

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges

Eigentum

Internationales Büro



(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum

20. Juni 2013 (20.06.2013)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer

WO 2013/087212 AI

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 3/11 (2006.01) G02C 7/06 (2006.01)
G02C 7/02 (2006.01)

Werinherstrasse 28, 81541 München (DE). **WELK, Andrea**; Otkerstrasse 7, 81547 München (DE). **SEIDEMANN, Anne**; Dankistrasse 13, 81371 München (DE). **HAUK, Wolfgang**; Wadlerstr.38, 81375 München (DE). **ESSER, Gregor**; Madelsederstrasse 17, 81735 München (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP20 12/005 153

(74) Anwalt: **HUBER, Michael**; Müller-Bore & Partner, Grafrnger Str. 2, 81671 München (DE).

(22) Internationales Anmeldedatum:

13. Dezember 2012 (13.12.2012)

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:

10 201 1 120 974.7

13. Dezember 201 1 (13. 12.201 1) DE

(71) Anmelder: **RODENSTOCK GMBH** [DE/DE]; Elsenheimerstr. 33, 80687 München (DE).

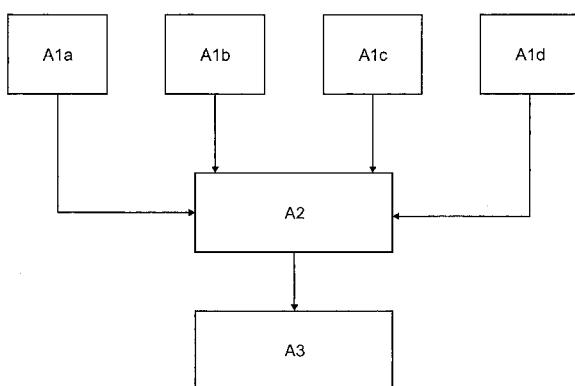
(72) Erfinder: **TRUMM, Stephan**; Auenbruggerstrasse 48, 80999 München (DE). **SEITZ, Peter**; Franz-Albert-Strasse 19, 80999 München (DE). **SESSNER, Rainer**; Allersbergerstrasse 38, 91154 Roth (DE). **MUSCHIELOK, Adam**; Hirsch-Gereuth-Str. 14, 81369 München (DE). **ALTHEIME R, Helmut**; An der Halde 2, 87650 Baisweil-Lauchdorf (DE). **BECKEN, Wolfgang**;

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: BRIGHTNESS-DEPENDENT ADJUSTMENT OF AN EYEGLASS LENS

(54) Bezeichnung : HELLIGKEITSABHÄNGIGE ANPASSUNG EINES BRILLENGLASES

Fig. 1



(57) **Abstract:** The present invention relates to an improvement of the adjustment of an eyeglass lens or a pair of eyeglasses by means of an individual brightness-dependent centring of an eyeglass lens. In particular, the invention offers a method for adjusting an individual eyeglass lens for at least one eye of an eyeglass wearer, comprising: defining an individual usage Situation which comprises at least one target brightness value for the light to be captured by the at least one eye; determining a position of the pupil in at least one direction of view of the at least one eye which occurs or is expected at the at least one target brightness value; determining a reference point of the eyeglass lens, in which the eyeglass lens effects a required correction of individual refraction data for the at least one direction of view; on the basis of the determined individual value of the pupil position, providing and arranging the eyeglass lens in such a manner that the at least one reference point of the eyeglass lens is arranged in front of the at least one eye of the eyeglass wearer.

(57) **Zusammenfassung:**

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2013/087212 A1

GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz V

Die vorliegende Erfindung betrifft die Verbesserung der Anpassung eines Brillenglases oder einer Brille durch eine individuelle, helligkeitsabhängige Zentrierung eines Brillenglases. Insbesondere bietet die Erfindung dabei ein Verfahren zum Anpassen eines individuellen Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, umfassend: Festlegen einer individuellen Gebrauchssituation, welche zumindest einen Helligkeitssollwert für das von dem zumindest einen Auge zu erfassende Licht umfasst; Bestimmen einer bei dem zumindest einen Helligkeitssollwert auftretenden oder erwarteten individuellen Position der Pupille bei zumindest einer Blickrichtung des zumindest einen Auges; Bestimmen eines Referenzpunktes des Brillenglases, in dem das Brillenglas eine für die zumindest eine Blickrichtung geforderte Korrektur von individuellen Refraktionsdaten bewirkt; - Bereitstellen und Anordnen des Brillenglases derart, dass der zumindest eine Referenzpunkt des Brillenglases in Abhängigkeit von dem bestimmten individuellen Wert der Position der Pupille vor dem zumindest einen Auge des Brillenträgers angeordnet wird.

"Helligkeitsabhängige Anpassung eines Brillenglases"**Beschreibung**

Die vorliegende Erfindung betrifft die Optimierung und Herstellung von Brillengläsern für einen Brillenträger unter Berücksichtigung von Lichtverhältnissen einer individuellen Gebrauchssituation, für welche das jeweilige Brillenglas optimiert

5 werden soll.

Für die Herstellung bzw. Optimierung von Brillengläsern, insbesondere von individuellen Brillengläsern wird jedes Brillenglas so gefertigt, dass für jede gewünschte Blickrichtung oder jeden gewünschten Objektpunkt eine möglichst gute

10 Korrektur eines Refraktionsfehlers des jeweiligen Auges des Brillenträgers erreicht wird. Im Allgemeinen gilt ein Brillenglas für eine gegebene Blickrichtung dann als vollkorrigierend, wenn die Werte Sphäre, Zylinder und Achse der Wellenfront beim Passieren der Scheitelpunktkugel mit den Werten für Sphäre, Zylinder und Achse der Verordnung für das fehlsichtige Auge übereinstimmen. Bei der

15 Refraktionsbestimmung für ein Auge eines Brillenträgers werden dioptrische Werte (insbesondere Sphäre, Zylinder, Achslage) für eine weite (i.d.R. unendliche) Entfernung und gegebenenfalls (für Mehrstärkengläser bzw. Gleitsichtgläser) eine Addition für eine nahe Entfernung (z.B. nach DIN 58208) bestimmt. Damit ist die Verordnung (insbesondere Sphäre, Zylinder, Achslage und gegebenenfalls Addition)

20 festgelegt, die an einen Brillenglasshersteller übermittelt wird. Bei modernen Brillengläsern können zusätzlich auch von der Norm abweichende Objektentfernungen, die bei der Refraktionsbestimmung verwendet wurden, angegeben werden.

25 Eine vollständige Korrektur für alle Blickrichtungen gleichzeitig ist aber im Normalfall nicht möglich. Daher werden die Brillengläser derart gefertigt, dass sie vor allem in den hauptsächlichen Nutzungsbereichen, insbesondere in den zentralen Durchblicksbereichen eine gute Korrektur von Fehlsichtigkeiten des Auges und nur

geringe Abbildungsfehler bewirken, während in peripheren Bereichen größere Abbildungsfehler zugelassen werden.

Um ein Brillenglas derart fertigen zu können, erfolgt zunächst eine Berechnung der

5 Brillenglasflächen bzw. zumindest einer der Brillenglasflächen derart, dass dadurch die gewünschte Verteilung der unvermeidlichen Abbildungsfehler bewirkt wird. Diese Berechnung und Optimierung erfolgt üblicherweise mittels eines iterativen Variationsverfahren durch Minimieren einer Zielfunktion. Als Zielfunktion wird insbesondere eine Funktion F mit folgendem funktionalen Zusammenhang zur 10 sphärischen Wirkung S , zum Betrag der zylindrischen Wirkung Z und zur Achslage des Zylinders α (auch als "SZA"-Kombination bezeichnet) berücksichtigt und minimiert:

$$F = \sum_{i=1}^m [g_{i,S\Delta}(S_{\Delta,i} - S_{\Delta,i,Soll})^2 + g_{i,Z\Delta}(Z_{\Delta,i} - Z_{\Delta,i,Soll})^2 + \dots]$$

15

Dabei werden in der Zielfunktion F an den Bewertungsstellen / des Brillenglases zumindest die tatsächlichen Refraktionsdefizite der sphärischen Wirkung $S_{\Delta,i}$ und der zylindrischen Wirkung $Z_{\Delta,i}$ sowie Sollvorgaben für die Refraktionsdefizite der sphärischen Wirkung $S_{\Delta,i,Soll}$ und der zylindrischen Wirkung $Z_{\Delta,i,Soll}$ berücksichtigt.

20

Bereits in DE 103 13 275 wurde erkannt, dass es vorteilhaft ist, die Sollvorgaben nicht als absolute Werte der zu optimierenden Eigenschaften sondern als deren Abweichung von der Verordnung, also als geforderte Fehlanpassung anzugeben. Dies hat den Vorteil, dass die Sollvorgaben unabhängig von der Verordnung 25 ($Sph_\nu, Zyl_\nu, Achse_\nu, Pr_\nu, B_\nu$) sind und die Sollvorgaben nicht für jede individuelle Verordnung geändert werden müssen. Als "Ist"-Werte der zu optimierenden Eigenschaften fließen in die Zielfunktion somit auch nicht absolute Werte dieser optischen Eigenschaften, sondern die Abweichungen von der Verordnung ein. Dies hat den Vorteil, dass die Sollvorgaben unabhängig von der Verordnung vorgegeben 30 werden können und nicht für jede individuelle Verordnung geändert werden müssen.

Die jeweiligen Refraktionsdefizite an den jeweiligen Bewertungsstellen werden vorzugsweise mit Gewichtungsfaktoren $g_{i,S\Delta}$ bzw. $g_{i,Z\Delta}$ berücksichtigt. Dabei bilden die Sollvorgaben für die Refraktionsdefizite der sphärischen Wirkung $S_{\Delta,i,Soll}$ und/oder der zylindrischen Wirkung $Z_{\Delta,i,Soll}$ insbesondere zusammen mit den

5 Gewichtungsfaktoren $g_{i,S\Delta}$ bzw. $g_{i,Z\Delta}$ das sogenannte "Design" oder Brillenglasdesign. Darüber hinaus können insbesondere auch weitere Residuen, insbesondere weitere zu optimierende Größen, wie z.B. Koma und/oder sphärische Aberration und/oder Prisma und/oder Vergrößerung und/oder anamorphotische Verzerrung, usw., berücksichtigt werden, was insbesondere durch den Ausdruck "+..." angedeutet ist.

10 Das Design eines Brillenglases legt somit insbesondere die Art der Verteilung der Abbildungsfehler auf dem Brillenglas fest. Vorzugsweise wird für eine Vielzahl von Bewertungspunkten auf dem Brillenglas festgelegt wie groß der zu erreichende Abbildungsfehler und gegebenenfalls dessen Gewichtung in der Zielfunktion sein soll.

15

Vorzugsweise umfasst das Design eines Brillenglases auch eine Festlegung der Position eines oder mehrerer ausgezeichneter Punkte, insbesondere Bezugspunkte, wie z.B. die Position eines Fernbezugspunktes und/oder eines Nahbezugspunktes und/oder eines Prismenbezugspunktes und/oder eines Zentrierpunktes und/oder

20 eine Position oder ein Verlauf einer Hauptblicklinie. Während Brillenglasdesigns in den Anfängen der progressiven Gläser vom Brillenglasshersteller nach verschiedenen Kriterien abgestuft vorgegeben wurden, wurde die Anpassung von Brillengläsern für einzelne Brillenträger im Laufe der Jahre immer mehr individualisiert. Insbesondere wurden dabei die Brillenglasdesigns an individuelle Gegebenheiten, wie z.B. Maße und Position der individuellen Brillenfassung (z.B. Vorneigung, Fassungsscheibenwinkel), habituelle Parameter (z.B. Kopfhaltung, Kopfbewegung), eine individuelle Gebrauchssituation (individuelles Objekt-Abstands-Modell) oder individuelle anatomische Gegebenheiten (z.B. Hornhaut-Scheitel-Abstand) berücksichtigt.

25

Neben dem Design des Brillenglases spielt auch die korrekte Zentrierung eine wichtige Rolle. So werden zur Anpassung von Brillen derzeit - neben anderen

Parametern - hauptsächlich die Pupillendistanzen beim Blick in die Ferne (Fern-PD) gemessen. Im Fall von Gleitsichtbrillen wird üblicherweise - auch bei ansonsten hoch individualisierten Gläsern - die Fern-PD gemessen und zur Ermittlung der Nah-PD bzw. des Verlaufes der Hauptblicklinie mit einem vereinfachten Modell (Drehung des

5 Auges um einen Punkt) und Standardparametem (üblicherweise der Augenradius aus dem Modell nach Gullstrand, siehe DIN 5340) gearbeitet. Gemessen wird die Fern-PD mit den meisten herkömmlichen Videozentriertensystemen näherungsweise, indem eine Sehaufgabe für einen gewissen Abstand zum Gerät gestellt wird, der als ausreichend groß gilt.

10

Um eine individuelle Anpassung eines Brillenglases bzw. einer Brille weiter zu verbessern, wurden auch deutlich detailliertere Modelle zur Beschreibung der Anatomie des Auges und des das Auge bewegenden Muskelapparats in Betracht gezogen. So lassen sich für horizontale und vertikale Rotationen unterschiedliche

15 Achsen mit verschiedenen Radien festlegen. Ferner lässt sich zwischen dem mechanischen und dem optischen Augendrehpunkt unterscheiden. Trotz aller bisherigen Bemühungen um eine möglichst genaue Erfassung der individuellen Augenbewegung weist die Qualität der individuellen Anpassung eines Brillenglases bzw. einer Brille stets ihre Grenzen auf.

20

Zur Anpassung von Brillen werden bisher neben anderen Parametern insbesondere die Position der Pupille (Pupillendistanzen und Einschleifhöhen) beim Blick in die Ferne unter im Allgemeinen Undefinierten Lichtverhältnissen manuell oder mittels Videozentriertensystemen gemessen. Eine Betrachtung der tatsächlichen Größen oder

25 Positionen der Pupillen für die beim späteren Gebrauch der Brille vorliegenden Lichtverhältnisse findet dabei nicht statt.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Verbesserung der individuellen Anpassung von Brillengläsern zu erreichen. Diese Aufgabe wird durch Verfahren mit 30 den in den Ansprüchen 1 oder 2 angegebenen Merkmalen und eine Messvorrichtung mit den in Anspruch 12 angegebenen Merkmalen gelöst. Bevorzugte Ausführungsformen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Somit bietet die Erfindung in einem Aspekt ein Verfahren zum Anpassen, insbesondere Optimieren und Herstellen, eines individuellen Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, umfassend insbesondere ein Erfassen von individuellen Daten für das zumindest eine Auge des Brillenträgers. Dabei umfasst das Erfassen von individuellen Daten ein Festlegen einer individuellen Gebrauchssituation, welche zumindest einen Helligkeitssollwert für das von dem zumindest einen Auge in der geplanten Gebrauchssituation, in welcher das Brillenglas zum Einsatz kommen soll, zu erfassende Licht umfasst. Als Helligkeitssollwert wird vorzugsweise ein Sollwert der (mittleren) Leuchtdichte festgelegt. Vorzugsweise legt die individuelle Gebrauchssituation auch ein Objekt-Abstands-Modell zumindest teilweise fest, d.h. es legt zumindest für eine oder einige Blickrichtungen die in der individuellen Gebrauchssituation eines anzupassenden Brillenglases erwartete Entfernung von Objekten fest. Für ein Gleitsichtglas werden dabei beispielsweise zumindest die erwartete Objektentfernung für eine einem Fernbezugspunkt des Brillenglases entsprechende Blickrichtung und eine einem Nahbezugspunkt des Brillenglases entsprechende Blickrichtung festgelegt.

Außerdem umfasst das Verfahren (insbesondere das Erfassen von individuellen Daten) ein Bestimmen einer bei dem zumindest einen Helligkeitssollwert auftretenden oder erwarteten individuellen Position der Pupille des zumindest einen Auges bei zumindest einer Blickrichtung des zumindest einen Auges, also bei zumindest einer Augenstellung. Es wird also die individuelle Position der Pupille bestimmt, die sich für das zumindest eine Auge des Brillenträgers bei dem in der individuellen Gebrauchssituation festgelegten Sollwert der vom Auge erfassten (mittleren) Leuchtdichte ergibt. Dabei werden insbesondere zwei alternative Vorgehensweisen bevorzugt.

In einer dieser bevorzugten Vorgehensweisen wird die individuelle Position der Pupille (direkt oder indirekt) erfasst, während das zumindest eine Auge dem festgelegten Sollwert der Helligkeit ausgesetzt ist. Es wird also während der

Erfassung der Pupillenposition in der zumindest einen Blickrichtung der in der späteren tatsächlichen Gebrauchssituation erwartete Helligkeitszustand eingestellt.

In einer anderen bevorzugten Vorgehensweise wird ein formeller Zusammenhang

5 zwischen der Helligkeit und der Position der Pupille des zumindest einen Auges festgelegt. Außerdem wird die während der Erfassung der Position der Pupille auf das Auge wirkende Helligkeit erfasst. Anschließend wird zur Transformation auf den Helligkeitssollwert mittels des festgelegten Zusammenhangs zwischen der Helligkeit und der Position eine entsprechende Korrektur der Position der Pupille

10 vorgenommen.

Das Festlegen des zumindest einen Helligkeitssollwertes erfolgt vorzugsweise durch eine Benutzereingabe, entweder direkt als Zahlenwert oder durch Auswahl aus vorgegebenen Zahlenwerten oder aus einem vorgegebenen Wertebereich, oder

15 durch Auswahl aus vorgegebenen Anwendungsfeldern, für welche typische Helligkeitswerte hinterlegt sind (z.B. Unterscheidung zwischen Tag- und Nacht-Brillen für Autofahrer; Sport im Freien, Arbeiten am Computer, usw.). Bisher wurden solche Gebrauchssituationen zwar gelegentlich in den typischen Objektabständen unterschieden, eine Berücksichtigung der im Einzelfall zu erwartenden Helligkeiten

20 und deren individuellen Einfluss auf die Position der Pupille fand aber nicht statt. So wurde auch bei der Vermessung der Augen insbesondere für eine Zentrierung bisher nicht auf die tatsächlich während der Messung herrschende Helligkeit geachtet.

In der vorliegenden Erfindung hingegen wurde erkannt, dass durch die

25 Berücksichtigung der tatsächlichen Helligkeit in der individuellen Gebrauchssituation und deren individuellen Einflusses auf die Position der Pupille, insbesondere bei einer asymmetrischen Adaption der Pupille für verschiedene Helligkeiten, allein schon beim Zentrieren eines Brillenglases, vorzugsweise aber auch beim Optimieren und Herstellen eines Brillenglases in einfacher Weise eine Verbesserung in der

30 individuellen Anpassung von Brillengläser erreicht wird.

Dabei umfasst das Verfahren außerdem ein Bestimmen eines Referenzpunktes des

Brillenglases, in dem das Brillenglas eine für die zumindest eine Blickrichtung geforderte Korrektur von individuellen Refraktionsdaten bewirkt. Die Forderung der Korrektur wird vorzugsweise durch eine Zielfunktion festgelegt, in die individuell ermittelte Refraktionsdaten, insbesondere für verschiedene Blickrichtungen (z.B. als

5 Brechwertverlauf), zusammen mit Toleranzen bzw. Vorgaben für Abweichungen von der vollständigen Korrektur (dem sogenannten Design) einfließen. Je nach geplanter Anwendung werden die Refraktionsdaten somit vorzugsweise sogar bei einer Vielzahl von Blickrichtungen erfasst. So werden für ein Mehrstärkenglas oder ein Gleitsichtglas vorzugsweise zumindest eine Fernrefraktion und eine Nahrefraktion
10 des zumindest einen Auges erfasst, woraus sich für ein Gleitsichtglas insbesondere auch die erforderliche Addition ergibt.

Die erforderliche optische Wirkung des zu optimierenden und herzustellenden Brillenglases hängt dabei für jede Blickrichtung insbesondere von der Entfernung der

15 Objekte in der geplanten Gebrauchssituation ab. Diese wird vorzugsweise für jede Blickrichtung durch das vorgegebene Objekt-Abstands-Modell beschrieben. Als zumindest ein Referenzpunkt kann dabei beispielsweise ein Fernbezugspunkt und/oder ein Nahbezugspunkt und/oder ein Zentrierpunkt des Brillenglases gewählt werden. Die in dem zumindest einen Referenzpunkt zumindest teilweise zu
20 korrigierende individuelle Refraktion kann dabei entweder direkt für den Brillenträger gemessen werden (z.B. für den Fern- oder Nahbezugspunkt) oder aus gemessenen Werten für andere Blickrichtungen z.B. aus einem gewünschten Verlauf eines Wirkungsanstiegs zwischen Fern- und Nahbereich abgeleitet werden (z.B. für einen vom Fern- oder Nahbezugspunkt abweichenden Referenzpunkt).

25

Außerdem umfasst das Verfahren ein Bereitstellen und Anordnen des Brillenglases (insbesondere ein Einschießen des Brillenglases in die Fassung) derart, dass der

zumindest eine Referenzpunkt des Brillenglases (z.B. der Zentrierpunkt) in Abhängigkeit von dem bestimmten individuellen Wert der Position der Pupille vor

30 dem zumindest einen Auge des Brillenträgers angeordnet wird. Insbesondere wird also mit anderen Worten das Brillenglas derart bereitgestellt und angeordnet (bzw. zur Anordnung ausgestaltet), dass der Brillenträger in der individuellen

Gebrauchssituation beim Blicken in die zumindest eine Blickrichtung, für welche der individuelle Wert der Position der Pupille (also die individuelle Position der Pupille) bestimmt wurde, durch den bestimmten Referenzpunkt des Brillenglases blickt. So wird vorzugsweise ein als Referenzpunkt herangezogener Zentrierpunkt des

5 Brillenglases insbesondere beim Blick in der zumindest einen Blickrichtung horizontal vor der bei dem festgelegten Helligkeitssollwert zu erwartenden bzw. gegebenen Position der Pupille angeordnet. Es erfolgt also insbesondere für das Einschießen des Glases in die gewünschte Brillenfassung eine von der in der individuellen Gebrauchssituation auftretenden Helligkeit abhängige Zentrierung des Brillenglases.

10

Während bisher beispielsweise für die Zentrierung des Brillenglases weder beim Vermessen der Zentrierdaten (z.B. der Pupillendistanz oder der Einschleifhöhe) auf die in diesem Moment herrschende Helligkeit noch auf die Helligkeit für die gewünschte Anwendungssituation geachtet wurde, erfolgt erfindungsgemäß eine 15 individuelle helligkeitsabhängige Zentrierung, indem der individuelle Einfluss der Helligkeit auf die Pupillenposition ermittelt und berücksichtigt wird.

Unter Zentrierung wird dabei im Folgenden nicht nur die Positionierung der Brillengläser in der Fassung sondern vorzugsweise auch die Lage der Designpunkte 20 zueinander und vorzugsweise sogar der Verlauf der Hauptblicklinie verstanden.

So erfolgt in einem weiteren Aspekt der Erfindung sogar eine Berücksichtigung der individuellen helligkeitsabhängigen Position der Pupille bei der Optimierung eines Brillenglases. In diesem Aspekt bietet die Erfindung somit ein Verfahren zum 25 Optimieren und Herstellen eines individuellen Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, umfassend ein Festlegen einer individuellen Gebrauchssituation, welche für zumindest zwei verschiedene Referenzpunkte des Brillenglases jeweils einen Helligkeitssollwert für das von dem zumindest einen Auge zu erfassende Licht festlegt. Gebrauchsdaten, welche die individuelle Gebrauchssituation beschreiben, 30 umfassen jeweils einen Wert für zu erwartenden Helligkeiten. Damit erfolgt also eine helligkeitsabhängige Berücksichtigung der Position der Pupille für verschiedene Blickrichtungen bei der Optimierung und Herstellung eines Brillenglases. Dabei kann

die in der individuellen Gebrauchssituation erwartete (festgelegte) Helligkeit durchaus für alle Blickrichtungen (insbesondere für die beiden Referenzpunkte) die gleiche sein. Damit reicht es vorzugsweise aus, einen einzigen Helligkeitssollwert festzulegen, der dann auf alle Referenzpunkte anwendbar ist.

5

Außerdem umfasst das Verfahren ein Bestimmen von Refraktionsdaten des zumindest einen Auges für die zumindest zwei verschiedenen Referenzpunkte und damit insbesondere für eine Vielzahl von Objektentfernungen, insbesondere für zumindest zwei Sehbereiche bzw. Blickrichtungen, welche insbesondere einer Fernsicht und einer Nahaufnahme entsprechen.

10 Als Referenzpunkte insbesondere eines Gleitsichtglases könnten dabei vorzugsweise ein Fernbezugspunkt und ein Nahbezugspunkt vorgesehen werden. Dabei werden für den Fern- und Nahbezugspunkt insbesondere verschiedene Helligkeitssollwerte in der individuellen Gebrauchssituation festgelegt. Die im Fern- und Nahbezugspunkt auftretende unterschiedliche Helligkeit in der individuellen Gebrauchssituation kann individuell zu unterschiedlichen Positionen und/oder Größen der Pupille führen. Um dies bei der Optimierung und Herstellung des Brillenglases zu berücksichtigen, werden insbesondere diese Bezugspunkte gemäß 15 der individuellen, helligkeitsabhängigen Pupillenposition angepasst, also insbesondere ausgehend von einem Solldesign (Startdesign), welches ohne Berücksichtigung einer Abhängigkeit der Pupillenposition von der Helligkeit erstellt wurde, verschoben.

20 Die Unterscheidung zwischen Fern- und Nahaufnahme ist insbesondere bei progressiven Brillengläsern wünschenswert. In diesem Fall ergeben sich für die zumindest zwei Referenzpunkte vorzugsweise unterschiedliche Refraktionsdaten. Die Berücksichtigung des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position der Pupille bei der Optimierung ist aber auch für Referenzpunkte vorteilhaft, in denen 25 gleiche Refraktionsdaten des Auges zu korrigieren sind. So bietet die erfindungsgemäße Vorgehensweise insbesondere auch für individuell berechnete (optimierte) Einstärkengläser eine Verbesserung der individuellen Anpassung.

Dazu umfasst das Verfahren ein Bestimmen eines individuellen Einflusses der Helligkeit des von dem zumindest einen Auge erfassten Lichts auf die Position der Pupille des zumindest einen Auges und ein Optimieren und Herstellen des

5 Brillenglasses, welches eine für die Referenzpunkte bestimmte Korrektur der Refraktionsdaten bei der sich aus dem bestimmten Einfluss der Helligkeit auf die Position der Pupille für die für die Referenzpunkte festgelegten Helligkeitssollwerte ergebenen Positionen der Pupille des zumindest einen Auges bewirkt.

10 Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wurde also erkannt, dass eine Verbesserung der individuellen Anpassung einer Brille oder eines Brillenglasses dadurch erreicht wird, dass eine helligkeitsabhängige Zentrierung und/oder Optimierung in einer Weise vorgenommen wird, in der insbesondere individuelle nicht symmetrische Veränderungen einer Pupille bei einer Anpassung an die Helligkeit (Adaption)

15 zumindest teilweise Berücksichtigung finden.

Vorzugsweise umfasst das Optimieren des Brillenglasses ein Minimieren einer Zielfunktion, insbesondere gemäß der oben genannten Zielfunktion F . Besonders bevorzugt umfasst das Verfahren ein Bestimmen einer jeweils bei den festgelegten

20 Helligkeitssollwerten auftretenden oder erwarteten individuellen Position und/oder Größe der Pupille, wobei das Optimieren des Brillenglasses ein Minimieren einer Zielfunktion umfasst, welche für die zumindest zwei Referenzpunkte eine vom Brillenglas in einer Umgebung des jeweiligen Referenzpunktes bewirkten Korrektur der jeweils für den jeweiligen Referenzpunkt bestimmten Refraktionsdaten bewertet,

25 wobei insbesondere die Größe der Umgebung des jeweiligen Referenzpunktes in Abhängigkeit von der für den jeweiligen Referenzpunkt bestimmten individuellen Größe der Pupille gewählt wird. So erfolgt eine Auswertung der Zielfunktion vorzugsweise in bekannter Weise auf der Scheitelpunktkugel eines das System aus Objekt, Brillenglas und Auge beschreibenden Modells. Dabei wird die Wirkung des

30 Brillenglasses vorzugsweise mittels Ray-Tracing und/oder Wavefront-Tracing, also insbesondere durch Strahl- und/oder Wellenfront-Durchrechnung ausgehend von einem Objektpunkt durch das Brillenglas bis hin zur Scheitelpunktkugel berechnet

und in der Zielfunktion mit dem auf die Scheitelpunktkugel projizierten Refraktionsfehler des Auges kombiniert. Besonders bevorzugt erfolgt dabei die Auswertung der Wellenfront zu einem durch den jeweiligen Referenzpunkt verlaufenden Hauptstrahl in einer von der entsprechenden Pupillengröße abhängigen

5 Umgebung des Hauptstrahls. Damit werden insbesondere Abbildungsfehler höherer Ordnung besonders gut der realen Gebrauchssituation entsprechend korrigiert. Mögliche Vorgehensweisen zur Berücksichtigung von Abbildungsfehlern höherer Ordnung insbesondere gemäß weiter bevorzugter Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden weiter unten noch ausführlich beschrieben. So
10 können Abbildungsfehler höherer Ordnung beispielsweise mittels Aberrometer individuell gemessen werden. In einer anderen, weiten unten ausführlich beschriebenen, bevorzugten Ausführungsform können solche Abbildungsfehler insbesondere in Abhängigkeit von anderen individuell ermittelten Parametern aus statistischen Daten gewonnen werden.

15

Die individuelle Position der Pupille für die Gebrauchssituation wird dabei in einer bevorzugten Ausführungsform dadurch berücksichtigt, dass das Verfahren umfasst: Ermitteln, insbesondere Messen jeweils einer Position eines Referenzpunktes des Auges für Blickrichtungen, welche den zumindest zwei Referenzpunkten des

20 Brillenglasses entsprechen, also für Blickrichtungen durch den jeweiligen Referenzpunkt des zu optimierenden und herzustellenden Brillenglasses. In einer bevorzugten Ausführungsform handelt es sich bei dem Referenzpunkt des Auges um einen Punkt, der sich bei Helligkeitsänderung relativ zur Netzhaut nicht verschiebt. Besonders bevorzugt werden dabei die Positionen des Apex des Auges direkt oder
25 indirekt als Referenzpunkt ermittelt, d.h. es können die Apex-Position direkt gemessen werden, oder es werden Positionen eines anderen Punktes gemessen, dessen Position relativ zum Apex bekannt ist.

Vorzugsweise umfasst das Optimieren für jeden Referenzpunkt des Brillenglasses ein
30 Berechnen des Verlaufs eines Hauptstrahlen derart, dass er in einer (individuellen) Gebrauchsstellung des Brillenglasses, welche vorzugsweise ebenfalls von Gebrauchsdaten festgelegt ist, durch die jeweilige Position des Referenzpunktes des

Auges verläuft. Der Verlauf der Hauptstrahlen, also eine Hauptstrahliteration (Ray-Tracing) wie sie vorzugsweise auch in herkömmlichen Optimierungsverfahren zum Einsatz kommt, wird in dieser Ausführungsform also vorzugsweise unabhängig von der individuell, helligkeitsabhängig beeinflussten Pupillenposition durchgeführt.

- 5 Die Berücksichtigung der individuellen Pupillenposition erfolgt dabei vorzugsweise durch eine Berechnung einer Wellenfront (Wave-Front-Tracing) in einer Umgebung des jeweiligen Hauptstrahls derart, dass die Position der Umgebung relativ zum Hauptstrahl gemäß dem bestimmten individuellen Einfluss der Helligkeit auf die Position der Pupille bestimmt und berücksichtigt wird. Insbesondere wird in dem der
- 10 Berechnung zugrunde liegenden Modell des Strahlverlauf eine Aperturblende (Eintrittspupille des Auges) verwendet, deren Position relativ zum Hauptstrahl in Abhängigkeit von der Helligkeit eine individuelle Verschiebung aufweist. Die Wellenfront wird also in dieser Ausführungsform nicht notwendigerweise in einer um den Hauptstrahl zentrierten Umgebung, sondern in einer individuell verschobenen
- 15 Umgebung ausgewertet.

Bei dieser bevorzugten Ausführungsform können die Positionen der Referenzpunkte bei verschiedenen Blickrichtungen insbesondere zusammen mit weiteren Rotationsparameter des Auges bestimmt werden, ohne dass die während dieser

- 20 Messung vorliegende Helligkeit bekannt sein muss. Um dennoch den nötigen Bezug der Pupillenposition zum Referenzpunkt des Auges zu kennen, umfasst das Bestimmen eines individuellen Einflusses der Helligkeit des von dem zumindest einen Auge erfassten Lichts auf die Position der Pupille des zumindest einen Auges vorzugsweise ein Bestimmen der Position der Pupille relativ zum Referenzpunkt des
- 25 Auges bei dem zumindest einen Helligkeitssollwert, vorzugsweise bei allen vorgegebenen Helligkeitssollwerten. Wie bereits oben ausgeführt, kann diese Bestimmung entweder durch eine direkte Messung beim jeweiligen Helligkeitssollwert oder beispielsweise durch eine Interpolation oder Extrapolation auf Basis von Modellen und/oder Messungen bei anderen Helligkeiten erfolgen.

30

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird die individuelle Position der Pupille für die Gebrauchssituation dadurch berücksichtigt, dass das Verfahren

umfasst: Ermitteln, insbesondere Messen jeweils einer Position der Pupille des Auges für Blickrichtungen, welche den zumindest zwei Referenzpunkten des Brillenglasses entsprechen, also für Blickrichtungen durch den jeweiligen Referenzpunkt des zu optimierenden und herzustellenden Brillenglasses. Nachdem 5 die Position der Pupille vorzugsweise von der Helligkeit abhängt und diese individuelle Abhängigkeit gerade berücksichtigt werden soll, wird die jeweilige Position der Pupille jeweils bei einer bestimmten oder bestimmbaren Helligkeit ermittelt. In einer bevorzugten Ausführungsform wird während dieses Vorgangs jeweils die Helligkeit gemäß dem jeweils vorgegebenen Helligkeitssollwert eingestellt. 10 In einer anderen bevorzugten Ausführungsform wird die Helligkeit während der Messung lediglich ebenfalls gemessen. Aus einem insbesondere durch eine separate Messung bestimmten individuellen Einfluss der Helligkeit auf die Position der Pupille wird in diesen Fall eine Positions korrektur der jeweiligen Pupillenposition für die verschiedenen Blickrichtung ausgehend von der gemessenen Pupillenposition 15 durchgeführt.

Vorzugsweise umfasst das Optimieren in dieser bevorzugten Ausführungsform für jeden Referenzpunkt des Brillenglasses ein Berechnen des Verlaufs eines Hauptstrahlen derart, dass er in einer (individuellen) Gebrauchsstellung des 20 Brillenglasses, welche vorzugsweise ebenfalls von Gebrauchsdaten festgelegt ist, durch die jeweilige gegebenenfalls korrigierte Position der Pupille des Auges verläuft. Falls also die Messung der Pupillenposition für die verschiedenen Blickrichtungen bei der Sollhelligkeit (Helligkeitssollwert) durchgeführt wurde, werden vorzugsweise die direkt gemessenen Positions werte herangezogen. Falls andererseits Messungen bei 25 einer anderen Helligkeit durchgeführt werden, werden die Pupillenposition zum Zweck der Hauptstrahliteration vorzugsweise entsprechend dem individuellen Einfluss der Helligkeit korrigiert.

Der Verlauf der Hauptstrahlen, also eine Hauptstrahliteration (Ray-Tracing) wie sie 30 vorzugsweise auch in herkömmlichen Optimierungsverfahren zum Einsatz kommt, wird in dieser Ausführungsform also abhängig von der individuell, helligkeitsabhängig beeinflussten Pupillenposition durchgeführt. Auf Basis dieser Hauptstrahlberechnung

erfolgt vorzugsweise eine Berechnung einer Wellenfront (Wave-Front-Tracing) in einer Umgebung des jeweiligen Hauptstrahls, deren Position vorzugsweise nicht von der Helligkeit abhängt. Die Größe dieser Umgebung hängt hingegen vorzugsweise durchaus in der oben beschriebenen Weise individuell von der Helligkeit ab.

5 Insbesondere wird in dieser Ausführungsform in dem der Berechnung zugrunde liegenden Modell des Strahlverlauf eine Aperturblende (Eintrittspupille des Auges) verwendet, deren Position vorzugsweise zum Hauptstrahl zentriert ist.

Vorzugsweise umfasst das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der

10 Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille:

- Einstellen von Messkonditionen, bei denen die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zumindest einem in der individuellen Gebrauchssituation festgelegten Helligkeitssollwert entspricht;

15 - Erfassen der Position bzw. Größe der Pupille des zumindest einen Auges (als den erwarteten individuellen Wert) unter den eingestellten Messkonditionen.

In einer alternativen, bevorzugten Ausführungsform umfasst das Bestimmen der

erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des

20 individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille:

- Festlegen (Vorgeben) eines Zusammenhangs (z.B. als analytische Beschreibung in Form einer mathematischen Formel) zwischen der von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit und der Position bzw. Größe der Pupille, wobei der festgelegte Zusammenhang zumindest einen individuellen (also individuell

25 zu ermittelnden) Anpassparameter (auch freier Parameter oder Fitparameter bezeichnet) aufweist;

- Ermitteln (insbesondere Messen) einer Position und/oder Größe der Pupille zusammen mit einer von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit. Es wird also insbesondere die während der Messung herrschende (mittlere) Helligkeit (oder 30 diejenige Helligkeit, auf die sich die Pupille des zumindest einen Auges angepasst hat) als wesentlicher Bestandteil der Messkonditionen erfasst.

- Bestimmen des zumindest einen individuellen Anpassparameters aus der

ermittelten Position und/oder Größe der Pupille sowie der zusammen damit ermittelten Helligkeit; und

- Ermitteln der bei dem vorgegebenen Helligkeitssollwert (bzw. den vorgegebenen Helligkeitssollwerten) erwarteten individuellen Position und/oder

5 Größe der Pupille aus dem festgelegten Zusammenhang zwischen der von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit und der Position bzw. Größe der Pupille unter Berücksichtigung des bestimmten individuellen Anpassparameters.

In einer bevorzugten Ausführungsform wird die zusammen mit einer Position

10 und/oder Größe der Pupille ermittelte, von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit mittels eines Helligkeitssensors (insbesondere direkt) gemessen.

In einer insbesondere dazu alternativen, bevorzugten Ausführungsform umfasst das Ermitteln einer Position und/oder Größe der Pupille zusammen mit einer von dem

15 zumindest einen Auge erfassten Helligkeit:

- ein Anordnen eines Helligkeitsreferenzobjekts derart in der Nähe des zumindest einen Auges, dass das Helligkeitsreferenzobjekt derselben Helligkeit ausgesetzt ist wie das zumindest eine Auge;

- ein Erfassen von Bilddaten des zumindest einen Auges zusammen mit dem

20 Helligkeitsreferenzobjekt (z.B. in einer einzigen Aufnahme oder - falls Blitzlicht verwendet wird - vorzugsweise unmittelbar hintereinander, wobei die Aufnahme des Helligkeitsreferenzobjekts ohne Blitzlicht erfolgt); und

- ein Bestimmen der Helligkeit aus der Darstellung des Helligkeitsreferenzobjekts in den Bilddaten.

25

Vorzugsweise umfasst wobei das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille ein Messen einer Position der Pupille relativ zu einem kopffesten Koordinatensystem. Vorzugsweise erfolgt das Messen mittels

30 eines Videozentriertersystems und unter Verwendung von extrinsischen Merkmalen (z.B. Brillenfassung, Markierungen an der Brillenfassung bzw. an einem Aufsteckelement). Je nachdem, ob diese Messung im Rahmen einer der bereits oben

beschriebenen, bevorzugten Alternativen durchgeführt wird, wird vorzugsweise bereits die erwartete Position beim festgelegten Helligkeitssollwert gemessen, oder es wird eine Position bei einer beliebigen Helligkeit zusammen mit der dabei herrschenden Helligkeit gemessen, woraus anschließend der zumindest eine

5 individuelle Anpassparameter für den vorgegebenen Zusammenhang bestimmt wird. Diese Vorgehensweise ist insbesondere dann bevorzugt, wenn die Messung der Position und/oder Größe der Pupille mittels eines Videozentriertsystems erfolgt, welches darüber hinaus auch weitere individuelle Parameter (beispielsweise bezüglich der ausgewählten Brillenfassung) für die Brillenglasanpassung ermittelt.

10

Vorzugsweise umfasst das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille ein Messen einer Position der Pupille relativ zu einem ausgezeichneten Merkmal des zumindest einen Auges.

15

Vorzugsweise umfasst das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille ein Vorgeben einer Blickrichtung mittels eines Fixationsobjekt und/oder eines Fixationstargets.

20

In einer bevorzugten Ausführungsform wird eine Messung einer Position und/oder Größe der Pupille bei einer ersten Leuchtdichte im Bereich von etwa 3 cd/m^2 bis etwa 30 cd/m^2 und eine Messung einer Position und/oder Größe der Pupille bei einer zweiten (von der ersten verschiedenen) Leuchtdichte im Bereich von etwa 25 $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa 30 cd/m^2 , vorzugsweise im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa 3 cd/m^2 , besonders bevorzugt im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa $0,3 \text{ cd/m}^2$, am meisten bevorzugt im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa $0,03 \text{ cd/m}^2$, durchgeführt.

30 In einem weiteren Aspekt bietet die Erfindung eine Messvorrichtung zur Erfassung individueller Benutzerdaten, welche zumindest eine Position einer Pupille zumindest eines Auges festlegen, wobei die Messvorrichtung eine Beleuchtungseinrichtung

umfasst, welche ausgelegt ist, eine von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu bestimmen. Dies kann insbesondere auf zwei alternative, bevorzugte Weisen erfolgen. Entweder ist die Beleuchtungseinrichtung ausgelegt, die Helligkeit so zu steuern oder zu regeln dass eine vorgegebene Helligkeit erreicht wird, oder die

5 Beleuchtungseinrichtung umfasst einen Sensor, der die von der (möglicherweise nicht steuerbaren) Beleuchtungseinrichtung und eventuellem Umgebungslicht bewirkte Helligkeit misst.

Außerdem umfasst die Messvorrichtung eine Bildaufnahmeeinrichtung, welche 10 ausgelegt ist, Bilddaten von der Pupille zusammen mit einem Positionsreferenzpunkt, dessen Position relativ zum Auge, insbesondere zur Netzhaut, nicht von der Helligkeit abhängt, zu erfassen. Damit bietet die Erfindung eine Möglichkeit, Benutzerdaten zu erfassen, die einen individuellen Einfluss der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille zumindest eines Auges umfassen. Diese Daten 15 können dann genutzt werden, um eine verbesserte Anpassung einer Brille oder eines Brillenglases zu erreichen.

Vorzugsweise umfasst die Messvorrichtung einen Helligkeitssensor, der ausgelegt ist, die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu messen. Weiter bevorzugt 20 umfasst die Messvorrichtung eine Gebrauchsdatenerfassungsschnittstelle zum Erfassen einer Vorgabe für zumindest einen Helligkeitssollwert und eine Beleuchtungssteuereinrichtung, welche ausgelegt ist, die Helligkeit der Beleuchtungseinrichtung derart zu steuern oder zu regeln, dass das von dem zumindest einen Auge erfasste Licht dem erfassten Helligkeitssollwert entspricht.

25

In einem weiteren Aspekt ist es nicht notwendig, dass die Messvorrichtung eine eigene Beleuchtungseinheit umfasst. Vielmehr kann die Umgebungshelligkeit genutzt werden und mittels eines Helligkeitssensors gemessen werden. In diesem Fall umfasst die Messvorrichtung somit:

30 - einen Helligkeitssensor, der ausgelegt ist, die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu messen; und
- eine Bildaufnahmeeinrichtung, welche ausgelegt ist, Bilddaten von der Pupille

zusammen mit einem Positionsreferenzpunkt zu erfassen.

Vorzugsweise umfasst die Messvorrichtung ein Fixationstarget und/oder ein Fixationsobjekt und/oder eine Fixationsprojektionseinrichtung zur Steuerung der

- 5 Blickrichtung des Auges, also insbesondere eine lichtemittierende Einrichtung zur Steuerung oder Lenkung der Blickrichtung zumindest eines Auges. Besonders bevorzugt wird das Fixationstarget und/oder das Fixationsobjekt und/oder die Fixationsprojektionseinrichtung von der Beleuchtungseinrichtung gebildet, wobei die vom Auge erfasste Helligkeit, welche die Position bzw. Größe der Pupille beeinflusst,
- 10 zumindest überwiegend durch das Fixationstarget und/oder das Fixationsobjekt und/oder die Fixationsprojektionseinrichtung bereitgestellt wird. Besonders bevorzugt steuert bzw. regelt somit die Beleuchtungssteuereinrichtung die Helligkeit des Fixationstargets und/oder des Fixationsobjekts und/oder der Fixationsprojektionseinrichtung. Beim Erfassen der Position und/oder Größe der
- 15 Pupille bzw. der Bilddaten der Pupille mittels der Messvorrichtung wird die relevante Helligkeit am Auge bzw. die Helligkeit des Fixationstargets und/oder des Fixationsobjekts und/oder der Fixationsprojektionseinrichtung bzw. die Helligkeit der Beleuchtungseinrichtung mit erfasst und insbesondere mit abgespeichert.

- 20 Vorzugsweise ist die Messvorrichtung als Videozentriertes System und/oder als Autorefraktometer und/oder Aberrometer und/oder Keratograph und/oder Tonograph und/oder Pachymeter ausgestaltet.

In einem weiteren Aspekt bietet die Erfindung ein Computerprogrammprodukt,

- 25 insbesondere in Form eines Speichermediums oder einer Signalfolge, umfassend computerlesbare Anweisungen, welche, wenn geladen in einen Speicher eines Computers, vorzugsweise im Speicher einer Datenverarbeitungseinheit einer Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindungen, insbesondere in einer ihrer hier beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen, und ausgeführt von dem Computer
- 30 (insbesondere der Vorrichtung), bewirken, dass der Computer (insbesondere die Vorrichtung) ein Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung, insbesondere in einer bevorzugten Ausführungsform durchführt.

Nach der Schilderung des Messprinzips gemäß eines Aspekts der Erfindung anhand bevorzugter Ausführungsformen werden nachfolgend verschiedene Aspekte bevorzugter Vorgehensweisen insbesondere im Hinblick auf Anwendungen dieser

5 Messungen diskutiert. Schließlich wird auch beispielhaft dargelegt, wie die erfassten Daten vorzugsweise verwendet werden können, um die Zentrierung und insbesondere das Design der Brillengläser anzupassen, also insbesondere ein Brillenglas individuell zu optimieren.

10 In einem Aspekt bietet der Erfindung die Berücksichtigung der Position und/oder Größe der Pupille unter den Bedingungen, die in der späteren Anwendung tatsächlich vorliegen. Unter Bedingungen wird dabei zumindest auch die Helligkeit in der gewünschten Anwendungssituation verstanden. Darüber hinaus können aber auch andere Reize, die die Position bzw. Größe der Pupille beeinflussen können, eingesetzt werden. Dies betrifft beispielsweise die Akkommodation des Auges auf definierte Entfernung (z.B. im unendlichen, im Nahbereich oder genebelt) sowie spezielle Fixations- oder Vergenzstellungen (z.B. monokulare oder binokulare Konvergenz durch Blicksteuerung über Fixationstargets oder Nahsehproben).

15

20 Die dazu erforderlichen Messungen werden vorzugsweise mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung durchgeführt, welche besonders bevorzugt als Videozentriertesystem ausgelegt ist, also die Funktionalität eines Videozentriertesystems aufweist, wobei vorzugsweise wenigstens eine der Messungen auch zur Bestimmung von Zentrierdaten oder weiterer individueller Parameter verwendet werden kann.

25 Diese können durch Messungen mit anderen brillen- oder augenoptischen Geräten sowie dedizierten Geräten ergänzt bzw. ersetzt werden.

Für die notwendige Referenzierung verschiedener Messungen untereinander in Bezug auf die Pupillenmessungen, insbesondere in Bezug auf die Bestimmungen

30 der Position der Pupille, können ausgezeichnete Merkmale des Auges, eine Fixierung der Blickrichtung oder referenzierende Messungen eingesetzt werden. Eine erfindungsgemäße Erfassung der Position bzw. Größe der Pupille für eine

spezifizierte Bedingung kann durch die direkte Messung dieser Größen bei besagter Bedingung (z.B. der spezifizierten Helligkeit) oder durch die Berechnung aus Messungen bei davon unterschiedlichen Bedingungen (z.B. andere Helligkeiten) erfolgen.

5

Die Größe der Pupille wird dabei vorzugsweise gemäß einer der folgenden Arten definiert und entsprechend ermittelt:

- Fläche der tatsächlichen Pupille;
- Fläche des In- oder Umkreises der tatsächlichen Pupille;
- Fläche des den tatsächlichen Pupillenrand am besten beschreibenden Kreises;
- Gewichtete Fläche der tatsächlichen Pupille. Die Gewichtung erfolgt vorzugsweise als Funktion des Abstandes von einem ausgezeichneten Punkt zur Betonung spezieller Bereiche. Ein derart ausgezeichneter Punkt ist vorzugsweise die Pupillenmitte insbesondere gemäß einer der nachfolgenden Definitionen oder der Hornhautscheitel.

Anstelle eines Kreises können auch andere geometrische Formen (z.B. Ellipsen) 20 herangezogen werden.

Unter der Position der Pupille wird dabei vorzugsweise ein ausgezeichneter Punkt der Pupille insbesondere gemäß einer der folgenden Definitionen verstanden:

- Schwerpunkt der tatsächlichen Pupillenfläche;
- Mittelpunkt des In- oder Umkreises der tatsächlichen Pupille;
- Mittelpunkt des den tatsächlichen Pupillenrand am besten beschreibenden Kreises;
- Schwerpunkt der gewichteten Fläche der tatsächlichen Pupille. Die Gewichtung erfolgt vorzugsweise als Funktion des Abstandes von einem ausgezeichneten Punkt zur Betonung spezieller Bereiche. Ein derart ausgezeichneter ist vorzugsweise die Pupillenmitte nach einer

der obigen Definitionen (z.B. zur Betonung des zentralen Bereichs) oder der Hornhautscheitel.

Wie bereits erwähnt, werden in einer bevorzugten Ausführungsform wird bereits bei

5 einer Messung einer individuellen Position und/oder Größe der Pupille mittels eines Videozentriessystems die Bedingungen (z.B. Lichtverhältnisse) geschaffen, die der späteren Gebrauchssituation entsprechen. Diese Messungen, insbesondere dabei erfasste Bilddaten, können auch zur Ermittlung der Zentrierdaten und individuellen Daten herangezogen werden.

10

Zusätzliche Aufnahmen (Bilddaten) können mit dem Videozentriessystem bei weiteren definierten Bedingungen (z.B. Lichtverhältnissen), die denen der späteren Anwendungen entsprechen, erzeugt und insbesondere nach Position und/oder Größe der Pupille ausgewertet werden, ohne eine komplette Auswertung im Sinn 15 einer Videozentrierung zu durchlaufen.

In einer anderen bevorzugten Ausführungsform eines Erfassens von individuellen Benutzerdaten können auch *a priori* Undefinierte Bedingungen (z.B. Lichtverhältnisse) eingesetzt werden, die falls für die jeweilige Anwendung 20 erforderlich, gemessen werden können. Dazu können entweder ohnehin am Gerät vorhandene Beleuchtungseinrichtungen, wie beispielsweise Fixationstargets (also blickrichtungssteuernde Lichtfelder) oder Fixationsobjekte zur Vorgabe einer Blickrichtung, oder spezielle Beleuchtungseinrichtungen eines Videozentriessystems herangezogen bzw. vorgesehen werden. Selbstverständlich können auch externe 25 Beleuchtungseinrichtungen, die auch Teil der Ladeneinrichtung beim Augenoptiker sein können, Verwendung finden. Analoges gilt für Fixationstargets, -Objekte und -Projektionen. Unter einer Fixationsprojektion wird dabei das in augenoptischen Geräten typischerweise eingesetzte abbildende System verstanden, dessen Abbildung der Betrachter fixiert bzw. auf dessen Abbildung er akkommodiert.

30

In der praktischen Anwendung eines Videozentriessystems bei Optiker ist es oft schwierig, die notwendigen Helligkeitsverhältnisse am Ort der Videozentrierung

sicherzustellen, welche genau der tatsächlich für den Brillenträger erwarteten Gebrauchssituation entsprechen. So stehen Videozentriertesysteme oft in einem Verkaufsraum, der nicht abgedunkelt werden kann. Deswegen nutzt eine weitere Ausführungsform eines Verfahrens zum Bestimmen einer bei dem zumindest einen

5 Helligkeitssollwert auftretenden oder erwarteten individuellen Position der Pupille bei zumindest einer Blickrichtung des zumindest einen Auges mindestens ein weitere Messvorrichtung, mit der die Position der Pupille insbesondere in Bezug auf ein ausgezeichnetes Merkmal des Auges erfasst werden kann. Ein derartiges Gerät im Sinne einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst dabei mindestens
10 eine Bildaufnahmeeinrichtung (Kamera), welche ausgelegt ist, zumindest Teile des Pupillenrandes zu erfassen. Außerdem umfasst die Messvorrichtung vorzugsweise eine (interne oder externe) Beleuchtungseinrichtung, mit der definierte Helligkeitsverhältnisse erzeugt werden können, d.h. die Messvorrichtung ist vorzugsweise ausgelegt, die Helligkeit der Beleuchtungseinrichtung zu steuern.

15

Vorzugsweise weist die Messvorrichtung auch ein Abschattelement zum Abschattung der Augenpartie auf, um auch in heller Umgebung für das Auge ein Umfeld mit geringer Helligkeit erzeugen zu können. Alternativ kann die Messvorrichtung auch in einem abgedunkeltem Raum (z.B. Refraktionsraum beim Optiker) oder einem
20 abgeteilten Raumteil aufgestellt werden.

Zur Steuerung der Blickrichtung weist die Messvorrichtung vorzugsweise ein Fixationstarget und/oder ein Fixationsobjekt und/oder eine Fixationsprojektionseinrichtung auf, welche insbesondere ausgelegt ist, ein virtuelles
25 Target zu erzeugen. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Messvorrichtung gleichzeitig (also integral) als Autorefraktometer und/oder Aberrometer und/oder Keratograph und/oder Tonograph und/oder Pachymeter ausgestaltet.

30 Zur Zentrierung bzw. Optimierung von Brillengläsern ist die Kombination mit einer Videozentriermessung nicht unbedingt notwendig. Stattdessen können auch die Veränderungen der Position und/oder Größe der Pupille auch lediglich mit einer

Messvorrichtung, wie sie die vorliegende Erfindung bietet, ermittelt werden, und die Einschleifposition des Glases kann unabhängig davon auf einem anderen Weg (z.B. manuelle Zentrierung nach Viktorix) bestimmt werden.

- 5 Unabhängig davon, ob die Bestimmung einer bei zumindest einem Helligkeitswert auftretende individuelle Position und/oder Größe der Pupille bzw. die Bestimmung eines individuellen Einflusses des Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille mittels eines insbesondere erfindungsgemäß ausgestatteten Videozentrierysystems oder mittels einer anderen erfindungsgemäß 10 Messvorrichtung erfolgt, wird bei der Messung der Helligkeit am Ort des Probanden (Brillenträgers), insbesondere am Ort des Auges (also die vom Auge erfasst Helligkeit - auch als "relevante Helligkeit" bezeichnet), vorzugsweise gemäß einer der folgenden Möglichkeiten vorgegangen.
- 15 Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist die Messvorrichtung (z.B. Videozentrierysystem) einen insbesondere per Kabel oder kabellos angebunden Helligkeitssensor auf, der die relevante Helligkeit misst, oder die Helligkeit an einer Stelle misst, von der auf die relevante Helligkeit zurück gerechnet werden kann.
- 20 In einer anderen bevorzugten Ausführungsform wird die relevante Helligkeit mittels eines Helligkeitsreferenzobjekts ermittelt, welches von einer Bildaufnahmeeinrichtung zusammen mit dem zumindest einen Auge des Brillenträgers in Bilddaten erfasst wird. Aus der Helligkeit des Helligkeitsreferenzobjekts in den Bilddaten lässt sich damit auf die relevante Helligkeit schließen.

25 Um bei Verwendung eines Helligkeitsreferenzobjekts Fehlmessungen durch Spiegelungen oder ähnliche Effekte zu vermeiden wird vorzugsweise ein möglichst homogenes und diffus streuendes Objekt eingesetzt. Die räumliche Ausdehnung wird dabei vorzugsweise so gewählt, dass die Abbildung des Objekts wenigstens die 30 Anzahl von Pixeln umfasst, die eine Bestimmung der Helligkeit mit der erforderlichen Genauigkeit erlaubt. Die spektrale Charakteristik wird dabei vorzugsweise so gewählt, dass unter Berücksichtigung der spektralen Charakteristik der Kamera bzw. der

einzelnen Farbkanäle auf die relevante Helligkeit geschlossen werden kann.

Im einfachsten Fall kann ein derartiges Helligkeitsreferenzobjekt aus einem Stück weißer (oder farbiger) Pappe oder Plastik bestehen. Dieses kann auch aufklebbar

5 gestaltet sein, um es so in einfacher und bequemer Weise an der Brillenfassung oder dem Probanden anbringen zu können.

Vorteilhaft lassen sich auch an der Brillenfassung oder eine Aufsteckbügel angeordnete extrinsische Positionsreferenzmarken derart gestalten, dass sie als Helligkeitsreferenzobjekte im Sinn dieser Erfindung verwendet werden können.

10 Dadurch lassen sich auch - in besonders vorteilhafter Weise - Aufnahmen sowohl zur Ermittlung der Position des Augendrehpunkts als auch zur Bestimmung der Position und/oder Größe der Pupille unter Gebrauchsbedingungen verwenden und so mit wenigen Aufnahmen beide Größen bestimmen. In den meisten auf dem Markt befindlichen Videozentriertensystemen kommen Aufsteckbügel zur geometrischen
15 Kalibrierung von Kameraaufnahmen zum Einsatz. Auch diese können mit einem derartigen Helligkeitsreferenzobjekt versehen werden.

Weiterhin kann die ausgewählte Fassung als Helligkeitsreferenzobjekt verwendet werden, sofern ihre spektrale Charakteristik hinreichend genau bekannt ist oder im

20 Vorfeld ermittelt wird. Das Helligkeitsreferenzobjekt kann auch ortsfest im Laden des Optikers an einer Position installiert sein, an der es in der Aufnahme erscheint und einen Rückschluss auf die relevante Helligkeit zulässt. Weitere mögliche Helligkeitsreferenzobjekte stellen die Merkmale der Person dar, die entweder bekannt sind oder nur einer geringen Schwankung zwischen verschiedenen
25 Probanden unterliegen. Als Beispiel sei hier die Sklera genannt.

Aus dem Helligkeitswert der Pixel in der Aufnahme, die das Helligkeitsreferenzobjekt wiedergeben, wird unter Berücksichtigung der spektralen Charakteristik des Helligkeitsreferenzobjekts und der Kameraempfindlichkeit die relevante Helligkeit

30 berechnet. In vielen Fällen werden die Messaufnahmen durch Blitzbeleuchtungen aufgehellt. Aufgrund der Zeitskalen hat eine derartige Zusatzbeleuchtung meist keinen Einfluss auf die Pupillengröße bzw. -position. Die aufgenommene Helligkeit

des Helligkeitsreferenzobjekts wird aber von besagter Blitzbeleuchtung sehr wohl beeinflusst. In diesem Fall kann die Aufnahme des Helligkeitsreferenzobjekts zur Ermittlung der Helligkeit in einer vor- oder nachgelagerten Aufnahme ohne Blitz Einsatz, erfolgen, also unter der Helligkeit, auf die sich die Pupille in Größe und

5 Position eingestellt hat.

Bei der Bestimmung der individuellen Positionen der Pupille für verschiedene Bedingungen (z.B. Helligkeit, Akkommodationszustand) ist es wichtig, die verschiedenen Positionen der Pupille relativ zueinander feststellen zu können. Um

10 dies zu ermöglichen, werden im Folgenden verschiedene bevorzugte Ausführungsformen für Messverfahren vorgeschlagen, die auch miteinander kombiniert werden können. Dies ist insbesondere dann sinnvoll, wenn verschiedene Geräte eingesetzt werden.

15 In einer bevorzugten Ausführungsform erfolgt eine Referenzierung der Position der Pupille durch ein ausgezeichnetes Merkmal des Auges, welches insbesondere in Bezug auf eine Blickrichtung unabhängig von der Helligkeit ist. Vorzugsweise wird dabei als ausgezeichnetes Merkmal ein intrinsisches Merkmal wie Strukturen auf der Binde- oder der Hornhaut sowie dem Limbus oder ein extrinsisches wie ein Reflex 20 einer definiert angebrachten Beleuchtungseinrichtung auf der Hornhaut oder Linse (z.B. "Purkinjereflex") heranzogen.

Wird bei dem Einsatz mehrerer Geräte (z.B. mindestens einer Messung mit einem Videozentriertensystem und mindestens einer Messung mit einer anderen 25 erfindungsgemäßen Messvorrichtung insbesondere in einer der beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen) dasselbe ausgezeichnete Merkmal des Auges erfasst, können die relativ zu diesem unter den unterschiedlichen Bedingungen bestimmten Positionen der Pupille ohne zusätzlichen Abgleich direkt verwendet und miteinander verrechnet werden. Derartige Merkmale sind vorzugsweise die 30 genannten intrinsischen Merkmale sowie Reflexe, die auf geometrisch äquivalenten Anordnungen der entsprechenden Beleuchtungseinrichtungen basieren.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform erfolgt eine Referenzierung der Position der Pupille durch eine Fixieren der Blickrichtung. Wenn sich die Position des Kopfes zwischen einzelnen Messungen relativ zur Bildaufnahmeeinrichtung nicht ändert, können auch direkt die Positionen im Bildkoordinatensystem der einzelnen

5 Aufnahmen relativ zueinander verwendet werden. Dies setzt jedoch voraus, dass die Blickrichtung fixiert bzw. gesteuert oder gemessen wird. Bei konstanter Blickrichtung können die relativen Daten direkt verwendet werden. Bei eventuellen Änderungen der Blickrichtungen zwischen den einzelnen Aufnahmen kann deren Effekt kompensiert werden.

10

Zur Steuerung der Blickrichtung werden vorzugsweise Fixationsobjekte oder Fixationstargets (d.h. mindestens in einer Ebene gerichtete Lichtfelder) herangezogen. Zur Messung der Blickrichtung können bekannte Methoden der Blickrichtungsermittlung (z.B. Messung der Purkinjereflexe) verwendet werden.

15

Sollte sich (beispielsweise durch Verwendung mehrerer Geräte) die Position des Kopfes relativ zur Bildaufnahmeeinrichtung zwischen einzelnen Messungen ändern, wird dies vorzugsweise kompensiert, indem die Positionen des Kopfes durch mindestens ein augenfremdes intrinsisches oder extrinsisches Merkmal festgestellt

20 werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform erfolgt die Referenzierung der Position der Pupille durch Messungen bei gleicher Helligkeit. Sollten beispielsweise bei der Messung mit einem Videozentriertensystem und einer davon unabhängigen,

25 anderen erfindungsgemäßen Messvorrichtung insbesondere gemäß einer bevorzugten Ausführungsform unterschiedliche ausgezeichnete Merkmale (z.B. verschiedene intrinsische Merkmale oder Reflexe mit unterschiedlicher Geometrie der Beleuchtungseinheiten) des Auges verwendet werden, kann die Referenzierung dadurch erfolgen, dass jeweils zumindest eine Aufnahmen mit beiden System bei -

30 im Rahmen der notwendigen Genauigkeit - gleichen Bedingungen erfolgt. Dadurch kann die Position der jeweiligen ausgezeichneten Merkmale zueinander über die für diese gemeinsame Bedingung ermittelten Positionen der Pupille relativ zu der

Position des entsprechenden ausgezeichneten Merkmals des Auges erfolgen. Diese gemeinsame Bedingung muss nicht notwendigerweise bekannt sein. Sie kann aber - z.B. um im Ablauf das Aufnehmen bei einer zusätzlichen Bedingung zu vermeiden - eine der später verwendeten Bedingungen sein.

5

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird aus der Pupillengröße auf die Position der Pupille geschlossen. Insbesondere wird zu zunächst vorzugsweise mittels einer erfindungsgemäßen Messvorrichtung ein individueller Zusammenhang zwischen der Pupillengröße und der Pupillenposition ermittelt. Vorzugsweise wird 10 diesem Zusammenhang ein analytisches (z.B. lineares) Modell mit zumindest einem freien, an die individuelle Messung anpassbaren Parameter unterstellt. Vorzugsweise wird dieser ermittelte individuelle Zusammenhang dann auf weitere Messungen insbesondere mittels anderer Messsysteme (z.B. in einem Videozentriertensystem) angewandt. So lässt sich dann beispielsweise aus Bilddaten, welche mit einem 15 Videozentriertensystem selbst bei einer vorab nicht bekannten Helligkeit ermittelt werden durch Auswertung der Pupillengröße auf die bei der Bildaufnahme vorgelegene Helligkeit und die für eine korrekte Zentrierung bei der in der Gebrauchssituation erwarteten Helligkeit erforderliche Korrektur der Pupillenposition rückschließen.

20

Im einfachsten Fall werden die Position und/oder Größe der Pupille unter den für Optimierung bzw. Zentrierung der Gläser gewünschten, also der späteren Gebrauchssituation entsprechenden Bedingungen gemessen. Es können aber auch Positionen und/oder Größen für einzelne Bedingungen ermittelt werden, für die keine 25 direkte Messungen vorliegen. Vorzugsweise werden sogar kontinuierliche Verteilungen über zumindest Bereiche des Brillenglases ermittelt und verwendet. Damit wird vorzugsweise eine entfernungsabhängige Helligkeit mit einer sich daraus ergebenen entfernungsabhängigen Pupille in Gleitsichtgläsern analog zur Wirkungsverteilung zwischen Nah- und Fernpunkt berücksichtigt.

30

Vorzugsweise werden aus mindestens einer Messung der Position und/oder Größe der Pupille Parameter für ein (z.B. analytisch gegebenes) Modell gewonnen werden.

Ein solches Modell beschreibt zusammen mit dem zumindest einen individuell ermittelten Parameter vorzugsweise einen individuellen Einfluss der Helligkeit des von dem zumindest einen Auge erfassen Lichts auf die Position und/oder Größe der Pupille. Bevorzugte Modelle sind beispielsweise lineare oder logarithmische

5 Abhängigkeiten, Abhängigkeiten mit einem freien Parameter sowie Inter- bzw. Extrapolationen zwischen bzw. über mindestens zwei Stützwerten. Liegen mehr Messungen vor als das Modell an freien Parameter enthält, können zur Steigerung der Genauigkeit bzw. statistischen Sicherheit Anpassrechnungen (z.B. kleinste quadratische Abweichung) durchgeführt werden.

10

In einer bevorzugten Ausführungsform wird als Modell für die Größe der Pupille (Radius d in mm) in Abhängigkeit der Helligkeit (Leuchtdichte B in mL) verwendet:

$$\log(d) = a - b (\log(B) + c)^3$$

15

Als Mittelwert für einen Großteil von Brillenträgern können dabei die Werte a = 0,8558, b = 0,000401 und c = 8,1 angesehen werden. Im Rahmen bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung können nun durch mindestens eine Messung bei

20 mindestens einer bekannten Helligkeit Werte für die Parameter a, b und/oder c angepasst oder ab drei Messungen bei bekannten Helligkeiten vorzugsweise sogar vollständig bestimmt werden.

Als ein bevorzugtes Beispiel für ein Modell der Position der Pupille wird ein linearer Zusammenhang zwischen der Position und der Größe der Pupille unterstellt, dessen

25 Koeffizienten vorzugsweise individuell bestimmt werden. Vorzugsweise wird ein Koeffizient von etwa -0,07 bis etwa 0,14 Millimeter Verschiebung der Pupille pro Millimeter Dilatation (Größenänderung der Pupille) festgelegt bzw. ermittelt. Ein positiver Wert bedeutet dabei eine nasale Verschiebung bei Kontraktion. Dabei kann vorzugsweise das obige Modell für die Pupillengröße unterstellt werden.

30

Vorzugsweise werden auch weitere Reize (z.B. Akkommodation und Fokussierung, Blickrichtung und Vergenz, usw.) berücksichtigt, die die Position und/oder Größe der

Pupille beeinflussen können. Die Reize können dabei entweder monokular oder binokular sowie in beliebigen Kombinationen gesetzt werden. So umfasst die festgelegte individuelle Gebrauchssituation primär zumindest einen Helligkeitssollwert und beschreibt damit die Lichtverhältnisse in der geplanten

5 individuellen Anwendung der Brille. In einer bevorzugten Ausführungsform wird dabei eine Messung im Bereich der photopischen Helligkeit Leuchtdichten im Bereich von etwa 3 cd/m^2 bis etwa 30 cd/m^2) und eine weitere im Bereich der mesopischen Helligkeit (Leuchtdichten im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa 30 cd/m^2) vorgenommen. Diese können durch Messungen an der Grenze zwischen den

10 Bereichen sowie im skotopischen Bereich (Leuchtdichten im Bereich von etwa $3 \cdot 10^{-6} \text{ cd/m}^2$ bis etwa $0,03 \text{ cd/m}^2$) ergänzt werden.

Bei einer Berücksichtigung von Akkommodation und Fokussierung können beispielsweise reale Objekte (z.B. Fixationsobjekte oder Nahleseproben) oder

15 Abbildungen (z.B. die in augenoptischen Geräten eingesetzten Projektionssysteme auf Basis eines Dias oder eines CCDs) eingesetzt werden. Damit lässt sich die Akkommodation des Auges auf vorgegebene Entfernung (z.B. im Unendlichen, im Nahbereich oder "genebelt" also nicht akkommodierbar) steuern.

20 Weiterhin können zur Steuerung der Blickrichtung bzw. zum Erzeugen spezieller Fixations- oder Vergenzstellungen reale Objekte (z.B. Fixationsobjekte, Nahleseproben), Abbildungen oder Fixationstargets (d.h. mindestens in einer Ebene Polarisierte Lichtfelder) eingesetzt werden. Dabei kann auch die Verrollung berücksichtigt werden.

25 Die so gewonnenen Informationen über Position und/oder Größe der Pupille werden nun insbesondere zur Zentrierung und/oder Optimierung der Brillengläser herangezogen. Im Folgenden werden einige Möglichkeiten ausgeführt, die auch kombiniert werden können.

30 So erfolgt vorzugsweise eine Berücksichtigung der tatsächlichen Position bei der Bestimmung der geometrischen Lage der Durchblickspunkte. Im einfachsten Fall

werden dabei die gewonnenen Informationen über die Position und/oder Größe der Pupille zur Bestimmung der Position einzelner Bezugs- bzw. Durchblickspunkte (wie dem Nah- oder Fernbezugspunkt) herangezogen. Dies kann auch durch die Korrektur anderweitig ermittelter Größen wie Einschleifhöhe und monokulare 5 Pupillendistanz erfolgen. In einer bevorzugten Ausführungsform werden dem Nah- bzw. Fernbezugspunkt bestimmte Helligkeiten und/oder Akkommodationszustände zugeordnet.

Insbesondere in Verbindung mit einem Modell zur Beschreibung des Einflusses der 10 Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille kann auch der genaue Verlauf (horizontal und vertikal) der Hauptblicklinie in Gleitsichtgläsern kontinuierlich in jedem Punkt gemäß den lokal vorgesehenen Bedingungen (z.B. Akkommodationszustand bzw. Helligkeit) vollständig optimiert werden. Besonders bevorzugt erfolgt bei der Optimierung eines Brillenglasses eine Berücksichtigung der tatsächlichen Position 15 und/oder Größe der Pupille unter den vorgesehenen Bedingungen (z.B. Akkommodationszustand bzw. Helligkeit).

Wie bereits weiter oben erwähnt, bietet die Erfindung in einem weiteren Aspekt die Möglichkeit, bei der Optimierung und Herstellung von Brillengläsern das Pupillenspiel 20 (also insbesondere die vorzugsweise individuelle Abhängigkeit der Größe und/oder Position der Pupille von der individuellen Gebrauchssituation) und die damit verbundene Änderung der Refraktion (bzw. die davon abhängige Refraktion) des Auges zu berücksichtigen, ohne dass die Abbildungsfehler höherer Ordnung (HOA) des individuellen Auges bekannt sein bzw. individuell gemessen werden müssen. 25 Herkömmlich werden letztere in der Regel mit einem aufwendigen Wellenfrontmessgerät ermittelt, welches oftmals nicht zur Verfügung steht.

Die Entwicklung von individuell optimierten Brillengläsern, insbesondere von 30 Gleitsichtgläsern, erlaubt es mittlerweile, auf die individuellen Merkmale des Brillenträgers wie Pupillendistanz, Hornhautscheitelabstand, und individueller Gebrauchsstellung der Brille zu berücksichtigen. Die neuste Brillenglas-Generation ist sogar in der Lage, bei der Optimierung der Gläser zusätzlich Aberrationen höherer

Ordnung, sog. „higher order aberrations“ (HOA) zu berücksichtigen, die bei der Brechung des Lichts an den Grenzflächen des Brillenglases und Auges entstehen.

Die Optimierung solcher Brillengläser beinhaltet insbesondere in einer bevorzugten

5 Ausführungsform der vorliegenden Erfindung die Propagation und Brechung einer individuell für jedes Auge bestimmten Wellenfront, die sich über eine vorzugsweise individuell bestimmt Pupille erstreckt und sowohl aus Aberrationen höherer Ordnung (HOA) als auch Aberrationen niedriger Ordnung (LOA) besteht. Sowohl die LOA als 10 auch die HOA des Brillenglases werden durch die Gebrauchsstellung des Brillenglases beeinflusst und gehen in die Optimierung ein, ebenso gehen die HOA und die LOA des Auges sowie die subjektiv ermittelte Refraktion in die Optimierung ein.

Da die Wellenfrontdurchrechnung untrennbar mit der Pupillengröße verbunden ist,

15 geht auch diese in die Optimierung des Brillenglases mit ein. Dabei kann - bedingt durch physiologische Phänomene wie z.B. Lichtreaktion oder Pupillennahreaktion - die in der Gebrauchssituation vorliegende Pupillengröße eine Funktion einer oder mehrerer Größen wie z.B. der Blickrichtung, der Konvergenz, der Helligkeit der betrachteten Szene und/oder des Objektabstands sein. Vor allem in dieser Hinsicht 20 wird durch eine erfindungsgemäße, individuelle Berücksichtigung von Größe und/oder Position der Pupille eine Verbesserung der Anpassung eines Brillenglases erreicht. Um nicht nur die Größe und/oder Position der Pupille, sondern auch die Wellenfront individuell zu bestimmen, könnte beispielsweise ein Aberrometer verwendet werden. Solche Geräte sind zwar für den Augenoptiker in der Regel teuer 25 in der Anschaffung und deshalb nicht weit verbreitet, bieten aber eine sehr präzise Möglichkeit zur Bestimmung der individuellen Wellenfrontaberration des Auges.

Wie bereits erwähnt, bietet die Erfindung in einem Aspekt einen alternativen Ansatz,

30 der es ermöglicht, die Vorteile der neusten Brillenglastechnologie flächendeckend anbieten zu können, ohne dass überall ein Aberrometer verfügbar sein muss. Wie bereits erwähnt, müssen dabei die Abbildungsfehler höherer Ordnung (HOA) des individuellen Auges nicht bekannt sein bzw. nicht individuell gemessen werden. Dies

wird insbesondere erreicht, indem auf eine individuelle Wellenfrontmessung verzichtet wird, und die zur Optimierung der Gläser benötigte individuell ermittelte Wellenfront und unter Umständen auch die individuell ermittelte Pupillengröße durch Modellannahmen ersetzt werden. Durch die in dem hier beschriebenen Verfahren

5 verwendeten Modellannahmen erreicht man gleichzeitig, dass sich im Vergleich zu einem konventionellen Brillenglas die Wahrscheinlichkeit erhöht, dass eine Einzelperson eine gute Versorgung mit einem Brillenglas erhält. Dadurch verbessert sich durch ein Verfahren gemäß dieses Aspektes der Erfindung insgesamt die Versorgung einer Gruppe von Personen mit Brillengläsern.

10

Zur detaillierteren Beschreibung dieses Aspektes der Erfindung werden nachfolgend einige Begriffe verwendet, die insbesondere wie folgt verstanden werden sollen:

Mit dem Begriff „Daten“ (Daten einer Gruppe von Augen bzw. eines einzelnen Auges) 15 sind vorzugsweise mindestens eine Art von folgenden Daten gemeint: Wellenfrontdaten, Helligkeit, Pupillendaten, Refraktionsdaten, „sonstige Daten“. Die einzelnen Arten von Daten werden im Folgenden erklärt.

So beschreiben die „Wellenfrontdaten“ die insbesondere bei einer 20 Wellenfrontmessung (oder in erfindungsgemäßer Weise auf Basis einer Modellannahme) bestimmte Wellenfront. Sie liegen vorzugsweise als Koeffizienten der Zernikepolynome, sog. Zernike-Koeffizienten, bei einer definierten Pupillengröße vor und beinhalten Aberrationen niedriger Ordnung (LOA) wie insbesondere Prisma, Sphäre, Astigmatismus, sowie Aberrationen höherer Ordnung (HOA) wie 25 insbesondere Dreiblatt, Koma und/oder sphärische Aberration. Die Zernike-Koeffizienten können für eine Standard-Pupillengröße angegeben sein, die sich von der tatsächlich (individuell) bestimmten bzw. gemessenen Pupillengröße unterscheiden kann.

30 Mit „Helligkeit“ wird insbesondere die Beleuchtungsstärke des auf das Auge auftreffenden bzw. des vom Auge erfassten Lichts bezeichnet.

„Pupillendaten“ charakterisieren die Eintrittspupille des Auges und umfassen insbesondere den Pupillenparameter Pupillengröße (z.B. Pupillenradius oder Pupillendurchmesser) und bevorzugt auch einen oder mehrere der folgenden Daten: Pupillenmitte (z.B. Lage des Schwerpunkts der Pupillenfläche relativ zum Apex),

5 Amplitude des Hippus, sowie Änderung der Pupillengröße bei sich ändernder Helligkeit der Umgebung. Die Pupillengröße und bevorzugt auch die Pupillenmitte müssen bei der Wellenfrontmessung vorliegen, diese und andere Pupillendaten können aber auch mit anderen Messgeräten bestimmt werden. Insbesondere kann sich die in den Pupillendaten vorhandene Pupillengröße von der

10 Standard-Pupillengröße unterscheiden, für welche die Zernike-Koeffizienten der Wellenfrontdaten angegeben sind.

Die „Refraktionsdaten“ beinhalten vorzugsweise Sphäre, Zylinder, Achse für die Sehentfernung unendlich oder für eine andere Sehentfernung, bei der die Refraktion 15 durchgeführt worden ist, sowie die Addition, bzw. Sphäre, Zylinder, Achse, welche bei einer endlichen Leseentfernung bestimmt werden (z.B. 40 cm). Sphäre, Zylinder und Achse können dabei auch in einer äquivalenten Darstellung als sog. Powervektoren vorliegen.

20 Unter den oben genannten „sonstigen Daten“ des Auges werden im Folgenden mindestens eine Art folgender Daten verstanden: bei der Refraktion (bzw. Refraktionsbestimmung) auf das Auge treffende (bzw. vom Auge erfasste) Helligkeit, bei der Messung von Pupillendaten auf das Auge treffende (bzw. vom Auge erfasste) Helligkeit, Akkommodationszustand des Auges, sowie Alter des Auges (also des 25 Brillenträgers).

Somit bietet die Erfindung in einem Aspekt ein Verfahren zum Optimieren und Herstellen eines Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, vorzugsweise gemäß einem der oben beschriebenen Aspekte. Dabei umfasst das

30 Verfahren ein Bereitstellen einer Verteilung von Daten, insbesondere von gemessenen Daten, einer Vielzahl von Augen, welche insbesondere das zumindest eine Auge des Brillenträgers nicht enthalten. Diese Daten der Vielzahl von Augen

bilden damit insbesondere zumindest einen Teil eines (statistischen) Datensatzes, welcher als Grundlage für ein statistisches Modell von Zusammenhängen zwischen unterschiedlichen physikalischen und/oder physiologischen Parametern beschreibt. Dazu unterscheiden sich die Daten in der Verteilung von Daten bzw. die Augen der 5 Vielzahl von Augen zumindest teilweise in physikalischen und/oder physiologischen Parametern. Die Verteilung von Daten kann als eine Stichprobe oder in Form von analytischen Modellen vorliegen.

In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst das Bereitstellen einer Verteilung von 10 Daten ein Bereitstellen einer Verteilung von Abbildungsfehlern höherer Ordnung (HOA) einer Vielzahl von Augen, die vorzugsweise von den Parametern Pupillendaten und/oder Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten abhängt.

Außerdem umfasst das Verfahren in diesem Aspekt der Erfindung ein Bereitstellen 15 (insbesondere Messen) bzw. Bestimmen von physikalischen und/oder physiologischen Daten für das zumindest eine Auge des Brillenträgers. Vorzugsweise umfasst das Bereitstellen bzw. Bestimmen von physikalischen und/oder physiologischen Daten für das zumindest eine Auge des Brillenträgers ein Bereitstellen (insbesondere Messen) bzw. Bestimmen von Refraktionsdaten des 20 zumindest einen Auges insbesondere für zumindest zwei verschiedene Referenzpunkte, vorzugsweise gemäß zumindest einiger oben beschriebener Details der weiteren Aspekte der vorliegenden Erfindung. Dabei können diese bereitgestellten (insbesondere gemessenen) bzw. bestimmten physikalischen und/oder physiologischen Daten insbesondere direkt solche Parameter betreffen bzw. 25 umfassen, von denen die bereitgestellte Verteilung der Daten einer Vielzahl von Augen direkt abhängt oder diese Parameter werden aus den bereitgestellten (insbesondere gemessenen) bzw. bestimmten physikalischen und/oder physiologischen Daten anhand weiterer funktionaler Zusammenhänge ermittelt, wie dies anhand bevorzugter Ausführungsformen weiter unten noch genauer 30 beschrieben wird.

Außerdem umfasst das Verfahren gemäß diesem Aspekt der Erfindung ein Ermitteln

wahrscheinlichster Daten des zumindest einen Auges bei mindestens einer physikalischen und/oder physiologischen Bedingung. Insbesondere werden dabei aus den bereitgestellten (insbesondere gemessenen) bzw. bestimmten physikalischen und/oder physiologischen Daten (Bedingungen) für das zumindest

5 eine Auge des Brillenträgers und/oder aus weiteren physikalischen und/oder physiologischen Bedingungen (insbesondere eine individuelle Gebrauchssituation betreffend) auf die gemäß der bereitgestellten (statistischen) Verteilung der Daten für das zumindest eine Auge wahrscheinlichsten Werte dieser Daten rückgeschlossen. In einer bevorzugten Ausführungsform wird dabei auf die wahrscheinlichsten

10 Wellenfrontdaten des zumindest einen Auges des Brillenträgers bei mindestens einem Paar aus Pupillendaten und Akkommodationszustand rückgeschlossen. Die derart ermittelten wahrscheinlichsten Daten können dann direkt oder indirekt bei der Berechnung oder Optimierung des Brillenglases verwendet werden.

15 Auch wenn sich für diesen Aspekt der Erfindung, wonach anstelle einer individuellen Messung von Daten auf ein (statistisches) Modell (bzw. auf statistische Modelle) zurückgegriffen wird, vor allem bei der Bestimmung von Wellenfrontdaten die oben diskutierten Verbesserungen und Vereinfachungen ergeben, ist dieser Aspekt der Erfindung nicht auf die Nutzung im Zusammenhang mit Wellenfrontdaten beschränkt.

20 Auch andere (statistische) Zusammenhänge zwischen physikalischen und/oder physiologischen Daten bzw. Parametern können auf diese Weise zur Bestimmung entsprechender individueller Daten herangezogen werden. Dies betrifft insbesondere ein Bestimmen einer erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder ein Bestimmen eines individuellen Einflusses der Helligkeit des von dem zumindest

25 einen Auge erfassten Lichts auf die Position der Pupille des zumindest einen Auges und/oder ein Bestimmen einer jeweils bei den festgelegten Helligkeitssollwerten auftretenden oder erwarteten individuellen Größe der Pupille. Dabei werden die zu bestimmenden Daten auf Basis des statistischen Datensatzes aus individuell ermittelten Parametern für das Auge des Brillenträgers bestimmt.

30

Weitere Details insbesondere zu bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung werden nachfolgend mit Bezug auf begleitende Zeichnungen beispielhaft

beschrieben. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung des Ablaufes eines Verfahrens gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

5

Fig. 2 eine schematische Darstellung des Ablaufes eines Verfahrens gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung; und

10 Fig. 3 eine schematische Darstellung weiterer Details des Ablaufes eines Verfahrens gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, insbesondere gemäß Fig. 2.

In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst ein Verfahren (insbesondere ein Verfahren zum Anpassen eines individuellen Brillenglasses bzw. ein Verfahren zum 15 Optimieren und Herstellen eines Brillenglasses) insbesondere die in Fig. 1 dargestellten Verfahrensschritte, die im Folgenden erläutert werden:

Schritt A 1a: Bereitstellen einer Verteilung der Daten einer Gruppe (Vielzahl) von 20 Augen, die von physikalischen und/oder physiologischen Parametern abhängt. Die Verteilung der Daten einer Gruppe von Augen kann als eine Stichprobe oder in Form von analytischen Modellen bereitgestellt werden. Sie stellt die für eine Gruppe von Augen bekannte statistische Information dar. Diese bereitgestellte Verteilung von Daten wird daher hier auch als Statistikdatensatz bezeichnet. Mögliche Daten einer Gruppe von Augen sind z.B. Wellenfrontdaten, Helligkeit, Pupillendaten, 25 Refraktionsdaten oder sonstige Daten von Augen, sowie deren Kombinationen. Vorzugsweise sind in der Verteilung ebenfalls die statistischen Zusammenhänge zwischen mindestens einem Bestandteil dieser Daten und mindestens einer weiteren Einflussgröße, im Folgenden Parameter genannt, dargestellt. Die Parameter können physikalischer oder physiologischer Natur sein. Mögliche Parameter sind 30 Pupillendaten, Refraktionsdaten, Helligkeiten, sonstige Daten oder Kombinationen hiervon.

Ein mögliches analytisches Modell einer solchen Verteilung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform besteht aus einer vektorwertigen Regressionsfunktion und einem multivariat normalverteilten Regressionsfehler. Sowohl die Regressionsfunktion als auch die Kovarianzmatrix des Regressionsfehlers ist dabei

5 eine vektor- bzw. matrixwertige Funktion mindestens eines der Parameter. Die Regressionsfunktion und Kovarianzmatrix erhält man typischerweise durch minimieren der mit der Kovarianzmatrix gewichteten Fehlerquadrate einer Stichprobe.

10 Jede Komponente der Regressionsfunktion kann in der Form eines abschnittsweise definierten Polynoms der Parameter vorliegen, und gibt die im Mittel vorhandene Abhängigkeit des dieser Komponente zugeordneten Typs der Daten von den Parametern, an. Insbesondere kann eine solche Funktion abschnittsweise eine konstante Funktion, eine lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der

15 Parameter sein. Der multivariat normalverteilte Regressionsfehler kann, muss aber nicht, eine nichtdiagonale Kovarianzmatrix besitzen, die ebenfalls eine Funktion der Parameter sein kann. Eine solche Funktion (d.h. jedes Element der Kovarianzmatrix) kann wie die Regressionsfunktion selbst als abschnittsweise konstante Funktion, lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der Parameter genähert sein.

20 Hängt insbesondere Regressionsfehler nicht von den Parametern ab, so ist die Kovarianzmatrix eine konstante Funktion der Parameter. Ergeben sich keine statistischen Zusammenhänge zwischen einzelnen Komponenten, so ist die Kovarianzmatrix diagonal.

25 Schritt A1b: Bereitstellen von physikalischen und/oder physiologischen Daten eines einzelnen Auges. In diesem Schritt werden physikalische oder physiologische Daten eines einzelnen Auges bereitgestellt, für das ein Brillenglas berechnet werden soll.

Schritt A1c: Gegebenenfalls Bereitstellen wahrscheinlichster Daten WD1 des einen

30 Auges, die einem oder mehreren Parametern der Verteilung aus Schritt A1a entsprechen. Wenn nötig, werden die wahrscheinlichsten Daten WD1 des Auges, für die das eine Brillenglas berechnet werden soll, bereitgestellt. Diese

wahrscheinlichsten Daten des Auges entsprechen einem oder mehreren Parametern, von denen die in Schritt A1a bereitgestellte Verteilung abhängt.

Schritt A1d: Gegebenenfalls Bereitstellen mindestens eines funktionalen

- 5 Zusammenhangs zwischen den Parametern der in Schritt A1a bereitgestellten Verteilung und den in Schritt A1b und/oder in Schritt A1c bereitgestellten Daten des einen Auges. Sofern im nachfolgenden Schritt A2 ein statistischer Zusammenhang zwischen einem oder mehreren Parametern der in Schritt A1a bereitgestellten Verteilung und einem oder mehreren in Schritt A1b bereitgestellten physikalischen
- 10 und/oder physiologischen Daten, oder den in Schritt A1c bereitgestellten wahrscheinlichsten Daten benötigt wird, es aber nicht möglich ist, einen direkten statistischen Zusammenhang bereitzustellen, so muss zusätzlich ein funktionaler Zusammenhang bereitgestellt werden. Der funktionale Zusammenhang kann dabei aus zusätzlichen Quellen gewonnen werden und stellt einen im Mittel vorhandenen
- 15 statistischen Zusammenhang dar.

Schritt A2: Rückschließen auf die wahrscheinlichsten Daten WD2 des einen Auges bei mindestens einer physikalischen und/oder physiologischen Bedingung. Falls benötigt, werden zunächst (ein oder mehrere) funktionale Zusammenhänge aus

- 20 Schritt A1d benutzt, um Daten und/oder wahrscheinlichste Daten WD1, die für das Auge in Schritt A1b bzw. A1c bereitgestellt wurden, in die Parameter umzurechnen, von denen die in Schritt A1a bereitgestellte Verteilung abhängt.

Als nächstes wird vorzugsweise eine bedingte Verteilung der Daten einer Gruppe von Augen berechnet, indem die in Schritt A1a bereitgestellte Verteilung der Daten an den in Schritt A1b bereitgestellten Daten des Auges und/oder den in Schritt A1c bereitgestellten wahrscheinlichsten Daten WD1 dieses Auges ausgewertet wird, die gegebenenfalls vorher im Hilfe der in Schritt A1d bereitgestellten funktionalen Zusammenhänge berechnet wurden.

30

Ist die Verteilung der Daten einer Gruppe von Augen als Stichprobe gegeben, so ist die bedingte Verteilung derjenige Teil der Stichprobe, dessen Parameter sich

hinreichend wenig von den in den Schritten A1b und/oder A1c bereitgestellten Daten bzw. wahrscheinlichsten Daten WD1 unterscheiden. Ist die Verteilung der Daten einer Gruppe von Augen als analytische Approximation vorhanden, so berechnet sich die bedingte Verteilung durch Einsetzen der wahrscheinlichsten Daten WD1 und/oder

5 der physikalischen/physiologischen Daten des einzelnen Auges in die analytische Approximation. Ist insbesondere die Verteilung der Daten der Gruppe von Augen als Regressionsmodell gegeben, so ergibt sich die bedingte Verteilung der Daten durch Einsetzen der Daten bzw. wahrscheinlichsten Daten WD1 des besagten Auges in die Regressionsfunktion sowie in die Kovarianzmatrix.

10

Vorzugsweise ergeben sich in analoger Weise die bedingten Verteilungen der in Schritt A1a bereitgestellten Daten bei einer oder mehreren physikalischen und/oder physiologischen Bedingungen, welche bei der Berechnung des Brillenglases benötigt werden. Dazu wird die vorhin ermittelte bedingte Verteilung bei den jeweiligen

15 physikalischen und/oder physiologischen Bedingungen ausgewertet. Die wahrscheinlichsten Daten WD2* des einzelnen Auges bei diesen Bedingungen sind durch die Maxima dieser bedingten Verteilung gegeben. Die oben berechneten wahrscheinlichsten Daten WD2* können unter Berücksichtigung der in den Schritten A1b und A1c bereitgestellten Daten zu den wahrscheinlichsten Daten WD2 des 20 einzelnen Auges ergänzt werden.

Schritt A3: Direktes oder indirektes Verwenden der wahrscheinlichsten Daten WD2 des einen Auges aus Schritt A2 bei der Berechnung oder Optimierung des Brillenglases. Die im vorigen Schritt ermittelten wahrscheinlichsten Daten WD2 des

25 einen Auges werden nun bei der Berechnung eines Brillenglases verwendet. Dies kann entweder direkt geschehen, sodass der Schritt A3 die Berechnung des Brillenglases beinhaltet. In die Berechnung fließt außer den wahrscheinlichsten Daten WD2 auch andere Information ein, wie z.B. die individuell ermittelte Refraktion des Auges. Die wahrscheinlichsten Daten WD2 können aber auch indirekt in die 30 Berechnung des Brillenglases einfließen, indem sie in einem weiteren Verfahrensschritt ähnlich dem Schritt A1c verwendet werden.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform eines Verfahrens, welches insbesondere als bevorzugter Spezialfalls des mit Bezug auf Fig. 1 beschriebenen Verfahrens angesehen werden kann, wird nachfolgend mit Bezug auf Fig. 2 beschrieben. Das hier beschriebene Verfahren umfasst insbesondere die in Fig. 2 dargestellten

5 Verfahrensschritte.

Schritt B1a: Bereistellen einer Verteilung der HOA einer Gruppe von Augen, die vorzugsweise von den Parametern Pupillendaten und/oder Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten abhängt. Die Verteilung kann als eine Stichprobe oder in

10 Form von analytischen Modellen vorliegen. Sie stellt die für eine Gruppe von Augen bekannte statistische Information über die für eine Standard-Pupille angegebene Zernike-Koeffizienten der Aberrationen höherer Ordnung (HOA) dar. Wenn möglich sollen in der Verteilung ebenfalls die statistischen Zusammenhänge zwischen mindestens einem für eine Standard-Pupille angegebenen Zernike-Koeffizienten und
15 mindestens einer weiteren Einflussgröße, im folgenden Parameter genannt, dargestellt sein. Mögliche Parameter sind Pupillendaten, Refraktionsdaten und/oder sonstige Daten.

Ein mögliches analytisches Modell einer solchen Verteilung besteht aus einer

20 vektorwertigen Regressionsfunktion und einem multivariat normalverteilten Regressionsfehler. Sowohl die Regressionsfunktion als auch die Kovarianzmatrix des Regressionsfehlers ist dabei eine vektor- bzw. matrixwertige Funktion mindestens eines der folgenden Parameter: Pupillenparameter, der Refraktionsdaten in Powervektor-Darstellung, der Addition, dem Alter, dem Akkommodationszustand,
25 den LOA der auf eine Standard-Pupille skalierten Zernike-Koeffizienten. Die Refraktionsdaten können dabei subjektiv bestimmte Refraktionsdaten sein, oder aber objektive Refraktionsdaten, die in geeigneter Weise als den Zernike-Koeffizienten und Pupillengrößen bestimmt wurden. Die Regressionsfunktion und Kovarianzmatrix erhält man typischerweise durch Minimieren der mit der Kovarianzmatrix gewichteten
30 Fehlerquadrate einer Stichprobe.

Jede Komponente der Regressionsfunktion kann in der Form eines abschnittsweise

definierten Polynoms der oben genannten Parameter vorliegen, und gibt die im Mittel vorhandene Abhängigkeit des dieser Komponente zugeordneten Zernike-Koeffizienten von den Parametern an, wobei der Zernike-Koeffizient für eine Standard-Pupille angegeben ist. Insbesondere kann eine solche Funktion 5 abschnittsweise eine konstante Funktion, eine lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der Parameter sein. Der multivariat normalverteilte Regressionsfehler kann, muss aber nicht, eine nichtdiagonale Kovarianzmatrix besitzen, die ebenfalls eine Funktion der oben genannten Parameter sein kann. Eine solche Funktion (d.h. jedes Element der Kovarianzmatrix) kann wie die 10 Regressionsfunktion selbst als abschnittsweise konstante Funktion, lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der Parameter genähert sein. Hängt insbesondere der Regressionsfehler nicht von den Parametern ab, so ist die Kovarianzmatrix eine konstante Funktion der Parameter. Ergeben sich keine statistischen Zusammenhänge zwischen einzelnen Zernike-Koeffizienten, so ist die 15 Kovarianzmatrix diagonal.

Ein bevorzugter Spezialfall eines solchen analytischen Modells ist die Verteilung der Zernike-Koeffizienten C_3^{-3} bis C_5^5 , wobei die Komponenten der Regressionsfunktion für alle Koeffizienten bis auf C_4^0 konstant sind, und die der sphärischen Aberration 20 C_4^0 entsprechende Komponente eine stückweise lineare Funktion des Alters ist. Die Verteilung der besagten Zernike-Koeffizienten ist vorzugsweise eine um die von der Regressionsfunktion gegebenen Mittelwerte zentrierte multivariate Normalverteilung, die für jede Komponente eine unterschiedliche Standardabweichung besitzen kann, und deren Kovarianzmatrix diagonal ist.

25

Ein solches Modell kann insbesondere aus den von Salmon et al. (z.B. in „Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors“, J Cataract Refract Surg, Bd. 32, p. 2064-2074, 2006) veröffentlichten Daten ermittelt werden, wobei linke Augen durch Spiegelung an der Vertikalen in rechte Augen 30 übergeführt wurden, und die Mittelwerte für rechte Augen gelten. Die Zernike-Koeffizienten der radialen Ordnungen 3 bis 5 sind für einen Pupillendurchmesser von 5 mm und eine

Akkommodation von 0 dpt angegeben:

$$C_3^{-3} = -0,02359 \pm 0,044 \mu m$$

$$C_3^{-1} = -0,02315 \pm 0,0536 \mu m$$

$$C_3^1 = -0,00179 \pm 0,0439 \mu m$$

$$C_3^3 = -0,00001 \pm 0,0352 \mu m$$

$$C_4^{-4} = -0,00223 \pm 0,0153 \mu m$$

$$C_4^{-2} = -0,00323 \pm 0,0107 \mu m$$

$$C_4^0 =$$

$$= \begin{cases} 0,05052 \pm 0,0321 \mu m & \text{Alter} < 45 \text{ Jahre} \\ 0,05052 \mu m + 0,05 \mu m \cdot (\text{Alter} - 45 \text{ Jahre}) / 15 \text{ Jahre} \pm 0,0321 \mu m & 45 \text{ Jahre} \leq \text{Alter} \leq 60 \text{ Jahre} \\ 0,10052 \pm 0,0321 \mu m & \text{Alter} > 60 \text{ Jahre} \end{cases}$$

$$C_4^2 = 0,00114 \pm 0,0184 \mu m$$

$$C_4^4 = 0,00476 \pm 0,0168 \mu m$$

$$C_5^{-5} = -0,00222 \pm 0,00765 \mu m$$

$$C_5^{-3} = 0,00247 \pm 0,00765 \mu m$$

$$5. \quad C_5^{-1} = -0,00628 \pm 0,00765 \mu m$$

$$C_5^1 = -0,00021 \pm 0,00612 \mu m$$

$$C_5^3 = -0,00003 \pm 0,00459 \mu m$$

$$C_5^5 = 0,00001 \pm 0,00765 \mu m$$

wobei die Notation $C_n^m = \langle C_n^m \rangle \pm \sigma_{C_n^m}$ eine abgekürzte Schreibweise für eine

Normalverteilung um den Mittelwert $\langle C_n^m \rangle$ mit gegebener Standardabweichung $\sigma_{C_n^m}$

ist. Im vorliegenden Fall ist die Regressionsfunktion durch den Vektor der Mittelwerte

10 der Zernike-Koeffizienten $(\langle C_3^{-3} \rangle, \langle C_3^{-1} \rangle, \dots, \langle C_5^3 \rangle, \langle C_5^5 \rangle)$ gegeben, wobei alle Mittelwerte

bis auf $\langle C_4^0 \rangle$ Konstanten sind, und $\langle C_4^0 \rangle$ vom Alter in der oben beschriebenen

Weise abhängt. Die Kovarianzmatrix ist hier eine quadratische Diagonalmatrix mit den quadrierten Standardabweichungen der jeweiligen Zernike-Koeffizienten als

Diagonalelemente, $Diag(\sigma_{C_3^{-3}}^2, \sigma_{C_3^{-1}}^2, \dots, \sigma_{C_5^3}^2, \sigma_{C_5^5}^2)$. Alle Mittelwerte der

Zernike-Koeffizienten sind hier konstante Funktionen des Akkommodationszustands, das Modell könnte jedoch problemlos erweitert werden, wenn entsprechende Zernike-Koeffizienten in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand des Auges vorliegen.

5

Schritt B1b: Bereitstellen der Refraktionsdaten eines Auges sowie vorzugsweise sonstiger Daten dieses Auges. Die standardmäßig z.B. durch den Augenoptiker, Ophthalmologen, Optometristen oder ein Gerät erfasste Refraktion (Sphäre, Zylinder, Achse, in der Ferne und/oder Nähe, sowie die Addition) eines Auges wird bereitgestellt und wenn nötig in die Powervektor-Schreibweise umgerechnet. Wenn möglich werden auch sonstige Daten erhoben, wie z.B. Akkommodationszustand des Auges und/oder das Alter des Auges.

10 Schritt B1c: Bereitstellen der wahrscheinlichsten Pupillendaten desselben Auges bei mindestens einer Helligkeit. Die wahrscheinlichsten Pupillendaten eines bestimmten Auges darunter Pupillengröße und vorzugsweise Pupillenposition relativ zum Apex werden bereitgestellt. Bevorzugt geschieht das in dem in diesem Dokument dargestellten Verfahren (siehe insbesondere die entsprechenden Details zur Bestimmung der wahrscheinlichsten Pupillendaten eines bestimmten Auges gemäß 15 der weiter unten insbesondere mit Bezug auf Fig. 3 beschriebenen bevorzugten Ausführungsform).

20 Die wahrscheinlichsten Pupillendaten beruhen soweit möglich auf Messungen des vorliegenden Auges. Sind nicht genügend solcher Messungen vorhanden, oder sind diese zu ungenau, so werden die wahrscheinlichsten Pupillendaten aus der Verteilung der möglichen Pupillendaten ermittelt, die von den Refraktionsdaten und/oder den sonstigen Daten des Auges abhängen können (siehe Hilfsverfahren). Die wahrscheinlichsten Pupillendaten bestehen aus Zahlenwerten (Pupillengröße 25 sowie ggf. Pupillenposition relativ zum Apex) für jede einzelne Helligkeit, oder aber 30 sie liegen als Funktion der Helligkeit vor.

Die Verteilung der möglichen Pupillendaten stellt die als möglich erachteten

Pupillendaten dar, wobei die Verteilung soweit möglich auf Messungen des vorliegenden Auges beruht. Die Breite der Verteilung (Standardabweichung) entspricht dabei dem Standardfehler der Messungen. Liegen nicht genügend genaue oder zu wenige Messungen vor, so wird die Verteilung der möglichen Pupillendaten

5 des vorliegenden Auges aus einer Verteilung der Pupillendaten einer Gruppe von Augen ergänzt, welche von den Refraktionsdaten und/oder den sonstigen Daten des Auges abhängen kann (siehe insbesondere die entsprechenden Details zur Bestimmung der wahrscheinlichsten Pupillendaten eines bestimmten Auges gemäß der weiter unten insbesondere mit Bezug auf Fig. 3 beschriebenen bevorzugten

10 Ausführungsform).

Die wahrscheinlichsten Pupillendaten sind jeweils bei mindestens einer Helligkeit gegeben, die später bei der Optimierung des Brillenglases in Schritt B3 benötigt wird, bzw. die während der Refraktion des besagten Auges vorliegt. Insbesondere ist unter

15 mindestens einer Helligkeit ein Kontinuum von Helligkeiten zu verstehen, sodass die wahrscheinlichsten Pupillendaten sowie vorzugsweise die Verteilung der möglichen Pupillendaten bei diesen für jede beliebige Helligkeit angegeben werden können.

Schritt B1d: Gegebenenfalls Bereitstellen mindestens eines funktionalen

20 Zusammenhangs zwischen den Parametern der in B1a bereitgestellten Verteilung und den in B1b bereitgestellten Daten. Sofern im weiteren Schritt (B2) ein statistischer Zusammenhang zwischen einer bestimmten Einflussgröße (z.B. der Addition) und den HOA benötigt wird, es aber nicht möglich ist, einen direkten statistischen Zusammenhang zwischen dieser Einflussgröße und den HOA

25 bereitzustellen, da z.B. keine verbundene Stichprobe dieser Einflussgröße und der HOA existiert, so muss zusätzlich ein funktionaler Zusammenhang zwischen der besagten Einflussgröße und einer anderen Einflussgröße (z.B. dem Alter) bereitgestellt werden, wobei ein direkter statistischer Zusammenhang zwischen der besagten und der anderen Einflussgröße bestehen muss (z.B. zwischen Alter und

30 Addition).

Ein möglicher funktionaler Zusammenhang ist der von Alter und

Akkommodationsbreite bei Presbyopen, die sogenannte Duane'sche Kurve. Er ist z.B. Atchison und Smith („The aging eye“, in Optics of the Human Eye, Edinburgh, Elsevier Science Ltd., 200, pp. 221-233) zu entnehmen. Unter Benutzung der gängigen Praxis, die Addition als 2/3 der Akkommodationsbreite zu wählen, ergibt

5 sich ein funktionaler Zusammenhang zwischen Addition und Alter zwischen 45 und 60 Jahren:

$$\text{Alter} = 59.2 \text{Jahre} + 5.77 \text{Jahre/dpt} \cdot (\text{Addition} + \text{AN}),$$

10 wobei AN der Kehrwert des Refraktionsabstands in der Nähe ist, i.d.R. -2.5dpt. Ein weiterer funktionaler Zusammenhang ist der von Akkommodationszustand des Auges und den Refraktionsdaten.

Schritt B2: Rückschließen auf die wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten des einen 15 Auges bei mindestens einem Paar aus Pupillendaten und Akkommodationszustand. Falls benötigt, werden zunächst (ein oder mehrere) funktionale Zusammenhänge aus Schritt B1d benutzt, um Daten, die für das Auge in Schritt B1b bereitgestellt wurden, in die Parameter umzurechnen, von denen die in Schritt B1a bereitgestellte Verteilung abhängt. Zum Beispiel muss die in den Refraktionsdaten enthaltene 20 Addition in ein Alter umgerechnet werden, wenn in Schritt B1a eine Verteilung der Pupillendaten in Abhängigkeit vom Alter vorliegt, und in Schritt B1b die in den Refraktionsdaten enthaltene Addition des besagten Auges bereitgestellt wurde.

Als nächstes wird eine bedingte Verteilung der HOA einer Gruppe von Augen 25 berechnet, indem die in B1a bereitgestellte Verteilung der HOA an den in Schritt B1b bereitgestellten Refraktionsdaten des einen Auges und/oder den sonstigen Daten dieses Auges und/oder den in Schritt B1c bereitgestellten wahrscheinlichsten Pupillendaten dieses Auges ausgewertet wird, die gegebenenfalls vorher mit Hilfe der in Schritt B1d bereitgestellten funktionalen Zusammenhänge berechnet wurden. 30 Die bedingte Verteilung der HOA liegt dabei in der Regel für eine Standard-Pupille vor.

Ist die Verteilung der HOA einer Gruppe von Augen als Stichprobe gegeben, so ist die bedingte Verteilung derjenige Teil der Stichprobe, dessen Daten (wahrscheinlichste Pupillendaten und/oder Refraktionsdaten und/oder sonstige Daten) hinreichend nahe an den Daten des einen Auges liegen. Ist die Verteilung der

5 HOA einer Gruppe von Augen als analytische Approximation vorhanden, so berechnet sich die bedingte Verteilung durch Einsetzen der wahrscheinlichsten Pupillendaten und/oder der Refraktionsdaten und/oder der sonstigen Daten des besagten Auges in die analytische Approximation. Ist insbesondere die Verteilung der HOA als Regressionsmodell gegeben, so ergibt sich die bedingte Verteilung der
10 HOA durch einsetzen der Daten des besagten Auges in die Regressionsfunktion sowie in die Kovarianzmatrix.

In analoger Weise ergeben sich die bedingte Verteilung der HOA bei einem oder mehreren Akkommodationszuständen des Auges, welche später in Schritt B3 zur

15 Optimierung benötigt werden, durch Auswerten der bedingten Verteilung der HOAs bei den entsprechenden Akkommodationszuständen. Die wahrscheinlichsten HOA bei den jeweiligen Akkommodationszuständen sind durch das Maximum dieser Verteilung gegeben.

20 Um die wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten bei den gewünschten Akkommodationszuständen und Pupillendaten zu berechnen, müssen zusätzlich zu den jeweiligen HOA auch Aberrationen niederer Ordnung (LOA) ermittelt werden. Dabei werden für die wahrscheinlichsten HOA bei jeweiligem Akkommodationszustand die LOA derart angepasst, dass eine anhand einer
25 geeigneten Metrik aus den LOA, den wahrscheinlichsten HOA und den bei der Refraktion vorliegenden wahrscheinlichsten Pupillendaten berechnete objektive Refraktion identisch mit der in Schritt B1b bereitgestellten subjektiven Refraktion wird.

30 Die so gewonnenen wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten werden schließlich für die Pupillendaten angegeben, die bei der Berechnung oder Optimierung des Brillenglasses benötigt werden (Schritt B3). Diese Pupillendaten wurden als

wahrscheinlichste Pupillendaten in Schritt B1c bereitgestellt. Dieser Schritt schließt insbesondere das Umskalieren der Zernike-Koeffizienten auf die gegebenen Pupillengrößen ein. Die wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten liegen nun für mindestens ein Paar aus Pupillendaten und Akkommodationszustand vor.

5

Schritt B3: Optimieren eines Brillenglases unter Benutzung der Refraktionsdaten, der wahrscheinlichsten Pupillendaten und der wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten. In diesem Schritt werden übliche Verfahren verwendet, um das Brillenglas unter Berücksichtigung der Refraktionsdaten, sowie der Wellenfrontdaten und

10 Pupillendaten zu optimieren. Die Wellenfrontdaten sind dabei durch die in Schritt B2 ermittelten wahrscheinlichsten Wellenfrontdaten gegeben, und die Pupillendaten durch die in Schritt B1c ermittelten wahrscheinlichsten Pupillendaten. Das so optimierte Brillenglas erhöht die Wahrscheinlichkeit einer guten ophthalmischen Versorgung des besagten Auges und verbessert dadurch insgesamt die 15 ophthalmische Versorgung einer Gruppe von Personen.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Erfindung bietet ein Verfahren zur Optimierung eines Brillenglases unter Verwendung von wahrscheinlichsten Pupillendaten eines einzelnen Auges. Die Bestimmung der wahrscheinlichsten

20 Pupillendaten eines bestimmten Auges gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist in Fig. 3 schematisch dargestellt. Die in diesem Verfahren bestimmten wahrscheinlichsten Pupillendaten werden vorzugsweise in Schritt B1c weiterverwendet und fließen vorzugsweise letztendlich in die Optimierung des Brillenglases in Schritt B3 ein. Das Verfahren ist vorzugsweise ein Spezialfall des 25 Verfahrens zur Optimierung eines Brillenglases unter Verwendung von wahrscheinlichsten Daten eines einzelnen Auges. Einzelne Schritte dieses bevorzugten Verfahrens gemäß Fig. 3 werden im Folgenden beschrieben:

Schritt C1a: Bereitstellen einer Verteilung der Pupillendaten einer Gruppe von Augen,

30 die von den Parametern Helligkeit, sowie vorzugsweise Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten abhängt. Vorzugsweise wird zunächst eine Verteilung der Pupillendaten einer Gruppe von Augen bereitgestellt, die von den Parametern

Helligkeit, und wenn möglich auch von den Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten abhängt. Diese Verteilung kann analog zu Schritt B1a als eine Stichprobe oder in Form eines analytischen Modells vorliegen. Die Verteilung stellt die für eine Gruppe von Augen bekannte statistische Information über die Pupillendaten und die

5 Refraktionsdaten und/oder die sonstigen Daten einer Gruppe von Augen dar.

Ein mögliches analytisches Modell einer solchen Verteilung besteht aus einer vektorwertigen Regressionsfunktion und einem multivariat normalverteilten Regressionsfehler (vgl. Abschnitt über analytisches Modell der Verteilung von

10 Zernike-Koeffizienten in Schritt B1a). Sowohl die Regressionsfunktion als auch die Kovarianzmatrix des Regressionsfehlers ist dabei eine vektor- bzw. matrixwertige Funktion mindestens eines der folgenden Parameter: der Refraktion in Powervektor-Darstellung, der Addition, dem Alter, dem Akkommodationszustand, und insbesondere der Helligkeit bzw. des Logarithmus der Helligkeit. Die

15 Regressionsfunktion und Kovarianzmatrix erhält man vorzugsweise durch minimieren der mit der Kovarianzmatrix gewichteten Fehlerquadrate einer Stichprobe. Jede Komponente der Regressionsfunktion kann in der Form eines abschnittsweise definierten Polynoms der oben genannten Parameter vorliegen, und gibt die im Mittel vorhandene Abhängigkeit der jeweiligen dieser Komponente zugeordneten

20 Pupillendaten von den Parametern an, z.B. die Abhängigkeit der Pupillengröße von der Helligkeit und/oder die Abhängigkeit der Pupillenposition relativ zum Apex von der Helligkeit. Insbesondere kann eine solche Funktion abschnittsweise eine konstante Funktion, eine lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der Parameter sein.

25

Der multivariat normalverteilte Regressionsfehler kann, muss aber nicht, eine nichtdiagonale Kovarianzmatrix besitzen, die ebenfalls eine Funktion der oben genannten Parameter sein kann. Eine solche Funktion (d.h. jedes Element der Kovarianzmatrix) kann wie die Regressionsfunktion selbst als abschnittsweise

30 konstante Funktion, lineare Funktion oder eine quadratische Funktion der Parameter genähert sein. Hängt insbesondere der Regressionsfehler nicht von den Parametern ab, so ist die Kovarianzmatrix eine konstante Funktion der Parameter. Ergeben sich

keine statistischen Zusammenhänge zwischen einzelnen Komponenten der Pupillendaten, so ist die Kovarianzmatrix diagonal.

Ein Spezialfall des oben beschriebenen analytischen Modells ist die Abhängigkeit einer einzigen Pupillengröße (hier betrachtet als Pupillendurchmesser) von Alter und Helligkeit, und wurde der Publikation von Winn et al. entnommen. Die Regressionsfunktion $\bar{d}(E_V, a)$ gibt den Pupillendurchmesser als Funktion des Alters a und der Beleuchtungsstärke in der Pupillenebene E_V in Lux an. Mit letzterer wird die mit dem Auge beobachtete Helligkeit modelliert.

10

$$\bar{d}(E_V, a) = 8,95 \text{ mm} - 1,557 \text{ mm} \cdot \log_{10} E_V - 0,0509 \frac{\text{mm}}{\text{Jahr}} \cdot a + 0,0110 \frac{\text{mm}}{\text{Jahr}} \cdot a \log_{10} E_V$$

Der Standardfehler, und damit die Standardabweichung der Verteilung der Pupillendurchmesser beträgt unabhängig von Alter und Beleuchtungsstärke 15 $\sigma_d = 1,0 \text{ mm}$. Insgesamt ist die Verteilung der Pupillendurchmesser also durch

$$\bar{d}(E_V, a) \sim \text{Normal}(\bar{d}(E_V, a), \sigma_d^2)$$

gegeben, wobei $\text{Normal}(x, y)$ die Normalverteilung mit Erwartungswert x und 20 Varianz y ist.

Ein anderer Spezialfall betrifft die Verteilung der Änderung $\partial d / \partial \log_{10} E_V$ des Pupillendurchmessers d pro logarithmischer Beleuchtungsdichte $\log_{10} E_V$ in Abhängigkeit vom Alter. Die Verteilung ist nach Winn et al. durch

25

$$\frac{\partial d}{\partial \log_{10} E_V} \sim \text{Normal}(PV, \sigma_{PV}^2)$$

mit

$$PV = -0,11 \frac{mm}{Jahr \cdot \log_{10} lux} \times Alter + 1,557 \frac{mm}{\log_{10} lux}$$

und $\sigma_{PV}^2 = 0,2 \frac{mm}{\log_{10} lux}$ gegeben ist.

5 Schritt C 1b: Bereitstellen von Refraktionsdaten eines Auges und/oder von sonstigen Daten desselben Auges, sowie vorzugsweise von Pupillendaten desselben Auges bei mindestens einer Helligkeit. Vorzugsweise verläuft dieser Schritt analog zu Schritt B 1b, was die Bereitstellung von Refraktionsdaten eines Auges und/oder sonstiger Daten des Auges betrifft. Wenn möglich, werden ebenfalls Pupillendaten des Auges

10 10 bei mindestens einer Helligkeit bereitgestellt, was z.B. durch Messung mit einem Gerät oder eine manuelle Messung geschehen kann.

Schritt C1c: Gegebenenfalls Bereitstellen mindestens eines funktionalen Zusammenhangs zwischen den Parametern der in C1a bereitgestellten Verteilung

15 15 und den in C1b bereitgestellten Daten. Vorzugsweise werden wie in Schritt B1d wenn nötig funktionale Zusammenhänge zwischen den in C1c bereitgestellten Parametern der Verteilung, die keine Pupillendaten sind, und den in Schritt C1b verwendeten Daten, die keine Refraktionsdaten sind, hergestellt. Ein möglicher funktionaler Zusammenhang ist der in Schritt B1d genannte Zusammenhang zwischen Alter und

20 20 Addition.

Schritt C2. Rückschließen auf die wahrscheinlichsten Pupillendaten des einen Auges bei mindestens einer Helligkeit. Es wird auf die wahrscheinlichsten Pupiliendaten des besagten Auges bei mindestens einer Helligkeit geschlossen. Die Helligkeit bzw. die

25 25 Helligkeiten sind dabei zumindest die bei der Refraktion vorliegende Helligkeit, sowie weitere Helligkeiten, die bei der Optimierung des Brillenglasses in Schritt B3 benötigt werden. Falls benötigt, werden zunächst (ein oder mehrere) funktionale Zusammenhänge aus Schritt C1c benutzt, um Daten, die für das Auge in Schritt C1b bereitgestellt wurden, in die Parameter umzurechnen, von denen die in Schritt C1a

30 30 bereitgestellte Verteilung abhängt. Zum Beispiel kann so die in den Refraktionsdaten

enthaltene Addition in ein Alter umgerechnet werden, wenn in Schritt C1a eine Verteilung der Pupillendaten und des Alters vorliegt, und in Schritt C1b die in den Refraktionsdaten enthaltene Addition des besagten Auges bereitgestellt wurde.

5 Falls in C1b keine Pupillendaten oder Pupillendaten bei nur einer Helligkeit bereitgestellt wurden, wird zunächst eine bedingte Verteilung der helligkeitsabhängigen Pupillendaten einer Gruppe von Augen berechnet, indem die in C1a bereitgestellte Verteilung bei gegebenen Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten des einen Auges ausgewertet wird. Die Refraktionsdaten und/oder sonstigen

10 Daten des einen Auges können dabei gegebenenfalls auch mit Hilfe der in C1c bereitgestellten funktionalen Zusammenhänge berechnet worden sein.

Ist die Verteilung der helligkeitsabhängigen Pupillendaten einer Gruppe von Augen als Stichprobe gegeben, so ist die bedingte Verteilung derjenige Teil der Stichprobe, der hinsichtlich auf die Refraktionsdaten und/oder die sonstigen Daten sich hinreichend wenig von den Refraktionsdaten und/oder den sonstigen Daten des einen Auges unterscheidet. Ist die Verteilung der helligkeitsabhängigen Pupillendaten einer Gruppe von Augen als analytische Approximation vorhanden, so berechnet sich die bedingte Verteilung durch Einsetzen der Refraktionsdaten

15 und/oder der sonstigen Daten des besagten Auges in die analytische Approximation.

Wurden in C1b keine Pupillendaten des besagten Auges bereitgestellt, dann sind die wahrscheinlichsten Pupillendaten identisch mit dem Maximum der bedingten Verteilung der Pupillendaten ausgewertet bei den entsprechenden Helligkeiten. Ist

20 die Verteilung insbesondere als analytische Approximation gegeben, die aus einer Regressionsfunktion und einem normalverteilten Regressionsfehler besteht, so sind die wahrscheinlichsten Pupillendaten durch den Wert der Regressionsfunktion gegeben, in die die Refraktionsdaten und/oder sonstigen Daten des besagten Auges und die entsprechenden Helligkeiten eingesetzt wurden.

30

Wurden in C1b jedoch Pupillendaten des besagten Auges bereitgestellt, so können folgende Fälle unterschieden werden:

Fall 1: Bereitstellen von Pupillendaten bei zwei oder mehr Helligkeiten. In diesem Fall sind die wahrscheinlichsten Pupillendaten entweder die bereitgestellten Pupillendaten, oder aber, falls die wahrscheinlichsten Pupillendaten bei anderen

5 Helligkeiten ermittelt werden sollen, werden diese durch Interpolation und/oder Extrapolation der bereitgestellten Pupillendaten berechnet. Dabei werden die vom Logarithmus der Helligkeit abhängigen Pupillendaten linear oder mittels Splines interpoliert bzw. extrapoliert. Da die in Schritt C1a bereitgestellte Verteilung viel weniger Information über die Pupillendaten des besagten Auges enthält als die 10 bereitgestellten Pupillendaten für dieses Auge, geht die bedingte Verteilung der Pupillendaten in diesem Fall nicht in die Berechnung der wahrscheinlichsten Pupillendaten des besagten Auges ein.

Fall 2: Bereitstellen von Pupillendaten bei einer einzigen Helligkeit. Um von den

15 bereitgestellten Pupillendaten auf die Pupillendaten bei anderen Helligkeiten zu schließen, wird die bedingte Verteilung der helligkeitsabhängigen Pupillendaten einer Gruppe von Augen zusammen mit den bereitgestellten Pupillendaten verwendet. Dabei wird die bedingte Verteilung an den für das besagte Auge bereitgestellten Pupillendaten ausgewertet, sodass sich eine weitere bedingte Verteilung der 20 Pupillendaten bei mindestens einer Helligkeit ergibt. Die wahrscheinlichsten Pupillendaten bei mindestens einer Helligkeit sind gegeben durch das Maximum der weiteren bedingten Verteilung bei den entsprechenden Helligkeiten.

Schritt C3. Verwenden der in C2 bestimmten wahrscheinlichsten Pupillendaten des

25 einen Auges zur Berechnung eines Brillenglases durch Bereitstellen in Schritt B1c. Die so bestimmten wahrscheinlichsten Pupillendaten des besagten Auges bei mindestens einer Helligkeit werden verwendet, um sie in Schritt B1c bereitzustellen. Sie fließen dadurch in die Optimierung des Brillenglases in Schritt B3 ein.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Anpassen eines individuellen Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, umfassend:

- Festlegen einer individuellen Gebrauchssituation, welche zumindest einen Helligkeitssollwert für das von dem zumindest einen Auge zu erfassende Licht umfasst;

- Bestimmen einer bei dem zumindest einen Helligkeitssollwert auftretenden oder erwarteten individuellen Position der Pupille bei zumindest einer Blickrichtung des zumindest einen Auges;

- Bestimmen eines Referenzpunktes des Brillenglases, in dem das Brillenglas eine für die zumindest eine Blickrichtung geforderte Korrektur von individuellen Refraktionsdaten bewirkt;

- Bereitstellen und Anordnen des Brillenglases derart, dass der zumindest eine Referenzpunkt des Brillenglases in Abhängigkeit von dem bestimmten individuellen Wert der Position der Pupille vor dem zumindest einen Auge des Brillenträgers angeordnet wird.

2. Verfahren zum Optimieren und Herstellen eines individuellen Brillenglases für zumindest ein Auge eines Brillenträgers, umfassend:

- Festlegen einer individuellen Gebrauchssituation, welche für zumindest zwei verschiedene Referenzpunkte des Brillenglases jeweils einen Helligkeitssollwert für das von dem zumindest einen Auge zu erfassende Licht festlegt;

- Bestimmen von Refraktionsdaten des zumindest einen Auges für die zumindest zwei verschiedenen Referenzpunkte;

- Bestimmen eines individuellen Einflusses der Helligkeit des von dem zumindest einen Auge erfassten Lichts auf die Position der Pupille des zumindest einen Auges;

- Optimieren und Herstellen des Brillenglasses, welches eine für die Referenzpunkte bestimmte Korrektur der Refraktionsdaten bei der sich aus dem bestimmten Einfluss der Helligkeit auf die Position der Pupille für die für die Referenzpunkte festgelegten Helligkeitssollwerte ergebenen Positionen der Pupille 5 des zumindest einen Auges bewirkt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, welches ein Bestimmen einer jeweils bei den festgelegten Helligkeitssollwerten auftretenden oder erwarteten individuellen Größe der Pupille umfasst, wobei das Optimieren des Brillenglasses ein Minimieren 10 einer Zielfunktion umfasst, welche für die zumindest zwei Referenzpunkte eine vom Brillenglas in einer Umgebung des jeweiligen Referenzpunktes bewirkten Korrektur der jeweils für den jeweiligen Referenzpunkt bestimmten Refraktionsdaten bewertet, wobei die Größe der Umgebung des jeweiligen Referenzpunktes in Abhängigkeit von der für den jeweiligen Referenzpunkt 15 bestimmten individuellen Größe der Pupille gewählt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, welches außerdem umfasst:

- Bereitstellen einer Verteilung von Refraktionsdaten, welche zumindest Abbildungsfehler höherer Ordnung beschreiben, für eine Vielzahl von Augen, 20 welche sich zumindest teilweise in zumindest einem weiteren physikalischen und/oder physiologischen Parameter unterscheiden;
- Bestimmen eines Wertes des zumindest einen weiteren physikalischen und/oder physiologischen Parameter für das zumindest eine Auge des Brillenträgers;
- Bestimmen der gemäß der bereitgestellten Verteilung von Refraktionsdaten 25 wahrscheinlichsten Werte für die Abbildungsfehler höherer Ordnung des zumindest einen Auges des Benutzers bei dem bestimmten Wert des zumindest einen weiteren physikalischen und/oder physiologischen Parameters für das zumindest eine Auge,

30 wobei das Brillenglas derart optimiert wird, dass es die Abbildungsfehler höherer Ordnung gemäß deren bestimmten wahrscheinlichsten Werten zumindest teilweise korrigiert.

5. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei das

Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille umfasst:

- Einstellen von Messkonditionen, bei denen die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zumindest einem in der individuellen Gebrauchssituation festgelegten Helligkeitssollwert entspricht;
- Erfassen der Position bzw. Größe der Pupille des zumindest einen Auges unter den eingestellten Messkonditionen.

10 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille umfasst:

- Festlegen eines Zusammenhangs zwischen der von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit und der Position bzw. Größe der Pupille, wobei der festgelegte Zusammenhang zumindest einen individuellen Anpassparameter aufweist;
- Ermitteln einer Position und/oder Größe der Pupille zusammen mit einer von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit;
- Bestimmen des zumindest einen individuellen Anpassparameters aus der ermittelten Position und/oder Größe der Pupille sowie der zusammen damit ermittelten Helligkeit; und
- Ermitteln der bei dem vorgegebenen Helligkeitssollwert erwarteten individuellen Position und/oder Größe der Pupille aus dem festgelegten Zusammenhang zwischen der von dem zumindest einen Auge erfassten Helligkeit und der Position bzw. Größe der Pupille unter Berücksichtigung des bestimmten individuellen Anpassparameters.

30 7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die zusammen mit einer Position und/oder Größe der Pupille ermittelte, von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit mittels eines Helligkeitssensors gemessen wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6, wobei das Ermitteln einer Position und/oder Größe der Pupille zusammen mit einer von dem zumindest einen Auge erfassten

Helligkeit umfasst:

- Anordnen eines Helligkeitsreferenzobjekts derart in der Nähe des zumindest einen Auges, dass das Helligkeitsreferenzobjekt derselben Helligkeit ausgesetzt ist wie das zumindest eine Auge;

5 - Erfassen von Bilddaten des zumindest einen Auges zusammen mit dem Helligkeitsreferenzobjekt; und

- Bestimmen der Helligkeit aus der Darstellung des Helligkeitsreferenzobjekts in den Bilddaten.

10 9. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille ein Messen einer Position der Pupille relativ zu einem kopffesten Koordinatensystem umfasst.

15 10. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder Größe der Pupille ein Messen einer Position der Pupille relativ zu einem 20 ausgezeichneten Merkmal des zumindest einen Auges umfasst.

11. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei das Bestimmen der erwarteten individuellen Position der Pupille und/oder das Bestimmen des individuellen Einflusses der Helligkeit auf die Position und/oder 25 Größe der Pupille ein Vorgeben einer Blickrichtung mittels eines Fixationsobjekt und/oder eines Fixationstargets umfasst.

12. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei eine Messung einer Position und/oder Größe der Pupille bei einer ersten Leuchtdichte 30 im Bereich von etwa 3 cd/m^2 bis etwa 30 cd/m^2 und eine Messung einer Position und/oder Größe der Pupille bei einer zweiten Leuchtdichte im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa 30 cd/m^2 , vorzugsweise im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa 3 cd/m^2 , besonders bevorzugt im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa $0,3 \text{ cd/m}^2$, am meisten bevorzugt im Bereich von etwa $0,003 \text{ cd/m}^2$ bis etwa

0,03 cd/m², durchgeführt wird.

13. Messvorrichtung zur Erfassung individueller Benutzerdaten, welche zumindest eine Position einer Pupille zumindest eines Auges festlegen, wobei die

5 Messvorrichtung umfasst:

- eine Beleuchtungseinrichtung, welche ausgelegt ist, eine von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu bestimmen;
- eine Bildaufnahmeeinrichtung, welche ausgelegt ist, Bilddaten von der Pupille zusammen mit einem Positionsreferenzpunkt zu erfassen.

10

14. Messvorrichtung nach Anspruch 13, welche einen Helligkeitssensor umfasst, der ausgelegt ist, die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu messen.

15

15. Messvorrichtung zur Erfassung individueller Benutzerdaten, welche zumindest eine Position einer Pupille zumindest eines Auges festlegen, wobei die Messvorrichtung umfasst:

- einen Helligkeitssensor, der ausgelegt ist, die von dem zumindest einen Auge erfasste Helligkeit zu messen; und

20

- eine Bildaufnahmeeinrichtung, welche ausgelegt ist, Bilddaten von der Pupille zusammen mit einem Positionsreferenzpunkt zu erfassen.

16. Messvorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, welche umfasst:

- eine Gebrauchsdatenerfassungsschnittstelle zum Erfassen einer Vorgabe für zumindest einen Helligkeitssollwert; und
- eine Beleuchtungssteuereinrichtung, welche ausgelegt ist, die Helligkeit der Beleuchtungseinrichtung derart zu steuern oder zu regeln, dass das von dem zumindest einen Auge erfasste Licht dem erfassten Helligkeitssollwert entspricht.

30

17. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 16, welches ein Fixationstarget und/oder ein Fixationsobjekt und/oder eine Fixationsprojektionseinrichtung zur Steuerung der Blickrichtung des Auges umfasst.

18. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 17, welche als Videozentriersystem und/oder als Autorefraktometer und/oder Aberrometer und/oder Keratograph und/oder Tonograph und/oder Pachymeter ausgestaltet ist.

Fig. 1

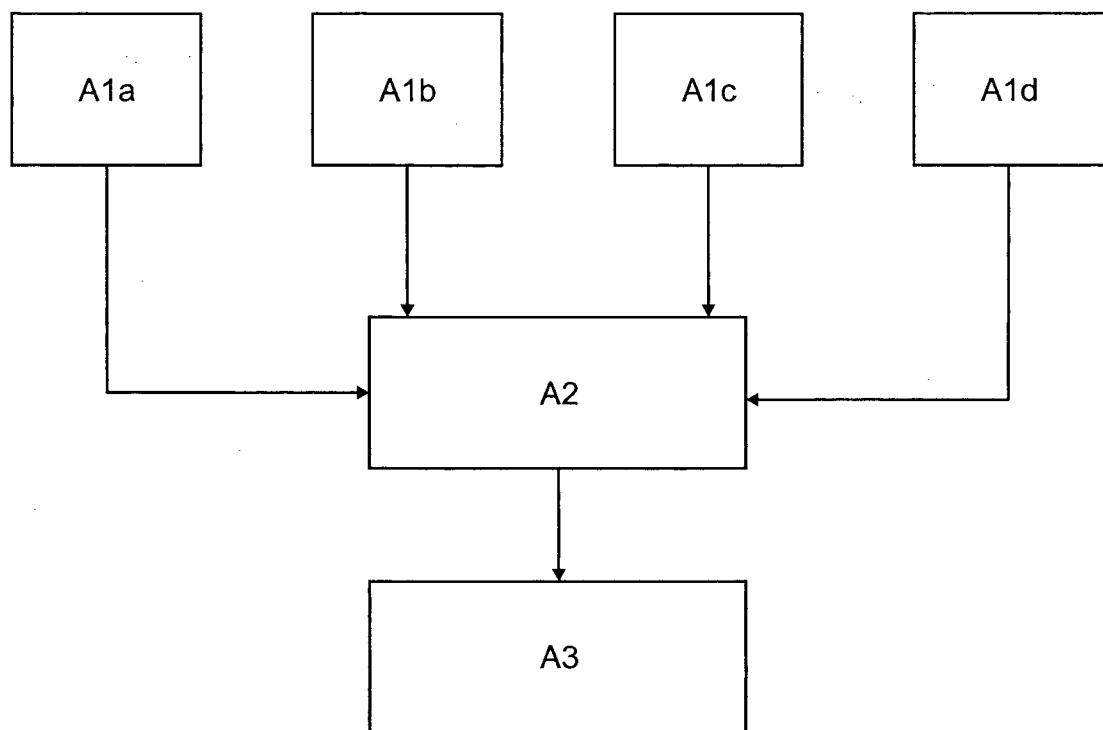


Fig. 2

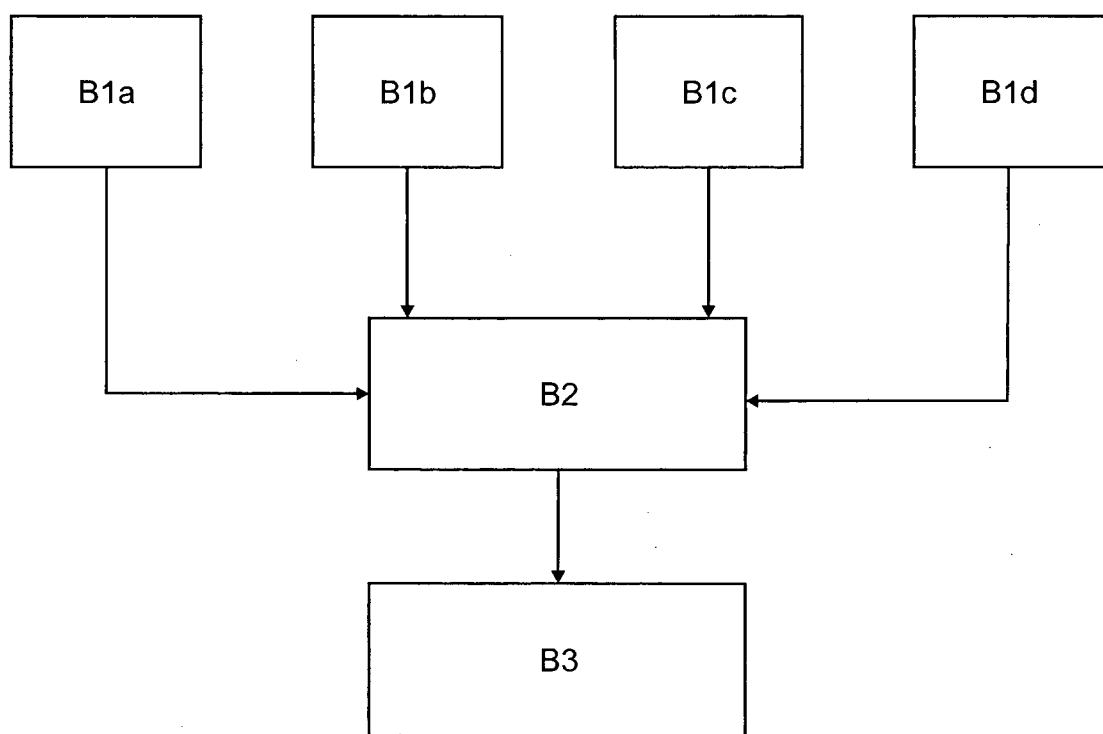
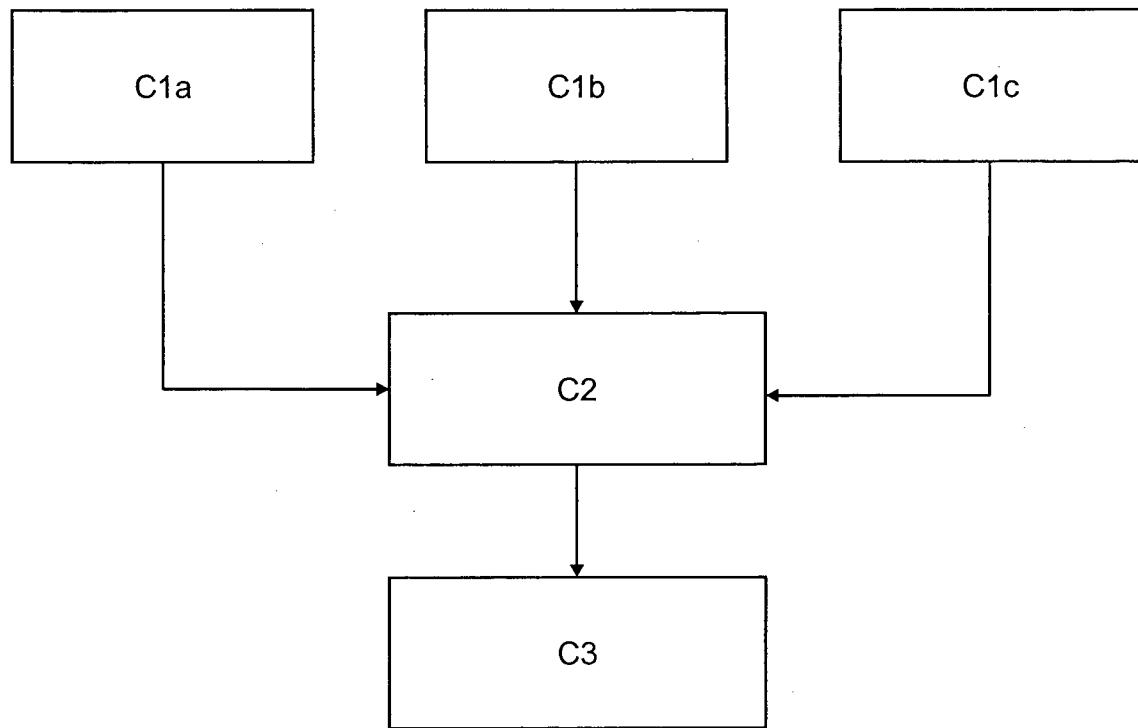


Fig. 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/005153

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B3/11 G02C7/02 G02C7/06
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national Classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (Classification System followed by Classification Symbols)
G02C A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to Claim No.
X	US 2010/271596 A1 (LEGERTON JEROME [US]) 28 October 2010 (2010-10-28)	1, 2, 5-9 , 12
Y	Paragraph [0016] ; figure 2a -----	3, 4, 7 , 10, 11, 18
X	WO 2006/101656 A2 (VISX INC [US] ; CHERNYAK DIMITRI [US]) 28 September 2006 (2006-09-28)	13-17
Y	Paragraph [0047] - paragraph [0050] ; figure 6 -----	7, 10, 11 , 18
Y	DE 103 13 275 A1 (RODENSTOCK GMBH [DE]) 14 October 2004 (2004-10-14) cited in the application Paragraph [0024] - paragraph [0025] ----- -/- -	3

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general State of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

8 March 2013

20/03/2013

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Jestl, Markus

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/005153

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to Claim No.
Y	WO 2008/089999 A1 (RODENSTOCK GMBH [DE]; ESSER GREGOR [DE] ; BECKEN WOLFGANG [DE] ; ALTHEIM) 31 July 2008 (2008-07-31) Claim 20 -----	3, 4
1		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2012/005153
--

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)			Publication date
US 2010271596	AI 28-10-2010	US 2010271596 AI WO 2010123618 AI			28-10-2010 28-10-2010
WO 2006101656	A2 28-09-2006	AU 2006227942 AI CA 2602299 AI EP 1860987 A2 JP 4889053 B2 JP 2008534051 A US 2006215113 AI US 2008309870 AI US 2010231857 AI US 2011249237 AI WO 2006101656 A2			28-09-2006 28-09-2006 05-12-2007 29-02-2012 28-08-2008 28-09-2006 18-12-2008 16-09-2010 13-10-2011 28-09-2006
DE 10313275	AI 14-10-2004	DE 10313275 AI EP 1606668 AI ES 2342163 T3 JP 2006514336 A US 2007132945 AI WO 2004086125 AI			14-10-2004 21-12-2005 02-07-2010 27-04-2006 14-06-2007 07-10-2004
WO 2008089999	AI 31-07-2008	DE 112008000078 A5 EP 2115527 AI JP 2010517089 A US 2010145489 AI WO 2008089999 AI			24-12-2009 11-11-2009 20-05-2010 10-06-2010 31-07-2008

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/005153

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B3/11 G02C7/02 G02C7/06
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte MindestprUfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
G02C A61B

Recherchierte, aber nicht zum MindestprUfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal , WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2010/271596 A1 (LEGERTON JEROME [US]) 28. Oktober 2010 (2010-10-28)	1, 2, 5-9 , 12
Y	Absatz [0016] ; Abbildung 2a -----	3, 4, 7 , 10, 11, 18
X	WO 2006/101656 A2 (VISX INC [US] ; CHERNYAK DIMITRI [US]) 28. September 2006 (2006-09-28)	13-17
Y	Absatz [0047] - Absatz [0050] ; Abbildung 6 -----	7, 10, 11 , 18
Y	DE 103 13 275 A1 (RODENSTOCK GMBH [DE]) 14. Oktober 2004 (2004-10-14) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0024] - Absatz [0025] -----	3
		-/- -



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldeatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchebericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldeatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldeatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

8. März 2013

20/03/2013

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Jestl , Markus

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2012/005153

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENEN UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 2008/089999 AI (RODENSTOCK GMBH [DE] ; ESSER GREGOR [DE] ; BECKEN WOLFGANG [DE] ; ALTHEIM) 31. Jul i 2008 (2008-07-31) Anspruch 20 -----	3, 4
1		

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/005153

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 2010271596	AI 28-10-2010	US WO	2010271596 AI 2010123618 AI	28-10-2010 28-10-2010
WO 2006101656	A2 28-09-2006	AU CA EP JP JP US US US US WO	2006227942 AI 2602299 AI 1860987 A2 4889053 B2 2008534051 A 2006215113 AI 2008309870 AI 2010231857 AI 2011249237 AI 2006101656 A2	28-09-2006 28-09-2006 05-12-2007 29-02-2012 28-08-2008 28-09-2006 18-12-2008 16-09-2010 13-10-2011 28-09-2006
DE 10313275	AI 14-10-2004	DE EP ES JP US WO	10313275 AI 1606668 AI 2342163 T3 2006514336 A 2007132945 AI 2004086125 AI	14-10-2004 21-12-2005 02-07-2010 27-04-2006 14-06-2007 07-10-2004
WO 2008089999	AI 31-07-2008	DE EP JP US WO	112008000078 A5 2115527 AI 2010517089 A 2010145489 AI 2008089999 AI	24-12-2009 11-11-2009 20-05-2010 10-06-2010 31-07-2008