



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 33 794 A1** 2005.03.03

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 33 794.6**

(22) Anmeldetag: **24.07.2003**

(43) Offenlegungstag: **03.03.2005**

(51) Int Cl.7: **A61F 2/14**

**A61B 3/10, A61B 3/11, A61B 3/14,
G02C 7/04, G06T 5/00**

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

(74) Vertreter:
Vossius & Partner, 81675 München

(72) Erfinder:
**Polland, Hans-Joachim, 82515 Wolfratshausen,
DE; Franzke, Stefan, 82110 Germering, DE; Hohla,
Kristian, 85591 Vaterstetten, DE; Youssefi,
Gerhard, 84028 Landshut, DE; Hegels, Ernst,
85551 Kirchheim, DE; Jansen, Birte, 81669
München, DE; Sappel, Christoph, 82031
Grünwald, DE**

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

DE 197 26 888 A1

US 56 86 981 A

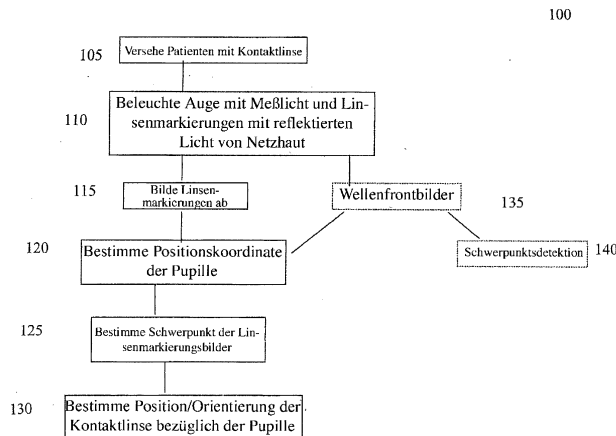
US 64 99 843 B1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Online-Kontaktlinsenbewertung**

(57) Zusammenfassung: Eine selektiv markierte Kontaktlinse, die in einem Aspekt Markierungen in einem optischen Zonenbereich auf einer Oberfläche derselben und in einem anderen Aspekt andere Markierungen außerhalb eines optischen Zonenbereichs der Linse aufweist, für eine Linse im lebenden Organismus. Wenn sich die Linse im lebenden Organismus befindet, wird das Auge des Patienten beleuchtet und die Linse wird abgebildet. Es wird ein schneller Algorithmus verwendet, um die Markierungskordinaten in Beziehung zu einer gemessenen Pupillenordinate zu bestimmen, um die Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse zu bestimmen. Es kann außerdem eine Wellenfrontaberrationsmessung gleichzeitig mit der Kontaktlinsepositionsmessung erhalten werden, ebenso wie die Pupillengröße. Ein schneller Algorithmus sorgt für Online-Messungen; d. h. mit einer Wiederholungsrate von 10 Hz oder mehr, über ein ausgewähltes Zeitintervall. Es werden Zwinkerzeitspannen bestimmt und eine anomale Linseposition und/oder Wellenfrontinformation wird gelöscht. Es wird eine am häufigsten auftretende Wellenfront und/oder Kontaktlinsenposition/Orientierung über das ausgewählte Zeitintervall bestimmt.



Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

Gebiet der Erfindung

[0001] Ausführungsformen der Erfindung betreffen im allgemeinen Anwendungen der Augen-Wellenfrontabtastung und insbesondere die Messung und Bewertung der Position und Effekte einer Kontaktlinse im lebenden Organismus (in-vivo).

Stand der Technik

Beschreibung der verwandten Technik

[0002] Die Messung des Sehvermögens einer Person kann auf viele Arten durchgeführt werden. Das üblichste Verfahren umfaßt eine Sehschärfenmessung, in der der Patient aufgefordert wird, unterschiedlich große Buchstaben auf einer entfernten Karte zu lesen, während er durch unterschiedliche Linsenverordnungen sieht, die durch den Praktiker bereitgestellt werden. Die manifeste Refraktion des Patienten (d.h. sphärische Brechkraft, Zylinderbrechkraft und Achse) wird durch die Wahl der Testlinsen des Patienten bestimmt, die das klarste Sehvermögen der entfernten Augenkarte liefern. Nachteile dieser Technik sind verbreitet bekannt. Zum Beispiel sind die Testlinsen vielmehr auf diskrete als auf kontinuierliche Verordnungswerte beschränkt; die Sehschärfe ist im wesentlichen das einzige Maß des Sehvermögens, das bewertet wird; und die Bewertung ist eher subjektiv als objektiv.

[0003] Es gibt zusätzliche Komplikationen, wenn die Kontaktlinsen durch den Patienten getragen werden, um das Sehvermögen zu verbessern. Es ist wohlbekannt, daß die Position einer Kontaktlinse im lebendigen Organismus nicht stabil ist. Der Tränenfilm, auf dem die Linse schwimmt, stellt ein Medium bereit, das es zuläßt, daß die Linse als Funktion der Blickrichtung, Zinkern und aus anderen Gründen in jede Richtung gleitet und sich dreht. Wenn der Sehfehler des Auges der Person über den Durchmesser der Pupille nicht symmetrisch ist (zum Beispiel Astigmatismus), dann wird die optimale Leistung der Kontaktlinse nur erhalten werden, wenn die Linse eine bestimmte stabilisierte Orientierung auf dem Auge aufweist.

Aufgabenstellung

[0004] In den letzten Jahren sind technologisch fortgeschrittene Vorrichtungen und Techniken entwickelt worden, um die Sehschärfe und andere Sehvermögensmaße zu messen, die genauere und informativere Ergebnisse liefern, als jene, die in der Vergangenheit erhalten wurden. Zum Beispiel sind Vorrichtungen, wie Aberrometer bekannt, die Wellenfrontsensoren enthalten, die Aberrationen des Auges des Patienten objektiv messen. Diese Aberrationen enthalten nicht nur die manifesten Refraktionswerte von Sphäre und Zylinder/Achse, sondern enthalten auch Aberrationen, wie die sphärische Aberration, Koma und unregelmäßigen Astigmatismus zum Beispiel, die die Sehqualität in vielen Fällen beträchtlich beeinträchtigen können. Die genaue Messung dieses komplexeren Körpers von Sehfehlern ist wichtig, um zu versuchen, sie zu korrigieren. Eine Kenntnis der Position und Stabilität einer Kontaktlinse ist infolge des komplexen Zusammenhang zwischen der Linsenposition und der Kontrolle der Aberration besonders wichtig. Ein zusätzlicher Wert liegt darin, die Wechselwirkung zwischen der Kontaktlinsenposition und der Kontrolle der Aberration in einem Online-Zustand bestimmen zu können; d.h. Messung, Bewertung einer Information über die Wellenfront und die Kontaktlinse im lebenden Organismus, und (optionale) Anzeige aller innerhalb von Millisekunden. Es ist nicht ersichtlich, daß bis jetzt eine objektive Bewertung der Kontaktlinsenposition und Stabilität zusammen mit entsprechenden Pupillenparameter- und Wellenfrontmessungen möglich war.

Zusammenfassung der Erfindung

[0005] Eine Ausführungsform der Erfindung ist auf eine speziell markierte Kontaktlinse gerichtet, die für eine Online-Messung der Position und Orientierung im lebenden Organismus geeignet ist. Gemäß einem Aspekt dieser Ausführungsform weist die hintere oder vordere Oberfläche der Linse oder der Linsenkörper ein lichtabsorbierendes oder streuendes Muster von Markierungen in einem optischen Zonenbereich der Linse auf. Die Markierungen sind dazu bestimmt, durch Licht beleuchtet zu werden, das sich von der Netzhaut nach außen ausbreitet, und die dann durch einen CCD-Detektor/Kamera abgebildet werden. Diese Beleuchtungstechnik liefert ein sich abhebendes helles Pupillenbild mit dunkel erscheinenden Markierungen. Die Markierungen beeinflussen das Sehvermögen einer Person nicht, die die Kontaktlinse trägt. In verschiedenen Aspekten der

Ausführungsform können die Markierungen geformte Markierungen, durch Laser abgetragene Markierungen, lithographisch aufgebrachte Markierungen und andere Formen sein, wie ein Fachmann erkennen wird. In anderen verschiedenen Aspekten können die Markierungen in einem Muster vorliegen, das entweder Rotations- oder Translationssymmetrie oder keine von beiden aufweist. Alternativ können die Markierungen längs einer vordefinierten Kurve, längs mehrerer gerader Linien, die sich schneiden können oder nicht, oder längs Linien ausgerichtet sein, die sich in einem vorbestimmten Muster schneiden. In einem Aspekt dieser Ausführungsform sind die Markierungen jeweils so bemessen, daß sie einen Durchmesser von weniger als etwa 200 Mikrometern aufweisen; und in einem anderen Aspekt weisen die Markierungen einen Durchmesser in einem Bereich zwischen etwa 50 Mikrometern und 200 Mikrometern auf. In einem exemplarischen Aspekt weisen die Markierungen einen gegenseitigen Trennungsabstand von etwa 600 Mikrometern auf.

[0006] In einem alternativen Aspekt dieser Ausführungsform wird eine Kontaktlinse bereitgestellt, die ein Muster von farbigen Markierungen außerhalb der Pupillenfläche des Auges des Patienten aufweist, wenn sich die Linse im lebenden Organismus befindet. Diese Markierungen werden nicht von hinten beleuchtet, sondern von der Vorderseite, wenn irgendeine zusätzliche Beleuchtung notwendig sein sollte. In einer Variation weist das Muster mindestens drei farbige Markierungen auf, die in einem nicht-rotationssymmetrischen Muster angeordnet sind.

[0007] Eine andere Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Verfahren zur objektiven Bewertung einer Kontaktlinse im lebenden Organismus online gerichtet. Die Position und Orientierung im lebenden Organismus einer speziell markierten Kontaktlinse kann bezüglich einer gemessenen Pupillenkoordinate in einem Millisekunden-Zeitrahmen („online“) über ein vorbestimmtes Zeitintervall objektiv bestimmt werden. Dies liefert unter anderem eine im wesentlichen augenblickliche Bewertung der Kontaktlinse während sie getragen wird. Die Bewertung wird mit einer Aberrometervorrichtung durchgeführt und umfaßt die Schritte: Versehen des Patienten mit einer selektiv markierten (unten detaillierter beschriebenen) Kontaktlinse, Beleuchten des Auges des Patienten, so daß das Licht, das von der Netzhaut gestreut wird, die Pupille füllt und dieses ausgehende Licht die Linsenmarkierungen beleuchtet, Abbilden des austretenden Lichts, so daß die Markierungen der Linse aufgelöst werden, Bestimmen einer Positionscoordinate der Pupille (zum Beispiel, Pupillenmitte, Pupillenorientierung), und Bestimmen der Position der Markierungen (oder anderer Linsenbezugskoordinaten) bezüglich der Pupillenkoordinaten. In einem Aspekt dieser Ausführungsform wird eine Hough-Transformation verwendet, um die Linsenmarkierungen und die Linsenposition/Orientierung zu identifizieren und zu lokalisieren.

[0008] In einem alternativen Aspekt dieser Ausführungsform, die mit einer Kontaktlinse verbunden ist, die ein farbiges Markierungsmuster aufweist, wie oben angegeben, können die farbigen Markierungen außerhalb der Pupillenfläche auf der Linse im lebenden Organismus mit einem geeigneten Filter detektiert werden. Dies kann bevorzugt werden, wenn die Farbe der Markierungen zur Farbe der Iris des Patienten ähnlich ist. Sobald die Markierungen detektiert sind, kann eine Softwareroutine genutzt werden, um das festgestellte Markierungsmuster mit der Markierungsstruktur auf der Linse zu vergleichen, um die Position und Orientierung der Linse zu bewerten.

[0009] Die Online-Messung und Bewertung der Kontaktlinsenposition im lebenden Organismus kann mit Raten von 10 Hz oder mehr stattfinden. Zum Beispiel läßt die Verwendung eines 800 MHz-Prozessors eine Online-Verarbeitung mit einer Rate von etwa 25 Hz zu. Ein 1,6 GHz-Prozessor würde diese Rate im wesentlichen verdoppeln, die vielmehr durch die Prozessorgeschwindigkeit als durch die Fähigkeit des Algorithmus begrenzt ist. In einem verwandten Aspekt können Gesamtwellenfrontmessungen des Auges online vorgenommen werden, wie es die Pupillengröße sein kann, gleichzeitig mit den Kontaktlinsenpositionsmessungen. In einem weiteren Aspekt kann die am häufigsten auftretende Wellenfrontaberration und die Kontaktlinsenposition bestimmt und optional angezeigt werden. In dieser Hinsicht wird die mitanhängige Anmeldung Serien-Nr. DE 103 33 813.6 (ergänzt in der Übersetzung), mit dem Titel ONLINE WAVEFRONT MEASUREMENT AND DISPLAY (Online-Wellenfrontmessung und Anzeige), die gleichzeitig mit der vorliegenden Anmeldung eingereicht wurde, in ihrer Gesamtheit als Verweisquelle im weitesten Umfang aufgenommen, das durch anwendbare Gesetze und Vorschriften zulässig ist. In jedem dieser Aspekte können Zwinkerintervalle bestimmt werden, während welcher Zeiten typischerweise anomale Meßdaten und Bewertungen ausgeschlossen werden können.

Ausführungsbeispiel

[0010] Die vorhergehenden Ausführungsformen der Erfindung und deren verschiedene Aspekte werden in den beigefügten Figuren und gemäß der detaillierten Beschreibung unten, und wie in den beigefügten Ansprüchen definiert, weiter dargelegt.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

- [0011] **Fig. 1** ist ein Blockdiagramm, das eine Verfahrensausführungsform der Erfindung angibt;
- [0012] **Fig. 2** ist eine schematische Vorderansicht einer Kontaktlinse im lebenden Organismus gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0013] **Fig. 3** ist ein Blockdiagramm gemäß einer anderen Verfahrensausführungsform gemäß der Erfindung;
- [0014] **Fig. 4** ist eine Photokopie eines Hartmann-Shack-Wellenfrontbildes, das gemäß einer Ausführungsform der Erfindung erhalten wird;
- [0015] **Fig. 5** ist ein Blockdiagramm einer Vorrichtungsausführungsform gemäß der Erfindung;
- [0016] **Fig. 6** ist eine veranschaulichende Zeichnung von Hartmann-Shack-Schwerpunktsbildern gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0017] **Fig. 7** ist ein Blockdiagramm eines schnellen Schwerpunktsalgorithmus gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0018] **Fig. 8** ist ein veranschaulichendes Diagramm von Reihen und Spalten von Schwerpunktsbildern gemäß einer Algorithmusausführungsform der Erfindung;
- [0019] **Fig. 9** ist ein veranschaulichendes Diagramm gemäß einer Ausführungsform eines schnellen Schwerpunktsalgorithmus der Erfindung;
- [0020] **Fig. 10** ist eine Photokopie von Hartmann-Shack-Schwerpunktsbildern gemäß einer Ausführungsform eines schnellen Schwerpunktsalgorithmus der Erfindung;
- [0021] **Fig. 11** ist ein Blockdiagramm, das eine Verfahrensausführungsform der Erfindung betrifft;
- [0022] **Fig. 12-16** sind Auftragungen der Kontaktlinsenpositionskoordinaten, Pupillenparameter bzw. Aberrationsmessungen als eine Funktion der Zeit gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0023] **Fig. 17** ist ein photographisches Bild einer Algorithmusbewertung einer Kontaktlinse gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0024] **Fig. 18** ist eine schematische Darstellung eines Kontaktlinsenmarkierungsprozesses gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0025] **Fig. 19** ist eine schematische Draufsicht eines Öffnungsmusters gemäß einer Ausführungsform eines Kontaktlinsenmarkierungsprozesses der Erfindung;
- [0026] **Fig. 20** ist eine schematische Draufsicht von Linsenmarkierungen auf einer Kontaktlinsenoberfläche gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;
- [0027] **Fig. 21** ist ein photographisches Bild einer Kontaktlinse im lebenden Organismus gemäß einer Ausführungsform der Erfindung; und
- [0028] **Fig. 22-32** sind eine Abfolge von Diagrammen und Bildern, die die Bestimmung der Pupillengröße und Position gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung darstellen, wobei
- [0029] **Fig. 22** ein Ablaufplan-Diagramm ist, das die Verwendung des Pupillen-Sucheralgorithmus in einer Online-Messung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung zeigt;
- [0030] **Fig. 23** ein Ablaufplan-Diagramm ist, das zeigt, wie verschiedene Daten gemäß der ausgeführten Erfindung bewertet werden;
- [0031] **Fig. 24** eine Photokopie eines Pupillenbildes gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung ist;

[0032] Fig. 25 ein Grauskalabild eines komprimierten und invertierten Pupillenbildes gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung ist;

[0033] Fig. 26 ein binäres Bild eines komprimierten Pupillenbildes gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung ist;

[0034] Fig. 27 das Grauskalabild der Fig. 25 nach Rauschfilterung gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung zeigt;

[0035] Fig. 28 das binäre Bild der Fig. 26 nach einer weiteren Reflexfilterung gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung zeigt;

[0036] Fig. 29 ein Grauskalabild eines komprimierten und invertierten Pupillenbildes wie in Fig. 25, das einen anderen Kompressionsfaktor aufweist, gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung ist;

[0037] Fig. 30 ein verfeinertes binäres Pupillenbild aus Fig. 28 gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung ist;

[0038] Fig. 31 eine graphische Darstellung des Unterschieds zwischen dem gefundenen Gebiet und der Pupille als Funktion der x-Position ist, die eine Augenlidkorrektur gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung betrifft;

[0039] Fig. 32 ein binäres Pupillenbild ist, das die Augenlidkorrektur gemäß einer exemplarischen Ausführungsform der Erfindung zeigt;

[0040] Fig. 33 ist ein Bild eines Auges des Patienten und der Kontaktlinse im lebenden Organismus, das farbige Punktmarkierungen auf der Linsenoberfläche außerhalb der Pupillenfläche gemäß eines Aspekts der Erfindung zeigt; und

[0041] Fig. 34 zeigt das Bild in Fig. 33 nach einer Farbfilterung zur Markierungsdetektion gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

Detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform

[0042] Der Ausdruck „online“, wie er hierin verwendet wird, bezieht sich auf eine im wesentlichen gleichzeitige Messung und Bewertung (und optionale Anzeige) ausgewählter Erscheinungen. In den ausgeführten Anwendungen bedeutet dies im allgemeinen die Erfassung eines Wellenfront-(Mikrolinsen-)Bildes, Analysieren von Wellenfrontdaten und (optionale) Anzeige der Ergebnisse in einer Zeit von weniger als etwa 100 ms, und typischerweise weniger als 40 ms, über ein ausgewähltes Zeitintervall von mehreren zehn Sekunden, typischerweise etwa 10–20 Sekunden, ist jedoch in keiner Weise darauf beschränkt. Zum Beispiel werden gemäß einer veranschaulichenden Ausführungsform die Position und Orientierung im lebenden Organismus einer speziell markierten Kontaktlinse zusammen mit der Pupillengröße und Position, und eine ausgewählte Aberration der zweiten bis 9. Zernike-Ordnung bestimmt und mit einer Rate von 25 Hz über ein Intervall von 10 Sekunden angezeigt. 250 Bildpaare, die Pupillen- und Hartmann-Shack-Mikrolinsenbilder enthalten, werden erfaßt, von denen die auf der Stelle verfügbaren (annähernd 40 ms/Bild) Daten anzeigen, wie und wo sich die Kontaktlinse bewegt, und die Wirkung der Bewegung auf die gemessenen Aberrationen, die die Qualität des Sehvermögens beeinflussen. Es wird erkannt werden, daß die Ordnung der Aberration in der Hartmann-Shack-Technik vom Mikrolinsenabstand/Durchmesser abhängig ist, und daß Messungen von Aberrationen bis zur 25. Ordnung vorgenommen werden können.

[0043] Eine Ausführungsform der Erfindung, die auf eine speziell markierte Kontaktlinse **210** gerichtet ist, wird in Bezug auf die Fig. 2, 18, 19 und 20 dargestellt. Fig. 20 zeigt eine schematische Draufsicht einer Kontaktlinse **210** gemäß einer veranschaulichenden Ausführungsform der Erfindung. Die konvexe Linsenoberfläche weist mehrere Markierungen **215** auf (die als quadratische Markierungen in Fig. 20 gezeigt werden) die in einem zentralen optischen Zonenbereich **222** der Linse angeordnet sind. Wenn Licht in einer ausgehenden Richtung (d.h. das gestreut wird und von der Netzhaut zur Pupille und durch sie hindurch geht) die Linse beleuchtet, absorbieren oder streuen die Markierungen **215** das Licht, so daß sie sichtbar werden, und können durch eine CCD-Kamera abgebildet werden, wie unten beschrieben wird. Die Markierungen **215** beeinflussen das Sehvermögen des Patienten nicht, der die Linse trägt.

[0044] In einer exemplarischen Ausführungsform sind die Markierungen **215** durch einen Laser abgetragene Gebiete auf einer der Linsenoberflächen (hintere oder vordere), die gebildet werden, indem ein Laserstrahl, der geeignete Eigenschaften aufweist, durch eine Blende **1802** mit kleinen Lochöffnungen geschickt wird, wie schematisch in den **Fig. 18, 19** gezeigt. Die Blende **1802** wird etwa 2 mm über der Kontaktlinse **210** angeordnet und der Laserstrahl wird über die Blende abgetastet, wie durch den Pfeil in **Fig. 18** dargestellt. Die weißen Kreuze **1804** in **Fig. 19** geben Fixierungspunkte der Blende an. Die Markierungen können alternativ durch andere Mittel gebildet werden, wie zum Beispiel direktes Abtragen selektiver Gebiete einer Linsenoberfläche, einen Formungsprozeß oder durch einen lithographischen Prozeß. Jede der Markierungen **215** weist eine Größe auf, die einem Durchmesser in einem Bereich zwischen etwa 50 Mikrometern und 200 Mikrometern entspricht. In einem exemplarischen Aspekt trennt ein Abstand von etwa 600 Mikrometern die Markierungen gegenseitig. Wie in **Fig. 20** gezeigt, sind die Markierungen längs drei gerader Linien A, B, C ausgerichtet, die sich an einem gemeinsamen Punkt D schneiden. Jede der Linien weist eine Länge von etwa 5 mm auf. Wie in der Figur gezeigt, schneiden sich die Linien A und C unter einem Winkel von 140° , während sich die Linien A und B unter einem Winkel von 100° schneiden. Wie ferner in **Fig. 2** dargestellt, befinden sich die Markierungen **215** innerhalb der Pupillenfläche **208** des Auges des Patienten, wobei sich die Kontaktlinse im lebenden Organismus befindet, obwohl es sein kann, daß die Mitte **207** der Kontaktlinse nicht identisch mit der Mitte der Pupille **209** ist. Die Kontaktlinse kann auch gedreht werden. Die mehreren Markierungen können in einem Muster vorliegen, das keine Rotationssymmetrie aufweist, und das eine Translationssymmetrie aufweisen kann oder nicht. Die Markierungen können längs einer oder mehrerer vordefinierter Kurven ausgerichtet sein, die sich schneidende gerade Linien einschließen, wie oben beschrieben. Wenn die Markierungen in einem Muster von drei geraden, sich schneidenden Linien vorliegen, wie gezeigt, kann der Bereich der Schnittwinkel zwischen etwa 20° und 300° liegen, mit einer Abweichung von annähernd 10° .

[0045] In einem alternativen Aspekt der Linsenausführungsform weist eine Linse **3302** (im lebenden Organismus), wie im Photobild der **Fig. 33** gezeigt, ein Muster von farbigen Punkten **3304**, (es wird nur ein einziger Punkt an dem Pfeil gezeigt), jeweils mit einem Durchmesser von annähernd 1 mm, in einem Teil der Linsenoberfläche auf, der sich außerhalb des Pupillengebiets des Auges des Patienten befindet. In dem veranschaulichenden Aspekt, der in **Fig. 33** gezeigt wird, ist der farbige Punkt **3304** blau, ähnlich zur Farbe der Iris des Patienten. Um die Position und Orientierung (einschließlich einer Linseninversion) einer Kontaktlinse im lebenden Organismus zu messen, ist ein Muster von mindestens drei Markierungen notwendig. Das Muster sollte keine Rotationssymmetrie aufweisen. Es ist zu verstehen, daß das farbige Markierungsmuster nicht auf Punkte beschränkt ist, wie beschrieben, noch auf eine bestimmte Anzahl von Markierungen; vielmehr wird im wesentlichen jedes nicht rotationssymmetrische Muster ausreichen. Außerdem müssen diese Markierungen nicht auf eine bestimmte Oberfläche der Kontaktlinse beschränkt sein, noch auf ein bestimmtes Gebiet; d.h. es kann ein geeignetes detektierbares Muster von Markierungen oder Anzeichen auf dem Linsenrand, innerhalb einer optischen Zone oder außerhalb der optischen Zone der Linse, abhängig von den Eigenschaften der Markierungen angeordnet sein, wie ein Fachmann erkennen wird.

[0046] Eine andere Ausführungsform der Erfindung ist auf ein Verfahren zur objektiven Bewertung einer Kontaktlinse im lebendigen Organismus in einer Online-Weise gerichtet. Die Schritte einer Verfahrensausführungsform **100** zur objektiven Online-Bewertung einer Kontaktlinse im lebenden Organismus werden im Blockdiagramm der **Fig. 1** angegeben. Gemäß dieser veranschaulichenden Ausführungsform ist die Kontaktlinse eine Linse **215**, die oben unter Bezugnahme auf die **Fig. 2, 18, 19** und **20** beschrieben wird. Ein alternativer Aspekt dieser Ausführungsform für die speziell markierte Linse **3302**, die in **Fig. 33** gezeigt wird, wird unten beschrieben. Es sollte erkannt werden, daß wie oben erwähnt, der gesamte unten unter Bezugnahme auf **Fig. 1** angegebene Prozeß beruhend auf dem verwendeten Algorithmus (der unten im Detail erläutert wird) annähernd 40 ms pro Bild benötigt, für ein nächstes Bild erneut und so weiter für das gewünschte Zeitintervall stattfindet. Daten, jedoch keine Bilder, werden gespeichert, wie unten detaillierter erläutert wird, folglich werden die Datenspeicheranforderung und der Algorithmus selbst das zulässige Zeitintervall zur Bilderfassung beeinflussen. Bei Schritt **105** wird ein Patient mit einer speziell markierten Kontaktlinse versehen, wie sie oben beschrieben wird. Dies wird wiederum unter Bezugnahme auf **Fig. 2** dargestellt, die schematisch eine Vorderansicht eines Auges des Patienten **205** zeigt, das mit einer exemplarischen Ausführungsform einer speziell markierten Kontaktlinse **210** versehen ist. Der Patient wird bezüglich eines Aberrometers/Wellenfrontsensors **520** angeordnet, wie im Systemdiagramm **500** der **Fig. 5** dargestellt. Die Vorrichtung **500** weist im allgemeinen eine Beleuchtungsquelle **505**, wie einen Laser, zum Beleuchten des Auges des Patienten und der Kontaktlinse **210**, eine Pupillenkamera **510** zum Erhalten eines Bildes des Auges des Patienten, die durch ein Steuersystem **515** betriebsfähig mit dem Laser verbunden ist, und eine Wellenfrontsensorkomponente **520** zur Detektion und Analyse der Schwerpunktbilder auf. Das Auge des Patienten **205** wird bei Schritt **110** durch Meßlicht **502** beleuchtet, so daß das Licht, das von der Netzhaut des Patienten gestreut wird, die Pupille flutet und die Linsenmarkierungen **215** mit dem ausgehenden Licht beleuchtet. Bei Schritt **115** der **Fig. 1** wird das Licht **503**, das das Auge verläßt,

detektiert und durch eine CCD-Kamerakomponente des Wellenfrontsensors **520** abgebildet, so daß die beleuchteten Linsenmarkierungen geeignet aufgelöst werden, wie durch die Photokopie **2102** in **Fig. 21** dargestellt. An einem gewissen Punkt, der durch Schritt **120** vermerkt wird, werden die Positions-/Durchmesserkoordinaten der Pupille des Patienten bestimmt. Diese Koordinaten könnten zum Beispiel die Pupillenmitte einschließen, und können ferner die Pupillenorientierung, den Pupillendurchmesser oder andere ausgewählte Pupillenparameter einschließen. Ein detailliertes Beispiel der Pupillenparameterbestimmung wird unten angegeben. Bei Schritt **125** wird eine Schwerpunktsbestimmung für jede der abgebildeten Linsenmarkierungen vorgenommen, um die Markierungspositionskoordinaten zu bestimmen. Sobald die Linsenmarkierungspositionen bekannt sind, kann die Position und Orientierung der Kontaktlinse bezüglich des gemessenen Pupillenparameters ohne weiteres abgeleitet werden, wie bei Schritt **130** angegeben. Gemäß der gerade beschriebenen Ausführungsform dienen die Kreuze **1804**, die in **Fig. 19** gezeigt werden, als Bezugsmarkierungen auf der Linse, die beim Bestimmen der Position und Orientierung der Linse im lebenden Organismus helfen. Die Pupillenmitte kann zum Beispiel unter Bezugnahme auf die Linsenmarkierungen **1804** immer festgestellt werden. Typischerweise sind die Markierungen **1804** Standardmarkierungen außerhalb der optischen Zone der Linse und sollten nicht mit den speziellen Markierungen **215** verwechselt werden, die hierin beschrieben werden.

[0047] In einer exemplarischen Ausführungsform wird der Schritt **130** unter Verwendung einer modifizierten Hough-Transformation ausgeführt. Diese Technik stellt eine fehlertolerantes Verfahren zur schnellen Berechnung der Position und Orientierung von sowohl rotationssymmetrischen als auch nicht-rotationssymmetrischen Linienmustern bereit, wie den oben beschriebenen veranschaulichenden Linsenmarkierungen, selbst in einer verrauschten Umgebung. Sowohl klassische Hough-Transformations- als auch verallgemeinerte Hough-Transformationstechniken sind Fachleuten wohlbekannt, daher ist eine detaillierte Beschreibung für ein Verständnis der Erfindung nicht notwendig. Der interessierte Leser wird für eine exemplarische Beschreibung an die Internetadresse <http://cs-albpc3.massey.ac.nz/notes/59318/111.htm1> verwiesen. Im allgemeinen sind gemäß einer veranschaulichenden Ausführungsform der Erfindung die Linsenmarkierungen in Linien angeordnet. Die Winkel zwischen diesen Linien sind bekannt. Es wird eine Hough-Transformation für alle Punkte durchgeführt. Winkelakkumulationen, die mindestens zwei Punkte verbinden, werden in der Hough-Transformation gefunden. Die Winkelabstände dieser Akkumulationsbereiche werden mit dem Winkel der bekannten Linien in der Struktur korreliert. Dies ergibt eine erste Näherung des Winkels. Eine Hough-Rücktransformation der Punkte in diesen Akkumulationsbereichen, die die gegebene Winkelbeziehung erfüllen, erlaubt eine klare Zuordnung der Punkte zu den Linien. Punkte, die nicht auf diesen Linien liegen, werden diskriminiert. Dies funktioniert selbst für den Fall, daß nur Punkte gegeben sind, die zwei der Linien aufbauen. Zu Testzwecken kann auch eine Korrelation mit dem Winkel einer gekippten Struktur aufgebaut werden. Wenn die Korrelation höher als im ersten Fall ist, wird eine Anzeige für eine gekippte Kontaktlinse gefunden. Die Rotation der gesamten Struktur wird aus dem durchschnittlichen Winkel der Linien bestimmt. Die Verschiebungen werden mit den Kreuzungspunkten der Linien bestimmt. Es ist möglich, den Algorithmus mit einer niedrigen Winkelauflösung ablaufen zu lassen und Teile der Hough-Transformation vorzuberechnen. Dies stellt kurze Berechnungszeiten von wenigen Millisekunden sicher. Ein Beispiel für die detektierte Pupille und Markierungen wird durch die Photokopie in **Fig. 17** gezeigt. Alle Markierungen sind durch den Algorithmus gefunden worden. Die zusätzlichen Punkte, die nicht zu den Markierungen gehören, sind im allgemeinen nicht gut definiert (für jeden Punkt ergibt der Algorithmus einen Qualitätsfaktor, der für diese Punkte niedrig ist) und können daher in den meisten Fällen ausgeschlossen werden. Es ist auch möglich, jene Punkte auszuschließen, die nicht in die vordefinierte Struktur passen.

[0048] Ein alternativer Aspekt dieser Ausführungsform wird unter Bezugnahme auf die **Fig. 33** und **34** beschrieben. **Fig. 33** zeigt eine Kontaktlinse im lebenden Organismus **3302** mit einer blauen Markierung **3304** im oberen Teil des Bildes (die durch den Pfeil gezeigt wird). In diesem veranschaulichenden Beispiel ist die Farbe der Iris blau und ist sehr ähnlich zur Farbe der Markierung **3304**; jedoch ist es möglich, die Markierung unter Verwendung eines geeigneten Filters zu detektieren. Der Filter kann auf die folgende Weise angewendet werden: Die Farbe jedes Pixels wird durch einen RGB-Wert definiert, d.h. 3 Byte für jede Farbe rot, grün und blau. Alle drei Farben sind auf einen bestimmten Bereich beschränkt, der am charakteristischsten für die Markierungsfarbe ist. Im vorliegenden Beispiel wies der Filter die folgenden Beschränkungen auf:

- a) Verhältnis der Rotintensität zur Blauintensität ist kleiner als 0,6;
- b) Verhältnis der Blauintensität zur Grünintensität ist kleiner als 1,4; und
- c) Verhältnis der Blauintensität zur Grünintensität ist kleiner als 1,0.

[0049] **Fig. 34** zeigt das gefilterte Bild der **Fig. 33**, wo der farbige Punkt **3304** deutlich detektierbar ist. Einige Artefakte durch Pupillenglitzern können ebenfalls in der Figur erkannt werden. Es könnten irgendwelche anderen Beschränkungen für die Farbe gewählt werden, die hilfreich zum Auffinden der Gebiete für die richtige Farbe sind. Ein Markierungsmuster, das aus mindestens drei unterschiedlichen Markierungen besteht, ohne Ro-

tationssymmetrie, reicht zum Bestimmen der Kontaktlinseposition und Orientierung (einschließlich der Linseninversion) im lebenden Organismus aus. Nach der Filterung kann die gewünschte Struktur mit dem gemessenen Muster verglichen werden, um die Position und Orientierung der Kontaktlinse gemäß einer Vielfalt von Softwaretechniken zu bestimmen, die Fachleuten wohlbekannt sind.

[0050] In einem Aspekt dieser Ausführungsformen können außerdem mehrere Wellenfrontbilder in Übereinstimmung mit den Kontaktlinsebildern online erhalten werden, wie bei Schritt **135** in **Fig. 1** gezeigt. In einer exemplarischen Ausführungsform wird ein Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor verwendet, um Zernike-Amplituden zweiter Ordnung bis sechster Ordnung zu erhalten, obwohl sie, falls erwünscht, bis zur 9. Ordnung beruhend auf Mikrolinsenparametern erhalten werden können. Andere Wellenfrontabtasttechniken als das Hartmann-Shack-Prinzip sind verbreitet bekannt und können ebenfalls verwendet werden. Zum Beispiel kann unter anderem eine Wellenfrontabtastung, die auf dem Tscherning-Prinzip beruht, verwendet werden. Kommerziell erhältliche Wellenfrontsensoren sind typischerweise mit Softwarealgorithmen versehen, die die Wellenfrontmessung und Analyse erleichtern.

[0051] Um Online-Wellenfrontmessungen und Analysen im Kontext der vorliegenden Beschreibung vorzunehmen, wird ein sehr schneller Algorithmus eingesetzt, wie in der oben aufgeführten mitanhängigen Anmeldung beschrieben, und wie er unten im Detail beschrieben wird. Fachleute werden jedoch erkennen, daß verschiedene Algorithmen zur Schwerpunktsanalyse aufgebaut werden können. Ein Verfahren zur Online-Schwerpunktsdetektion in einem Wellenfrontbild, wie im Schritt **140** in **Fig. 1** dargelegt, gemäß der vorliegenden Ausführungsform wird unter Bezugnahme auf das Ablaufplandiagramm **300** der **Fig. 3** weiter beschrieben. In der dargestellten Ausführungsform werden mit einer Rate von 25 Hz mehrere aufeinanderfolgende Bilder erfaßt, analysiert und angezeigt, jedoch betreffen der Einfachheit willen die Algorithmusschritte, die unten dargelegt werden, ein einzelnes Wellenfrontbild und werden für jedes Wellenfrontbild wiederholt. Bei Schritt **302** wird ein Wellenfrontbild mit einer Größe von $X \times Y$ Pixeln erfaßt, wie zum Beispiel durch Bild 42 in **Fig. 4** gezeigt. Die Lichtpunktbilder werden durch variable Pixelsignalintensitäten repräsentiert, wie gezeigt. Bilder, die von einer CCD-Kamera aufgenommen werden, bestehen üblicherweise aus einer Anordnung von Pixeln, in der jedes Pixel eine Zahl zugeordnet wird, die proportional zur Ladungsmenge ist, die an diesem Pixel gesammelt ist. Diese Zahl wird als das Signal des Pixels bezeichnet. In der veranschaulichenden Beschreibung, die folgt, wird ein regelmäßiges Quadratgitter aus hellen Punkten in einem dunklen Bild im Detail beschrieben.

i) Bildkompression

[0052] Nach dem Erfassen des Bildes bei Schritt **302**, wird das Bild bei Schritt **304** von einer Größe von $X \times Y$ Pixel auf $X/n \times Y/m$ Pixel komprimiert. Dies kann durch eine Durchschnittsbildung des Signals für jedes Pixel in einem Quadrat von $n \times m$ Pixeln im ursprünglichen Bild geschehen, wobei zum Beispiel in der oberen linken Ecke **606** (**Fig. 6**) des Bildes begonnen wird und durch das Bild abgetastet bzw. gescannt wird. Das Signal in der oberen linken Ecke des komprimierten Bildes wird dann auf den Durchschnitt des ersten Quadrats gesetzt, das Signal des nächsten Pixels wird auf den Durchschnitt des nächsten (zweiten) Quadrats gesetzt, und so weiter, was schließlich zu einem Bild einer Größe von $X/n \times Y/m$ Pixeln führt. n und m sollten Ganzzahlen sein, wobei X/n und Y/m ebenfalls ganzzahlige Werte sind. In einer exemplarischen Ausführungsform ist $n = m = B$.

ii) Hintergrundsubtraktion

[0053] Bei Schritt **306** wird das komprimierte Bild dann in quadratische Gebiete oder Kacheln unterteilt (nicht mit den Pixelquadraten in (i) oben zu verwechseln). In der exemplarischen Ausführungsform ist eine Kachel ein Quadrat von 64×64 Pixeln, jedoch können andere Größen verwendet werden. Typischerweise könnte eine Kachel 3–5 Schwerpunkte enthalten. Das durchschnittliche Signal wird wiederum für jede Kachel berechnet. Die durchschnittlichen Werte für die Kacheln werden dann linear extrapoliert, um einen Hintergrundwert für jeden Ort im Bild zu ergeben. Dieser Hintergrund wird dann vom Bild subtrahiert, was ein niedriges Signal außerhalb der Schwerpunkte ergibt. In der veranschaulichenden Ausführungsform wurde durch die Hintergrundsubtraktion ein Rauschabstand von zwei auf einen Rauschabstand von 10 verbessert.

iii) Grobstrukturdetektion

[0054] Bei Schritt **308** werden die angenäherten oder groben Strukturpunkte (Schwerpunkte) identifiziert. Zuerst wird ein Maximum als das höchste Signal im komprimierten Bild definiert. Das Maximum wird durch eine Abtastung durch das Bild bestimmt, und die X-Position, Y-Position und der Signalwert von jedem Pixel wird in einer Tabelle aufgezeichnet, aber nur wenn der Signalwert dieses Punkts größer als ein bestimmter Prozent-

satz des Maximums ist, z.B. 30% (andere Werte können durch den Benutzer ausgewählt werden). In der exemplarischen Ausführungsform ergibt dies eine Liste von etwa 400 Einträgen, wie in Tabelle I gezeigt. Die Liste wird nach absteigendem Signal sortiert, wie gezeigt. Irgendeine einer Vielfalt von bekannten Schnellsortier Routinen steht zur Verfügung, um dies zu erreichen.

Tabelle I

Signal	X Position	Y Position
223	86	55
154	85	75
135	87	95
133	115	56
110	118	74
108	114	93
.	.	.
.	.	.
.	.	.

[0055] Der erste Eintrag (höchste Signalwert) wird als der erste Grobstrukturpunkt definiert. Dann werden alle Einträge in der Liste, die eine bestimmte vorher festgelegte Bedingung befolgen, als Grobstrukturpunkte definiert. In der exemplarischen Ausführungsform ist die vorher festgelegte Bedingung, das die Position des besonderen Eintrags von allen bisher gefundenen Grobstrukturpunkten weiter als ein vorher festgelegter Abstand entfernt ist. In einer exemplarischen Ausführungsform beträgt der Abstand 17 Pixel. Nach dieser ersten Iteration wird eine Tabelle aus Grobstrukturpunkten erzeugt, die annähernd 95% aller Punkte enthält, die detektiert werden sollen.

iv) Verfeinern der Detektion einer Struktur

[0056] Um den Vertrauenspegel zu erhöhen, daß alle Punkte der Struktur gefunden werden, kann der Schritt **308** wiederholt werden, wie bei Block **310** gezeigt, wobei ein neues Minimum auf einen bestimmten Prozentsatz des Minimums in der ersten Iteration gesetzt wird. Die zweite Iteration findet Punkte, deren Signal zu schwach ist, um in der ersten Iteration gefunden zu werden. Die Grobstrukturpunkte, die in der ersten Iteration gefunden werden, werden berücksichtigt, damit sie nicht erneut gefunden werden (d.h. sie erfüllen nicht die Bedingung, daß sie weiter als ein vorher festgelegter Abstand von den detektierten Punkten entfernt sind).

v) Detektion der endgültigen Struktur

[0057] Bei Schritt **312** werden die endgültigen Schwerpunktspositionen bestimmt. Da das Bild vorher im Schritt **304** komprimiert wurde, wurde vieles der ursprünglich im Bild enthaltenden Information ignoriert. Diese Information kann nun verwendet werden, um genauere Schwerpunktspositionen zu bestimmen. Unter Verwendung des ursprünglichen unkomprimierten Bildes wird ein Quadrat von zum Beispiel 15×15 Pixeln um jeden groben Punkt erzeugt. Im allgemeinen ist jedes Quadrat kleiner als $2 \times$ den minimalen Abstand, um sicherzustellen, daß jedes Quadrat nur einen Schwerpunkt enthält und größer als der Schwerpunkt selbst ist. In der exemplarischen Ausführungsform liegt dieser Wert zwischen fünf und 30 Pixeln. Dann wird der Schwerpunkt des Signals für die Signalverteilung innerhalb des Quadrats bestimmt, was die im wesentlichen exakte Position des Schwerpunkts ergibt.

[0058] In einem Aspekt der Ausführungsform kann Schritt **312** wiederholt werden, zum Beispiel 1, 2, 3 ... n mal, um noch genauere Ergebnisse zu bestimmen. Der berechnete Schwerpunkt im vorhergehenden Schritt wird anschließend verwendet. Jedem Strukturpunkt kann bei Schritt **312** auch ein Qualitätsfaktor zugewiesen werden, abhängig davon, wie sehr sich die Position des Schwerpunkts ändert, wenn das Quadrat um das Pixel willentlich um einen benutzereingestellten Abstand verschoben wird. In einer exemplarischen Ausführungs-

form beträgt dieser Abstand fünf Pixel. Die Punkte, deren Positionen sich am wenigsten geändert haben, werden die höchsten Qualitätsfaktoren zugewiesen. Auf diese Weise können falsche Punkte oder Rauschen, denen ein niedriger Qualitätsfaktor zugewiesen wird, beseitigt werden, da sie wahrscheinlich falsche Strukturpunkte darstellen.

[0059] In der veranschaulichenden Ausführungsform, die auf die Hartmann-Shack-Wellenfrontabtastung gerichtet ist, ist es wünschenswert, die Schwerpunkte mit der bildformenden Mikrolinse der Mikrolinsenanordnung zu korrelieren. Folglich ist ein Aspekt **700** der Ausführungsform, wie in **Fig. 7** dargestellt, auf den Prozeß des Sortierens der detektierten Schwerpunkte gerichtet, um sie einem regelmäßigen Quadratgittermuster zuzuordnen. Es wird durch Fachleute erkannt werden, daß der Algorithmus leicht an andere Strukturen oder Anordnungen angepaßt werden kann, wie zum Beispiel Punkte auf Ringen oder jede gerade Linie von Punkten.

[0060] Bei Schritt **702** wird die gewünschte Sortieranordnung ausgewählt. In der exemplarischen Ausführungsform ist die Anordnung ein Quadratgitter, das auf der Geometrie der Mikrolinsenanordnung beruht. Für jeden vorhergehend gefundenen Schwerpunkt i wird die Formel für eine gerade Linie **604** berechnet, die den Schwerpunkt i enthält, und eine Steigung von 1 (45°) aufweist, wie in Schritt **704** gezeigt. Für Startpositionen der oberen linken Ecke **606** oder unteren rechten Ecke **607** des Bildes (wie in **Fig. 6** gezeigt) können Steigungswerte zwischen 0,1 und 0,9 verwendet werden. Wenn die Startposition die obere rechte Ecke **608** oder die untere linke Ecke **609** des Bildes ist, können ebenso Steigungswerte von -0,1 bis -0,9 ausgewählt werden. Bei Schritt **706** wird der Abstand n_i (**602**, **Fig. 6**) zwischen der Linie **604** und in der veranschaulichenden Ausführungsform der oberen linken Ecke **606** des Bildes **610** berechnet, wie in **Fig. 6** dargestellt. Alle Schwerpunkte i werden dann bei Schritt **708** beginnend mit dem Schwerpunkt, der den kleinsten n_i -Wert aufweist, nach n_i sortiert. Bei Schritt **710** wird der Schwerpunkt mit dem kleinsten n_i -Wert der Reihe 1 zugewiesen und wird im Speicher als der letzte Schwerpunkt der Reihe 1 gespeichert. In einem Aspekt dieser Ausführungsform werden die letzten Schwerpunkte der vorhandenen Reihen im Speicher während des Schritts **710** gespeichert. Bei Schritt **712** wird ein Gebiet **810** (**Fig. 8**) definiert, das in einer exemplarischen Ausführungsform einen Bereich rechts vom letzten Schwerpunkt **805** einer gegebenen Reihe aufweist, der Abmessungen aufweist, die gesteuert und variiert werden können, um sie für unterschiedliche Mikrolinsenanordnungen einzustellen, und eine Form aufweist, die zur Detektion der ausgewählten Gitteranordnung geeignet ist, wie in **Fig. 8** dargestellt, die den Suchbereich **810** für den nächsten Schwerpunkt zeigt. Es ist alternativ jede Form möglich, die zur Detektion anderer Gitteranordnungen geeignet ist. Beispiele der Mikrolinsenanordnungsparameter schließen den maximalen Winkel **902**, den minimalen Abstand **904**, den maximalen Abstand **1 (906)** und den maximalen Abstand **2 (908)** ein, wie in **Fig. 9** dargestellt. Dann wird bei Schritt **714** der nächste höhere n_i -Wert ausgewählt und dieser Schwerpunkt wird bezüglich aller vorhandener Reihen geprüft, ob der Schwerpunkt im definierten Gebiet liegt. Wenn ja, dann wird bei Schritt **716** dieser Schwerpunkt als der letzte Schwerpunkt jener Reihe festgesetzt. Wenn nein, dann wird dieser Schwerpunkt als der letzte Schwerpunkt einer neuen Reihe festgesetzt. Die Schritte **714–716** werden nun für alle Schwerpunkte wiederholt. Auf diese Weise beginnen sich Reihen von links nach rechts aufzubauen. Bei Schritt **720** wird die durchschnittliche y-Position für jede Reihe berechnet und die Reihen nach ihrer durchschnittlichen y-Position sortiert. Dieser Schritt erleichtert die Markierung der obersten Reihe als Reihe 1, der nächsten Reihe als Reihe 2 und so weiter.

[0061] Bevor die Schritte zum Sortieren der Spalten beschrieben werden, ist es vorteilhaft, darzulegen, daß die Situation auftreten kann, wie sie durch die schwach zu sehenden Punkte dargestellt wird, die längs der Linien **1002**, **1004** liegen, wie gezeigt in **Fig. 10**; d.h. einige Schwerpunkte **1012**, **1014** in der Mitte einer Reihe sind infolge der schlechten Qualität der Schwerpunkte nicht detektiert worden, und die Schwerpunkte links und rechts davon sind unterschiedlichen Reihen zugeordnet worden. In diesem Fall umfaßt der optionale Schritt **722** die Verschmelzung dieser Reihen. Dies wird durch die folgenden Teilschritte erreicht: Von der mittleren durchschnittlichen y-Position für jede Reihe aus Schritt **714**, berechne den mittleren Abstand zwischen den Reihen durch Subtrahieren von $y_{\text{row1}} - y_{\text{row2}}$ (was den Abstand zwischen Reihe 1 und Reihe 2 ergibt); $y_{\text{row2}} - y_{\text{row3}}$ (was den Abstand zwischen Reihe 2 und Reihe 3 ergibt); und so weiter, und nehme dann die mittleren Werte der erhaltenen Abstände. In der exemplarischen Ausführungsform ist das Kriterium zur Verschmelzung der Reihen j und k :

Wenn $y_j - y_k < f \cdot a$ und ($P_{k,\text{first}} > P_{j,\text{last}}$ oder $P_{k,\text{last}} < P_{j,\text{first}}$), wobei:

f ein variabler Parameter im Bereich zwischen etwa 0,1-0,7 ist, der durch den Benutzer eingestellt wird. In der exemplarischen Ausführungsform werden Werte zwischen 0,3 und 0,5 verwendet;

a ist der mittlere Abstand zwischen Reihen (siehe oben);

$P_{k,\text{first}}$ ist der x-Wert des ersten (am weitesten links liegenden) Schwerpunkts der k -Reihe; und

$P_{k,\text{last}}$ ist der x-Wert des letzten (am weitesten rechts liegenden) Schwerpunkts der k -Reihe.

[0062] Mit anderen Worten werden die Reihen verschmolzen, wenn sie in ihrer y-Position näher beieinander

liegen als typisch und wenn sie sich nicht überlappen, d.h. die Reihe j liegt entweder vollständig links oder vollständig rechts der Reihe k.

[0063] Der Prozeß zum Sortieren der Spalten beginnt bei Schritt **724**, wo die Liste der nach dem Abstandswert sortierten Schwerpunkte aus Schritt **708** erneut verwendet wird. Der Schwerpunkt mit dem kleinsten n_i wird der Spalte 1 zugewiesen und wird im Speicher als der letzte Schwerpunkt der Spalte 1 gespeichert. In einem exemplarischen Aspekt werden die letzten Schwerpunkte einer vorhandenen Spalte immer während des Schritts **724** im Speicher gespeichert. Bei Schritt **726** wird ein Gebiet definiert, das in der exemplarischen Ausführungsform einen Bereich unter dem letzten Schwerpunkt einer gegebenen Spalte aufweist, der Abmessungen und eine Form aufweist, die durch dieselben Parameter der Mikrolinsenordnung gesteuert und variiert werden, wie oben angegeben. Dies wird dadurch dargestellt, indem das Diagramm in **Fig. 8** um 90 Grad nach unten gekippt wird. Bei Schritt **728** wird der nächste höhere n_i -Wert ausgewählt und dieser Schwerpunkt wird bezüglich aller vorhandener Spalten geprüft, ob sich der Schwerpunkt im definierten Gebiet befindet. Wenn ja, dann wird bei Schritt **730** jener Schwerpunkt als der letzte Schwerpunkt jener Spalte festgesetzt. Wenn nein, dann wird dieser Schwerpunkt als der letzte Schwerpunkt einer neuen Spalte festgesetzt. Die Schritte **728–730** werden nun für alle Schwerpunkte wiederholt. Auf diese Weise beginnen sich Spalten von oben nach unten aufzubauen. Bei Schritt **734** wird die durchschnittliche x-Position für jede Spalte berechnet und die Spalten werden gemäß ihrer durchschnittlichen x-Position sortiert. Dieser Schritt erleichtert es, die am weitesten links liegende Spalte als Spalte 1, die nächste Spalte als Spalte 2 und so weiter zu markieren.

[0064] Es kann die Situation auftreten, wie oben unter Bezugnahme auf **Fig. 10** erwähnt, wo einige Schwerpunkte in der Mitte einer Spalte infolge der schlechten Qualität der Schwerpunkte nicht detektiert worden sind, und folglich die Schwerpunkte darüber und darunter unterschiedlichen Spalten zugeordnet worden sind. In diesem Fall umfaßt der optionale Schritt **736** die Verschmelzung dieser Spalten. Dies wird durch die folgenden Teilschritte erreicht: Von der mittleren durchschnittlichen x-Position für jede Spalte aus Schritt **728** berechne den mittleren Abstand zwischen den Spalten durch Subtrahieren von $x_{\text{column1}} - x_{\text{column2}}$ (was den Abstand zwischen Spalte 1 und Spalte 2 ergibt); $x_{\text{column2}} - x_{\text{column3}}$ (was den Abstand zwischen Spalte 2 und Spalte 3 ergibt); und so weiter, und nehme dann die mittleren Werte der erhaltenen Abstände. In der exemplarischen Ausführungsform ist das Kriterium zur Verschmelzung der Spalten j und k: Wenn $x_j - x_k < f \cdot a$ und ($P_{k,\text{first}} > P_{j,\text{last}}$ oder $P_{k,\text{last}} < P_{j,\text{first}}$), wobei:

f ein variabler Parameter im Bereich zwischen etwa 0,1-0,7 ist, der durch den Benutzer eingestellt wird. In der exemplarischen Ausführungsform werden Werte zwischen 0,3 und 0,5 verwendet

a ist der mittlere Abstand zwischen Spalten;

$P_{k,\text{first}}$ ist der y-Wert des ersten (obersten) Schwerpunkts der k-Spalte; und

$P_{k,\text{last}}$ ist der y-Wert des letzten (untersten) Schwerpunkts der k-Spalte.

[0065] Mit anderen Worten werden die Spalten verschmolzen, wenn sie in ihrer x-Position einander sehr viel näher liegen als typisch und wenn sie sich nicht überlappen; d.h. die Spalte j liegt entweder vollständig über oder vollständig unter der Spalte k. Aus den sortierten Schwerpunktspositionen kann eine Zernike-Berechnung vorgenommen werden, um die Wellenfrontaberration zu bestimmen.

[0066] Es sollte erkannt werden, daß die oben beschriebene Ausführungsform nicht auf die gleichzeitige Online-Messung von Wellenfrontaberrationen nur mit den speziell markierten Linsen beschränkt ist, die hierin beschrieben werden; vielmehr ist die Ausführungsform allgemeiner auf die gleichzeitige Online-Messung von Wellenfrontaberrationen zusammen mit irgendeinem geeigneten Kontaktlinsenpositions- und/oder Orientierungsmeßverfahren anwendbar.

[0067] Eine Ausführungsform der Erfindung, die die gleichzeitige Online-Messung der Kontaktlinsenposition/Orientierung im lebenden Organismus und die gesamte Wellenfrontaberration des Auges des Patienten betrifft, ist auf ein Verfahren zur Bestimmen der am häufigsten auftretenden Wellenfrontaberration über das ausgewählte Meßintervall gerichtet. Wie oben erwähnt, ist diese Information beim Bestimmen des besten Ablationsprofils für eine kundenspezifische Kontaktlinse oder zur Herstellung von eine Altersweitsichtigkeit korrigierenden Mehrstärkenkontaktlinse wertvoll. In einer exemplarischen Ausführungsform reicht ein Meßintervall von 10 Sekunden aus, um 250 gleichzeitige Bildpaare (Pupillenbilder und Hartmann-Shack-Mikrolinsenbilder) zu erfassen. Die Bilder werden, wie im Blockdiagramm **1100** der **Fig. 11** dargelegt, wie folgt verarbeitet: Bei Schritt **1106** werden die x-Position, y-Position und der Rotationswinkel der Kontaktlinse, der Pupillendurchmesser, die Wellenfrontdaten und die Refraktionsdaten aus dem Pupillenbild und dem Wellenfrontbild in den Schritten **1102**, **1104** erhalten. Die x-Positionsdaten, y-Positionsdaten, Rotationswinkeldaten, Pupillendurchmesserdaten und das sphärische Äquivalent werden jeweils als eine Funktion der Zeit aufgetragen, wie jeweils in den **Fig. 12-16** gezeigt. Das sphärische Äquivalent wird aus den Wellenfrontdaten berechnet, wobei die maximale

Zernike-Ordnung auf die zweite Ordnung beschränkt wird. Dreieckssymbole in den **Fig. 12-16** bezeichnen ungültige Messungen, Kreuzsymbole repräsentieren Messungen während eines Zwinkerintervalls (das weiter unten beschrieben wird) und Kreissymbole repräsentieren die gültigen Punkte, die für die Berechnung der häufigsten Wellenfront verwendet werden. Bei Schritt **1108** werden Trendlinien **1202, 1302, 1402, 1502 und 1602** an die x-Position, y-Position, den Winkel, den Pupillendurchmesser und die Graphen des sphärischen Äquivalents angepaßt. Es wurde eine quadratische Kurve für die Anpassung verwendet, wobei die mittlere Abweichung der gemessenen Punkte von der Kurve ein Minimum ist. Es kann jedoch ohne Beschränkung irgendeine andere Anpassung verwendet werden. Bei Schritt **1110** werden Punkte (die als Dreiecke gezeigt werden) außerhalb eines bestimmten Bereichs um die Trendlinien gelöscht oder als ungültig markiert. Exemplarische Bereiche sind $\pm 0,1$ mm für die x-Position und y-Position, $\pm 3^\circ$ für den Rotationswinkel und $\pm 0,5$ D für das sphärische Äquivalent. Die Schritte **1106** und **1108** können für alle restlichen Punkte wiederholt werden; d.h. gültigen Punkte bei Schritt **1112**.

[0068] In einem Aspekt der Ausführungsform wird ein Zwinkerintervall bei Schritt **1114** bestimmt, und während der Nicht-Zwinkerintervalle wird bei Schritt **1116** eine Kontaktlinsenpositionsinformation und Wellenfrontaberrationsinformation bestimmt. Das Zwinkern des Auges wird detektiert, wenn sich die Kontaktlinse plötzlich von der Trendlinie um einen bestimmten Abstand weg bewegt. Die Bewegung findet im allgemeinen in die vertikale, y-Richtung (nach oben) statt, kann jedoch auch in andere Richtungen auftreten. Als eine zusätzliche Anzeige für das Zwinkern kann auch eine plötzliche Änderung des Pupillendurchmessers verwendet werden. In einem exemplarischen Aspekt wird das Zwinkern des Auges zum Beispiel detektiert, wenn die y-Position die Trendlinie um einen bestimmten Abstand überschreitet (z.B. 0,1 mm). Die Detektion könnte auch mit der Messung des Pupillendurchmessers kombiniert werden, d.h. wenn der Pupillendurchmesser schnell um einen bestimmten Wert abnimmt, könnte er als eine Anzeige von Zwinkern genommen werden. Nach der Detektion eines Zwinkerns werden alle nachfolgenden Punkte innerhalb eines bestimmten Zeitintervalls als Zwinkern markiert. In der exemplarischen Ausführungsform wurde ein Zeitintervall von 1 Sekunde verwendet. Ein exemplarisches Zwinkerintervall könnte zwischen etwa 0,3 und 2 Sekunden liegen. Für alle Paare von Bildern für Daten, die innerhalb der Trendlinie liegen und nicht als Zwinkern detektiert werden, kann die Wellenfront berechnet und in Zernike-Amplituden ausgedrückt werden. Die häufigste Wellenfront wird dann berechnet, indem bei Schritt **1118** die Mittelwerte der Zernike-Amplituden genommen werden. In der exemplarischen Ausführungsform beträgt die maximale Zernike-Ordnung **5**, sie kann jedoch zwischen der zweiten und neunten Ordnung gewählt werden. Der Schritt **1118** kann auch für ausgewählte Wellenfronten durchgeführt werden, wobei jene mit dem kleinsten und größten sphärischen Äquivalent weggelassen werden (d.h. 7% mit dem kleinsten und 7% mit dem größten sphärischen Äquivalent werden weggelassen). Die Prozedur ist nicht auf die Verwendung des sphärischen Äquivalents beschränkt, sondern kann auch auf andere Werte angewendet werden, wie den Pupillendurchmesser, Zernike-Amplituden dritter Ordnung usw. Die am häufigsten auftretende Kontaktlinsenposition kann ebenfalls überwacht werden, falls erwünscht.

[0069] Ein Beispiel einer Pupillenparameterbestimmung wird nun unter Bezugnahme auf die **Fig. 22-32** beschrieben. **Fig. 22** zeigt die Verwendung von etwas, das als der Pupillen-Sucheralgorithmus in der Online-Messung bezeichnet wird. **Fig. 23** zeigt, wie die Daten ausgewertet werden. Wie in den Figuren gezeigt, geschieht die vollständige Bestimmung der Pupillenposition und -Größe, und der Kontaktlinsenposition während der Messung (online) und alle Daten werden online während der Messung gezeigt. Die Pupille in Bildern mit halb geschlossenen Augen kann ebenfalls gefunden werden, wobei ein Lid-Korrekturalgorithmus verwendet wird, wie beschrieben werden wird. Eine Lid-Korrektur kann ebenfalls online vorgenommen werden. Für die korrekte Bewertung der Kontaktlinsenposition ist es notwendig, Bilder auszuschließen, die aufgenommen worden sind, wenn der Patient zwinkert. Wie bekannt ist, ändert sich die Kontaktlinsenposition während des Zwinkerns schnell und wird in etwa 1 Sekunde nach dem Zwinkern in der stabilen Position zur Ruhe kommen. Daher ist es wünschenswert, das Zwinkern automatisch festzustellen und Bilder vom Beginn des Zwinkerns bis etwa 1 Sekunde danach auszuschließen. Die Bestimmung des Zwinkerns geschieht offline im Bewertungsmodus der Software.

Arbeitsweise des Positionssucheralgorithmus

[0070] Der Algorithmus enthält die folgenden Schritte:

1. Komprimiere Bild
2. Berechne Schwelle
3. Berechne Pupille
4. Bildfilterung
5. Verfeinerung 1
6. Reflexentfernung

- 7. Verfeinerung 2
- 8. Lid-Korrektur
- 9. Endgültige Berechnung
- Eingabe: Bild (siehe **Fig. 24**)
- Ausgabe: Pupillendurchmesser in X- und Y-Richtung
- Pupillenposition
- Position und Winkel der Kontaktlinse

1. Komprimiere Bild

[0071] Das in **Fig. 24** gezeigte Pupillenbild wird von einer Größe $X \times Y$ Pixel auf $X/n \times Y/n$ Pixel komprimiert. Dies geschieht, indem von dem Signal für jedes Pixel in einem Quadrat von $n \times n$ im ursprünglichen Bild beginnend in der oberen linken Ecke des Bildes der Mittelwert gebildet wird und durch das Bild abgetastet wird, wie hierin oben beschrieben. Das Signal in der oberen linken Ecke des komprimierten Bildes wird dann auf den Durchschnitt des ersten Quadrats gesetzt, das Signal des nächsten Pixels wird auf den Durchschnitt des zweiten Quadrats gesetzt und so weiter, was schließlich ein Bild mit der Größe $X/n \times Y/n$ ergibt, wie durch das komprimierte, invertierte Grauskalabild in **Fig. 24** gezeigt. n kann irgendeine Ganzzahl sein (z.B. 16, wie dargestellt), wobei X/n und Y/n ebenfalls ganzzahlige Werte sind. Im vorliegenden Beispiel wird eine helle Pupille gefunden, folglich wird das Bild invertiert, so daß schwarz zu weiß wird und umgekehrt. In den folgenden Figuren wird die Pupille gegen einen helleren Hintergrund dunkel sein, wie in **Fig. 25**.

2. Berechne Schwelle

[0072] Es wird nun ein Schwellenwert für das komprimierte Bild berechnet. Alle Pixel, die ein Signal aufweisen, das größer als die Schwelle ist, werden auf weiß gesetzt (Signal = 255), alle anderen Pixel werden auf schwarz gesetzt (Signal = 0), was ein binäres Schwarzweißbild ergibt, wie in **Fig. 26** gezeigt (binäres Schwarzweißbild bedeutet, daß jedes Pixel entweder vollständig schwarz oder vollständig weiß ist). Veranschaulichend wird die Schwelle wie folgt berechnet:

Schwelle = (maximales Signal im Bild) – (durchschnittliches Signal im Bild/4)

wenn das Maximum kleiner als (4/3-durchschnittliches Signal) ist; andernfalls,

Schwelle = (maximales Signal in Bild) – (durchschnittliches Signal im Bild/3)

wenn das Maximum größer als (4/3-durchschnittliches Signal) ist.

[0073] Andere Arten der Berechnung einer Schwelle können durch Fachleute leicht festgestellt werden.

3. Berechne Pupille

[0074] Nun wird im binären Schwarzweißbild der Schwerpunkt für die schwarzen Pixel berechnet, was die Mitte der Pupille ergibt. Die Standardabweichung der schwarzen Pixel in die X- und Y-Richtung wird ebenfalls berechnet. Für eine Ellipse beträgt die Achsenlänge (der kurzen und langen Achsen, die die Ellipse definieren) das Vierfache der Standardabweichung. Unter Verwendung der doppelten Standardabweichung als Radius wird eine ungefähre Position und der X- und Y-Durchmesser der Pupille erhalten.

4. Bildfilterung

[0075] Das Ergebnis des Schritts **3** kann infolge heller Punkte in Gebieten innerhalb der Pupille oder Reflexionen im Bild ungenau sein, wobei diese Gebiete nun entfernt werden. Um dies zu erreichen, nehmen wir das ursprüngliche komprimierte Grauskalabild aus Schritt **1** und tragen die erhaltene Pupillenellipse in dieses Bild und für alle Punkte innerhalb dieser Ellipse auf. Alle Pixelsignale, die größer als das durchschnittliche Signal (innerhalb des Kreises) sind, werden auf das durchschnittliche Signal gesetzt. Diese Prozedur entfernt helle Punkte innerhalb der Pupille, wie durch das gefilterte Bild in **Fig. 27** veranschaulicht wird.

5. Verfeinerung 1

[0076] Der Pupillenkreis im Bild der **Fig. 27** wird nun um 20% vergrößert, und alle Pixel außerhalb des Kreises werden beruhend auf der Annahme, daß sie tatsächlich außerhalb der Pupille liegen, auf weiß gesetzt. Dies

ist ebenfalls ein Mittel der Reflexentfernung. Um das Ergebnis zu verfeinern, werden die Schritte **2** und **3** mit diesem Bild wiederholt. In diesem Prozeß wird das Grauskalabild in ein Schwarzweißbild umgewandelt. Es ist möglich, den Pupillenkreis um zwischen etwa 5% und 25% zu vergrößern, wobei erkannt wird, daß wenn die prozentuale Vergrößerung zu groß ist, es sein kann, daß die Reflexentfernung außerhalb der Pupille nicht effizient ist. Wenn andererseits die prozentuale Vergrößerung zu klein ist, können infolge einer Ungenauigkeit der vorherigen Pupillenmittelpunktberechnung Teile der Pupille fälschlicherweise beseitigt werden.

6. Reflexentfernung

[0077] Um Reflexionen weiter zu entfernen, wird die Mitte der Pupille, die im Schritt **3** gefunden wird, in die X-X- und Y-Y-Richtungen abgetastet. Während des Abtastens längs der X-Achse wird die Umrandung des schwarzen Gebiets untersucht. Es wird angenommen, daß die Umrandung erreicht ist, wenn mindestens drei aufeinanderfolgende weiße Pixel gefunden werden (im binären Schwarzweißbild). Dies erzeugt vier Umrandungspunkte, die dann durch eine Ellipse verbunden werden, die an diese Punkte angepaßt wird. Außerhalb dieser Ellipse wird jedes Pixel auf weiß gesetzt, innerhalb wird jedes Pixel auf schwarz gesetzt, wie durch das Bild in **Fig. 28** veranschaulicht wird. Schritt **3** wird dann mit dem gegenwärtigen Bild wiederholt.

7. Verfeinerung 2

[0078] Wie oben in Hinblick auf den Schwerpunktsalgorithmus beschrieben, machen die komprimierten Bilder den Algorithmus schneller, jedoch auf Kosten einer kleineren Genauigkeit, aufgrund der im Kompressionsprozeß verlorenen Information. Daher wird für den nächsten Verfeinerungsschritt ein Bild verwendet, das gegenüber dem ursprünglichen Bild (**Fig. 24**) nur um einen Faktor von vier komprimiert wird, das durch das Bild in **Fig. 29** dargestellt wird (der Faktor könnte jede Zahl sein, die kleiner als 10 ist). Um Zeit zu sparen, wird dieses Bild im Schritt **1** während des Kompressionsprozesses erzeugt und wird gespeichert, bis es in diesem Schritt verwendet wird. Nun wird der vollständige Prozeß mit diesem niedrig komprimierten Bild wiederholt. Das heißt, Schritt **4** wird unter Verwendung der Pupillenpositionsdaten, die im Schritt **6** erhalten werden, mit dem gegenwärtigen (niedriger komprimierten) Bild wiederholt. Schritt **5** wird mit einem Vergrößerungsfaktor von 15% wiederholt, und dann wird Schritt **6** wiederholt. (Man beachte, daß die Schritte **5** und **6** Wiederholungen der Schritte **2** und **3** enthalten). Der vollendete Prozeß liefert eine genaue Position der Pupille und ihren Durchmesser in X- und Y-Richtung, wie durch das Bild in **Fig. 30** dargestellt. Der im Schritt **5** erläuterte Vergrößerungsfaktorbereich gilt auch im gegenwärtigen Schritt.

8. Augenlid-Korrektur

[0079] Es wird nun eine Prüfung für Augenlider durchgeführt, die Teile der Pupille abschatten und so das Ergebnis des obigen Prozesses undeutlich machen könnten. Unter Verwendung des binären Schwarzweißbildes (**Fig. 29**; vierfache Kompression des Originals) aus dem obigen Prozeß suchen wir nun nach der Umrandung des schwarzen Gebiets in der oberen Hälfte der Pupille. Dies wird erreicht, indem dieselbe Abtastung durchgeführt wird, wie im Schritt **6** dargelegt, jedoch vielmehr für jede Spalte, die die Pupillenellipse enthält, als längs der Koordinatenachsen. Dies läßt die Berechnung der Differenz zwischen der gefundenen Ellipse und der Umrandung der schwarzen Pupille als eine Funktion der X-Position zu, was durch die graphische Darstellung veranschaulicht wird, die in **Fig. 10** gezeigt wird. Wenn sich das Augenlid in das Pupillengebiet hinein erstreckt, wird das obere Gebiet der Pupille flach sein und die gefundene Ellipse wird zu klein sein. Daher wird die oben erwähnte Differenzfunktion (siehe **Fig. 10**) zwei Maxima (A und B) und ein Minimum dazwischen aufweisen. Um eine irrtümliche Korrektur des Zwinkerns zu vermeiden, wird die Korrektur nur vorgenommen, wenn die beiden Maxima mindestens 20% des Pupillendurchmessers ausmachen, oder fünf Pixel auseinander liegen; die durchschnittliche absolute Differenz mindestens 0,75% des Durchmessers beträgt; und das durchschnittliche Minimum mindestens 1% der Bildhöhe unter null beträgt. Da das Minimum fluktuiert, haben wir den Durchschnitt zwischen dem 0,4- und 0,6-fachen des Pupillendurchmessers genommen, wie als markiertes Gebiet **3102** in **Fig. 31** gezeigt. Wenn alle der obigen Bedingungen erfüllt worden sind, wird eine Lid-Korrektur wie folgt durchgeführt: Wir nehmen den Bogen der gefundenen Pupillenellipse zwischen den X-Positionen der beiden Maxima und kleben ihn zwischen die Punkte A und B, so daß er das Gebiet überspannt, wo das Lid einen Einschnitt aufweist, der ähnlich zu jenem der Pupillenform ist. Das eingeschlossene Gebiet wird auf schwarz gesetzt, wie durch das graue Gebiet gezeigt, das in **Fig. 32** mit **3202** markiert ist.

9. Endgültige Berechnung

[0080] Die Pupille wird für das Lid-korrigierte Schwarzweißbild endgültig berechnet (siehe Schritt **3**), was das Ergebnis ergibt, das durch das Bild dargestellt wird, das in **Fig. 32** gezeigt wird. Alternativ ist es möglich, die

Verfeinerung 2 (Schritt 7) mit dem ursprünglichen unkomprimierten Bild auszuführen. Diese Verfahrensweise wird nicht notwendig sein, wenn der Prozeß mit dem mit $n = 4$ komprimierten Bild die gewünschte Meßgenauigkeit liefert. In einem exemplarischen Fall einer Online-Messung mit einer Wiederholungsrate von 20–25 Hz betrug die erzielte Transitionspositionsgenauigkeit der Kontaktlinse $\pm 70 \mu\text{m}$, und die Linsenrotationsgenauigkeit betrug $\pm 2^\circ$.

Patentansprüche

1. Kontaktlinse, die aufweist:
eine Oberfläche, die mehrere Markierungen in einem optischen Zonenbereich der Linse aufweist, wobei die Markierungen bezüglich Licht, das sich in eine Richtung von einer hinteren zu einer vorderen Linsenoberfläche ausbreitet, lichtabsorbierend oder lichtstreuend sind,
wobei die Markierungen das Sehvermögen nicht beeinträchtigen, wenn sich die Linse im lebenden Organismus befindet.
2. Kontaktlinse nach Anspruch 1, wobei sich die Markierungen auf einer vorderen Linsenoberfläche befinden.
3. Kontaktlinse nach Anspruch 1, wobei die Markierungen geformte Markierungen sind.
4. Kontaktlinse nach Anspruch 1, wobei die Markierungen durch einen Laser abgetragene Markierungen sind.
5. Kontaktlinse nach Anspruch 1, wobei die Markierungen lithographische Markierungen sind.
6. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Markierungen in einem Muster vorliegen, das keine Rotationssymmetrie aufweist.
7. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Markierungen in einem Muster vorliegen, das keine Translationssymmetrie aufweist.
8. Kontaktlinse nach Anspruch 6, wobei die Markierungen in einem Muster vorliegen, das keine Rotationssymmetrie aufweist.
9. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Markierungen längs einer vordefinierten Kurve ausgerichtet sind.
10. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Markierungen längs mehrerer gerader Linien ausgerichtet sind.
11. Kontaktlinse nach Anspruch 10, die zwei Linien aufweist, die mindestens drei Markierungen enthalten.
12. Kontaktlinse nach Anspruch 10 oder 11, wobei sich die geraden Linien schneiden.
13. Kontaktlinse nach Anspruch 12, wobei sich die geraden Linien an einem einzigen gemeinsamen Punkt schneiden.
14. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 10 bis 13, wobei die geraden Linien jeweils eine Länge von etwa 5 mm aufweisen.
15. Kontaktlinse nach Anspruch 13, die drei gerade Linien aufweist, die mindestens vier Markierungen enthalten.
16. Kontaktlinse nach Anspruch 15, wobei sich die drei geraden Linien unter drei unterschiedlichen Schnittwinkeln schneiden.
17. Kontaktlinse nach Anspruch 16, wobei die Schnittwinkel in dem Bereich zwischen etwa 100 Grad und 165 Grad mit einer maximalen Abweichung von etwa 10 Grad liegen.
18. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei die Markierungen jeweils eine Größe aufwei-

sen, die einen Durchmesser aufweist, der kleiner als etwa 200 μm ist.

19. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei die Markierungen jeweils eine Größe aufweisen, die einen Durchmesser in einem Bereich zwischen etwa 50 μm bis 200 μm aufweist.

20. Kontaktlinse nach einem der Ansprüche 1 bis 19, wobei die Markierungen einen gegenseitigen Trennungsabstand von 600 μm aufweisen.

21. Verfahren zum Vornehmen einer Kontaktlinsenmessung im lebenden Organismus, das aufweist:

- a) Bereitstellen einer selektiv markierten Kontaktlinse im lebenden Organismus;
- b) Erhalten eines Bildes der Linse im lebenden Organismus;
- c) Bestimmen eines Pupillenkoordinatenparameters;
- d) Berechnen eines Positions- und/oder Orientierungskoordinatenparameters der Kontaktlinse für jedes Bild bezüglich des Pupillenkoordinatenparameters; und
- e) Wiederholen der Schritte (a–d) mit einer Wiederholungsrate, die größer als etwa 10 Hz ist, über ein ausgewähltes Zeitintervall.

22. Verfahren nach Anspruch 21, wobei das ausgewählte Zeitintervall zwischen etwa 5–20 Sekunden liegt.

23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, das die Bestimmung eines am häufigsten auftretenden Positions- und/oder Orientierungskoordinatenparameters der Kontaktlinse über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.

24. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls und Ausschließen der Bestimmung des Positions- und/oder Orientierungskoordinatenparameters der Kontaktlinse während des Zwinkerintervalls aufweist.

25. Verfahren nach Anspruch 23, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls und das Ausschließen der Bestimmung des am häufigsten auftretenden Positions- und/oder Orientierungskoordinatenparameters der Kontaktlinse während des Zwinkerintervalls aufweist.

26. Verfahren nach einem der Ansprüche 21 bis 25, das das Erhalten eines Wellenfrontaberrationsbildes, das jedem Kontaktlinsenbild entspricht, und das Bestimmen einer Wellenfrontaberration aufweist, die mit jedem Bild verbunden ist.

27. Verfahren nach Anspruch 26, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Wellenfrontaberration über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.

28. Verfahren nach Anspruch 27, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls und das Ausschließen der Bestimmung der am häufigsten auftretenden Wellenfrontaberration während des Zwinkerintervalls aufweist.

29. Verfahren zur objektiven Bewertung einer Kontaktlinse im lebenden Organismus online, das aufweist:

- a) Bereitstellen einer Kontaktlinse, die mehrere Markierungen auf einer Oberfläche derselben aufweist, für einen Patient im lebenden Organismus;
- b) Beleuchten der Markierungen;
- c) Abbilden der Markierungen;
- d) Bestimmen einer Positionscoordinate der Pupille des Patienten;
- e) Bestimmen einer Positionscoordinate der Markierungen bezüglich der Pupillenpositionscoordinate; und
- f) Wiederholen der Schritte (b–e) über ein ausgewähltes Zeitintervall online mit einer Wiederholungsrate, die größer als etwa 10 Hz ist, wodurch die Kontaktlinsenposition und/oder Orientierung online bestimmt wird.

30. Verfahren nach Anspruch 29, wobei die Markierungen eine Pupillenfläche des Auges des Patienten überlappen.

31. Verfahren nach Anspruch 29 oder 30, das das Messen einer Pupillengröße online mit der Wiederholungsrate aufweist.

32. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 31, das die Bestimmung eines Schwerpunkt werts für jede der abgebildeten Markierungen auf der Linse aufweist.

33. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 32, das das Beleuchten der Markierungen mit Licht aufweist, das sich zuerst durch eine hintere Oberfläche und dann durch eine vordere Oberfläche der Kontaktlinse ausbreitet.

34. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 33, wobei die Online-Messung mit einer Wiederholungsrate in einem Bereich zwischen etwa 10 Hz und 25 Hz vorgenommen wird.

35. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 34, das das Vornehmen einer entsprechenden Online-Wellenfrontmessung des Auges des Patienten aufweist.

36. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 35, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse im lebenden Organismus aufweist.

37. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 36, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls des Auges des Patienten und das Ausschließen von Meßdaten während des Zwinkerintervalls aufweist.

38. Verfahren nach Anspruch 37, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse aufweist.

39. Verfahren nach Anspruch 35, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Wellenfrontaberration über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.

40. Verfahren nach Anspruch 39, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls des Auges des Patienten und das Ausschließen von Meßdaten während des Zwinkerintervalls aufweist.

41. Verfahren nach Anspruch 40, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.

42. Verfahren nach Anspruch 39, wobei die Wellenfrontaberration eine sphärisch äquivalente Messung ist.

43. Verfahren nach Anspruch 29, wobei die speziell markierte Kontaktlinse die Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 20 ist.

44. Verfahren nach Anspruch 29, das die Verwendung einer modifizierten Hough-Transformation aufweist, um die Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse online zu bestimmen.

45. Verfahren zur objektiven Bewertung einer Kontaktlinse im lebenden Organismus, das aufweist:

- a) Bereitstellen einer geeignet markierten Kontaktlinse für einen Patienten im lebenden Organismus;
- b) Bestimmen einer Positionskoordinate der Pupille des Patienten;
- c) Bestimmen einer Positionskoordinate der Linse bezüglich der Pupillenpositionskoordinate; und
- f) Wiederholen der Schritte (a–c) über ein ausgewähltes Zeitintervall online mit einer Wiederholungsrate, die größer als etwa 10 Hz ist.

46. Verfahren nach Anspruch 45, wobei die Online-Messung mit einer Wiederholungsrate in einem Bereich zwischen etwa 10 Hz und 25 Hz vorgenommen wird.

47. Verfahren nach Anspruch 45 oder 46, das das Vornehmen einer entsprechenden Online-Wellenfrontmessung des Auges des Patienten aufweist.

48. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 47, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse im lebenden Organismus aufweist.

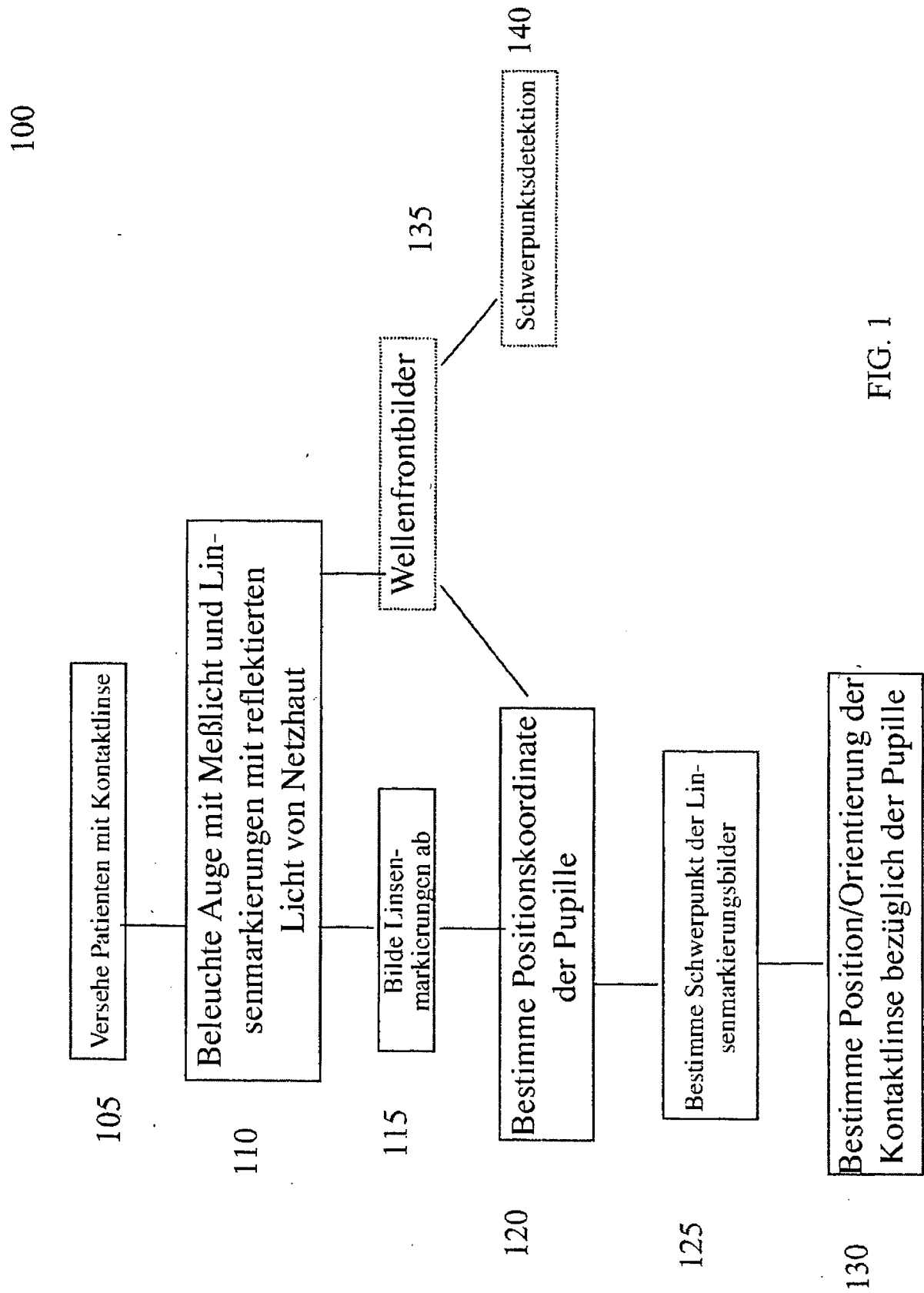
49. Verfahren nach einem der Ansprüche 45 bis 48, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls des Auges des Patienten und das Ausschließen von Meßdaten während des Zwinkerintervalls aufweist.

50. Verfahren nach Anspruch 49, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse aufweist.

51. Verfahren nach Anspruch 47, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Wellenfrontaberration über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.

52. Verfahren nach Anspruch 51, das die Bestimmung eines Zwinkerintervalls des Auges des Patienten und das Ausschließen von Meßdaten während des Zwinkerintervalls aufweist.
53. Verfahren nach Anspruch 52, das die Bestimmung einer am häufigsten auftretenden Position und/oder Orientierung der Kontaktlinse über das ausgewählte Zeitintervall aufweist.
54. Verfahren nach Anspruch 51, wobei die Wellenfrontaberration eine sphärisch äquivalente Messung ist.
55. Algorithmus zum Bestimmen von Pupillenparametern, der die Schritte aufweist:
- a) Erhalten eines Pupillenbildes;
 - b) Komprimieren des Pupillenbildes um einen ausgewählten Betrag n und Komprimieren des Pupillenbildes um einen anderen ausgewählten Betrag $n_1 < n$, wobei $n_1 < 10$;
 - c) Berechnen eines Schwellenwerts für das komprimierte Pupillenbild;
 - d) Bestimmen eines Mittelparameterwerts der Pupille;
 - e) Bestimmen von Mehrfachkoordinatenachsen-Durchmesserparametern der Pupille;
 - f) Bestimmen einer Umfangsform der Pupille beruhend auf den Mittel- und Mehrfachkoordinatenachsen-Parametern;
 - g) Eintragen der Form in das komprimierte Bild und Bestimmen von durchschnittlichen Pixelsignalwerten innerhalb des Umfangs;
 - h) Vergrößern des Umfangs um einen ausgewählten Betrag Δ und Wiederholen der Schritte (c, d) an einem neuen Bild mit dem vergrößerten Umfang;
 - i) Bestimmen einer Umrandungspunktposition an jedem Ende von jeder Durchmesserkoordinatenachse und Anpassung einer Umfangsform an die Punkte;
 - j) Wiederholen des Schritts (d) an einem Bild, das aus Schritt (i) erhalten wird;
 - k) Wiederholen des Schritts (g) an dem um n_1 komprimierten Pupillenbild;
 - l) Wiederholen des Schritts (h) am Bild des Schritts (k), mit $\Delta_1 < \Delta$;
 - m) Wiederholen der Schritte (d, e) am Bild des Schritts (l);
 - n) Vornehmen an Augenlid-Korrektur am Bild des Schritts (m); und
 - o) Wiederholen der Schritte (d, e) am Bild des Schritts (n).
56. Algorithmus nach Anspruch 55, wobei n eine Ganzzahl ist, und $1 \leq n < 20$.
57. Algorithmus nach Anspruch 55 oder 56, wobei Schritt (c) die Erzeugung eines binären Bildes durch Setzen aller Pixelwerte unter der Schwelle auf einen Nullwert und aller Pixelwerte über der Schwelle auf einen hohen Wert aufweist.
58. Algorithmus nach Anspruch 57, wobei ein Schwerpunkt für die Nullwertpixel ebenso wie eine Standardabweichung bestimmt wird, die verwendet wird, um Durchmesserwerte längs einer x-Koordinatenachse und einer y-Koordinatenachse zu bestimmen.
59. Algorithmus nach Anspruch 58, wobei die Umfangsform eine Ellipse ist.
60. Algorithmus nach Anspruch 59, wobei Δ in einem Bereich zwischen etwa 5% und 25% liegt, und Δ_1 in einem Bereich zwischen etwa 5% und 25% liegt.
61. Algorithmus nach Anspruch 60, wobei Schritt (i) die Anpassung einer Ellipse an Umrandungspunkte an jedem Ende der x-Koordinatenachse und einer y-Koordinatenachse aufweist.
62. Algorithmus nach Anspruch 61, wobei Schritt (n) das Abtasten jeder Pixelspalte, die einen gefundenen Ellipsenumfang aufweist, und das Berechnen einer Differenzfunktion zwischen dem Ellipsenumfang und der Pupillenumrandung als eine Funktion der X-Position aufweist.
63. Algorithmus nach Anspruch 62, der die Bestimmung mindestens zweier Maxima und eines Minimums zwischen den Maxima der Differenzfunktion und, beruhend auf der Erfüllung eines ausgewählten Fehlerkriteriums, die Anordnung eines Bogens der gefundenen Ellipse zwischen den X-Positionen der beiden Maxima aufweist.
64. Algorithmus nach Anspruch 63, der die Bestimmung des Pupillenmittenparameters und des Pupillengrößenparameters aufweist.

Es folgen 30 Blatt Zeichnungen



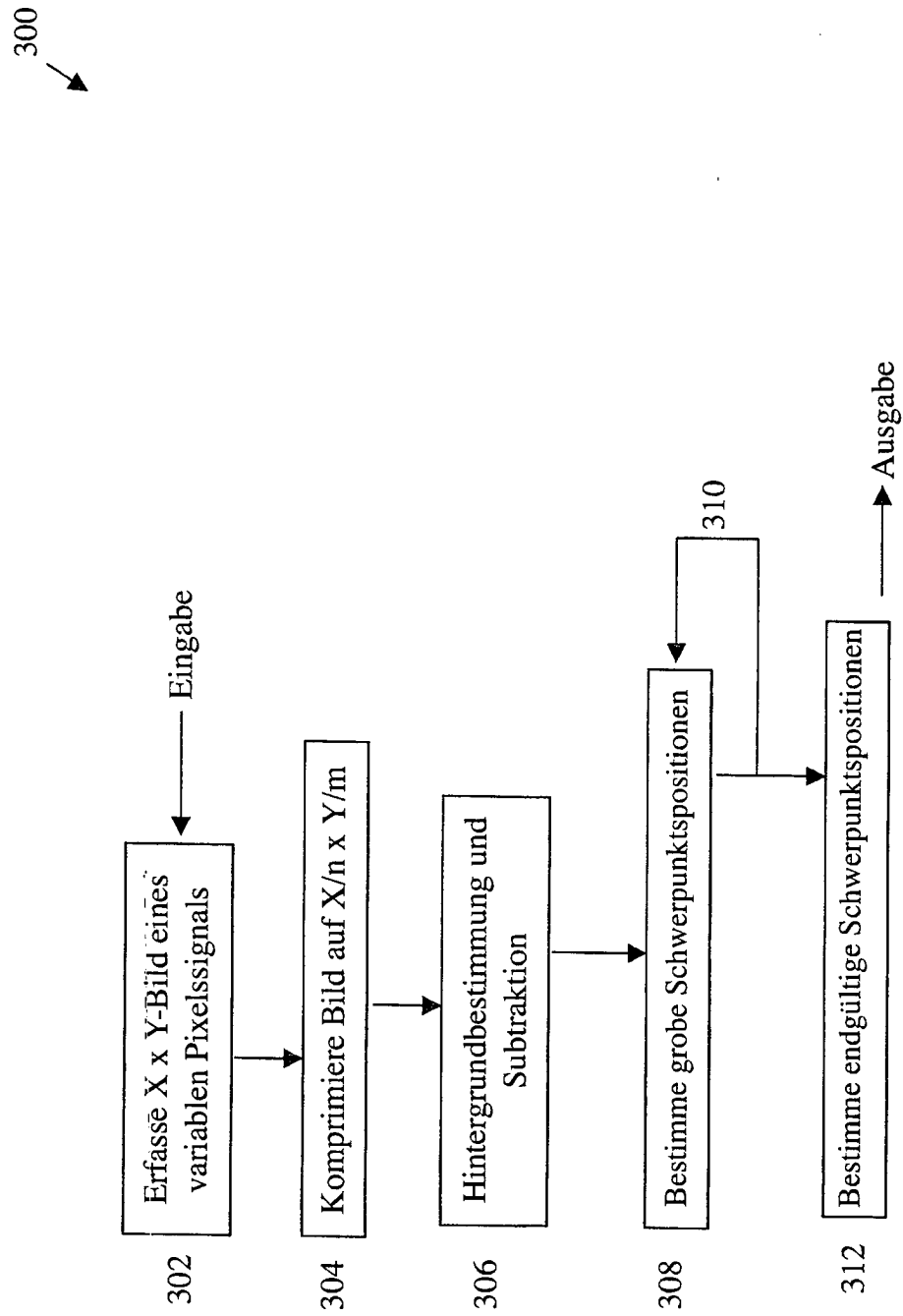


FIG. 3

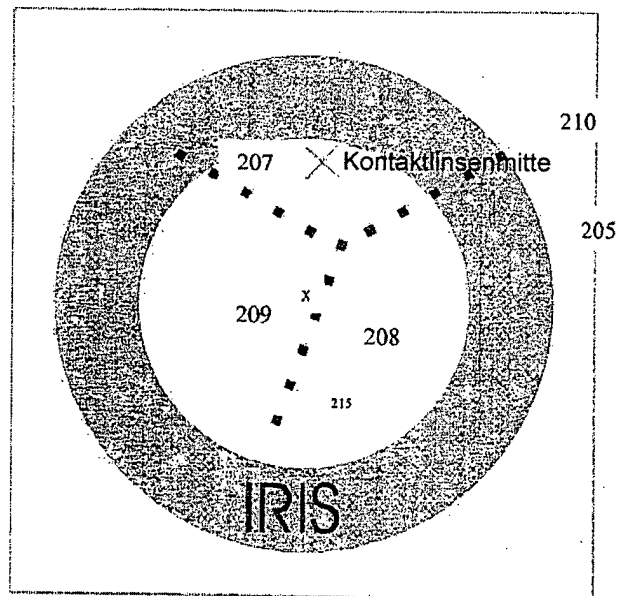


FIG. 2

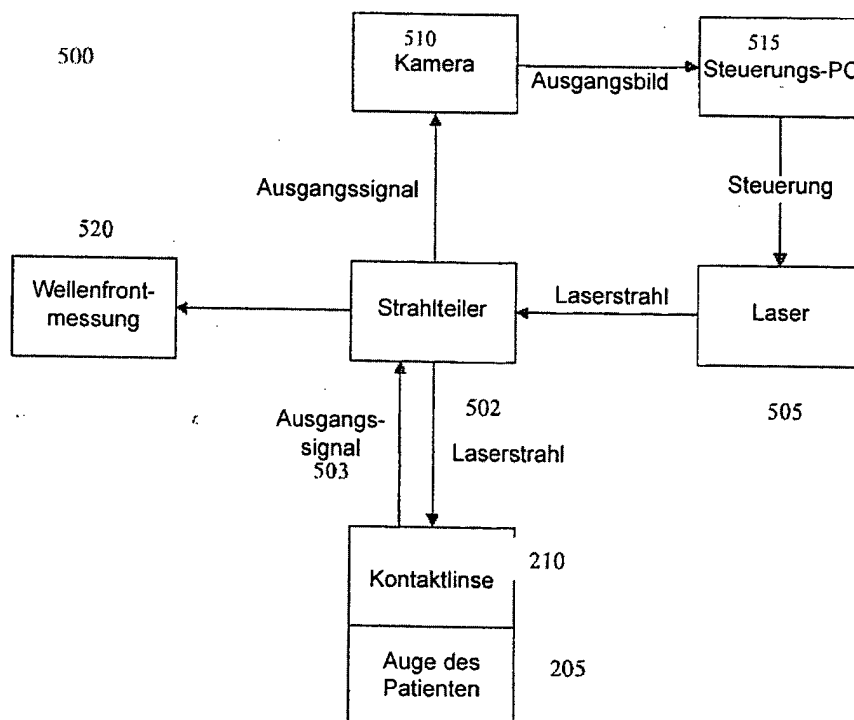


FIG. 5

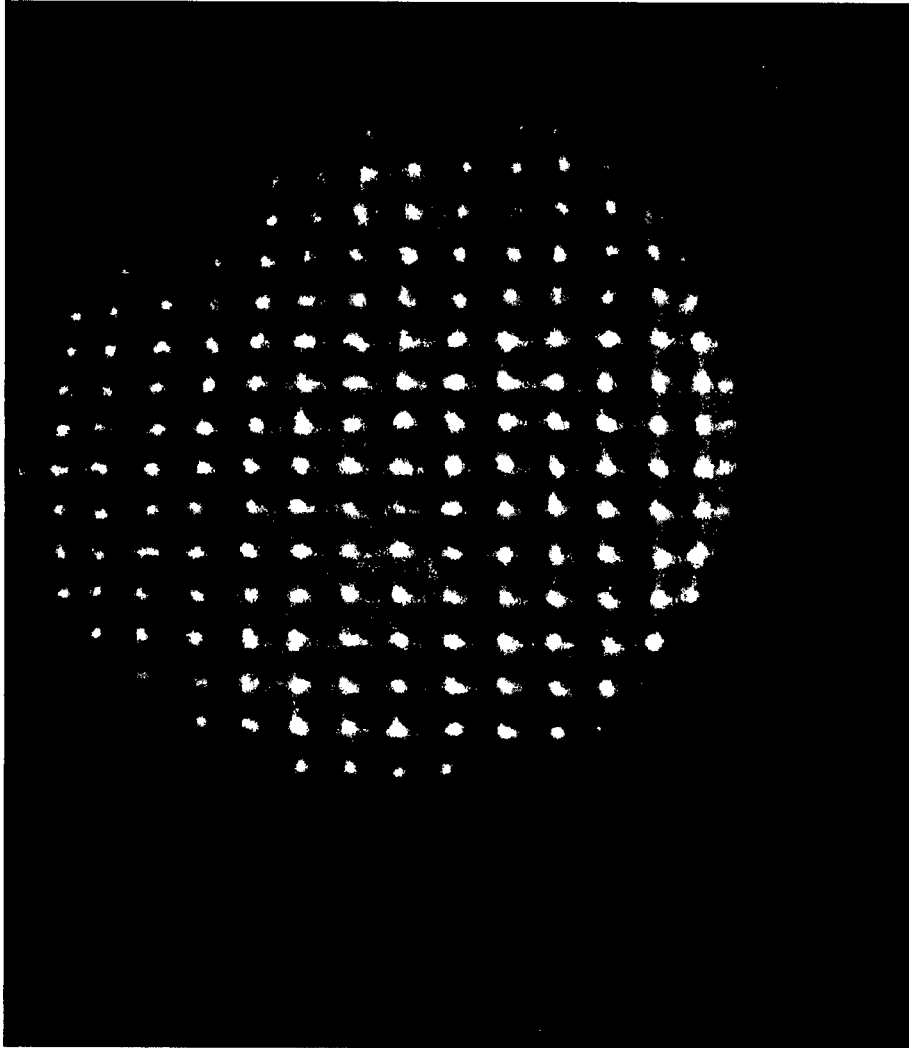
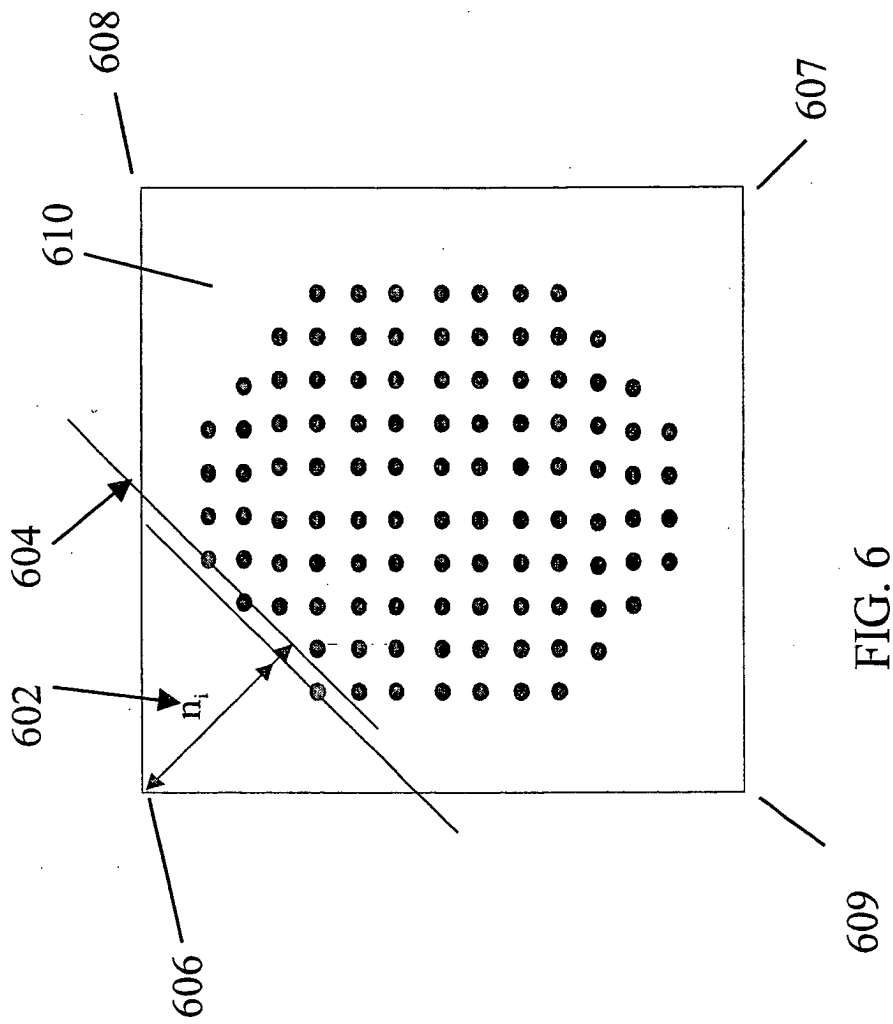


FIG. 4

42 —



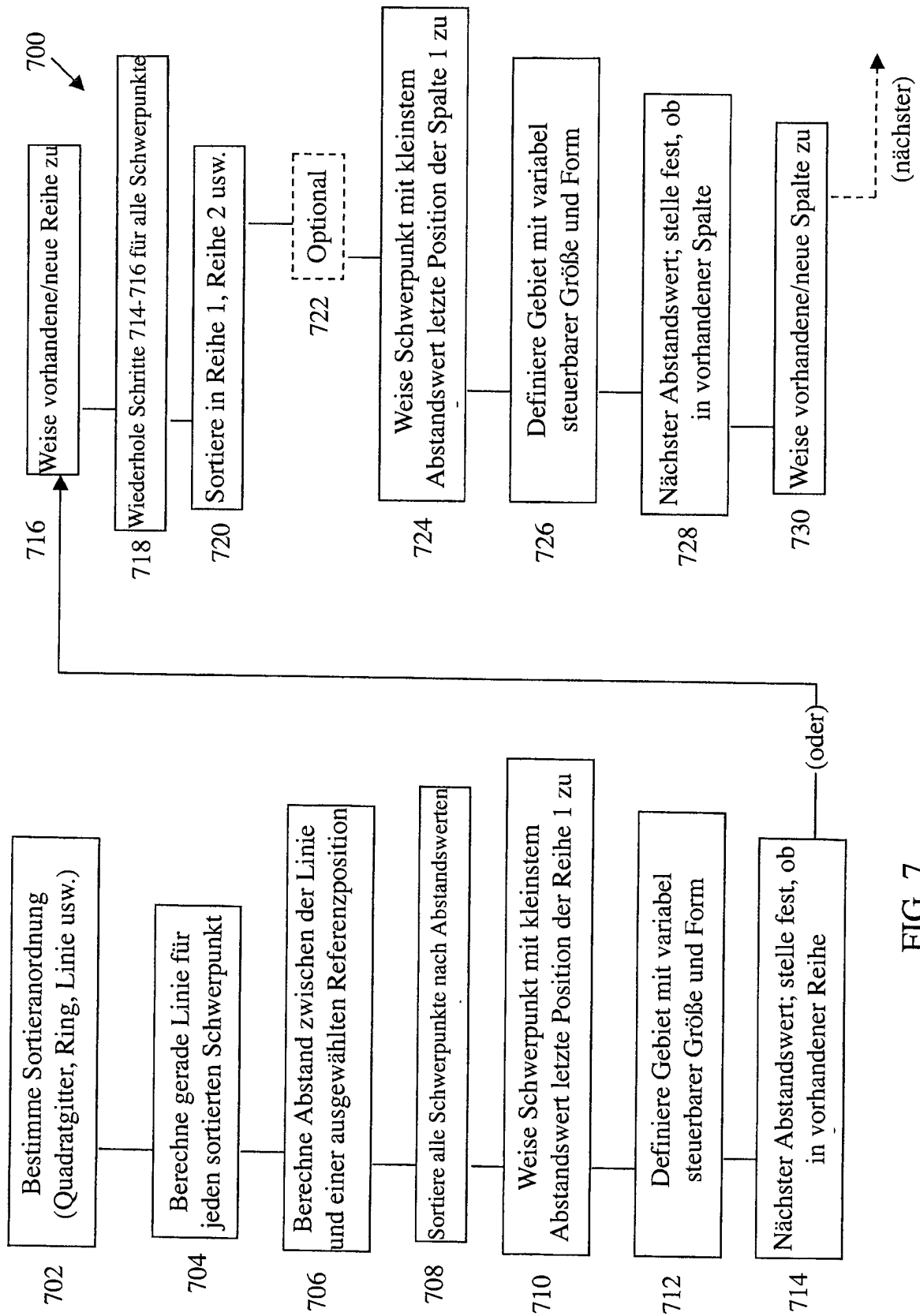


FIG. 7

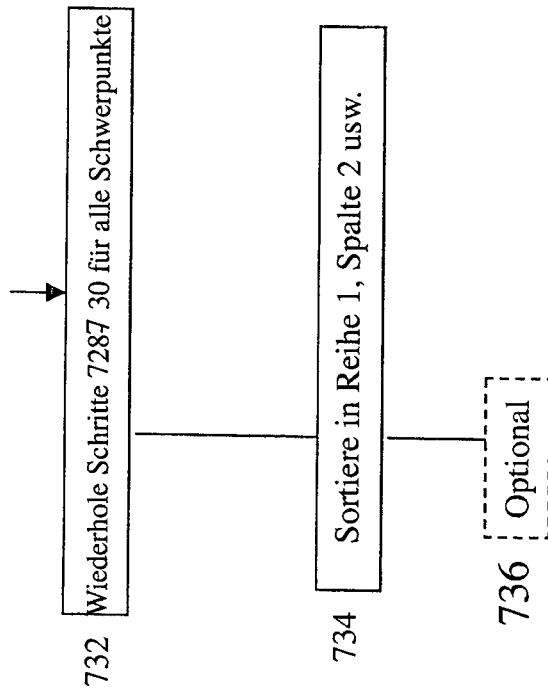


FIG. 7 (Fortsetzung)

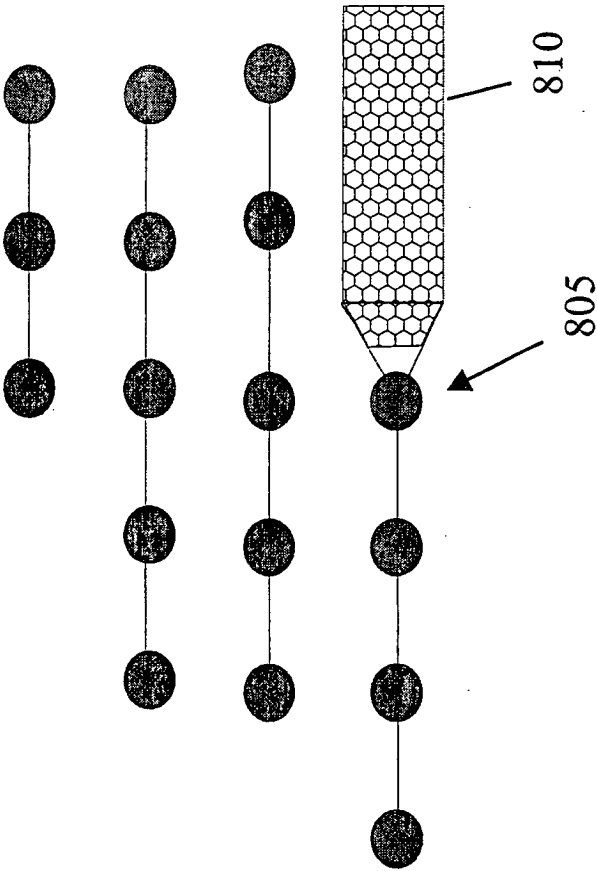


FIG. 8

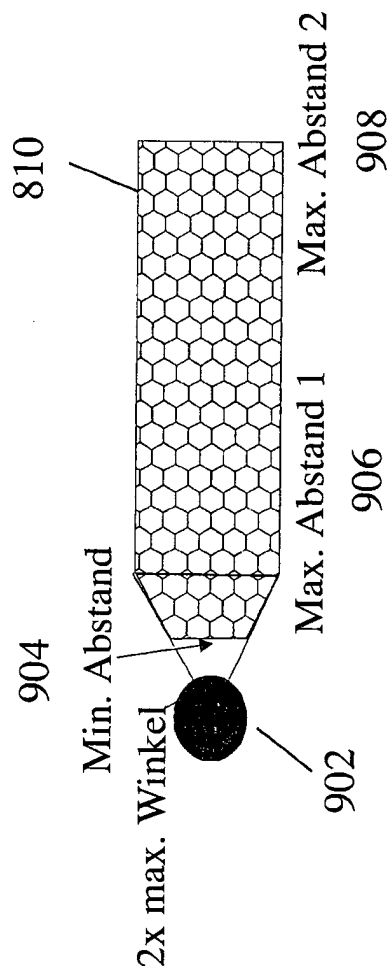


FIG. 9

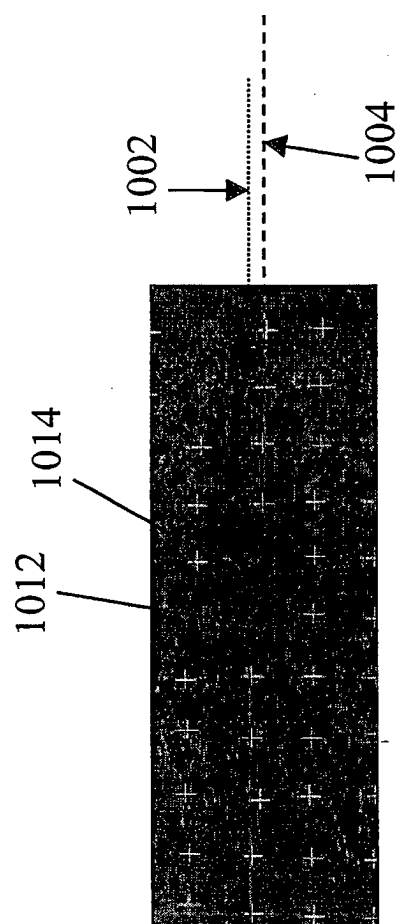


FIG. 10

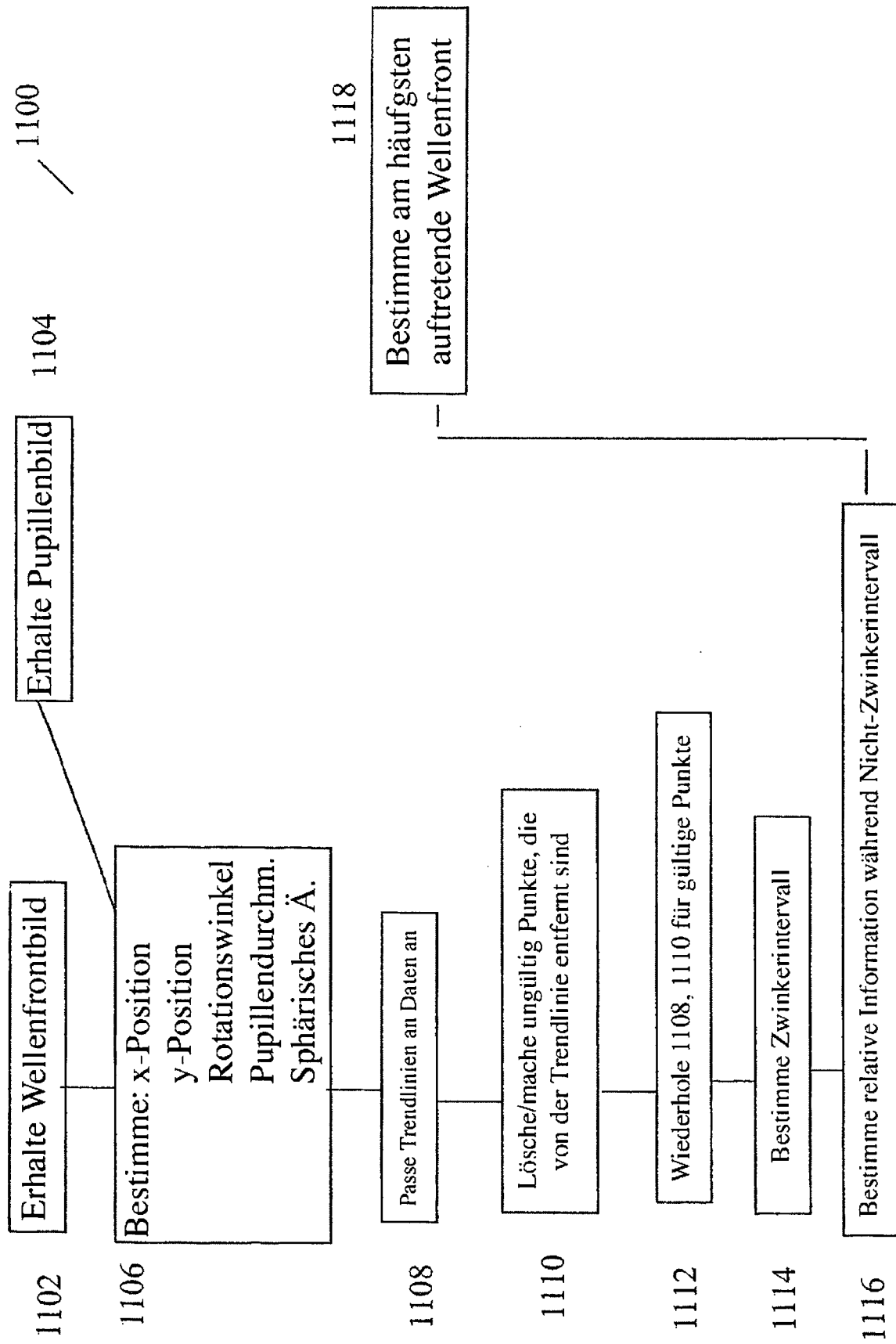


FIG. 11

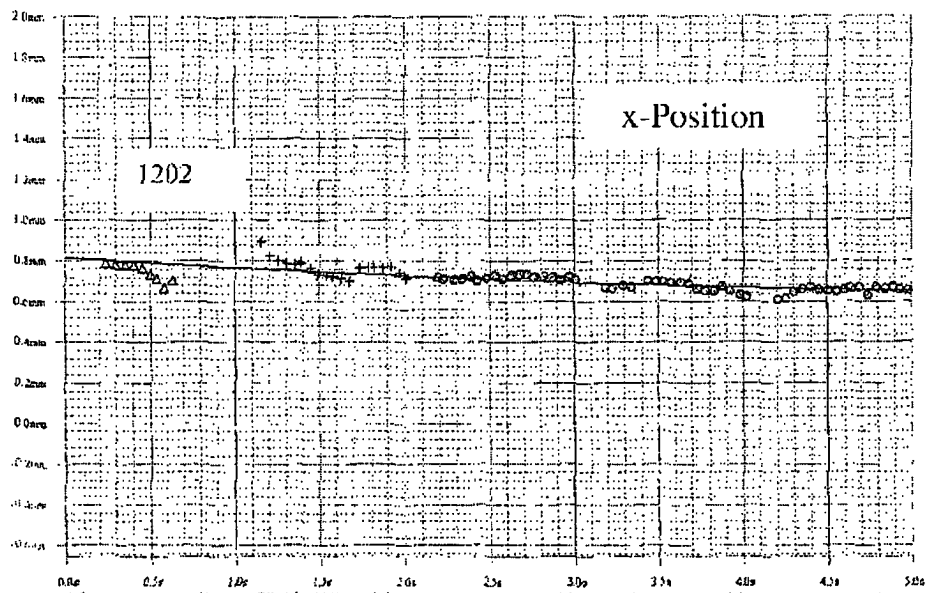


Fig. 12

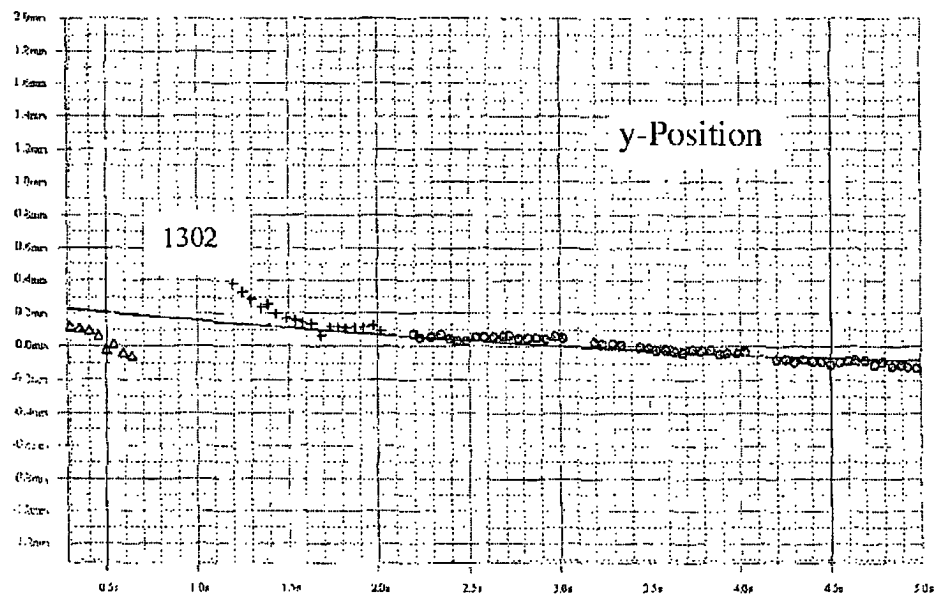


Fig. 13

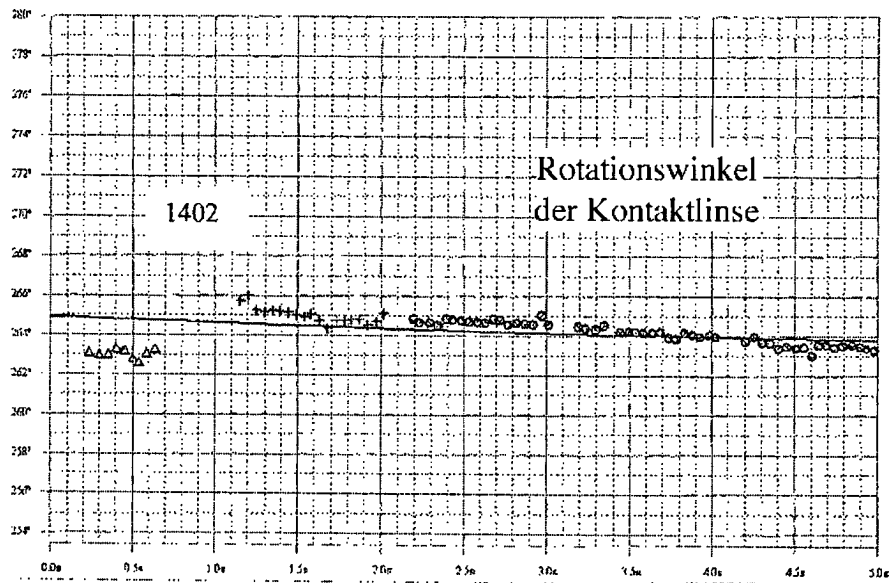


Fig. 14

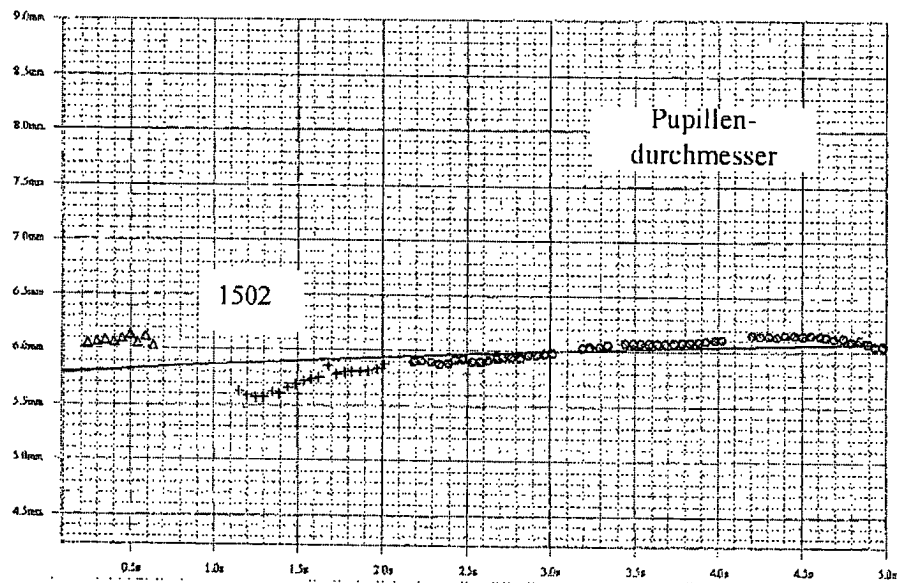


Fig. 15

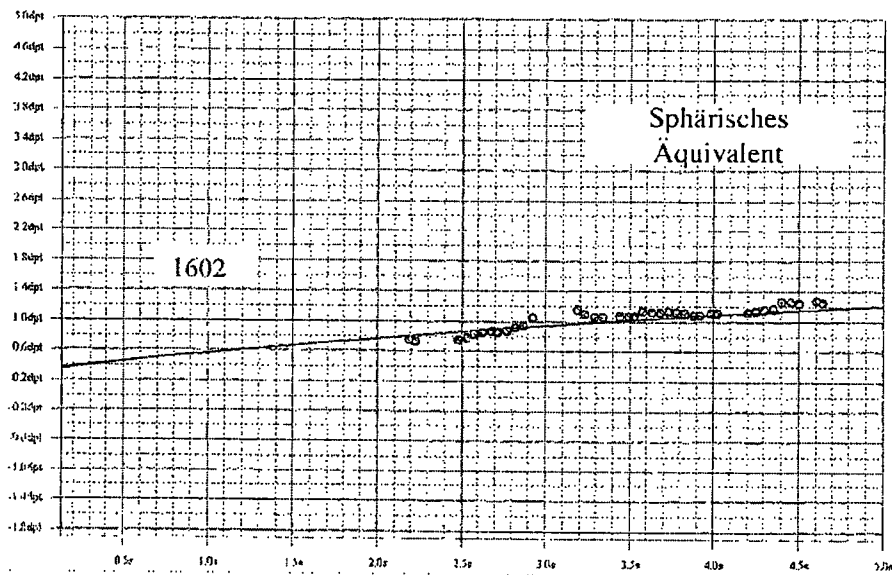


Fig. 16

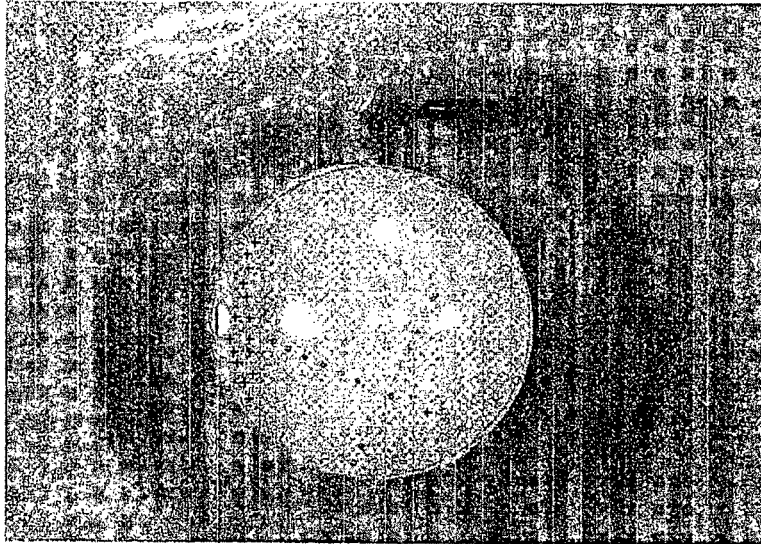


FIG. 17

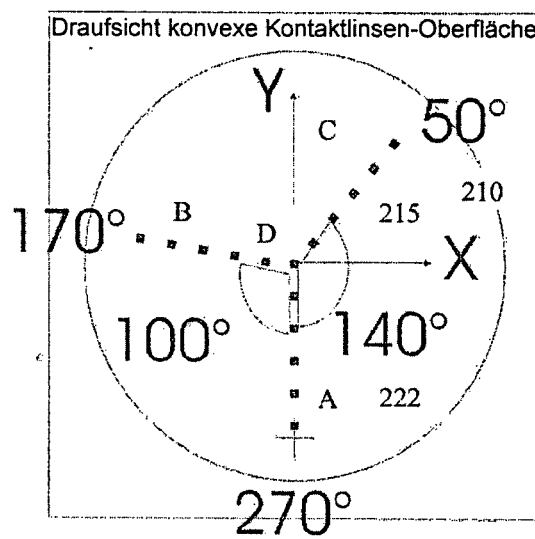


FIG. 20

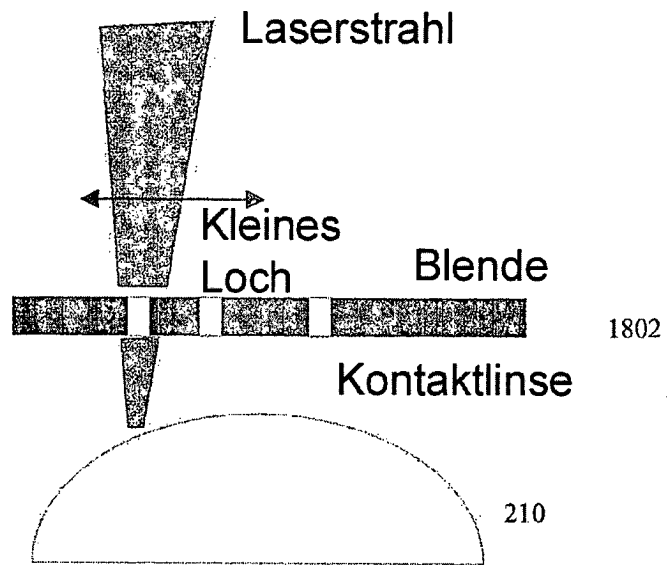


FIG. 18

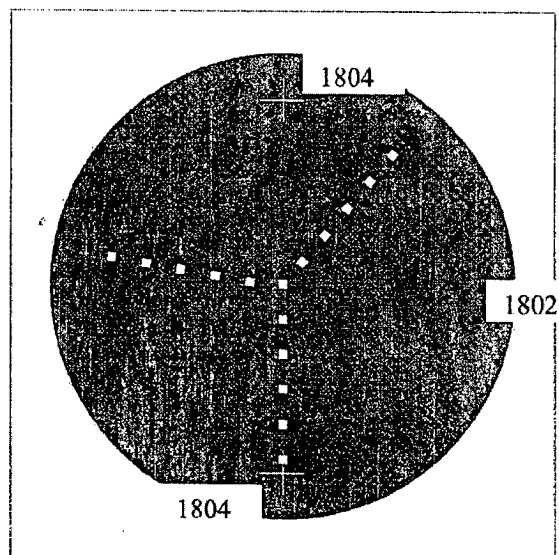


FIG. 19

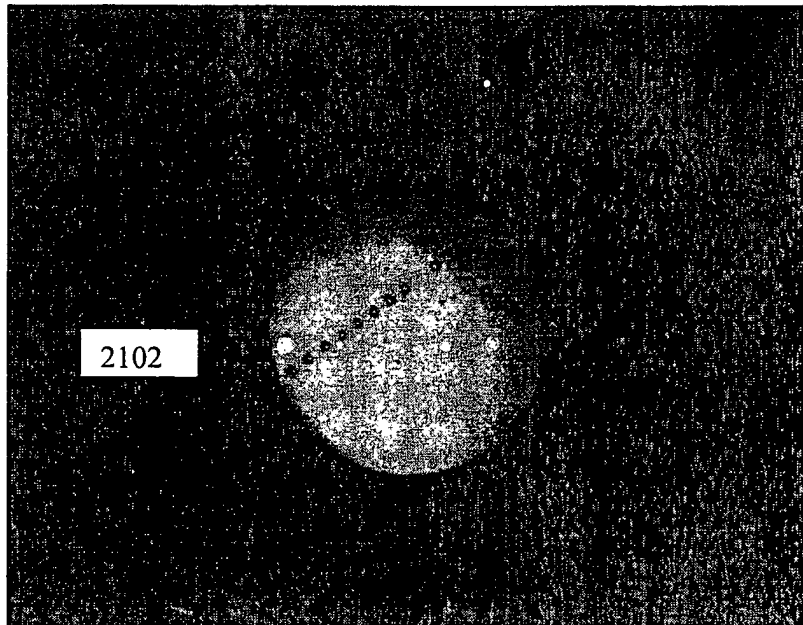


FIG. 21

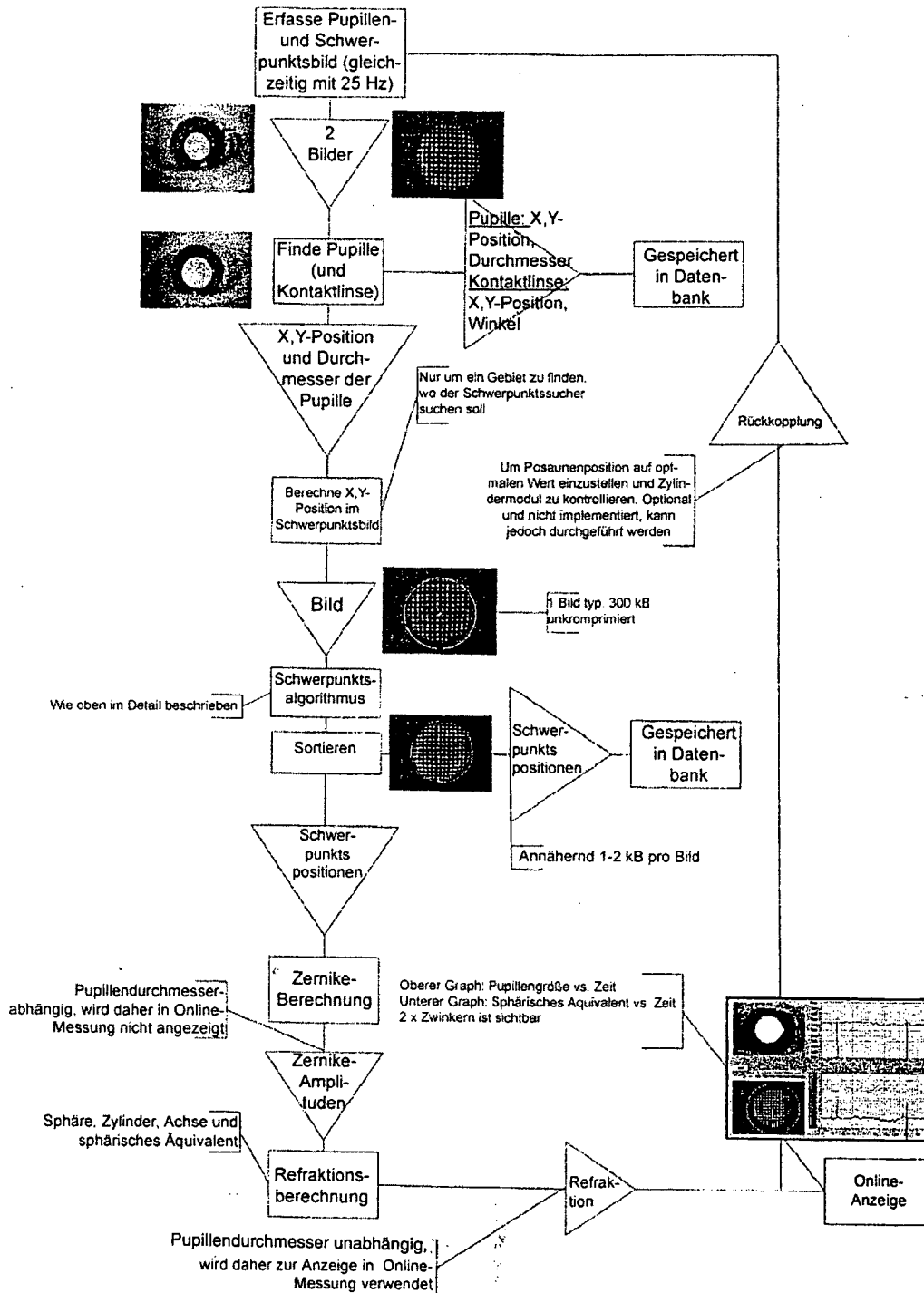


FIG. 22

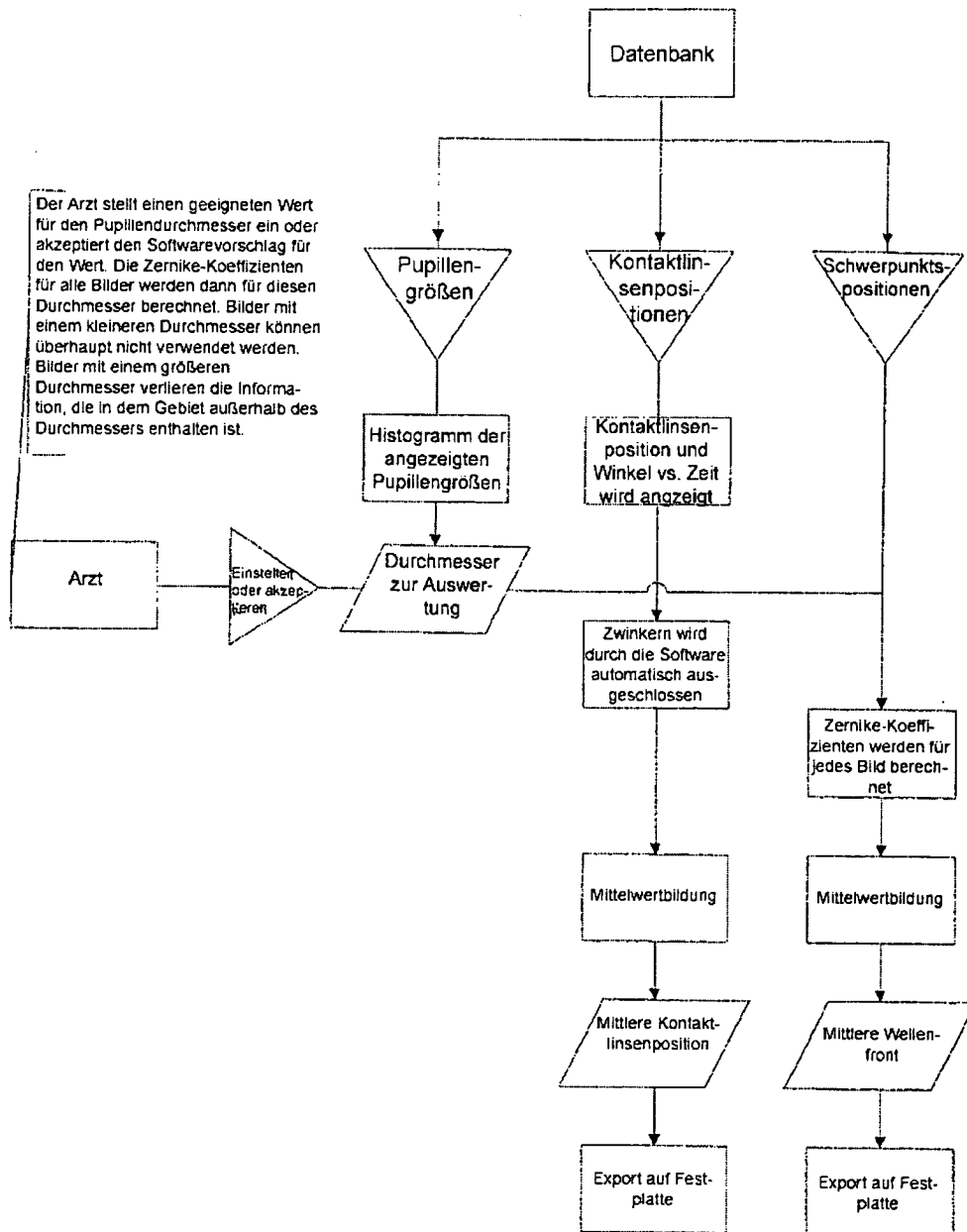


FIG. 23

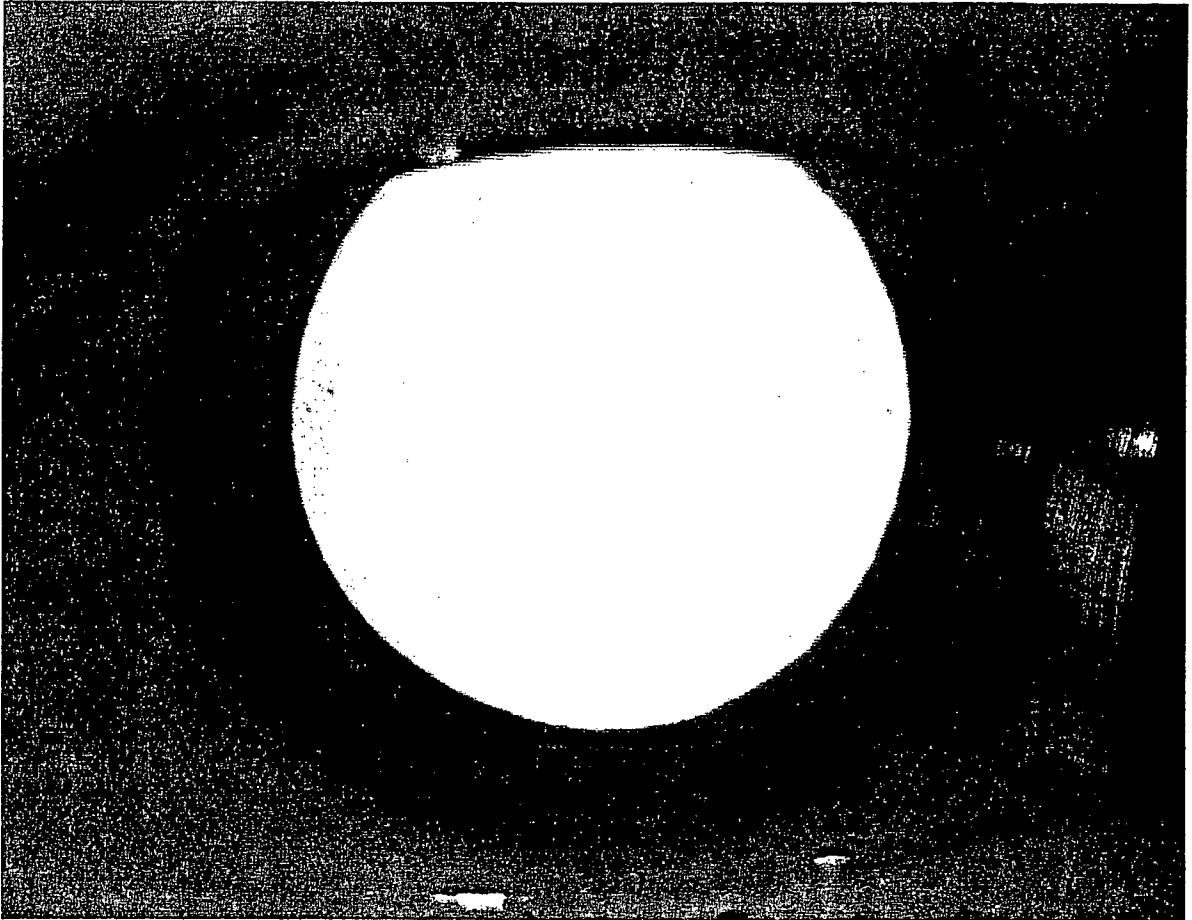


FIG. 24

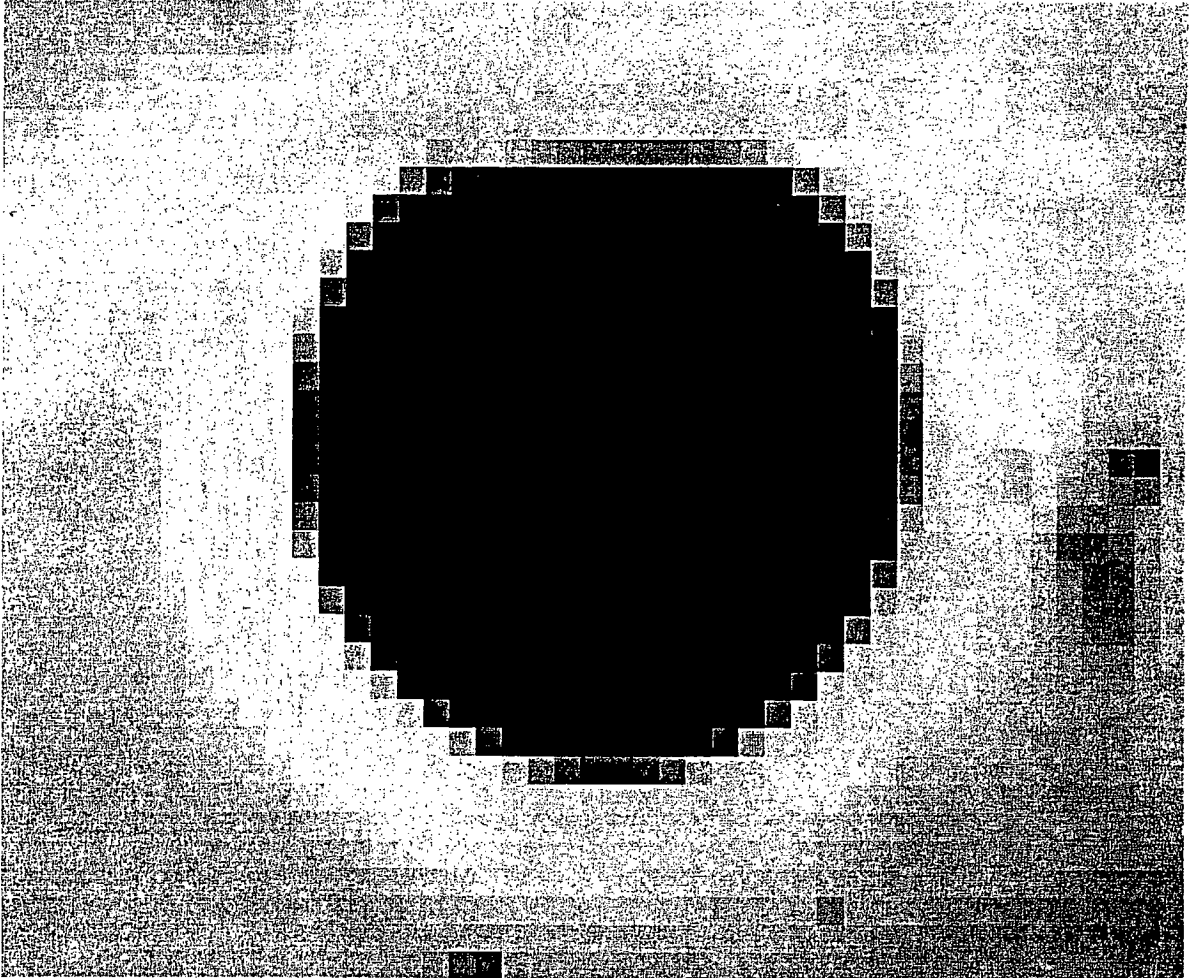


FIG. 25

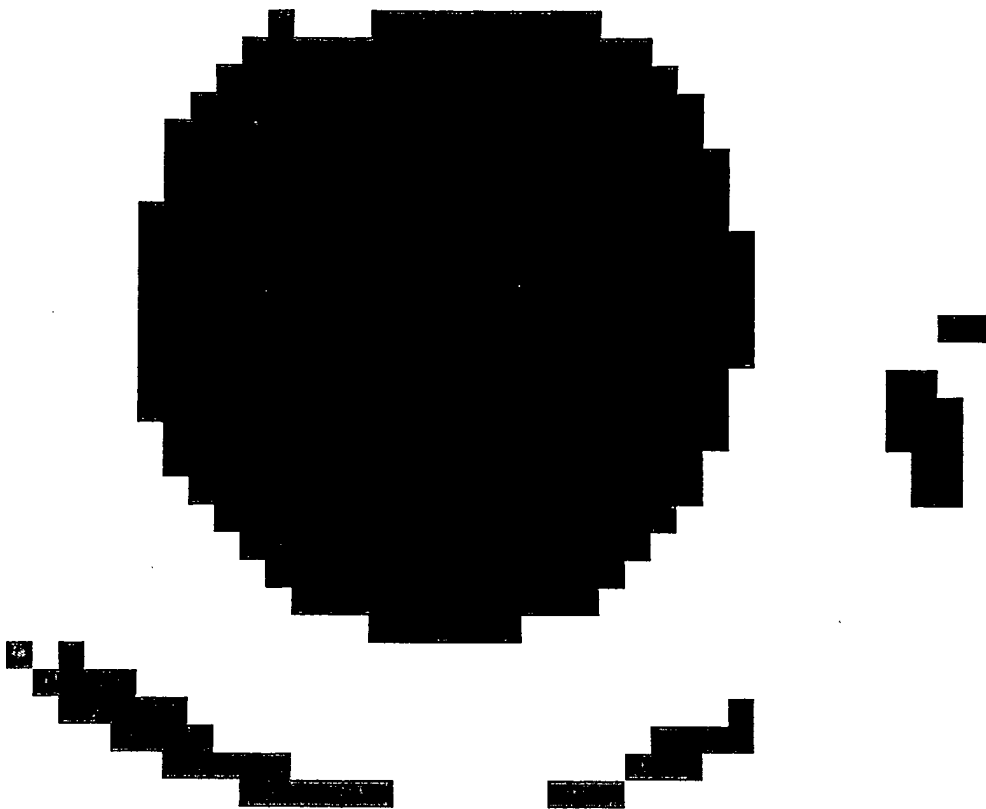


FIG. 26

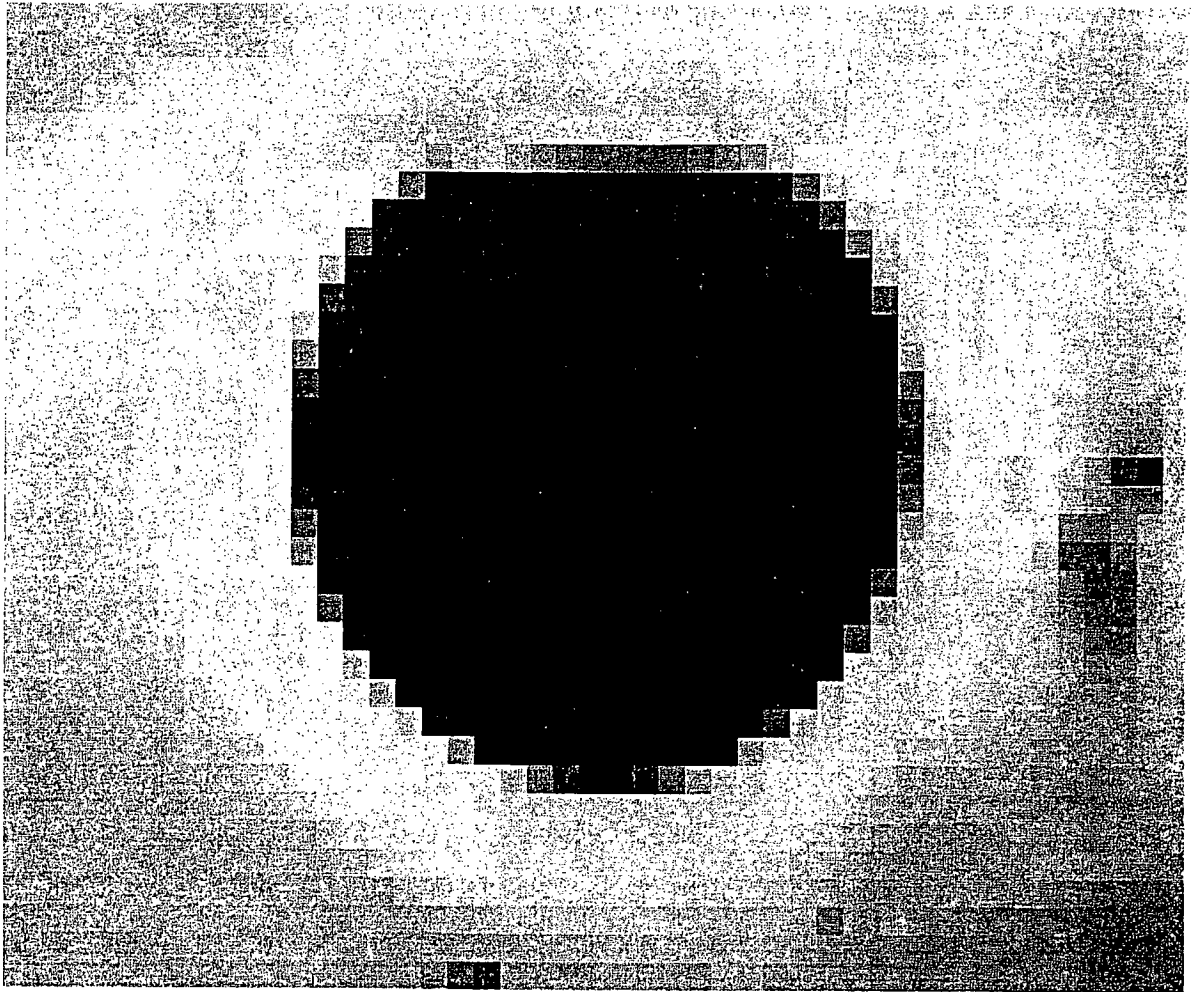


FIG. 27

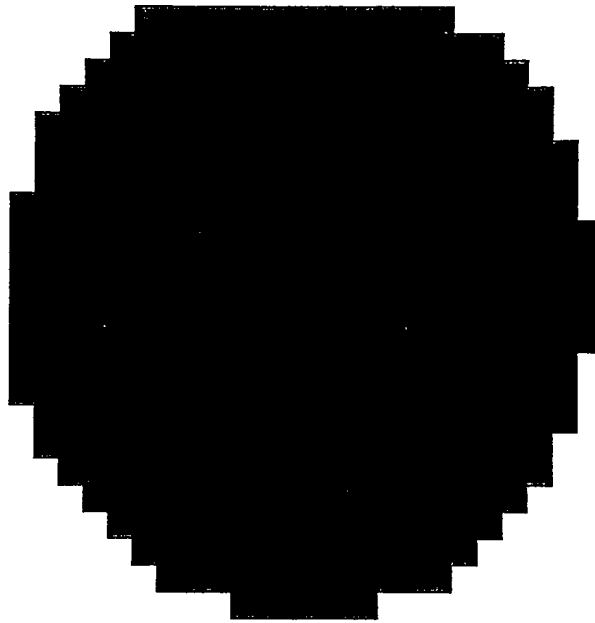


FIG. 28

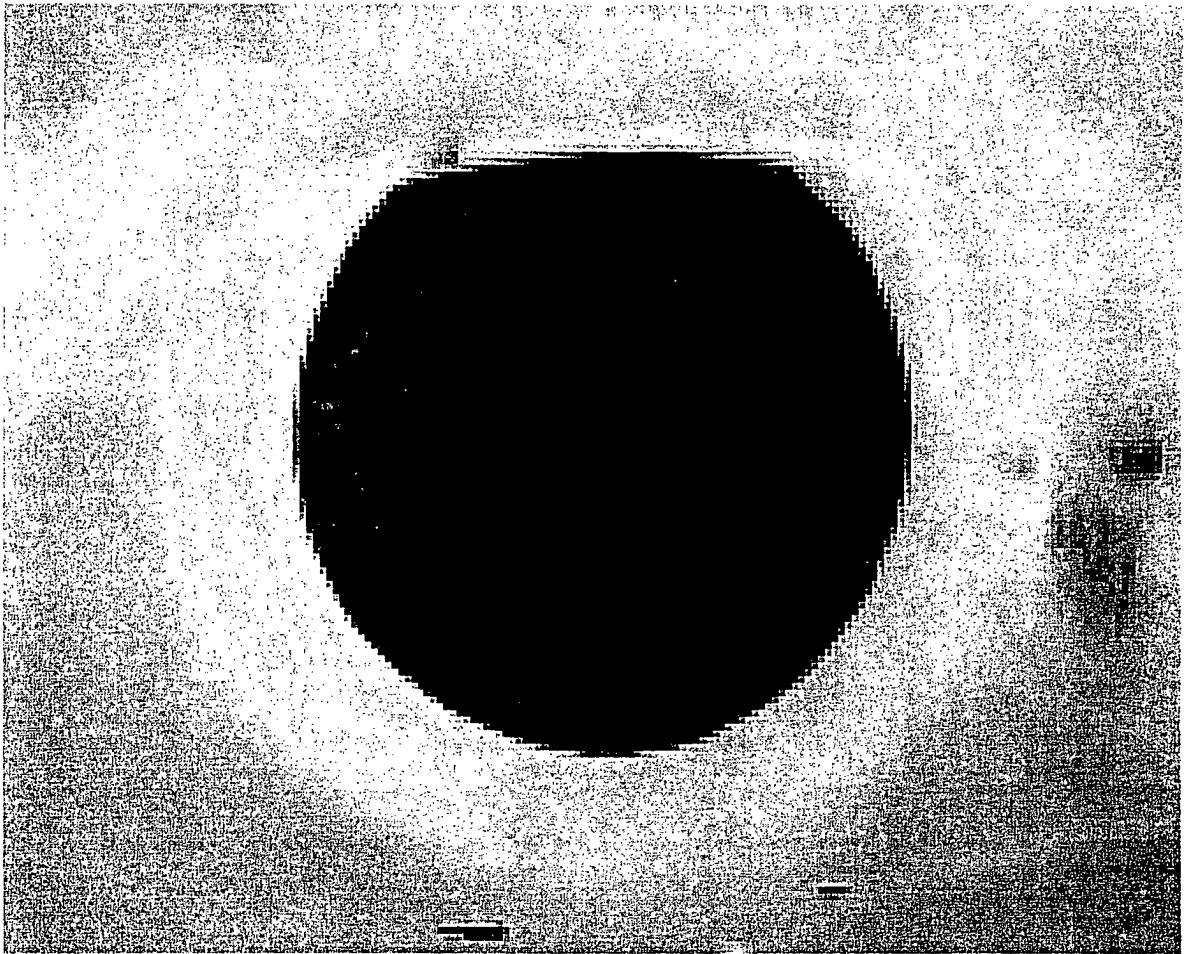


FIG. 29

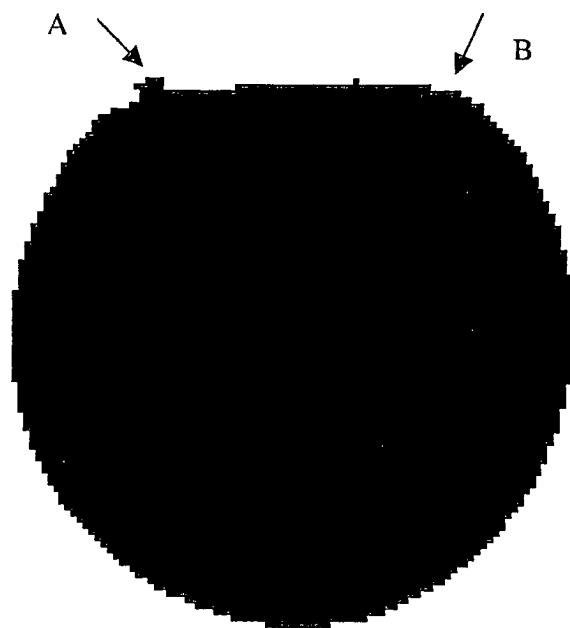


FIG. 30

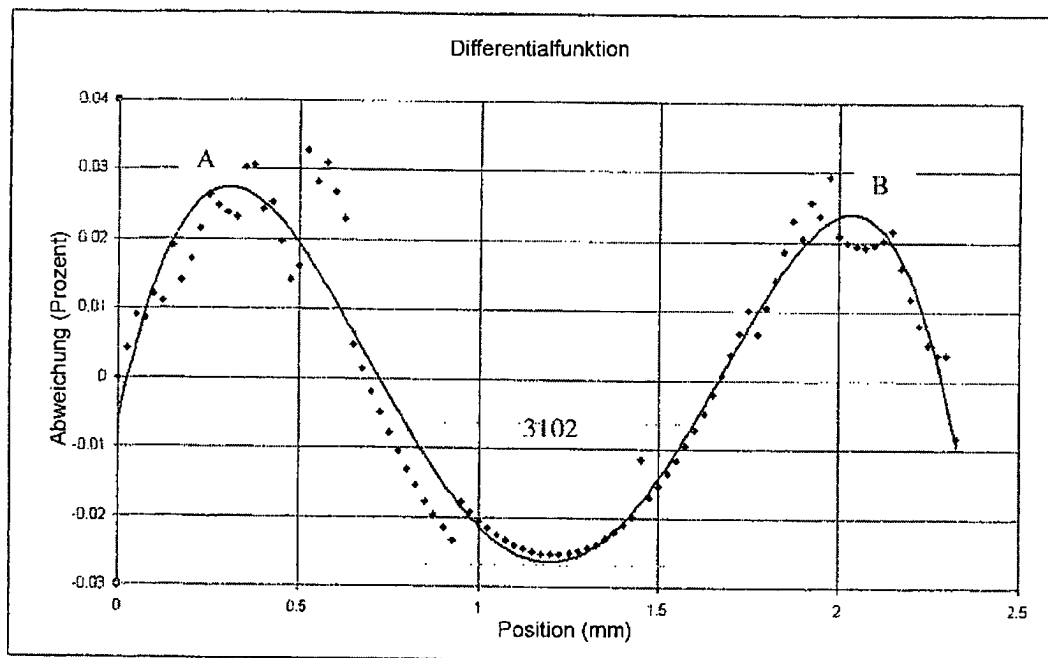


FIG. 31

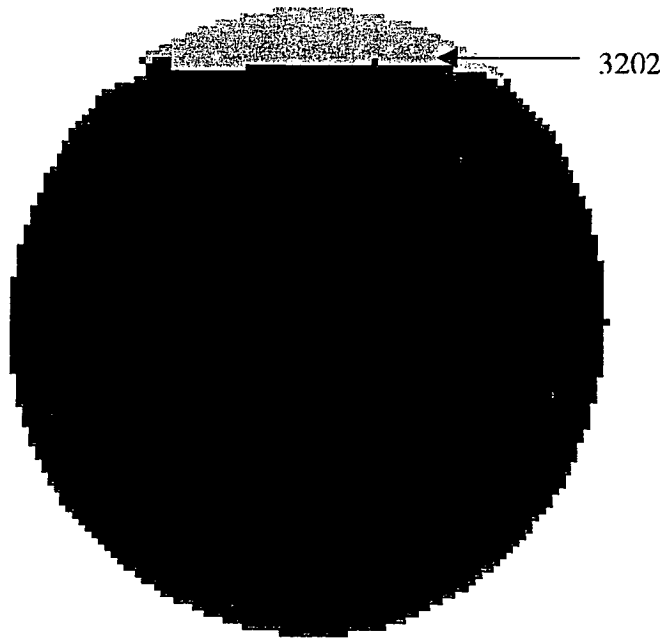


FIG. 32

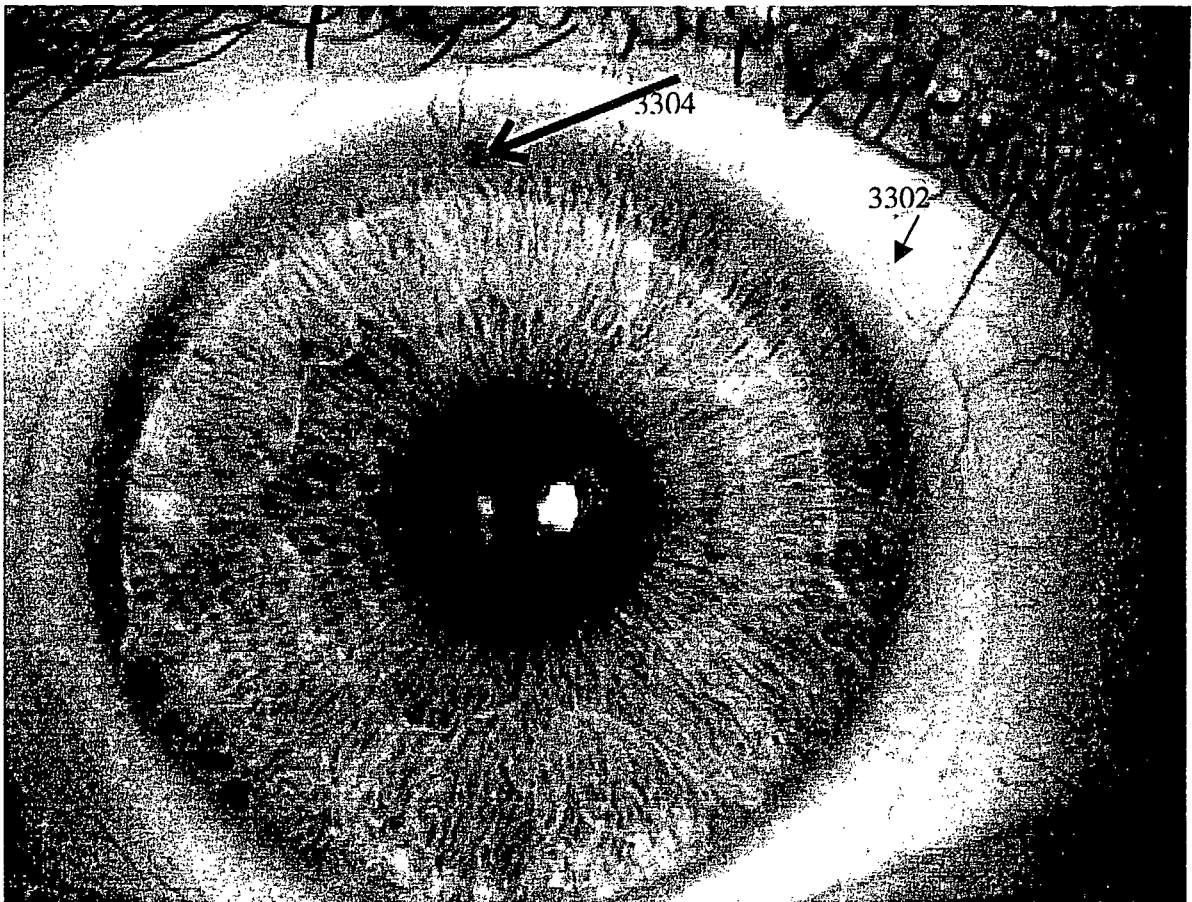


FIG. 33

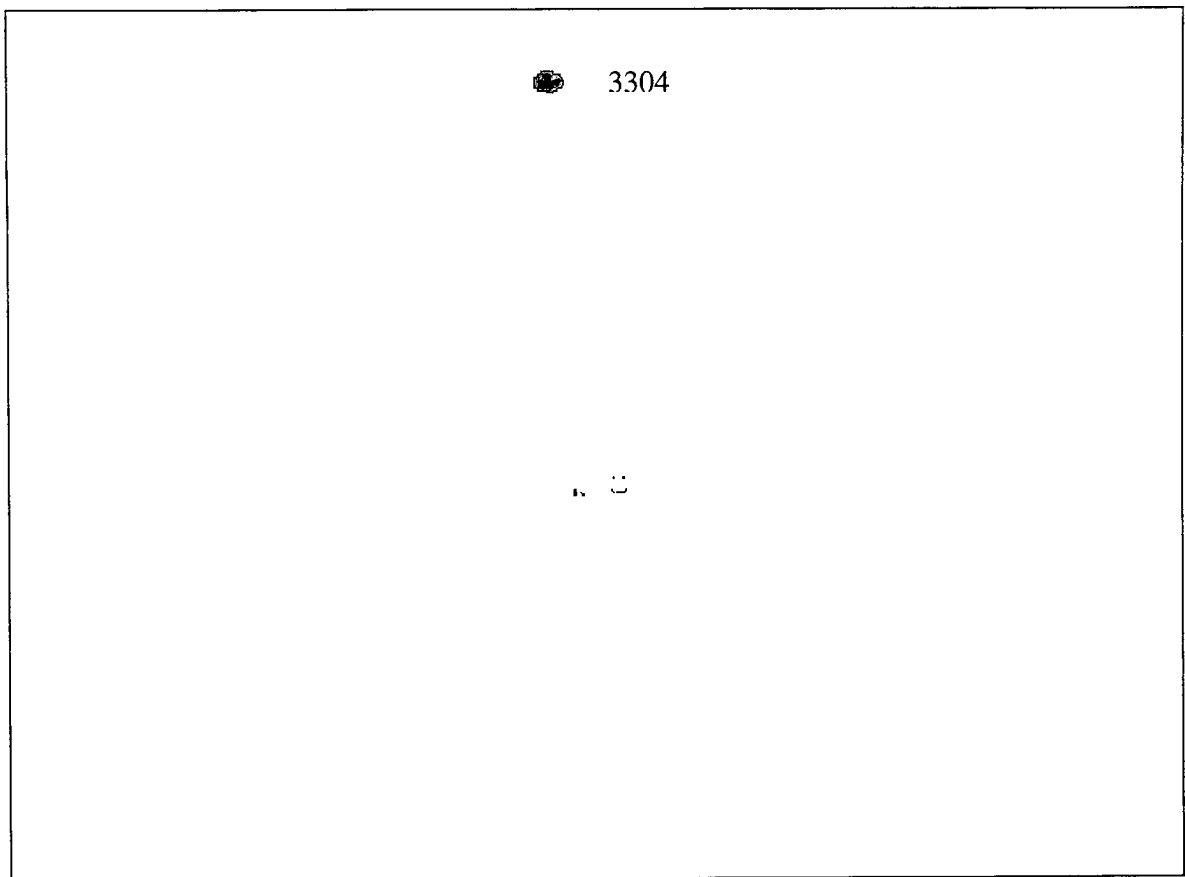


FIG. 34