



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 33 558 A1** 2005.03.17

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 33 558.7**  
(22) Anmeldetag: **23.07.2003**  
(43) Offenlegungstag: **17.03.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 3/107**  
**A61B 3/14, A61B 3/135**

(71) Anmelder:  
**TechnoVision GmbH, 85622 Feldkirchen, DE**

(74) Vertreter:  
**Vossius & Partner, 81675 München**

(72) Erfinder:  
**Polland, Hans-Joachim, 82515 Wolfratshausen, DE; Hohla, Kristian, 85591 Vaterstetten, DE; Franzke, Stefan, 82110 Germering, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

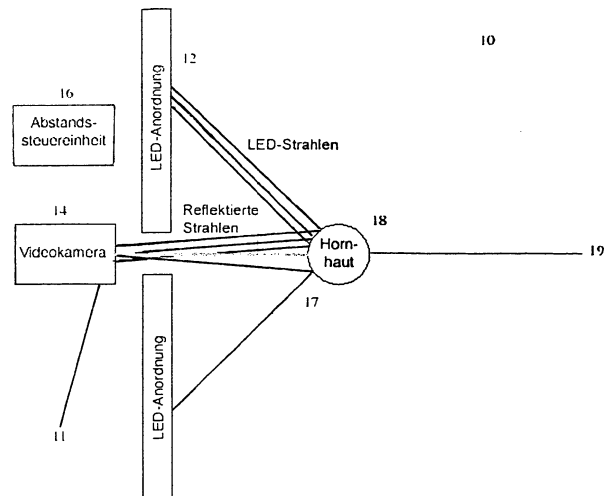
**DE 199 50 790 A1**  
**US 506 20 702 A**  
**US 54 18 582 A**  
**US 49 93 826 A**  
**EP 06 97 611 A2**  
**WO 01/66 004 A1**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Hornhautkeratoskopie beruhend auf einer Hornhaut- Wellenfrontmessung**

(57) Zusammenfassung: Eine Hornhautkeratoskop-Vorrichtung setzt eine Anzahl von diskreten Beleuchtungsquellen ein, die in einem rotationssymmetrischen Muster angeordnet sind, um das Muster auf eine Hornhaut eines Patienten zu projizieren. Eine CCD-Kamera detektiert das reflektierte Bild, und die Verschiebung der Position von Punkten im reflektierten Bild von entsprechenden Referenzbildpunkten gestattet es, daß die Wellenfrontamplituden der Hornhautoberflächen-Aberrationen bestimmt werden. Aus dieser Information werden Höhendaten der Hornhautoberfläche bestimmt, die topographische Hornhautinformation liefern. Ausführungsformen der Erfindung beschreiben die Vorrichtung, ein topographisches Meßverfahren und einen Algorithmus zur Bestimmung einer Oberflächentopologie eines Objekts.



## Beschreibung

### Hintergrund

#### 1. Gebiet der Erfindung

**[0001]** Ausführungsformen der Erfindung sind im allgemeinen auf das Gebiet der Topographie und, im Gebiet der Augenheilkunde, insbesondere auf Hornhautkeratoskopie gerichtet.

#### 2. Beschreibung der verwandten Technik

**[0002]** Messungen der Topographie von Oberflächen, im Gebiet der Augenheilkunde, insbesondere der Oberfläche(n) einer Hornhaut eines Patienten, liefern wertvolle Informationen für eine Vielfalt von Anwendungen. Zum Beispiel kann eine genaue Kenntnis der Hornhauttopographie eines Patienten verwendet werden, um die Seheigenschaften des Patienten zu bestimmen, um Kontaktlinsen zu entwerfen und anzupassen, um bei der Umformung des Hornhautprofils durch eine chirurgische Behandlung der Refraktion zu helfen, und für viele andere Zwecke.

### Stand der Technik

**[0003]** Vorrichtungen zur Messung der Hornhauttopographie, die im allgemeinen als Keratoskope, oder umgangssprachlicher als Topographen bekannt sind, haben eine lange Geschichte. Im allgemeinen arbeiten sie jedoch auf der Grundlage der Projektion eines Rings (oder anderen Musters) aus Licht auf die Hornhaut eines Patienten und der Messung der Abweichung der Reflexion des Lichts von seiner ursprünglichen Form. Es können dann Formvariationen der Hornhautoberfläche von einer kugelförmigen oder anderen bekannten Referenzform abgeleitet werden. Gegenwärtige Topographen nutzen entsprechend etwas, was als Placido-Muster bekannt ist, das typischerweise ringförmig ist (Schachbrett, Spinnengewebe und andere sind auch bekannt), um Topographieinformationen zu erhalten. Ein fortgeschrittenes System, wie zum Beispiel Orbscan IIz (Bausch & Lomb Incorporated, Rochester, New York) enthält zusätzlich zu einer Placido-Komponente Abtastschlitze.

**[0004]** Moderne Keratoskope verwenden durchdachte Algorithmen, um andere Arten von Hornhautoberflächenhöhen oder Hornhautbrechkraftkarten zu berechnen. Es sind für diese Berechnungen bestimmte Annahmen über die Hornhautform oder Vereinfachungen über die Augenoptik notwendig. Diese Annahmen beeinflussen die Form der topographischen Karte. Obwohl diese Annahmen typischerweise zu einem vernachlässigbaren Fehler führen, kann der Fehler für ungewöhnliche oder unregelmäßige Hornhäute beträchtlich sein. Nicht-keratoskopische Vorrichtungen und Techniken verwenden eine komplexere Hardware, um die Notwendigkeit zu überwinden, eine bestimmte Hornhautform anzunehmen.

### Aufgabenstellung

**[0005]** Folglich haben die Erfinder erkannt, daß eine keratoskopische Messung, die keine vorhersagenden Annahmen über die Hornhautform oder die Augenoptik benötigt, das Gebiet der topographischen Technologie und insbesondere der Hornhautkeratoskopie voranbringen würde.

### Zusammenfassung der Erfindung

**[0006]** Eine Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Hornhautkeratoskop gerichtet, das aufweist: eine Hornhautbeleuchtungsquelle mit mehreren diskreten Beleuchtungskomponenten in einem ausgewählten Muster, wobei ein bekanntes Lichtpunktmuster auf eine Hornhaut eines Patienten projiziert werden kann; eine Augenabstand-Detektionskomponente; eine Kamera, die längs einer paraxialen Meßachse des Keratoskop in kooperativem Eingriff mit der Beleuchtungsquelle und der Abstandsdetektionskomponente angeordnet ist; und ein Steuermodul, das programmiert ist, einen Hornhautaberrationskoeffizienten zu berechnen. In einem exemplarischen Aspekt besteht die Beleuchtungsquelle aus zwischen 30 und 200 LEDs in einer zusammengesetzten Anordnung, die verwendet werden, um ein Punktmuster auf die Hornhaut eines Patienten zu projizieren. Das Muster der zusammengesetzten, diskreten Beleuchtungsquellen kann gerade Linien, mehrere Ringe, Kombinationen dieser Muster oder im Grund genommen jedes rotationssymmetrische Muster aufweisen. Eine oder mehrere Videokameras sind geeignet angeordnet, um das Auge des Patienten einschließlich der reflektierten Lichtpunkte abzubilden, die automatisch durch einen Algorithmus detektiert werden. Ein Steuermodul ist programmiert, die Differenz der Position zwischen jedem der reflektierten Lichtpunkte und dem jeweiligen Lichtpunkt zu bestimmen, der von einer bekannten Referenzoberfläche reflektiert wird. Die berechneten Diffe-

renzen können verwendet werden, um direkt Koeffizienten der Polynome zu bestimmen, die verwendet werden, um Hornhautwellenfrontaberrationsamplituden zu beschreiben, aus denen einfach Hornhauthöhendaten erhalten werden können.

**[0007]** Eine andere Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Topographiemeßverfahren gerichtet. Das Verfahren weist die Schritte auf: Projektion eines Lichtpunktmusters auf eine Oberfläche, die gemessen werden soll; Abbildung der Oberfläche einschließlich des von der Oberfläche reflektierten Lichtpunktmusters; Bestimmung einer Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters von einer Referenz des Lichtpunktmusters; Berechnung einer Wellenfrontaberration der Oberfläche aus der Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters; und Bestimmung einer Höhenabbildung der Oberfläche aus der Wellenfrontaberration. Ein Aspekt dieser Ausführungsform ist auf die Messung der Topographie einer vorderen Hornhautoberfläche gerichtet. In einem exemplarischen Aspekt werden die Oberfläche und das reflektierte Lichtpunktmuster unter Verwendung einer einzigen, paraxial angeordneten Kamera abgebildet. Die Abweichungen der Punktmusterpositionen werden aus idealen Punktmusterpositionen einer kugelförmigen Oberfläche bestimmt. Die Oberflächenwellenfrontaberrationen werden aus Zernike-Amplitudenwerten bestimmt. In einem exemplarischen Aspekt umfaßt das Verfahren die wiederholte Bestimmung der Höhenabbildung mit einer Rate, die gleich oder größer als 10 Hz ist, über ein ausgewähltes Zeitintervall. In diesem Aspekt kann eine am häufigsten auftretende Höhenabbildung über das Zeitintervall bestimmt werden, indem einfach der Mittelwert der gesammelten Werte gebildet wird, oder auf andere bekannte Arten.

**[0008]** Eine andere Ausführungsform der Erfindung ist auf einen Algorithmus gerichtet, der eine direkte Berechnung der Höhendaten einer Hornhaut erleichtern kann, ohne Annahmen über die Hornhautform oder Augenoptik zu benötigen, wie es herkömmlich notwendig gewesen ist.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0009]** Fig. 1 ist ein Blockdiagramm eines Keratoskops gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

**[0010]** Fig. 2 ist ein Diagramm, das ein LED-Anordnungsmuster für ein Keratoskop gemäß einer Ausführungsform der Erfindung zeigt;

**[0011]** Fig. 3 ist eine schematische Linienzeichnung, um den Leser beim Verständnis einer Meßtechnik gemäß einer Ausführungsform der Erfindung zu unterstützen;

**[0012]** Fig. 4 ist eine Photokopie eines Kamerabildes einer kugelförmigen Glasreferenzoberfläche und des Bildes, das durch die in Fig. 2 gezeigte LED-Anordnung erzeugt wird, gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

**[0013]** Fig. 5 ist ein Ablaufplanblockdiagramm, das einen Algorithmus gemäß einer Ausführungsform der Erfindung darstellt;

**[0014]** Fig. 6 ist ein schematisches Diagramm eines kugelförmigen Profils, um den Leser beim Verständnis einer Meßtechnik gemäß einer Ausführungsform der Erfindung zu unterstützen; und

**[0015]** Fig. 7 ist ein anderes schematisches Diagramm, das Aspekte der Meßtechnik veranschaulicht.

#### Ausführungsbeispiel

##### Detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung

**[0016]** Ein Hornhautkeratoskop **10** gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird in Fig. 1 dargestellt. Die Vorrichtung weist eine zusammengesetzte LED-Anordnung **12** auf, die zwischen 30 und 200 diskrete LEDs **22** aufweist, wie in Fig. 2 dargestellt. In der exemplarischen Ausführungsform der Fig. 2 besteht die LED-Anordnung aus einem Muster von fünf konzentrischen Ringen aus LEDs (die Ergebnisse können alternativ als mehrere, sich radial erstreckende Linienmuster diskreter LEDs an gleichmäßigen Winkelstufen  $\theta$  betrachtet werden). Das Anordnungsmuster weist eine Rotationssymmetrie auf. Fig. 4 zeigt ein tatsächliches Kamerabild **40** des in Fig. 2 dargestellten LED-Anordnungsmusters, das von der kugelförmigen Oberfläche einer schwarzen Glaskugel reflektiert wird. Auf die in Fig. 1 dargestellte Vorrichtung zurückkommend, ist die vordere Hornhautoberfläche **17** des Auges **18** des Patienten längs einer zentralen Meßachse **19** der Vorrichtung in einem bekannten Abstand von einer Videokamera/CCD-Detektor **14** angeordnet. In der exemplarischen Ausführungs-

form weist die zusammengesetzte LED-Anordnung eine Öffnung um ihren Mittelpunkt **24** auf, durch die die zentrale Meßachse **19** geht. Die Kamera **14** ist folglich paraxial bezüglich der Meßachse **19** angeordnet. Eine Augenabstandsmeßkomponente **16** ist betriebsfähig mit der Vorrichtung integriert, um eine genaue Messung des Abstands zwischen der Kamera **14** und der Hornhautoberfläche **17** zu liefern. In einem Aspekt der Ausführungsform ist die empfohlene Meßgenauigkeit gleich oder besser als 0,2 mm. Verschiedene Vorrichtungen sind verfügbar und können als die Abstandsmeßkomponente **16** verwendet werden, einschließlich zum Beispiel eine Laser-Triangulationsvorrichtung, eine Spaltlampenvorrichtung, eine optische Kohärenztomographie-(OCT-) Vorrichtung, eine Ultraschallvorrichtung und andere, die in der Technik bekannt sind. Ein Steuermodul **11**, das programmiert werden kann, um unter anderem einen Algorithmus eines Hornhautaberrationskoeffizienten aus einer Messung der Bildabweichung von einem Referenzbild zu berechnen, ist ein betriebsfähiger Teil der Vorrichtung **10**.

**[0017]** In einem alternativen Aspekt dieser Ausführungsform emittieren mindestens einige der LEDs **22** in der Anordnung **12** mindestens eine andere Lichtfarbe als andere LEDs. In diesem Fall wird die Kamera **14** eine farbempfindliche Kamera sein. In einem anderen Aspekt könnte eine (nicht gezeigte) Beleuchtungsquellen-Steuereinrichtung betriebsfähig mit der Vorrichtung **10** verbunden sein, um eine selektive Steuerung der mehreren diskreten Beleuchtungskomponenten bereitzustellen.

**[0018]** Eine andere Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Verfahren zur Messung der Hornhauttopographie gerichtet. Unter Bezugnahme auf die Darstellung der Vorrichtung in den **Fig. 1** und **2**, und auf das Ablaufplandiagramm **500** in **Fig. 5**, projiziert eine LED-Anordnung **12** ein Lichtpunktmuster auf die Hornhaut **17** des Auges **18** des Patienten. Die LED-Strahlen werden von der Hornhaut reflektiert und bei Schritt **504** durch eine einzige, paraxial angeordnete Videokamera **14** abgebildet. Die reflektierten Lichtpunkte im Bild werden automatisch detektiert (Schwerpunktsdetektion) und durch einen Algorithmus bei Schritt **508** sortiert. Verschiedene Algorithmen zur Ausführung dieser Funktionen sind Fachleuten bekannt. Die Abweichung der abgebildeten Punktpositionen von den idealen Punktpositionen einer kugelförmigen Hornhaut ohne Aberrationen (Kalibrierungsdaten; Schritte **502**, **504**) wird bei Schritt **510** berechnet. Diese Differenzen bilden die Eingangsdaten für einen Zernike-Wellenfrontalgorithmus, der vielmehr direkt die Hornhaut-Zernike-Amplituden (Schritt **512**) als die gesamten Augenaberrations-Zernike-Amplituden berechnet. Die Rekonstruktion der Hornhauthöhendaten geschieht auf dieselbe Weise wie die Rekonstruktion einer Wellenfrontaberrationskarte; d.h. durch einfaches Aufaddieren aller Zernike-Amplituden multipliziert mit den Zernike-Polynomen, wie es Fachleuten wohlbekannt ist. Aus den Höhendaten bei Schritt **514** können alle der üblichen Keratioskopausgabekarten berechnet werden; z.B. Höhenkarten, Brechkraftkarten, Krümmungskarten.

**[0019]** Eine detaillierte Beschreibung eines Verfahrens, eine topographische Messung einer Hornhaut gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung vorzunehmen, wird nun unter Bezugnahme auf die **Fig. 3**, **6** und **7** dargestellt. Die Gestaltung des Anordnungsmusters der zusammengesetzten LEDs kann aus der Kenntnis der Positionen der von der Hornhaut reflektierten Lichtpunkte im Kamerabild wie folgt bestimmt werden. Durch Definition ist „a“ der Abstand (der um einen Betrag x variiert werden kann) zwischen der LED-Anordnungsebene und der vorderen Hornhautoberfläche des Auges des Patienten; „b“ ist der Abstand zwischen der Linse der CCD/Kamera und der vorderen Hornhautoberfläche des Auges des Patienten; „r“ ist der Radius einer idealen Kugel; „y“ ist der Abstand des einfallenden Strahls von der optischen Meßachse; und  $\Delta$  ist die topographische Abweichung der Oberfläche. Als solches gilt:

$$y = r \cdot \sin(\beta)$$

$$\Delta = r \cdot (1 - \cos(\beta)) (\text{Fig. 6})$$

$$y = (b + x + \Delta) \cdot \tan(\alpha)$$

$$\tan(\alpha + 2 \cdot \beta) = \frac{h - y}{a + x + \Delta}$$

**[0020]** Die Berechnung der LED-Positionen wurde für die folgenden Abmessungen vorgenommen, die oben definiert werden:

a:	60,0 mm
b:	80,0 mm
x:	0,00 mm
a+x:	60,0 mm
b+x:	80,0 mm
Radius r:	7,80 mm

[0021] Die resultierenden Orte „h“ der LEDs werden in Tabelle I angegeben:

Tabelle I

y:	$\beta$	$\Delta$	$\alpha$	$\alpha+2*\beta$	h:
0,0 mm	0,00°	0,00 mm	0,00°	0,00°	0,00 mm
0,5 mm	3,68°	0,02 mm	0,36°	4,03°	8,62 mm
1,0 mm	7,37°	0,06 mm	0,72°	8,08°	17,60 mm
1,5 mm	11,09°	0,15 mm	1,07°	12,16°	27,34 mm
2,0 mm	14,86°	0,26 mm	1,43°	16,28°	38,41 mm
2,5 mm	18,69°	0,41 mm	1,78°	20,47°	51,72 mm
3,0 mm	22,62°	0,60 mm	2,13°	24,75°	68,84 mm
3,5 mm	26,66°	0,83 mm	2,48°	29,14°	93,02 mm
4,0 mm	30,85°	1,10 mm	2,82°	33,68°	132,26 mm
4,5 mm	35,23°	1,43 mm	3,16°	38,40°	213,65 mm

wobei „h“ die Position der LED in Beziehung zum entsprechenden Wert von y ist.

[0022] Alternativ kann der Winkel  $\beta$  bestimmt werden, wenn  $\alpha$ , h, a und b bekannt sind. a und b können durch eine Eichprozedur und ein Abstandsmesssystem bestimmt werden, wie oben beschrieben. Der Abstand h der LED von der zentralen Meßachse ist aus der Gestaltung bekannt, und der Winkel  $\alpha$  wird mit der Videokamera gemessen. Alle Winkel  $\beta_i$  können nun iterativ aus den Winkeln  $\alpha_i$  bestimmt werden. Die Berechnung geschieht in zwei Schritten wie folgt

Schritt 1:

a) Aus dem gemessenen Winkel  $\alpha$  wird der Abstand y durch die folgende Formel bestimmt:

$$y = (b + x + \Delta) \cdot \tan(\alpha) \approx (b + x) \cdot \tan(\alpha)$$

b) Eine Kugel mit dem Radius  $r = 7,8$  mm vorausgesetzt,

$$\Delta = r - \sqrt{r^2 - y^2}$$

c)  $\alpha$  wird unter Verwendung der Formel

$$\tan(\alpha + 2 \cdot \beta) = \frac{h - y}{a + x + \Delta}$$

$$\beta = 0,5 \cdot \left( \arctan\left(\frac{h - y}{a + x + \Delta}\right) - \alpha \right)$$

berechnet.

d) Für jeden Punkt werden zwei Werte für  $\beta$  erhalten (x-Richtung und y-Richtung), wobei  $\tan(\beta)$  die Ableitungen der Topographie  $T(x,y)$  ergibt, d.h.

$$\frac{\partial T(x, y)}{\partial x} = \tan(\beta_x)$$

$$\text{und} \quad \frac{\partial T(x, y)}{\partial y} = \tan(\beta_y)$$

die als Eingangswerte für den Zernike-Algorithmus für die Berechnung der Wellenfront verwendet werden.

Schritt 2:

**[0023]** Sobald die Topographie bekannt ist, kann Schritt 1 wiederholt werden, wobei  $\Delta$  in Schritt 1(b) nun aus der Topographie berechnet wird, die durch die Kurve **72** in **Fig. 7** dargestellt wird. An jedem Punkt, wo die Linie **74**, die mit dem Winkel  $\alpha$  bezüglich der gepunkteten Achse **76** geneigt ist, die Kurve **72** schneidet, kann der Wert für  $\Delta$  abgeleitet werden.

**[0024]** Unter Verwendung dieses Werts für  $\Delta$  kann man einen genaueren Wert für  $y$  aus der Formel erhalten, die in Schritt 1a

$$y = (b + x + \Delta) \cdot \tan(\alpha)$$

angegeben wird, und für  $\beta$  in der Formel im Schritt 1c, was die Grundlage für die Berechnung der Topographie im Schritt 1d ist (während dieser Schritte wird Schritt 1b nicht weiter benötigt). Diese Schritte können rekursiv wiederholt werden. Da der Beitrag von  $\Delta$  zu  $b+x$  und  $a+x$  nur in der Größenordnung von 1 Prozent liegt (d.h. der maximale Fehler in  $\Delta$  beträgt etwa 1 mm, wohingegen  $a$  und  $b$  im Bereich von 50 mm bis 100 mm liegen), sollte nur eine weitere Näherung (Schritt 2) eine ausreichend genaue Berechnung liefern.

### Patentansprüche

1. Hornhautkeratoskop, das aufweist:  
eine Hornhautbeleuchtungsquelle mit mehreren diskreten Beleuchtungskomponenten in einem ausgewählten Muster, wobei ein bekanntes Lichtpunktmuster auf eine Hornhaut eines Patienten projiziert wird;  
eine Augenabstandsdetektionskomponente;  
eine Kamera, die längs einer paraxialen Meßachse des Keratoskops in kooperativem Eingriff mit der Beleuchtungsquelle und der Abstandsdetektionskomponente angeordnet ist; und  
ein Steuermodul, das programmiert ist, einen Hornhautaberrationskoeffizienten zu berechnen.
2. Keratoskop nach Anspruch 1, wobei das Muster der Beleuchtungskomponenten rotationssymmetrisch ist.
3. Keratoskop nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Muster aus mehreren geraden Linien besteht.
4. Keratoskop nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Muster aus mehreren kreisförmigen Mustern besteht.
5. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 4, das zwischen etwa 30 und 200 diskrete Beleuchtungskomponenten aufweist.
6. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die mehreren diskreten Beleuchtungskomponenten LEDs sind.

7. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei mindestens einige des LEDs mindestens eine andere Lichtfarbe als die anderen LEDs emittieren, wobei die Kamera ferner eine farbempfindliche Kamera ist.
8. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 7, das ferner eine Beleuchtungsquellen-Steuereinrichtung aufweist, die eine selektive Steuerung der mehreren diskreten Beleuchtungskomponenten bereitstellt.
9. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Augenabstand-Detektionskomponente eine Abstandsmessung zwischen der Kamera und der Hornhaut eines Patienten mit einer Genauigkeit liefert, die gleich oder besser als 0,2 mm ist.
10. Keratoskop nach Anspruch 9, wobei die Augenabstand-Detektionskomponente eine Laser-Triangulationsvorrichtung ist.
11. Keratoskop nach Anspruch 9, wobei die Augenabstand-Detektionskomponente eine Spaltlampe ist.
12. Keratoskop nach Anspruch 9, wobei die Augenabstand-Detektionskomponente eine OCT-Vorrichtung ist.
13. Keratoskop nach Anspruch 9, wobei die Augenabstand-Detektionskomponente eine Ultraschall-Vorrichtung ist.
14. Keratoskop nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei der Hornhautaberrationskoeffizient in der Form einer Zernike-Amplitude vorliegt.
15. Hornhauttopographie-Meßverfahren, das aufweist:  
Projektion eines Lichtpunktmusters auf eine vordere Oberfläche einer Hornhaut, die gemessen werden soll;  
Abbildung der Oberfläche und Detektion des Lichtpunktmusters, das von der Oberfläche reflektiert wird;  
Bestimmung einer Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters von einer Referenz des Lichtpunktmusters;  
Berechnung einer Hornhautwellenfrontaberration;  
Berechnung einer Hornhaut-Zernike-Amplitude; und  
Bestimmung von Höhendaten der Hornhautoberfläche.
16. Verfahren nach Anspruch 15, das die Konstruktion einer Topographiekarte der Hornhautoberfläche aufweist.
17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, das die Konstruktion einer Höhenkarte aufweist.
18. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, das die Konstruktion einer Krümmungskarte aufweist.
19. Topographie-Meßverfahren, das aufweist:  
Projektion eines Lichtpunktmusters auf eine Oberfläche, die gemessen werden soll;  
Abbildung der Oberfläche einschließlich des von der Oberfläche reflektierten Lichtpunktmusters;  
Bestimmung einer Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters von einer Referenz des Lichtpunktmusters;  
Berechnung einer Wellenfrontaberration der Oberfläche aus der Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters; und  
Bestimmung einer Höhenabbildung der Oberfläche aus der Wellenfrontaberration.
20. Verfahren nach Anspruch 19, wobei die Oberfläche eine vordere Hornhautoberfläche ist.
21. Verfahren nach Anspruch 19 oder 20, das die Abbildung der Oberfläche und des reflektierten Lichtpunktmusters unter Verwendung einer einzigen, paraxial angeordneten Kamera aufweist.
22. Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 21, wobei die Bestimmung einer Abweichung des reflektierten Lichtpunktmusters von einer Referenz des Lichtpunktmusters die Berechnung der Abweichungen der Punktmusterpositionen von idealen Punktmusterpositionen einer kugelförmigen Oberfläche aufweist.
23. Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 22, wobei die Berechnung einer Wellenfrontaberration der Oberfläche die Berechnung von Zernike-Amplitudenwerten der Oberflächenwellenfrontaberrationen aufweist.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 23, das die Bestimmung der Höhenabbildung mit einer

Rate, die gleich oder größer als 10 Hz ist, über ein ausgewähltes Zeitintervall aufweist.

25. Verfahren nach Anspruch 24, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Höhenabbildung aufweist.

26. Algorithmus zur Bestimmung einer Oberflächentopologie eines Objekts, der die Schritte aufweist: Bestimmung von Positionskoordinaten eines reflektierten Lichtpunktmusterbildes von einer Referenzoberfläche; Bestimmung von Positionskoordinaten eines reflektierten Lichtpunktmusterbildes von der Objektoberfläche; Bestimmung der Abweichung der Positionskoordinaten zwischen dem Referenzbild und dem Objektbild; Berechnung der Koeffizientenamplituden einer Polynomdarstellung der Oberfläche des Objekts; und Bestimmung einer Oberflächenhöhenabbildung der Objektoberfläche beruhend auf den Polynomen und den Koeffizientenamplituden.

27. Algorithmus nach Anspruch 26, der die Erzeugung einer keratoskopiebezogenen Karte der Objektoberfläche aufweist.

28. Algorithmus nach Anspruch 27, der die Erzeugung einer Höhenkarte aufweist.

29. Algorithmus nach Anspruch 27, der die Erzeugung einer Krümmungskarte aufweist.

30. Algorithmus nach einem der Ansprüche 26 bis 29, der die Nutzung eines Zernike-Algorithmus, um Zernike-Koeffizientenamplituden zu bestimmen, und die Verwendung eines Zernike- Polynoms aufweist, um die Oberflächenform darzustellen.

31. Algorithmus nach einem der Ansprüche 26 bis 30, wobei die Referenzoberfläche kugelförmig ist.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen



Anhängende Zeichnungen

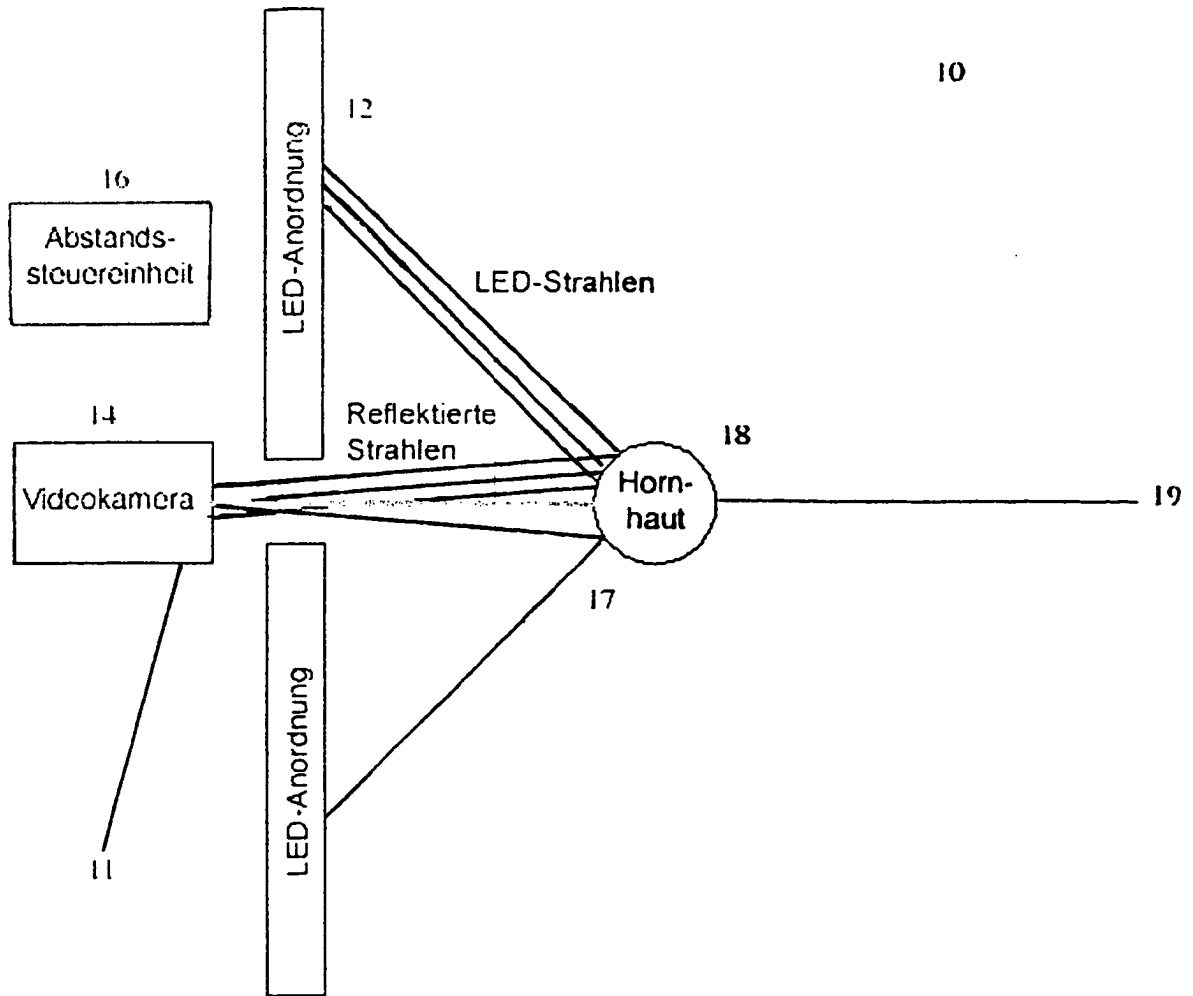


FIG. 1

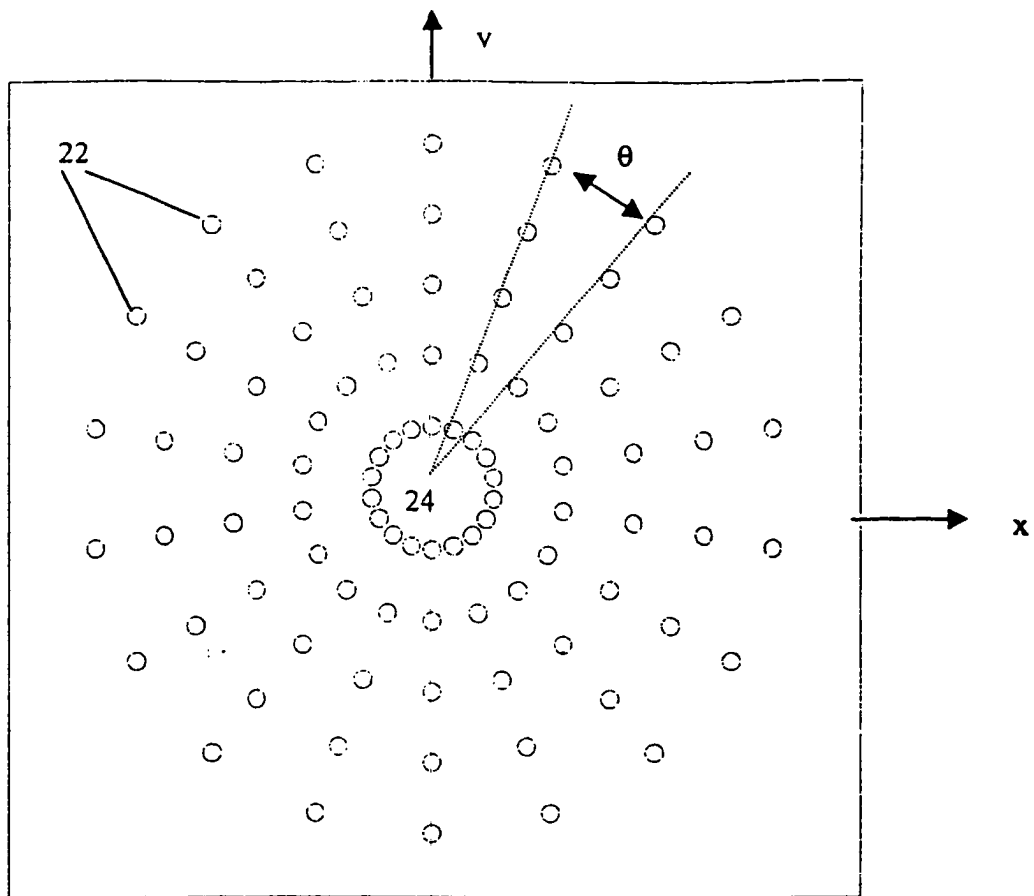


FIG. 2

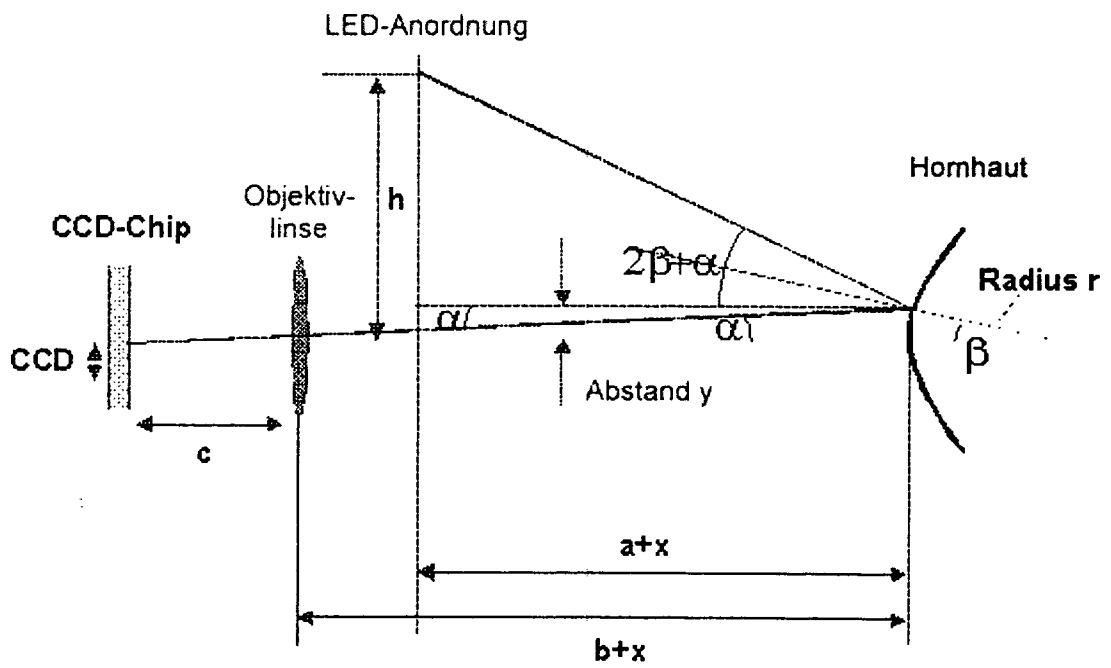


FIG. 3

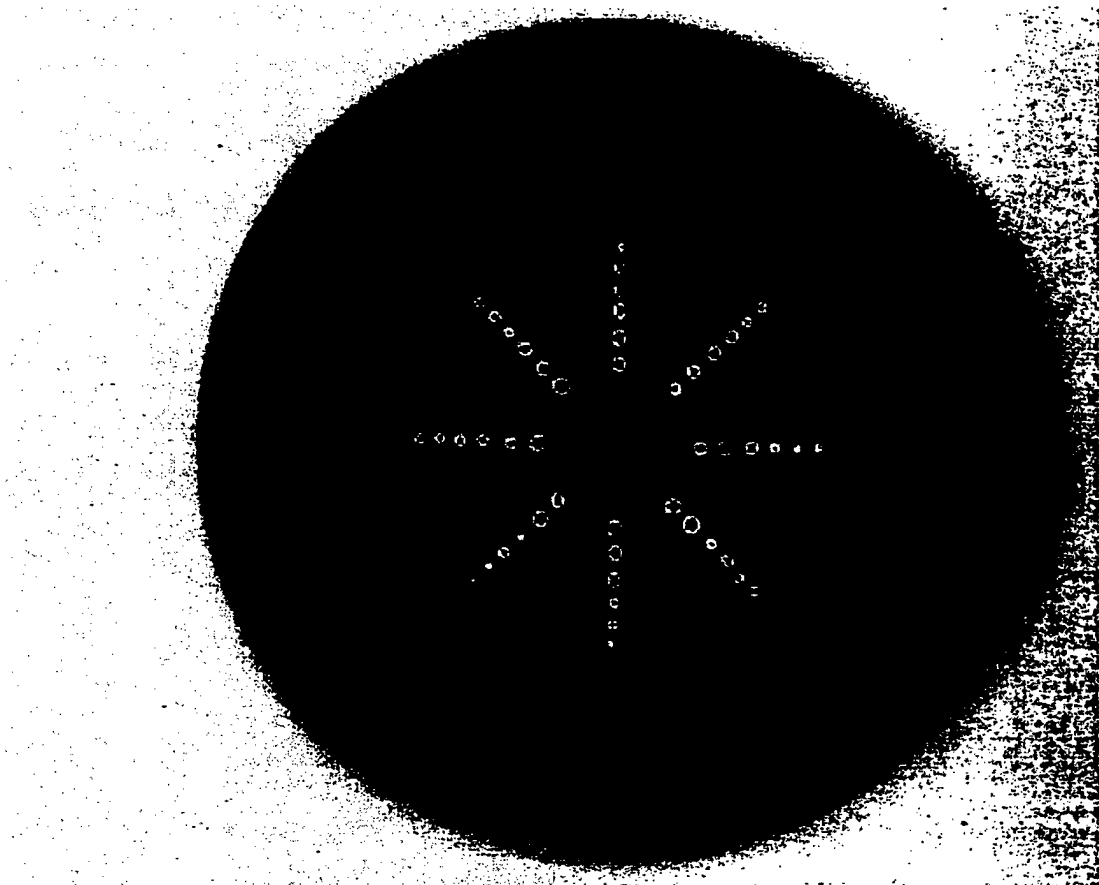


FIG. 4

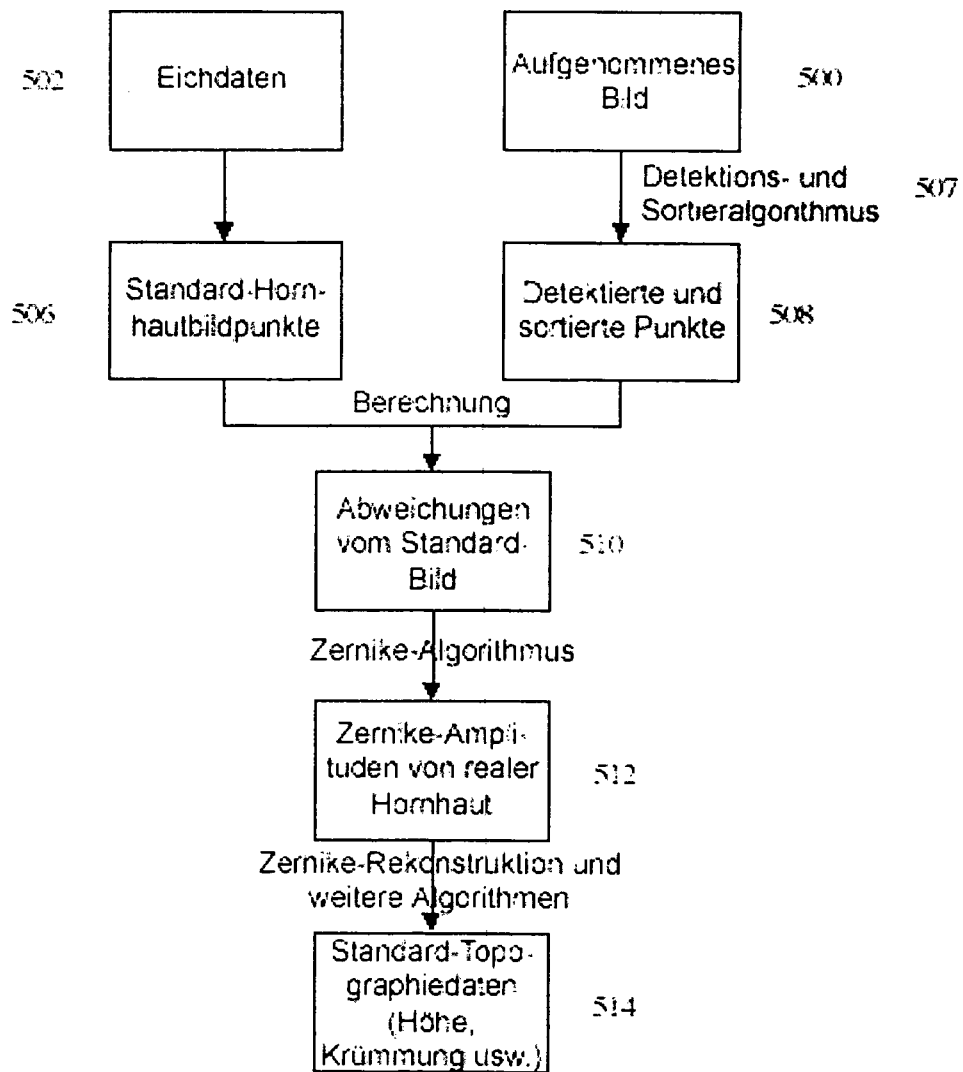


FIG. 5

