポークを畳み込んでボケを生じさせる。しかしながら円の外側では、依然として黒色領域と白色領域とを区別又は識別することができる。従って、この円の半径は、眼の光学システムの解像度を定めることができる。以下で考察するように、光学システムの光学感度を求めるためにレイリーの基準を用いて適切な解像度環を求めることができる。

【0072】

解像度判定

光学解像度の判定は、レイリーの基準に基づく。円形アパーチャを備えた回折限界光学システムでは、収差が無い状態で動作させると、PSFはエアリーディスク(Airy disk)により表わされる。

【0073】

レイリーの基準によれば、1つのスポットの第1の暗い環が他のスポットのピークの直ぐ下にあるような距離だけ2つの回折限界点源(エアリーディスク)が分離されている場合には、2つのスポットは識別可能と考えることができる。2つを加えたエアリーディスクのプロファイルが図7に示されている。y軸は正規化強度を表し、x軸は空間距離を表す。これらの2つのエアリーディスクは1.22ラジアンだけ分離されている。これら2つのエアリーディスクを加えたプロファイルは、

【数8】

$$i(r) = \left[ \frac{2J_1(r)}{r} \right]^2 + \left[ \frac{2J_1(r+1.22\pi)}{r+1.22\pi} \right]^2,$$

と記述することができる。式中、 $i(r)$ は半径の関数としての強度である。図の中央に示すように、プロファイルを加えると2つのピークとその間の1つの谷を生じるようになる。この等式をピークと谷に対して解くと、谷強度のピーク強度に対する比率が0.7346:1となる。このコントラスト比は、ピークと谷との強度コントラストを表す。この方法によれば、畳み込み解像度スポークに関する解像度環のコントラスト比が0.7346未満である場合には、この距離で解像度環は識別可能であると考えられる。このように、解像度判定は、レイリーの基準に基づいている。エアリーディスクから得られる結果は、識別可能性を判定するための他の方法のベースとなる。

【0074】

識別可能なものを判定するためにエアリーディスク法を用いる代わりに、畳み込み解像度スポーク像を用いることが可能である。畳み込みスポークの中心から所与の半径方向距離にある円は、正弦波信号を生成する。コントラスト調節正弦波信号が最大と最小強度値として1と0.7346を有する場合には、図8Aに示すように、平均左象限の右象限に対する期待比率は、

【数9】

$$\rho = \frac{\int_0^{\pi/2} [a_0 + b_0 \cos(\theta + \pi/2)] d\theta}{\int_{\pi/2}^{\pi} [a_0 + b_0 \cos(\theta + \pi/2)] d\theta} = a_0,$$

10

と表すことができ、式中、 $a_0 = 0.8673$ （左象限 - 暗部での平均強度値）、 $b_0 = 0.1327$ （右象限 - 明部での平均強度値）である。

【0075】

この方法によれば、2つの解像度スポーク又はラインがレイリーの基準に従ってある距離だけ分離されているときに、畳み込みスポークの暗部分（谷）の明部分（ピーク）に対するコントラスト比が0.8673より小さければ、2つのスポーク又はラインは、識別可能であると考えられる。

【0076】

バーラインに関しては、図8Bに示すように、この判定は以下の式に基づく。

【数10】

20

$$\text{AverageBlack} = \frac{\sum \text{Pixel}_1 + \sum \text{Pixel}_3}{\sum L_1 + \sum L_3}, \text{ and}$$

$$\text{AverageWhite} = \frac{\sum \text{Pixel}_2}{\sum L_2}$$

式中、Pixelは、関心のある特定領域の各ピクセルの強度値の合計を表し、Lは、関心のある特定領域の実際のピクセル数を表す。

30

【0077】

従って、コントラスト調節正弦波法の下では、AverageBlack / AverageWhiteが0.8673未満であれば、バー又はラインは識別可能であると考えられる。識別可能なスポークの定式化も同様の計算に従う。

【0078】

図8Bは、畳み込み格子縞型解像度ターゲットの2つのバーを示し、図8Cは、畳み込み解像度スポークの2つの光線を示す。図8Bの矢印で示すように、コントラスト比を計算するときには、解像度バーの長さに沿った何れかの部分を考慮する。しかしながら、図8Cに矢印で示すように、解像度スポークでは、解像度は半径方向に沿って変化する。言い換えると、1つの解像度半径のコントラスト比は、別の解像度半径のコントラスト比と異なるものとするができる。解像度スポークの中心に向かって位置する解像度環は、解像度スポークの外側周辺に向かう解像度環と比較すると、識別可能なコントラスト比を生じる可能性は少ない。

40

【0079】

解像度環の較正及び感度の計算

解像度環は、畳み込み解像度スポークが依然として識別することができ、且つそれを超えるとスポークが識別可能でなくなる半径に対応する。解像度環の判定は、スポークの角度間隔と解像度ターゲットのコントラストに依存する。上に述べたように、レイリーの基準を用いて、依然として解像度スポークを区別することができる最小の解像度環を求めることができ、従って、光学システムの解像度を得ることができる。その結果、解像度は、

50

例えば 20 / 20 に文字数を加えたものとしてスネレン形式又はログマー ( log M A R ) 形式で光学感度に変換することができる。

【 0 0 8 0 】

畳み込み解像度スポークの解像度環の判定と較正の際には幾つかの方法を用いることができる。第 1 の方法では、解像度環の判定は、0.5 mm 直径の瞳孔、又はアパーチャサイズを用いて行う。エアリーディスク半径は、式  $r = 1.22 \lambda / D$  ( 式中、 $\lambda$  は白色光の中心波長、D は瞳孔の直径である ) で計算することができる。ディスク半径 ( ラジアン単位 ) は、角度分に関して、

$$r = 1.22(0.55 \times 180 \times 60) / (0.5 \times 1000 \times \pi) = 4.613'$$

として計算することができ、これはディスクの第 1 の暗部分に対応し、式中  $r$  は 0.55  $\mu m$  である。割当量 360 / 2 を用いてラジアンを度に変換することができ、比率 60 / 1 を用いて度を分に変換することができる。このディスク半径は、512 のフレームサイズを用いる場合には約 33 ピクセルに相当する。様々なフレームサイズが異なる較正係数を有する。

10

【 0 0 8 1 】

これらの計算に基づくと、1' ( 1 分 ) は、33 / 4.613、すなわち約 7.153 ピクセルに等しい。この第 1 の方法では、解像度は、瞳孔サイズに依存する。正規化半径での各スポークの円弧長は、以下の式で計算することができる。

$$\text{円弧長} = 2 \pi r \sin(x/2) = 360^\circ r \sin(x/2)$$

【 0 0 8 2 】

従って、

$$x / (360 \times 2 \pi \times 256 \text{ピクセル} \times r) = 7.153 \text{ピクセル} (20/20 \text{に対する})$$

及び、

$$r = (7.153 \times 360) / (2 \pi \times 256) = 0.1067$$

である。

20

【 0 0 8 3 】

従って、20 / 20 感度に対する解像度半径は、0.1067 と判定される。

表 1 は、解像度環を較正するこの第 1 の方法に基づき、スネレン感度値に対応する種々の解像度半径値を示す。

【 表 1 】

30

表 1					
感度	20 / 10	20 / 20	20 / 40	20 / 80	20 / 160
r	0.053	0.1067	0.213	0.427	0.854

【 0 0 8 4 】

表 1 は、図 10 A ~ 図 10 E に示す解像度環に対応しており、表中、異なる解像度半径値は、異なる光学感度測定値に対応する。この第 1 の方法に基づいて解像度環を較正するのに他の方法を用いることもできる。

【 0 0 8 5 】

例えば、解像度環を較正するための第 2 の方法には、少量の焦点誤差を解像度スポークに導入して、コントラスト反転の効果を観察することを含む。コントラスト反転とは、単一スポークの出現が図 9 A、図 9 B に見られるように暗色と明色とを繰り返す現象を意味する。図 9 A は、6 mm 瞳孔に対して 0.25 D 焦点誤差で解像度スポークが 6 ° 間隔のコントラスト反転を示す。図 9 B は、6 mm 瞳孔に対して 0.25 D 焦点誤差で解像度スポークが 10 ° 間隔のコントラスト反転を示す。図 9 C は、図 6 B のデフォーカス解像度像の光学的伝達関数を示す。図 9 B、図 9 C に示すように、4 つのコントラスト反転は、光学的伝達関数 ( O T F ) の符号が変わる 4 つの場所に対応する。

40

【 0 0 8 6 】

コントラスト反転を用いれば、僅かなデフォーカスだけで解像度スポークを構築して畳み込むことが可能である。第 2 の方法では、第 1 の方法に比べると平均して真の r は期待

50

値の約 0.4 倍の大きさである。このことは、第 1 の方法による解像度環半径  $r$  は、第 2 の方法に従って解像度環半径を推定することができる以下の式に示すように、約 0.4 の係数でスケールリングして第 2 の方法により生じた解像度環半径を得ることができることを意味する。

$$r = (7.153 \times 0.4 \times 360) / 2 \times x \times 256 \quad (\text{変形式})$$

【 0 0 8 7 】

表 2 の第 2 列は、図 6 C に示すような回折限界 O T F 較正後の光学的伝達関数 ( O T F ) の 4 つの符号反転 N の空間周波数を列挙する。空間的周波数は、周期 / 度に関して表すことができ、これを解像度の測定値として用いることができる。第 2 列の空間周波数を用いて、次式

$$x = 30 / f$$

( 式中、 $x$  は角度分を表し、 $f$  は空間的周波数を表す ) に従い、第 3 列の角度分の値を計算することができる。典型的には、20 / 20 感度は、30 周期 / 度に関連し、これは 1 分にも対応する。

【 0 0 8 8 】

第 4 列は、光学的伝達関数から計算され、上に記載した変形式に基づく解像度環半径計算を含む。この計算には、瞳孔サイズを 1 とするステップと、解像度環半径を正規化するステップとが含まれる。第 5 列には、図 6 B に示すような解像度スポークのコントラスト反転を視覚的に検査することに基づく解像度環半径推定が含まれる。第 5 列は、解像度ターゲットの外形寸法に対する反転の環の比率である。

【表 2】

N	周波数 ( c p d )	角度分	r	実際
1	23.0 (+から-)	0.767	0.102	0.06
2	33.5 (-から+)	1.12	0.156	0.16
3	54.5 (+から-)	1.82	0.273	0.27
4	101.6 (-から+)	3.39	0.391	0.40

【 0 0 8 9 】

表 2 解像度スポークのコントラスト反転での解像度環の半径に対応する光学的伝達関数 ( O T F ) の符号反転時の空間周波数

【 0 0 9 0 】

較正の第 3 の方法には、異なる瞳孔サイズを用いて異なる点広がり関数 ( P S F ) を構築し、個々の瞳孔サイズの解像度半径  $r$  を求めるステップが含まれる。この方法は、波面収差のない回折限界の場合に基づく。表 3 は、種々の瞳孔サイズに対応する計算した解像度半径  $r$  を示す。ここでは、第 1 の方法と比較すると縮尺係数は 0.6 である。

【表 3】

番号	瞳孔	エアリーディスク	解像度 r	比率	比率 / 0.1067
1	0.25 mm	9.226'	0.58	0.063	0.59
2	0.5 mm	4.613'	0.28	0.061	0.57
3	1 mm	2.306'	0.14	0.061	0.57
4	2 mm	1.153'	0.06	0.052	0.49

【 0 0 9 1 】

第 3 列のエアリーディスク半径は、角度分に関し、式  $r = 1.22 / D$  ( 式中、 $D$  は瞳孔直径 ) に従って第 2 列から計算することができる。第 4 列の解像度  $r$  は、畳み込み図標を視覚的に検査することに基づく。例えば、図 19 に示し表 3 の第 2 列に記載するように、0.5 mm 瞳孔に対しては、解像度半径  $r$  は 0.28 と推定される。第 5 列の比率は

、第4列の解像度  $r$  を第3列に示すエアリーディスクの半径で除算することにより計算することができる。この比率は、上の表3に示すように20 / 20 スネレン感度の解像度半径である0.1067で除算することができ、結果を第6列に示す。すなわち、較正係数は第6列の値に基づくことができ、これはほぼ0.6である。

【0092】

望ましくは、第2の方法による0.4と、第3の方法による0.6を平均して較正係数0.5を得ることができる。従って、解像度半径は、

$$r = (7.153 \cdot 0.5 \cdot 360) / (2x \cdot 256) = (7.153 \cdot 360) / (2y \cdot 256)$$

(式中、 $y = 2x$  は間隔係数である)として計算することができる。この場合、 $y = 30$  であるので  $r = 0.05336$  であり、これは最初に推定した値である0.1067の約1/2である。

【0093】

較正後の特定の解像度スポーク(15°間隔)の解像度環を図10A~図10Eに示す。図10Aは、20 / 10の光学感度に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す。図10B~図10Eは、それぞれ、20 / 20、20 / 40、20 / 80、20 / 160の光学感度に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す。従って、20 / 20の感度に対する解像度環の半径は、以下の一般式

$$r = 360 \text{ m} / 4 \quad x \quad d$$

(式中、 $m$  は回折限界PSFに対するピクセル解像度/分、 $x$  はスポーク間隔(度)、 $d$  は像フレームのピクセルの総数である)で表すことができる。ここでの像フレームは512 × 512ピクセルである。解像度スポーク、PSF、及び畳み込み像のフレーム寸法は、全て512 × 512ピクセルである。

【0094】

典型的には、大きな瞳孔では点広がり関数が小さくなり、逆もまた同様である。例えば、瞳孔直径が2mm未満であれば、回折限界点広がり関数は既に十分な大きさで、矯正手術の必要性は低い。瞳孔の大きな眼球では、収差がより高次である程より大きな役割を果たす。

【0095】

図13は、畳み込みを行ったアルキメデスの螺旋の解像度ターゲットを示す。光学感度の計算は、解像度スポークに関して上記で考察したものと同一原理に基づく。高解像度測定値は、螺旋の内側領域に向かって位置する解像度環に対応し、低解像度測定値は、螺旋の外側周辺に向かって位置する解像度環に対応する。

【0096】

PSFは、非点収差又はコマ収差の場合に可能なように、常に回転対称であるわけではないことは理解されるであろう。幾つかの場合において、望ましくは上述のように解像度スポーク法とアルキメデスの螺旋法により提供されるベクトルに基づいた平均又は結合の方法を実施することができる。同様に、眼球によっては強度の水平非点収差を有する可能性があり、垂直感度が水平感度より良好な場合がある。アルキメデスの螺旋のような解像度ターゲットを用いることにより、図14に示すような方向バイアスを捉えることが可能である。

【0097】

図16と図17は、接線方向感度及び半径方向感度を示しており、これは表4に更に示す。

【表4】

表4	
方向	感度/解像度測定値
同心円方向/円周方向	接線方向/ねじれ方向
内方~外方	半径方向

【0098】

10

20

30

40

50

図18に示すように、解像度スポークに関連して上述の感度評価法をピクセル計算等を含むアルキメデスの螺旋に適用することもできる。また、複数の波面測定も有利とすることができる。

【0099】

中心配置のための再調節

上述のように、解像度スポークを点広がり関数(PSF)で畳み込んで解像度環を判定した後、レイリーの基準を実施して光学感度を判定することができる。理想的には、点広がり関数は、スポークの中心に対して正確に中心に配置され、これにより、光学感度の判定が更に直接的な方法となる。しかしながら、幾つかの場合では、点広がり関数(PSF)は中心に配置されなくてもよい。実際、特定のゼルニケ多項式はx-成分又はy-成分を有する。従って、特定の眼球に対する点広がり関数(PSF)は、ある程度偏心している。この偏心は、推定光学感度に大きく影響を及ぼす可能性がある。従って、点広がり関数を再度中心配置することが望ましい場合がある。中心配置のため再調節するには、以下の4つの方法を用いることができる。2つの方法では瞳孔平面を、2つには結像平面を必要とする。

【0100】

瞳孔平面を用いる第1の中心配置方法では、平均波面傾斜を計算し、次に傾斜を補償する。この方法は、ゼルニケ導関数又は離散的な波面微分平均で実施することができる。

Z(r, )をゼルニケ多項式で表すと、波面W(r, )の導関数は、

【数11】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial x}$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sum_{i=1}^N c_i Z_i(r, \theta) = \sum_{i=1}^N c_i \frac{\partial Z_i(r, \theta)}{\partial y}$$

として記述することができ、式中、ゼルニケ導関数は、x-方向及びy-方向両方の平均波面傾斜を計算することができるように解析的に導くことができる。

【0101】

瞳孔平面を用いる第2の中心配置方法では、波面導関数は、次式に示すように、x-方向又はy-方向の何れかにおける2つの隣接するピクセル間の平均波面ピクセル差として実施することができる。

【数12】

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial x} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i,j+1} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

$$\frac{\partial W(r, \theta)}{\partial y} = \frac{1}{n} \sum_i \sum_j (W_{i+1,j} - W_{i,j}), (r \leq 1)$$

計算は、この領域内のピクセル総数nを用いて瞳孔領域内で行うことができる。

第1の結像平面法は、点広がり関数(PSF)の計算した重心に基づく。PSFの重心は、次式に従って実施することができる。

10

20

30

40

## 【数 1 3】

$$a_x = \frac{\iint xi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j j I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

$$a_y = \frac{\iint yi(x, y) dx dy}{\iint i(x, y) dx dy} = \frac{\sum_i \sum_j i I_{i,j}}{\sum_i \sum_j I_{i,j}}$$

10

式中、 $i(x, y)$  及び  $I_{i,j}$  は、それぞれ関数的及び離散的表現の点広がり関数を表す。この方法はまた、ピクセル重み付けとも呼ばれる。

## 【0 1 0 2】

第2の結像平面法では、例えばボケスポークは、入力スポークと相関付けることができる。シフトボケスポークと入力解像度スポークとの間の相関は、

## 【数 1 4】

$$c(a_x, a_y) = I(x, y) \oplus i(x - a_x, y - a_y),$$

と表すことができ、式中、 $I(x, y)$  は入力解像度スポークを表し、 $i(x, y)$  はボケ解像度スポークを表し、

20

## 【数 1 5】

$\oplus$

は相関の記号を表す。相関関数により、ボケが生じた像が入力像に対してどの程度偏心しているかを示すことができる。相関関数  $c(a_x, a_y)$  の最大値を表面検索すると、必要な再中心配置シフトを得ることができる。例えば、 $100 \times 100$  ピクセルを有する関数では、合計  $10,000$  ピクセル値が得られる。表面検索により、これらのなかで最高又は最大値ピクセルの位置を求めることができる。従って、この方法では、1つのピクセル精度を有することができる。

## 【0 1 0 3】

30

像シフトが得られると、調節を実施することができる。調節を実施する第1の方法は、点広がり関数 (PSF) を直接シフトすることである。点広がり関数 (PSF) がかなり広がっている場合には、この方法には、必要なデータの破棄及びゼロ詰めを必要とする場合がある。調節を実施する第2の方法は、瞳孔平面の波面傾斜を修正して、ボケ解像度スポークの最終的なシフトを得ることである。中心配置が再調節されると、点広がり関数を中心に配置することができ、光学感度の推定を信頼できるものに行うことができる。図 1 1 A と図 1 1 B は、それぞれ中心配置を再調節していないボケ解像度スポークと、再調節したボケ解像度スポークを示す。再中心配置を調節すると、像が鮮鋭になるように見える。図 1 1 A に対する推定光学的品質は、 $0.87$  ログマーであり、図 1 1 B 推定光学的品質は  $0.48$  ログマーである。

40

## 【0 1 0 4】

## 臨床試験結果

この技術の効果を試験するためには次の4つの臨床試験結果、即ち、高コントラスト非矯正視力、低コントラスト非矯正視力、高コントラスト最良眼鏡矯正視力、及び低コントラスト最良眼鏡矯正視力が予測に有用とすることができる。

## 【0 1 0 5】

近視 LASIK 手術を受けた患者の手術後1年での11眼により波面測定を行った。これらの眼に対する光学感度測定値を本発明により予測した。予測視力は、対応する  $100\%$  コントラストの主観的測定と比較する。図 1 2 は、これらの眼に対する測定 UCLM と予測 UCLM の相関関係を示す。予測 UCLM は、典型的には  $3 \sim 5$  の波面測定から得ら

50

れる予測 UCLM の平均であり、図では標準偏差も示されている。予測値と測定値との間の相関分散は、約 74% であると観察された。従って、ヒトの眼球の光学感度を初めて客観的に正確に測定することができた。

【0106】

これらの波面の多くは、薄暗い周囲の照明条件で取られたものであり、この場合、瞳孔直径は例えば約 6 mm とすることができる。これとは対照的に、視力検査は通常これよりも僅かに明るい照明条件で行われ、この場合、瞳孔直径は例えば約 4.5 mm とすることができる。従って、これらの結果は、予測感度と測定感度との間の幾らかの不一致を反映する。これは補償することができるが、視力検査が行われたときの正確な瞳孔サイズを知ることが望ましい。この知識に基づいて、入力波面マップを切り捨てて視力検査を受けている眼の瞳孔サイズを近似することができ、これにより、直接比較することが可能となり、光学感度の正確な予測又は判定を行うことができる。従って、6 mm 瞳孔直径は切り捨てることができ、4.5 mm 波面部分は点広がり関数及びこれに続く感度評価法のベースを形成することができる。

10

【0107】

また、本発明は、図 15 A の手順フローチャート、及び図 15 B ~ 図 15 E の関連システム図に示すような、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムも提供する。図 15 B に示すように、本発明のシステムには、収差を測定するモジュールを含み、これには、波面測定サブモジュール、波面マップサブモジュール、点広がり関数サブモジュールを含む。また、システムは、解像度ターゲットの結像をシミュレートするモジュールも含むことができ、このモジュールには、解像度ターゲットサブモジュール、畳み込みサブモジュール、像サブモジュールを含む。システムは更に、感度評価モジュールを含み、これには、感度計算及び予測サブモジュールを含む。図 15 C は、本発明のシステムが、波面モジュールを含み、さらに波面マップサブモジュール、点広がり関数サブモジュール、解像度ターゲットサブモジュール、畳み込みサブモジュールを有する畳み込みモジュールを含むことを示している。また、システムは、像サブモジュールと感度サブモジュールを有する感度評価モジュールも含んでいる。図 15 D に示すように、本発明によるシステムには、光学測定モジュール、解像度ターゲットを受け取る像シミュレーションモジュール、感度評価モジュールを含む。図 15 E は、本発明のシステムが、点広がり関数モジュール、像モジュールと感度モジュールを含むことを示している。またシステムは、解像度ターゲット入力モジュールをも含むことができる。システムは、波面測定入力モジュールを有することができる、波面測定モジュールを有することもできる。

20

30

【0108】

本発明によるシステムは、眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込み像を生成するモジュールと、像に基づいて眼球の光学感度測定値を予測するモジュールとを有することができる。また、システムは、眼球の波面測定を受け取る入力部を含み、さらに眼球の波面測定値を求めるモジュールを含むことができる。

【0109】

同様に、本発明は、個体の眼球の光学収差により誘起される視覚的歪みを測定して眼球の結像性能を判定するモジュールと、解像度ターゲットに対する眼球の結像性能をシミュレートすることにより感度測定モデルを構築するモジュールと、感度測定モデルを用いて眼球の推定視力を判定するモジュールとを含むシステムを提供する。推定視力を判定するモジュールは、推定感度が眼球の実際の視力に正確に相関付けられるように動作することができる。

40

【0110】

評価出力

また、本発明の方法は、1つ又はそれ以上の眼に対する評価出力の生成を提供する。また、評価出力を用いて、治療を行う前に光学治療手順の結果を推定することもでき、又は、治療を行った後に光学治療手順の結果を評価することもできる。

50

## 【0111】

1つの実施形態では、評価出力は眼の視力予測を含む。例えば、波面検査から得られるゼルニケ多項式をストリンググリッドオブジェクトに読み込むことができ、点広がり関数の計算を行うことができる。また、アパーチャは、瞳孔サイズより小さい場合には、瞳孔収縮の作用を得るのにも用いることができる。この方法を用いて、2004年6月10日に出願された米国特許出願第/（代理人整理番号第018158-022230US号）で更に考察されるように老眼を軽減することができ、該特許の全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。20/10～20/100（例えば20/10、20/12、20/15、20/20、20/25、20/32、20/40、20/50、20/64、20/80、20/100）の異なる視力ターゲットに対応する固定サイズの9つの視力表の文字（C、D、E、F、L、O、P、T、Z）を生成することができる。視力表の文字と視力ターゲットの組み合わせを選択することにより、この方法は、選択した視力表文字を用いて現在の波面検査から計算されたPSFの畳み込みを行うことができる。畳み込み文字が識別可能であるかどうかを視覚的に判定することにより、現在の試験に基づき眼の視力を予測することが可能である。

10

## 【0112】

収差

また、本発明は、不良な視覚に寄与する収差、良好な視覚に寄与する収差、視覚に影響を及ぼさない収差を判定又は識別することができるように光学収差と視力との間の相関関係を提供する。このような判定は、収差が無いところに収差を誘起し、既存の収差を修正し、及び/又は良好な視覚に寄与することができる収差の幾つかを故意に治療しない切除プロファイルを設計する際に有用とすることができ、この場合、収差には患者の視覚状態を扱うための高次収差を含むことができる。このような方法は、例えば、Odrichらに付与された米国特許第6,280,435号及び第6,663,619号（代理人整理番号第018158-011110US及び第018158-011120US）、及び2004年6月10日に出願された米国特許出願第/号（代理人整理番号第018158-022230US号）に見られる教示に基づく、老眼のための治療形態を設計するのに用いることができ、これらの全開示内容は引用により本明細書に組み込まれる。

20

## 【0113】

本発明の方法は、200MHzCPUと64MBメモリを備えたものを含む種々のコンピュータシステム上で実施することができ、典型的には、C又はC++などのコンピュータ言語でコード化される。シミュレーションは、1.2GHzCPUと256MBメモリを備えたノート型コンピュータ上で正常に動作している。また、本発明の技術は、高速で堅牢なコンピュータシステム上で実施することもできる。

30

## 【0114】

本発明の方法、システム、装置は、このような用途のための1つ又はそれ以上のキットとして提供することができる。キットには、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムを含む。このようなシステムには、眼球の波面測定に基づいて点広がり関数を求めるモジュールと、解像度ターゲットを点広がり関数で畳み込んで像を生成するモジュールと、像に基づいて眼球の光学感度測定値を予測するモジュールとを含むことができる。また、キットは、眼球の光学感度測定値を予測するためのシステムの使用説明書をも含む。任意選択的に、キットは更に、本発明に関して記載された他のシステム構成要素又は装置の何れか、及び本発明に関する何らかの他の材料又は物品を含むことができる。使用説明書には、上に記載したような方法の何れかを記載することができる。これに関して、本発明のシステム及び方法は、本明細書に記載される方法ステップの何れを実施するように構成することができる。

40

## 【0115】

理解を明確にするために、本発明の例示的な実施形態を詳細に説明してきたが、当業者であれば種々の変更形態及び変形形態が明らかであろう。従って、請求の範囲は添付の請求項によってのみ限定される。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0116】

【図1】本発明の実施形態によるレーザー切除システムを示す図である。

【図2】本発明の実施形態によるコンピュータシステムを示す概略図である。

【図3】本発明の実施形態による波面測定システムを示す図である。

【図3A】本発明の実施形態による別の波面測定システムを示す図である。

【図4A】視力測定値20/20に対応する視力表文字Eを含む解像度ターゲットを示す図である。

【図4B】視力測定値20/40に対応する視力表文字Eの解像度ターゲットを示す図である。

【図4C】視力測定値20/80に対応する視力表文字Eの解像度ターゲットを示す図である。

【図4D】視力測定値20/20、20/40、20/60、20/80に対応する視力表文字Eを含む視力表の解像度ターゲットを示す図である。

【図5A】高解像度コントラストの格子縞型解像度ターゲットを示す図である。

【図5B】低解像度コントラストの格子縞型解像度ターゲットを示す図である。

【図6A】高解像度コントラストの解像度スポーク型の解像度ターゲットを示す図である。

【図6B】低解像度コントラストの解像度スポーク型の解像度ターゲットを示す図である。

【図6C】高解像度コントラストのアルキメデスの螺旋型の解像度ターゲットを示す図である。

【図6D】低解像度コントラストのアルキメデスの螺旋型の解像度ターゲットを示す図である。

【図7】2つのエアリーディスクのプロファイルを示す図である。

【図8A】コントラスト調節正弦曲線を示す図である。

【図8B】格子縞型の畳み込み解像度ターゲットの2つのバーを示す図である。

【図8C】畳み込み解像度スポークの2つの光線を示す図である。

【図9A】6mm瞳孔に対して0.25D焦点誤差の角度間隔6°のコントラスト反転解像度スポークを示す図である。

【図9B】6mm瞳孔に対して0.25D焦点誤差の角度間隔10°のコントラスト反転解像度スポークを示す図である。

【図9C】図6Bに示すボケ解像度スポークに対する光学的伝達関数を示す図である。

【図10A】光学感度20/10に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す図である。

【図10B】光学感度20/20に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す図である。

【図10C】光学感度20/40に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す図である。

【図10D】光学感度20/80に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す図である。

【図10E】光学感度20/160に対応する解像度環を有する解像度スポークを示す図である。

【図11】再中心配置をしていない畳み込み解像度スポークを示す図である。

【図11B】再中心配置をした畳み込み解像度スポークを示す図である。

【図12】手術後1年の11のLASIK眼に対する測定UCLM（ログマーの非矯正視力）と予測UCLMとの相関関係を示す図である。

【図13】畳み込みを行ったアルキメデスの螺旋の解像度ターゲットを示す図である。

【図14】畳み込みを行ったアルキメデスの螺旋の解像度ターゲットを示す図である。

【図15A】手順のフローチャートである。

10

20

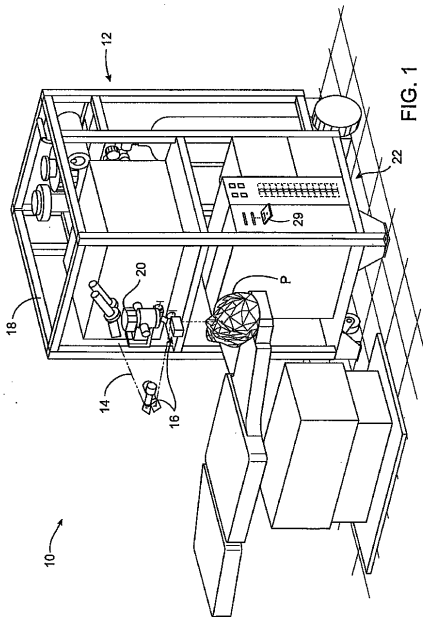
30

40

50

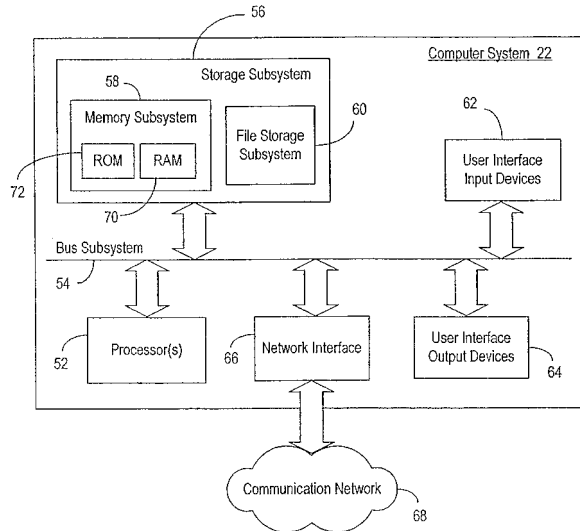
- 【図15B】システム線図である。
- 【図15C】システム線図である。
- 【図15D】システム線図である。
- 【図15E】システム線図である。
- 【図16】接線方向感度の概略図である。
- 【図17】半径方向感度の概略図である。
- 【図18】畳み込みを行ったアルキメデスの螺旋のセグメントを示す図である。
- 【図19】畳み込み解像度スポークを示す図である。

【図1】

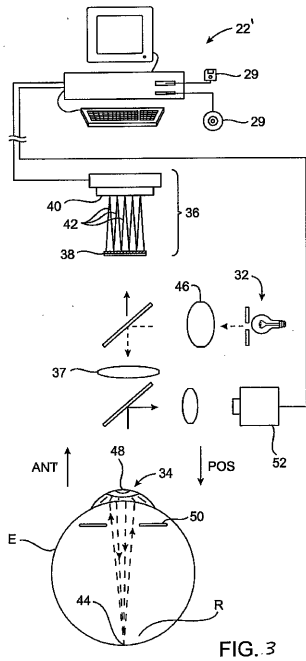


【図2】

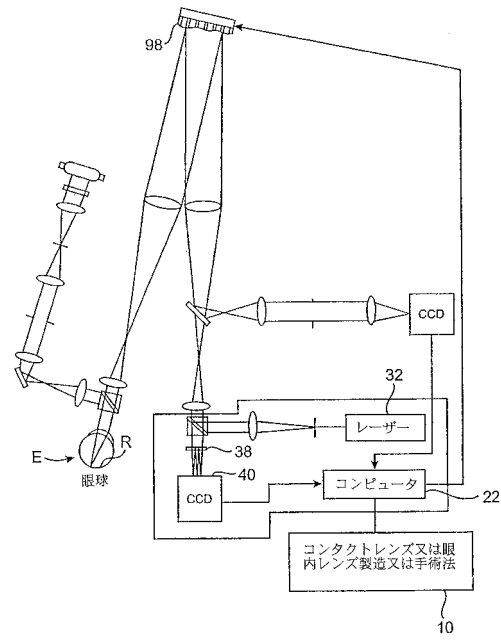
- 22 コンピュータシステム
- 56 記憶サブシステム
- 58 メモリサブシステム
- 59 ファイル記憶サブシステム
- 60 ユーザーインターフェース入力デバイス
- 62 バスサブシステム
- 54 プロセッサ
- 52 ネットワークインターフェース
- 66 ユーザーインターフェース出力デバイス
- 64 通信ネットワーク
- 68



【図3】



【図3A】



【図4A】

FIG. 4A E

【図4B】



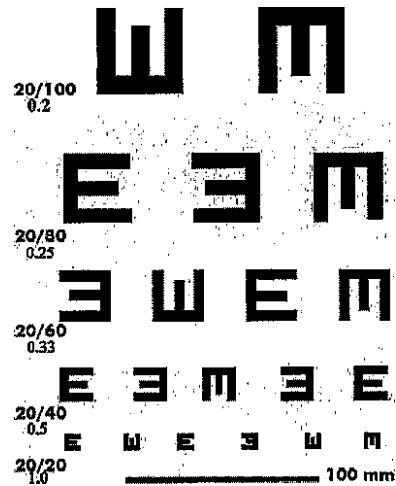
FIG. 4B

【図4C】



FIG. 4C

【図4D】



【図5A】

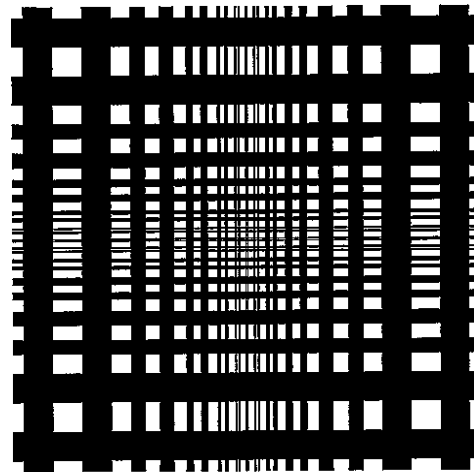


FIG. 5A

【 5 B 】

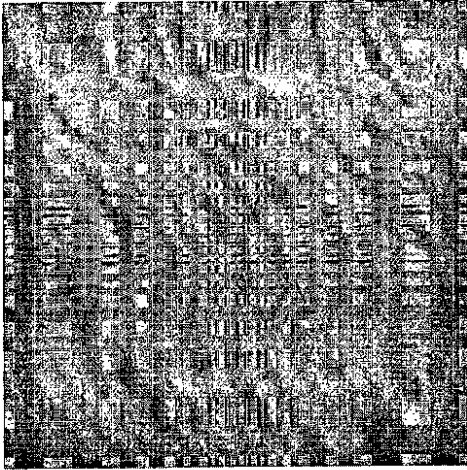


FIG. 5B

【 6 A 】

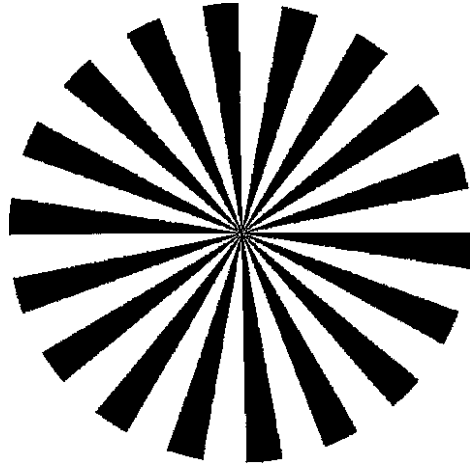


FIG. 6A

【 6 B 】

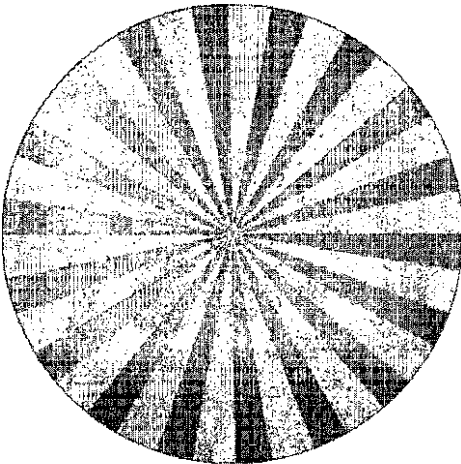


FIG. 6B

【 6 C 】

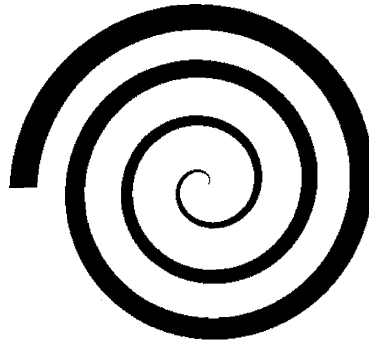


FIG. 6C

【 6 D 】

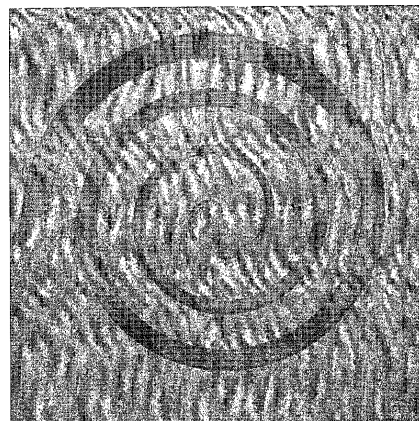
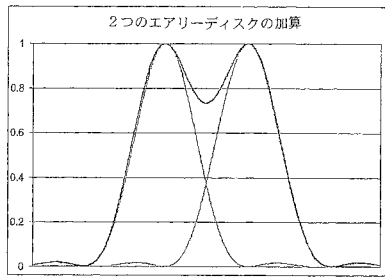
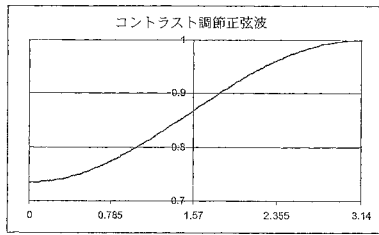


FIG. 6D

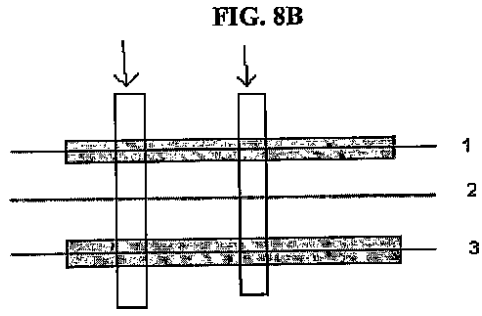
【図7】



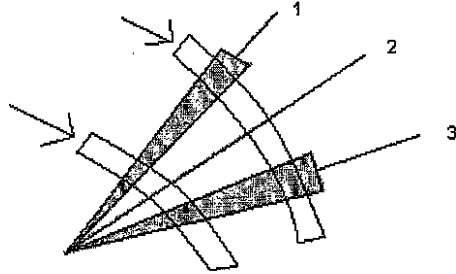
【図8A】



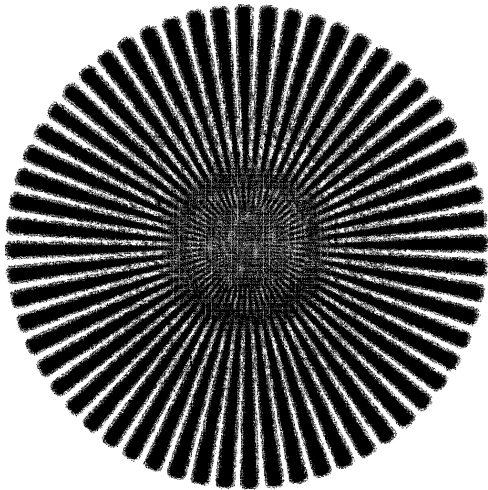
【図8B】



【図8C】



【図9A】



【図9B】

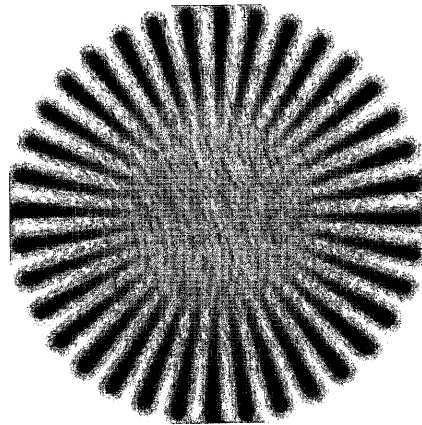


FIG. 9B

【図9C】

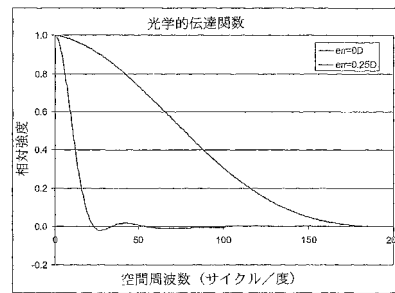


FIG. 9A

【 10 A 】

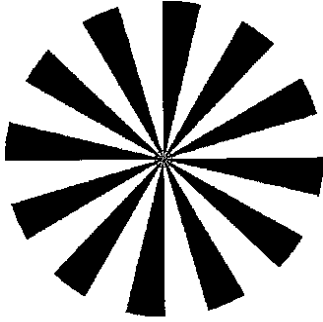


FIG. 10A

【 10 C 】

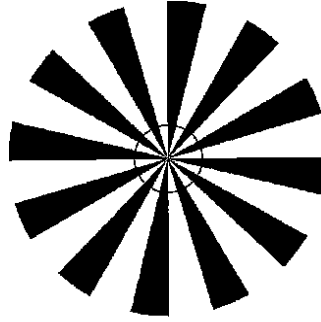


FIG. 10C

【 10 B 】

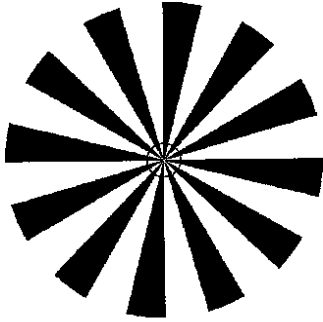


FIG. 10B

【 10 D 】

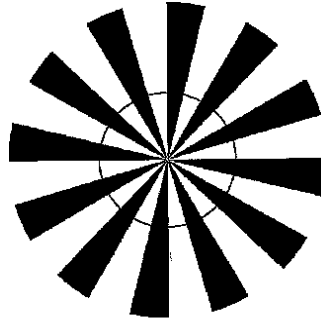


FIG. 10D

【 10 E 】

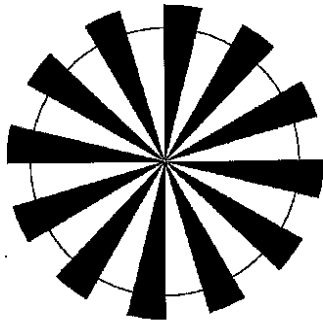


FIG. 10E

【 11 A 】

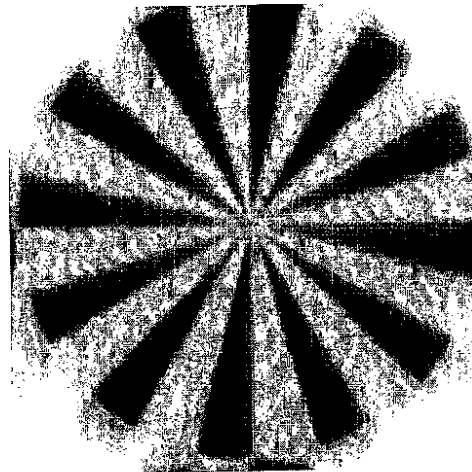


FIG. 11A

【図11B】

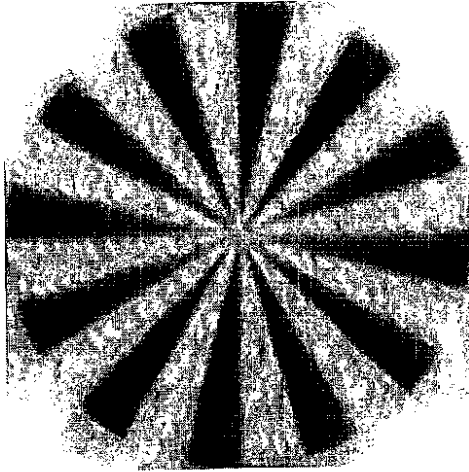


FIG. 11B

【図13】

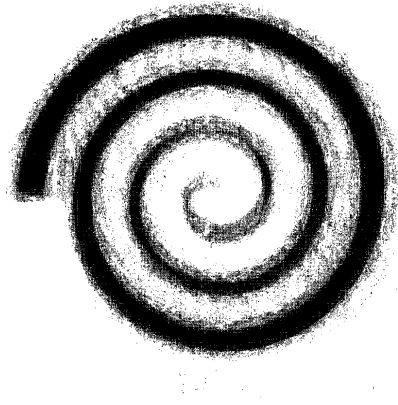
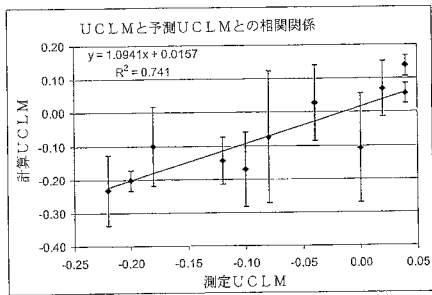


FIG. 13

【図12】



【図14】

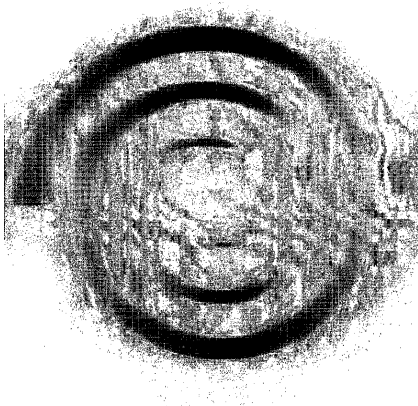
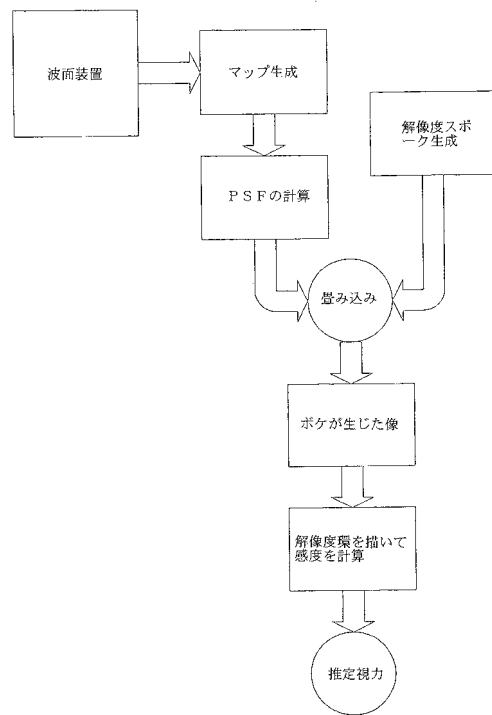
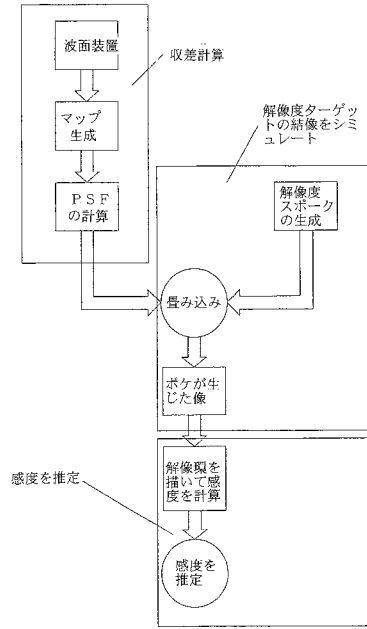


FIG. 14

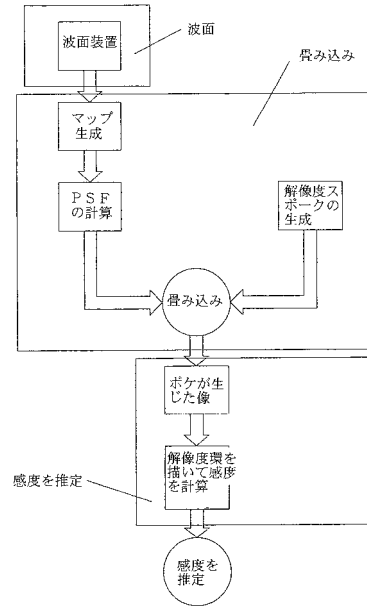
【図15A】



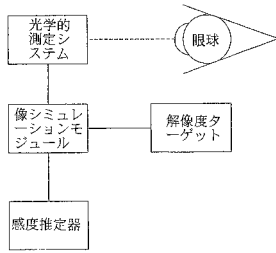
【図15B】



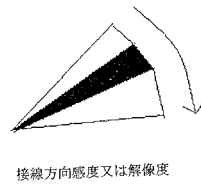
【図15C】



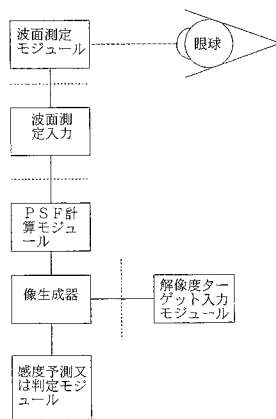
【図15D】



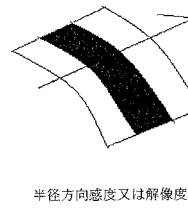
【図16】




【図15E】



【図17】



【 1 8】

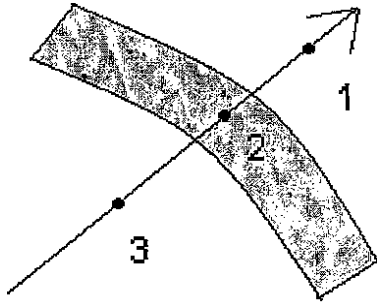



FIG. 18

【 1 9】

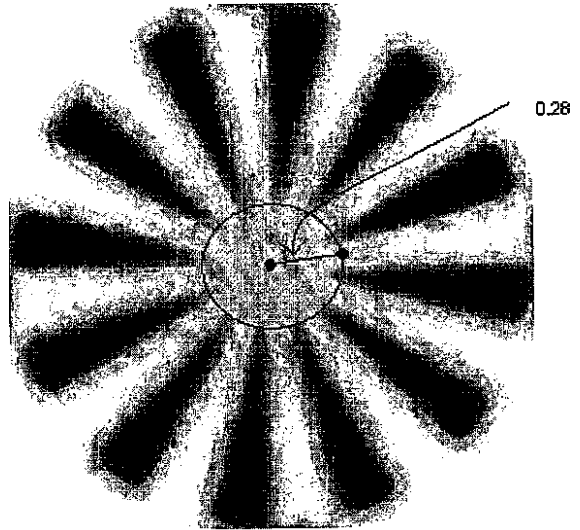


FIG. 19

---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許第06607274(US, B1)  
特開2002-209852(JP, A)  
特開平08-215149(JP, A)  
特開2002-233502(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 3/00 - 3/16