



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
23.10.2002 Patentblatt 2002/43

(51) Int Cl.⁷: **A61B 3/16**

(21) Anmeldenummer: **01810832.4**

(22) Anmeldetag: **28.08.2001**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR**
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(72) Erfinder: **Kanngiesser, Hartmut**
8038 Zürich (CH)

(74) Vertreter: **Roshardt, Werner Alfred, Dipl.-Phys.**
Keller & Partner
Patentanwälte AG
Schmiedenplatz 5
Postfach
3000 Bern 7 (CH)

(30) Priorität: **19.04.2001 CH 7102001**

(71) Anmelder: **ODC Ophthalmic Development
Company AG**
8005 Zürich (CH)

(54) **Vorrichtung zur Messung des Augeninnendrucks, insbesondere Tonometer**

(57) Die Vorrichtung (1) zur Messung des Augeninnendrucks, insbesondere ein Tonometer, hat einen Basiskörper (3), der eine auf die Augenoberfläche aufzulegende Anlegefläche (5; 17; 30) aufweist. Die Kontur der Anlegefläche (5) ist einer Standardoberfläche eines Standardauges mit vorgegebenem Innendruck bis auf

eine Toleranz angepasst. In der Anlegefläche (5) ist eine drucksensitive Einheit (7) angeordnet, deren Anlegefläche (9; 23; 31) in die Kontur der Anlegefläche (5) des Basiskörpers (3) übergeht.

Mit der erfindungsgemässen Vorrichtung ist der tatsächlich im Auge herrschende Druck genau ermittelbar.

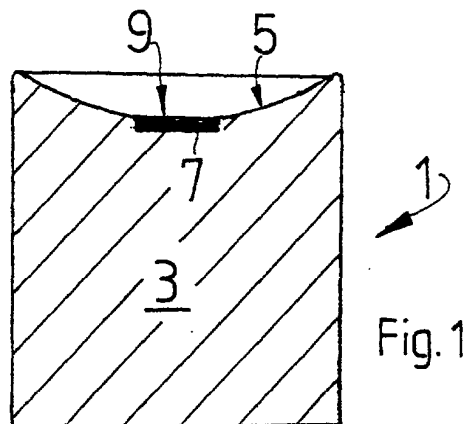


Fig. 1

Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung des Augeninnendrucks, insbesondere ein Tonometer gemäss dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Stand der Technik

[0002] Zur Messung des Augeninnendrucks sind eine Reihe von Geräten z. B. nach Goldmann, Machay und Marg bzw. nach Robert (US-A 5 032 020; EP-A 0 327 693; CH-A 673 760) bekannt. Bei den bekannten Tonometern wurde der Augeninnendruck durch Plandrücken eines kleinen vorgegebenen Bereichs auf dem Auge ermittelt. Die bekannten Messverfahren waren alle mit systematischen Messfehlern behaftet.

Darstellung der Erfindung

Aufgabe der Erfindung

[0003] Aufgabe der Erfindung ist es, eine Vorrichtung zur Bestimmung des Augeninnendrucks zu schaffen, welche den tatsächlich im Auge herrschenden Innendruck möglichst genau ermittelt.

Lösung der Aufgabe

[0004] Die Aufgabe wird dadurch gelöst, dass im Gegensatz zu den bekannten Tonometern die auf die Augenoberfläche aufzulegende Anlegefläche eines Basiskörpers der Kontur einer Standardoberfläche eines Standardauges mit vorgegebenem Innendruck bis auf eine Toleranz anschmiegar angepasst ist und in der Anlegefläche eine drucksensitive Einheit wirksam ist.

[0005] Bei der Erfindung wird nun im Gegensatz zu den bekannten Tonometern nicht mehr auf der Hornhaut eine plane Messfläche (Applanationsbereich) erzeugt. Bei den bekannten Tonometern hatte man nämlich fälschlicherweise angenommen, dass die Hornhaut durch planes Verformen entspannt wird.

[0006] Erfindungsgemäss wird nun davon ausgegangen, dass die Hornhaut des menschlichen Auges einen natürlichen Krümmungsradius hat, der sich als Funktion des Augeninnendrucks nur unwesentlich ändert und auch bei einem Augeninnendruck Null, also bei gleichem Druck beidseits der Hornhaut, erhalten bleibt. Zur Erläuterung des erfindungsgemässen Grundgedankens wird von einem Auge **Au** ausgegangen, wie es in **Figur 8** dargestellt ist, welches unberührt und frei von externen Kräften ist. Im Auge **Au** herrscht ein zu messender Augeninnendruck **P**. Dieser Innendruck erzeugt Kräfte **F_r**, die radial auf die Augenhornhaut **H** wirken und in dieser tangential Spannung σ_t verursachen.

[0007] In einem nächsten Gedankenschritt wird davon ausgegangen, dass durch Anlegen der Anlegeflä-

che **Af** die durch den Augendruck erzeugten und radial nach aussen gerichteten Kräfte **F_r** direkt in die Anlegefläche **Af** weitergeleitet und somit aus der Hornhaut eliminiert werden, wie in **Figur 9** dargestellt ist. Der Bereich, auf dem die Anlegefläche **Af** aufliegt, wird Konturanpassungsbereich **Ka** genannt. Im Bereich **Ka** passt sich die Kontur der Hornhaut **H** derjenigen der Anlegefläche **Af** an. Die Kontur der Anlegefläche **Af** definiert also die Verformung der Hornhaut **H**. Ausserhalb dieses Bereichs **Ka** wirken auf die Hornhaut **H** weiterhin die radialen Kräfte **F_r** des Augeninnendrucks. Die durch die radialen Kräfte **F_r** entstehenden tangentialen Spannungen σ_t pflanzen sich in den Bereich **Ka** hinein fort. Im Idealfall herrschen dann in diesem Bereich **Ka** nur noch die tangentialen Spannungen σ_t und keine radialen Kräfte **F_r** mehr. Die den Augeninnendruck repräsentierenden radialen Kräfte **F_r** werden somit ohne Änderung in den Bereich **Ka** auf die Anlegefläche **Af** übertragen. Die tangentialen Spannungen σ_t verändern bei fehlenden radialen Kräften **F_r** die natürliche Krümmung der Hornhaut **H** in Richtung grösserer Radien. Für eine exakte Augeninnendruckmessung ist demzufolge keine Applanation, sondern ein Formschluss mit oben definierter Verformung der Hornhaut herzustellen (was mit bekannten Tonometern nicht machbar war).

[0008] Der Aufbau der Hornhaut **H** ist mehrschichtig und besteht aus dem Epithel, der Bowmanschen Membran, dem Stroma, der Descemetischen Membran und dem Endothel. Eine Optimierung der oben beschriebenen Verformung kann entweder empirisch durch Messreihen (wie weiter unten beschrieben ist) oder durch Modellrechnungen erfolgen, die jedoch wegen des kaum modellierbaren, komplexen Aufbaus der Hornhaut **H** mit grossen Unsicherheiten behaftet sind.

[0009] Erfindungsgemäss wird nun mit einer Anlegefläche gearbeitet, welche der natürlichen Krümmung der Augenhornhaut im definiert verformten Zustand entspricht. Unter definiert verformt wird der Zustand der Hornhaut **H** verstanden, in den sie gelangt, wenn die radialen Kraftkomponenten **F_r** eliminiert werden; die tangentialen Spannungen σ_t hingegen weitestgehend erhalten bleiben, wie bereits weiter oben ausgeführt wurde. Erreicht wird dies durch Anlegen der Anlegefläche **Af** auf die Hornhaut **H** deren Oberflächenkontur der Standardoberfläche eines Standardauges bis auf eine Toleranz angepasst ist. Standardoberfläche und Standardauge entsprechen den Eigenschaften und Abmessungen des durchschnittlichen menschlichen Auges. Messungen haben nämlich ergeben, dass sich die Abmessungen menschlicher Augen nur unwesentlich voneinander unterscheiden. Geringfügig grössere Unterschiede ergeben sich, nachdem das Auge einer refraktiven Chirurgie der Hornhaut (z.B. mit Skalpel oder Laser) unterzogen worden ist.

[0010] Die Anlegefläche wird vorzugsweise als Oberfläche eines Basiskörpers ausgebildet. In der Regel ist im Zentrum der Anlegefläche eine drucksensitive Einheit angeordnet, deren Anlegefläche in die Kontur der

Anlegefläche des Basiskörpers mit einer Übergangstoleranz übergeht. Die Übergangstoleranz sollte derart gewählt werden, dass keine Sprungstellen vorhanden sind und der Oberflächenverlauf der Anlegefläche des Basiskörpers und der drucksensitiven Einheit durch ein- und dieselbe mathematische Gleichung beschreibbar sind. Die einfachsten in einander übergehenden Konturen wären Konturen mit ein- und demselben Krümmungsradius, ausgehend von und ein- und demselben Zentrum (sphärische Kontur); es sind aber auch asphärische Konturen möglich.

[0011] Eine derartige Übergangstoleranz ist der Idealfall, der sich praktisch nur mit grossem Aufwand einhalten lässt. Gerade noch tolerierbar ist ein Tiefenversatz von einem Millimeter und ein Winkelversatz der Kurventangenten am Rand des Übergangs von 10° . Anzustreben ist jedoch ein Versatz von 0 Mikrometer und ein Winkelversatz von 0° .

[0012] Der Unterschied der Krümmungsradien von der Anlegefläche zur Standardoberfläche, der sich durch die definierte Verformung ergibt, ist so gering, dass sich ein genügend grosser Konturanpassungsbereich im Allgemeinen schon bei einer Aufsetzkraft Null durch die Wirkung des Kapillardrucks der Tränenflüssigkeit ergibt. Der Konturanpassungsbereich kann allenfalls auch durch eine zusätzlich von aussen angelegte Kraft (Aufsetzkraft) vergrössert werden. Wie die ideale Grösse dieses Bereiches zu bestimmen ist, wird weiter unten erklärt. Für den Unterschied der Krümmungsradien kann ein gewisser Bereich zugelassen werden.

[0013] Der Unterschied ist derart zu wählen, dass sich ein möglichst schmaler, jedoch hinreichend grosser Spalt zwischen Anlegefläche und Hornhautoberfläche ergibt. Je schmaler der Spalt desto grösser ist der wirkende Kapillardruck und desto besser ist eine "Kopplung" zwischen Hornhaut und Anlegefläche. Je grösser jedoch der Spalt ist desto mehr Tränenflüssigkeit kann der Spalt aufnehmen. Zuviel Tränenflüssigkeit müsste nämlich abgetupft werden, was einen erhöhten Aufwand bedeutet.

[0014] Steht der Tränenfilm am Rand der Anlegefläche über, so ist der Krümmungsradius des Tränenfilm-Luftübergangs nach aussen gewölbt und der Kapillardruck positiv; d. h., er wirkt abstossend zwischen Anlegefläche und Hornhaut. Um dann einen genügend grossen Bereich mit Konturanpassung zu schaffen, muss eine grosse zusätzliche Anlegekraft aufgewendet werden, welche in unzulässiger Weise den Augeninnendruck erhöhen würde. (Diese Auswirkung wäre analog zu einem zu grossen Kurvenradius der Anlegefläche.) Ist der "Kurvenradius" zu gross, muss, um einen genügend grossen Bereich mit Konturanpassung zu schaffen, ebenfalls eine zusätzliche Anlegekraft aufgewendet werden.

[0015] Für die Messung am menschlichen Auge sind Anlegeflächen mit Radien zwischen 8 mm und 11 mm geeignet. Experimentell gute Ergebnisse für die Messung auf gesunden und chirurgisch nicht veränderten

Hornhäuten mit unterschiedlichen Hornhautradien wurden bei Anlegeflächen mit Radien zwischen 9,5 mm und 10,5 mm erreicht [siehe Figur 10]. Fallweise (bei pathologisch und/oder chirurgisch veränderten Hornhäuten) können auch andere Radien mit Vorteil zum Einsatz kommen.

[0016] Die Anlegefläche ist konkav (nach innen gewölbt) ausgebildet. Der Oberflächenverlauf kann sphärisch, aber auch asphärisch sein, wie bereits oben erwähnt.

[0017] Die drucksensitive Einheit kann nun eine Membran haben, deren Kontur in die Kontur der Anlegefläche möglichst sprunglos übergeht. Die Membrarückseite ist mit einem druckübertragenden Medium beaufschlagt, welches den Druck zu einem im Randbereich des Basiskörpers angeordneten Drucksensor überträgt. Als druckübertragendes Medium kann ein inkompressibles Medium (Material) dienen. Ein derartiges Medium ist z. B. eine Flüssigkeit, ein Gel oder eine flexible Vergussmasse. Vorzugsweise wird man diese Medien im optischen Bereich transparent wählen, damit sie eine Betrachtung durch die Vorrichtung hindurch auf oder ins Auge nicht stören. Da auch der Drucksensor ausserhalb des Beobachtungs- oder Behandlungsstrahlenganges liegt, erfolgt keine optische Beeinträchtigung.

[0018] Auf eine Anordnung mit einem Druckübertragungsmittel kann zum einen verzichtet werden, wenn keine Betrachtung gewünscht wird oder zum anderen, wenn ein derart kleiner Drucksensor verwendet wird, der den optischen Beobachtungsstrahlengang nicht merklich stört. Ein derartiger Sensor kann ein Halbleitersensor sein. Den Sensor kann man auch noch elektrisch mit einem Verarbeitungschip koppeln. Es ist dann z. B. eine passive telemetrische Übertragung der ermittelten Augeninnendruckwerte (-verlauf), vorzugsweise über einen vorgegebenen Zeitraum möglich.

[0019] Die gesamte Messvorrichtung kann auch so klein ausgeführt werden, dass sie quasi als "Kontaktlinse" auf dem Auge zu tragen ist. Diese "Kontaktlinse" wird dann über die Tränenflüssigkeit gehalten und "konturangepasst" an die Augenoberfläche "herangezogen". Die der Anlegefläche abgewandte Linsenfläche kann dann entsprechend der gewünschten Sehschärfe für den Patienten oder für ein Abbildungssystem eines Spaltlampenmikroskops oder einer anderen Betrachtungseinheit ausgebildet werden.

[0020] Der Basiskörper kann aber auch durchsichtig und abbildungsneutral ausgebildet werden.

[0021] Die Anlegefläche mit wirksamer drucksensitiver Einheit muss zur Augendruckmessung auf die Hornhaut aufgelegt werden. In der Regel ist die Hornhaut mit einem Tränenfilm überzogen. Teile dieses Tränenfilms können an der Anlegefläche haften bleiben und würden bei einer nachfolgenden Messung auf ein anderes Auge übertragen, was zu einer Infektion führen könnte. Es wird deshalb vorgeschlagen, einen sterilen aufsetzbaren Aufsatz zu verwenden, der nach der Messung ent-

weder weggeworfen wird oder sterilisiert werden kann. Der Aufsatz ist derart ausgebildet, dass über der drucksensitiven Einheit zu liegen kommendes Material derart dünn ausgebildet ist, dass zwar eine Stabilität gegen Zerreißen gegeben ist, jedoch beim Anlegen der Druck von der Augenhornhaut ohne Verlust an die drucksensitive Einheit (9) übertragbar ist.

[0022] Wie bereits oben ausgeführt, erfolgt der Kraftschluss der Anlegefläche mindestens zum Teil durch Kapillarkräfte. Beim Kapillardruck spielt die Menge vorhandener Tränenflüssigkeit eine ausschlaggebende Rolle. Es ist oben ausgeführt, dass zu viel Tränenflüssigkeit abgetupft werden sollte. Dieses aufwendige Abtupfen kann durch die Verwendung einer "Tupfereinheit" eliminiert werden. Diese Tupfereinheit ordnet man dann am Rand der Anlegefläche an. Auf die Ausgestaltung dieser Einheit wird unten genauer eingegangen.

[0023] Um gute Messresultate zu erhalten sollte sich die Anlegefläche während der Messung nicht gegenüber dem Auge bewegen. Da das Patientenauge nicht betäubt ist, kann eine Augenbewegung jederzeit, auch vom Patienten ungewollt erfolgen. Es wird deshalb eine vorgegebene Steifigkeit aufweisende Einrichtung vorgesehen, welche die die Anlegefläche aufweisende Einheit mit einem Fixierungsort verbindet. Die Steifigkeit ist derart zu wählen, dass die Einheit bei auf das Auge aufgelegter Anlegefläche dann wenigstens kleine Augenbewegungen mitmacht.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0024] Im Folgenden werden Beispiele der erfindungsgemässen Vorrichtung zur Messung des Augeninnendrucks anhand der nachfolgenden Zeichnungen näher erläutert. Weitere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus dem Beschreibungstext. Es zeigen:

- Fig. 1 einen Querschnitt durch die erfindungsgemässe Vorrichtung,
- Fig. 2 einen Querschnitt durch eine Variante zu der in **Figur 1** dargestellten Vorrichtung,
- Fig. 3 einen Querschnitt durch eine weitere Variante zu den in den **Figuren 1** und **2** dargestellten Vorrichtungen,
- Fig. 4 eine Ausführungsvariante mit wegnehmbarem sterilen Aufsatz,
- Fig. 5 eine Ausführungsvariante zu der in **Figur 4** gezeigten Ausführungsform,
- Fig. 6 eine Ausführungsvariante mit einer elastischen Halterung,
- Fig. 7 eine Ausführungsvariante mit einer Tupfereinheit zur Aufnahme von überschüssiger

Tränenflüssigkeit,

Fig. 8 eine schematische Darstellung zur Erklärung der in und auf die Hornhaut wirkenden Kräfte bzw. Spannungen infolge des Augeninnendrucks,

Fig. 9 eine analoge Darstellung zu **Figur 8** mit aufgelegter erfindungsgemässer Vorrichtung und

Fig. 10 ein Messdiagramm zur Ermittlung der optimalen Kontur der Anlegefläche der erfindungsgemässen Vorrichtung.

Wege zur Ausführung der Erfindung

[0025] Die in **Figur 1** dargestellte Vorrichtung 1 zur Messung des Augeninnendrucks hat einen Basiskörper 3, der eine auf die Augenoberfläche aufzulegende Anlegefläche 5 hat. Die Kontur der Anlegefläche 5 ist der Standardoberfläche eines Standardauges mit vorgegebenem Innendruck bis auf eine Toleranz angepasst. Erklärend ist hier zu erwähnen, dass sich der Krümmungsradius des natürlichen Auges in Abhängigkeit des Augeninnendrucks nur sehr wenig ändert. Eine Standardoberfläche des unbewehrten Auges wird typischerweise in Folge des Innendrucks mit einem Krümmungsradius von 7,5 mm angenommen. Der Krümmungsradius der konkaven (nach innen gewölbten) Anlegefläche 5 liegt typischerweise zwischen 8 mm und 11 mm, vorzugsweise zwischen 9,5 mm und 10,5 mm. Wie bereits oben ausgeführt, kann die Anlegefläche 5 sphärisch oder auch asphärisch ausgebildet sein.

[0026] In der Anlegefläche 5, hier beispielsweise zentrisch, also im tiefsten Ort, ist eine drucksensitive Einheit, ein Drucksensor 7, ausgebildet. Als Drucksensor 7 wird man vorzugsweise aufgrund z. B. der kleinen Abmessungen und des minimalen Gewichts einen Halbleitersensor verwendet. Der Drucksensor kann nun über (nicht dargestellte) Signalleitungen mit einer (nicht dargestellten) externen Verarbeitungsschaltung verbunden werden. Vorzugsweise wird jedoch ein Verarbeitungschip gleich in den Drucksensor integriert. Der Verarbeitungschip sollte dann beispielsweise derart ausgestaltet sein, dass eine passive telemetrische Übertragung zu einem entfernten (nicht dargestellten) Auswertegerät möglich ist. Die Oberfläche 9 des Drucksensors 7 bzw. der integrierten Einheit (Drucksensor + Verarbeitungschip) geht ohne Sprung in die Oberflächenkontur der Anlegefläche 5 über.

[0027] Damit die Hornhaut H im Zentrum der Anlegefläche 5, wo der Drucksensor 7 sitzt, nur tangentialen Spannungen σ_t aufweist und keine radialen Kräfte F_r mehr vorhanden sind, benötigt man einen Kurvenradius der Anlegefläche 5 im auf das Auge aufgelegten Zustand von $r(\varphi) + \Delta r(\varphi)$, wobei r der Abstand vom Augenmittelpunkt eines Oberflächenpunktes auf der Anle-

gefläche **Af** und ϕ der von der optischen Augenachse abweichende Winkel des Punktes ist. Vorausgesetzt wird hier ein sphärisches Augenmodell mit Symmetrie zur optischen Achse, was in der Realität nicht erfüllt ist; für diese Erklärungen aber vernachlässigt werden kann. Bei einer Konturanpassung wird im Auge ein bestimmtes Volumen verdrängt, das zu einer Druckerhöhung im Auge und als Folge dann zu einem Messfehler führen würde. Dieses Volumen sollte so klein wie möglich sein. Es sollte höchstens so gross wie bei einer Standard Goldmann-Untersuchung und somit kleiner als 0,58 mm³ sein. Für die oben angegebenen Radien der Anlegefläche **5** zwischen 9,5 mm und 10,5 mm ist ein Durchmesser des Konturanpassungsbereichs von 4 mm ausreichend. Das verdrängte Volumen bei einer Augendruckmessung liegt dann zwischen 0,38 mm³ und 0,51 mm³. Bei grösseren Radien wird das verdrängte Volumen grösser und die dadurch verursachte Druckerhöhung führt zu Messfehlern. In Fig 10 ist bei einem Radius von 12 mm bereits erkennbar, dass die Eichkurve nie flach verläuft. D. h., der Druck ist über den gesamten Bereich abhängig von der Grösse des Bereichs mit Konturanpassung **Ka**. Bei planer Anlegefläche (Fig. 10) ist das Verhalten noch ausgeprägter.

[0028] Sind die oben geführten Bedingungen für einen von radialen Kraftkomponenten **F_r** befreiten Bereich des Drucksensors **7** gegeben, so wird ein realer Augeninnendruck gemessen. D. h. alle auf den Drucksensor **7** wirkenden Kräfte wirken senkrecht auf dessen Oberfläche. Der Drucksensor **7** kann wie herkömmliche Drucksensoren mit einem geeichten Druck eines Gases oder einer Flüssigkeit zu Eichzwecken beaufschlagt werden.

[0029] Zur Ermittlung des für eine Messung benötigten idealen Krümmungsradius und einer dazugehörigen optimalen Grösse der Anlegefläche **5** wird, wie nachfolgend angeführt, vorgegangen. Hierzu nimmt man eine Eichkurve, wie in **Figur 10**, dargestellt auf. In dieser Eichkurve wird der gemessene Druck als Funktion der Grösse des Bereichs **Ka** mit Konturanpassung bei verschiedenen Konturen der Anlegefläche mit dem Radius **R** der Anlegefläche als Parameter dargestellt. Für ein Fehler minimiertes Messen muss ein Radius ausgewählt werden, bei dem die Kurve in **Figur 10** in einem möglichst grossen Bereich flach verläuft. D.h. bei dem die Vorrichtung denselben Druck misst. Die Toleranzwerte für die Flächenbereiche sind mit **T** gekennzeichnet, wobei der Index den jeweiligen dazu gehörenden Radius der Anlegefläche angibt. Das Fehlen von **T₁₂** und **T_{plan}** zeigt an, dass die Kurven in keinem Bereich plan verlaufen und somit zur Innendruckmessung am menschlichen Auge nicht verwendbar sind.

[0030] Bei der Vorrichtung **1** handelt es sich um eine preisgünstige Ausführung, welche vorzugsweise nur zur Druckmessung dient. Auf eine gute optische Transmission z. B. für Beobachtungszwecke im Auge wird man hier keinen Wert legen; kann aber selbstverständlich vorgenommen werden. Der Basiskörper **3** kann so-

mit aus einem nicht transparenten Material bestehen. Die Vorrichtung **1** wird in der Regel zusammen mit einer sogenannten Spaltlampe eingesetzt und von der behandelnden Person entweder in der Hand gehalten und gegen das Auge des Patienten gedrückt oder die Vorrichtung ist auf einer Spaltlampe montiert und wird durch deren Justiereinrichtung gezielt auf das Auge gebracht. Die Vorrichtung kann jedoch eine eigene Justiereinrichtung und Kraftbeaufschlagung (Aufsetzkraft) beinhalten und verbunden mit der Spaltlampe auf das Auge aufgebracht werden.

[0031] Die Vorrichtung kann auch eine eigene Justiereinrichtung, eine Kraftbeaufschlagung sowie eine Beobachtungseinheit beinhalten und dann unabhängig von einer Spaltlampe auf das Auge aufgebracht werden.

[0032] **Figur 2** zeigt eine Variante zur Vorrichtung **1**. Die in **Figur 2** gezeigte Vorrichtung **15** ist in der Art einer Kontaktlinse ausgebildet. Auch sie hat eine Anlegefläche **17**, deren Kontur der Standardoberfläche eines Standardauges bis auf eine Toleranz, wie oben beschrieben, angepasst ist. Der Basiskörper **19** der Vorrichtung **15** ist aus transparentem Material gefertigt und entspricht weitgehend demjenigen von "weichen" bzw. "harten" Kontaktlinsen. Die der Anlegefläche **17** abgewandte Fläche **21** ist nach optischen Kriterien betreffend der zu erreichenden Korrektur der Sehschärfe für den betreffenden Patienten gestaltet. Ist keine Korrektur erforderlich, so kommt eine optisch neutrale Kontaktlinse zum Einsatz. Die Kraft zum Erreichen des Formschlusses zwischen "Kontaktlinse" und Hornhaut wird durch den Kapillardruck des Tränenfilms aufgebracht. Auch ist die Anordnung des Drucksensors **22** analog zur Anordnung in der Vorrichtung **1** gewählt; d. h. die Oberfläche **23** des Drucksensors **22** geht (möglichst) ohne Sprung in die Anlegefläche **17** über.

[0033] Eine weitere Variante einer Messvorrichtung **27** zu den in den **Figuren 1** und **2** gezeigten Vorrichtungen **1** und **15** ist in **Figur 3** dargestellt. Die Vorrichtung **27** hat einen vorzugsweise transparenten Basiskörper **29**. Die Anlegefläche **30** ist analog zu den Anlegeflächen **5** und **17** ausgebildet. Eine drucksensitive Einheit hat hier eine Membran **31** in der Anlegefläche **30**, ein druckübertragendes Medium **32** und einen im Randbereich des Basiskörpers **29** angeordneten Drucksensor **33**. Die Wölbung der Membran **31** geht ohne Sprung in die Kontur der Anlegefläche **30** über. Das Druckübertragungsmedium **32** ist inkompressibel, z. B. eine Flüssigkeit, ein Gel oder eine flexible Vergussmasse. Das Medium **32** ist abgeschlossen in einem Hohlraumsystem **35**. Etwaige Volumenausdehnungen können wie beispielsweise in der

WO 00/71982 beschrieben, kompensiert werden. Das Medium **32** sowie auch den Basiskörper **29** wird man vorzugsweise für optische Strahlung transparent ausbilden, um eine Betrachtung des Auges durch die Vorrichtung **27** hindurch vornehmen zu können. Auch wird man den Brechungsindex des Mediums **32** und des Materials

des Basiskörpers 29 annähernd gleich wählen. Die Breite des Basiskörpers 27 ist grösser gewählt als diejenige des Basiskörpers 3, um einen grösseren Beobachtungswinkel zu erhalten.

[0034] Eine Vorrichtung zur Messung des Augen-drucks analog der in **Figur 1** dargestellten Vorrichtung ist in **Figur 4** gezeigt. Entgegen der Ausführung in **Figur 1** ist hier ein abnehmbarer Aufsatz 39 vorhanden. Dieser Aufsatz ist steril und steril verpackt und wird zur Augenuntersuchung auf einen Grundkörper 40, der mit der Vorrichtung 1 in **Figur 1** identisch ist, aufgesetzt. In einer besonderen Ausführungsform ist dieser Aufsatz sterilisierbar ausgebildet, damit er jeweils nach dem Sterilisieren für weitere Untersuchungen verwendbar ist. In der Regel wird man aber den Aufsatz als preisgünstiges Wegwerfelement ausbilden. Der teure Drucksensor 7 verbleibt immer im Grundkörper 40 und ist bei der Augeninnendruckmessung durch den Aufsatz 39 abgedeckt.

[0035] Der Aufsatz 39 ist derart ausgebildet, dass er auf den Grundkörper 40 (Vorrichtung 1) abnehmbar aufsteckbar ist. Ausgehend von einem kreiszylindrischen Querschnitt des Grundkörpers 40 ist auch der Aufsatz 39 in seinen Innenkonturen und damit auch Aussenkonturen kreiszylindrisch ausgebildet. Der Aufsatz 39 hat einen Rahmen, dessen Innendurchmesser um eine klemmende Spieltoleranz grösser ist als der Aussen-durchmesser des Basiskörpers 3 des Grundkörpers 40. Nach oben ist der Aufsatz 39 durch eine dünne Membran 41 abgeschlossen. Die Membran 41 kann aus Kunststoff oder Metall bestehen. Ihre Oberflächenkontur entspricht derjenigen der Auflagefläche 5. Der Übergang vom Rahmen 42 zur Membran 41 erfolgt über eine Randverstärkung 43. Die Verstärkung 43 erhöht die Stabilität des Aufsatzes 39 und erleichtert die Montage der Membran 41. An den kreiszylindrischen Rahmen 42 nach unten in **Figur 4** anschliessend ist ein nach aussen stehender ringförmiger Kragen angeordnet. Der Kragen 44 soll einerseits die Handhabung erleichtern und zudem verhindern, dass eventuell tropfende Tränenflüssigkeit auf den Grundkörper 40 gelangen kann.

[0036] Zum Aufsetzen des Aufsatzes 39 auf den Grundkörper 40 werden Aufsatz 39 und Grundkörper 40 in der in **Figur 4** gezeigten Lage gehalten. Auf die Anlagefläche 5 werden einige Tropfen einer sterilen Flüssigkeit gegeben und anschliessend der Aufsatz 39 aufgedrückt. Ein kleiner Zwischenraum zwischen Anlagefläche 5 und der Membranrückseite ist vollständig mit der Flüssigkeit gefüllt. Überschüssige Flüssigkeit wird bei der Montage zur Verstärkung 43 hin verdrängt. Durch den dünnen Flüssigkeitsfilm hindurch ist eine einwandfreie Kraftübertragung auf den Drucksensor 9 gegeben.

[0037] Anstelle einer sterilen Flüssigkeit kann auch ein steriles Gel verwendet werden. Auf Flüssigkeit und Gel kann auch verzichtet werden, wenn die sich berührenden Oberflächen entsprechende Eigenschaften aufweisen [ausreichende Adhäsion (elektrostatisch, kapil-

lare Wirkung, ...), ...].

[0038] Der Basiskörper 3 und der auf ihn aufsetzbare Aufsatz 39 müssen nicht kreiszylindrisch ausgebildet sein; andere Querschnitte sind möglich.

5 [0039] Eine weitere Ausführungsvariante zeigt **Figur 5**. Auch hier ist analog zur Ausführungsvariante in **Figur 4** ein Grundkörper 45 und ein aufsetzbarer, steriler Aufsatz 47 vorhanden. Auch hier hat der Aufsatz 47 einen kreiszylindrischen Rahmen 52 und einen Kragen 54 der analog zum Kragen 44 ausgebildet ist. Im Gegensatz zur Ausführung in **Figur 4** ist hier jedoch der Drucksensor 9 in eine ebene Fläche 49 eingesetzt. Diese ebene Fläche 49 lässt sich nämlich preisgünstiger herstellen als die gewölbte Fläche 5 des Grundkörpers 40. Der Aufsatz 47 hat jetzt jedoch im Gegensatz zur Membran 41 des Aufsatzes 39 einen Körper 53 aus flexiblem Material, dem eine Anlagefläche 51 angeformt ist. Der flexible Körper 53 hat in seinem über dem Drucksensor zu liegenden Bereich eine äusserst dünne Wandstärke. Je dünner desto besser. Die minimale Wandstärke wird lediglich durch mechanische Anforderungen gegen Zerreißen bestimmt. Aufgrund der extrem dünnen Wandstärke über dem Drucksensor 9 wird der Druck der von der Anlagefläche 51 vom Auge abgeleitet wird ohne Verlust an den Drucksensor 9 weitergeleitet. Dies ist genau dann der Fall, wenn der Druck, der nötig ist, um flexibles Material des Körpers 53 aus dem Bereich mit Konturanpassung in den Bereich ohne Konturanpassung zu verdrängen, viel grösser ist als der Druck der bei der Konturanpassung entstanden ist.

30 [0040] Auch hier wird analog zur Ausführung in **Figur 4** eine sterile Flüssigkeit oder ein steriles Gel bei der Montage auf die ebene Fläche 49 aufgebracht. Überschüssige Flüssigkeit oder überschüssiges Gel wird bei der Montage in einen Absatz 55 verdrängt. Auch hier kann gemäss obigen Ausführungen auf Flüssigkeit bzw. Gel verzichtet werden.

35 [0041] Die Anlagefläche 51 kann mit einer Beschichtung versehen oder mit einer Membran überzogen werden. Hierdurch kann beispielsweise eine gute Benetzung durch den Tränenfilm erreicht werden. Durch diese Massnahme lassen sich dann die Oberflächeneigenschaften im Hinblick auf eine einfache und reproduzierbare Messung günstig beeinflussen.

40 [0042] Die oben beschriebenen Aufsätze 39 und 47 können auch derart ausgestaltet werden, dass sie auf den Basiskörper 27, wie er in **Figur 3** dargestellt ist, aufgesetzt werden können.

45 [0043] Die Anlagefläche 5, 30, 41 bzw. 51 soll möglichst nicht auf der Augenoberfläche gleiten, da dies störende Druckspitzen (Spikes) im Messsignal hervorruft. D. h., es soll eine Konstruktion gefunden werden, bei der die Anlagefläche bzw. die die Anlagefläche aufweisende Einheit wenigstens kleine Augenbewegungen (± 1 mm) mitmacht. Derartige Anforderungen lassen sich mit einer flexibel ("schwabbelig") aufgehängten, jedoch eine vorgegebene Steifigkeit aufweisende Einheit erreichen. Die verbindende Einrichtung 62 zur Einheit muss

jedoch noch so stabil sein, dass sich bei einem freien Halten kein Abknicken nach unten ergibt.

[0044] Eine derartige Messvorrichtung ist in **Figur 7** skizziert. Die Vorrichtung **1** ist hier über drei flexible Stützen **62** als verbindende Einrichtung mit einem Griffelement **63** als Fixierungsort verbunden. Neben dem Griffelement **62** können auch andere Fixierungsorte, wie Stative, beliebige Halterungen, ... verwendet werden. Die flexiblen Stützen können aus Metallfolie, Gummi, Silikon oder anderen flexiblen Materialien bestehen. Anstelle der Vorrichtung **1** können selbstverständlich auch die in den **Figuren 3, 4 und 5** dargestellten Vorrichtung flexibel gehalten werden.

[0045] Produziert ein Auge zu viel Tränenflüssigkeit, so kann dies mit einer in **Figur 7** gezeigten Massnahme verringert werden. Auf die in **Figur 1** gezeigte Vorrichtung **1** wird eine auf den Querschnitt und die Form der Vorrichtungen **1, 27, 40** oder **45** angepasste, hier ringförmige Tupfereinheit **71** montiert. Die Tupfereinheit **71** besteht aus einem hygroskopischen, weichen und flexiblen Material. Dieses Material ist derart beschaffen, dass es innerhalb der ersten Sekunden nach dem Aufsetzen auf das Auge eine bestimmte Menge von etwa 100 µl Tränenflüssigkeit aufnehmen kann. Ferner darf die Tupfereinheit **71** die Hornhaut nicht verletzen und muss sich der Kontur der Hornhaut mit einem geringen Kraftaufwand anpassen. Als Material kann beispielsweise ein sich selbst entfaltender Schwamm oder ein Zellstoffgewebe dienen.

[0046] Im Gegensatz zur Ausbildung in **Figur 7** kann die Tupfereinheit auch als Teil der Anlegefläche ausgebildet sein. Wird ein grosses Aufnahmevolumen gewünscht kann die Tupfereinheit auch als in den beiden Lidspalten zu liegen kommend ausgebildet werden.

[0047] Die Tupfereinheiten können auch an den in den **Figuren 3 bis 6** analog angeordnet werden.

[0048] Der Vorteil der oben beschriebenen erfindungsgemässen Vorrichtungen liegt darin, dass gegenüber den bekannten Tonometern zur Messung keine plane Fläche, sondern eine der Hornhaut angepasste Kontur verwendet wird, wodurch die Hornhaut weitestgehend in einen von radialen Kraftkomponenten befreiten Zustand versetzt wird, was eine von den mechanischen Eigenschaften der Hornhaut unabhängige Messung des Augeninnendrucks mit reduzierten Messfehlern erlaubt. Bekannte Tonometer führten in der Regel ein statisches Messverfahren durch; sich dynamisch ändernde Grössen konnten nicht ermittelt werden.

[0049] Mit der erfindungsgemässen Vorrichtung lassen sich bevorzugt auch dynamische Grössen ermitteln. Es ist nämlich neben langfristigen Schwankungen des Augeninnendrucks, bedingt durch die Tageszeit bzw. die Aktivität der betreffenden Person, der Augeninnendruck auch kurzzeitig abhängig vom Blutpuls sowie von emotionalen Einflussgrössen bestimmbar. Der zeitliche Verlauf des Augeninnendrucks erlaubt eine Vielzahl medizinischer Aussagen, welche sich nicht allein auf die Ophthalmologie beschränken.

[0050] Mit speziellen Ausführungsvarianten der erfindungsgemässen Vorrichtung kann der Augenhintergrund gut beobachtet werden. Diese vorteilhafte Beobachtung des Augenhintergrundes zusammen mit einer Messung des Augeninnendrucks ist in der EP-A 0 327 693 beschrieben. Gegenüber der dort eingesetzten Vorrichtung ist jedoch die erfindungsgemässe auf bedeutend einfachere Art und Weise mit genaueren Messergebnissen zu verwenden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung des Augeninnendrucks, insbesondere ein Tonometer, mit einem Basiskörper (**3; 19; 29**), der eine auf die Augenoberfläche aufzulegende Anlegefläche (**5; 17; 30; 41; 51**) hat, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontur der Anlegefläche (**5; 17; 30; 41; 51**) einer Standardoberfläche eines Auges mit vorgegebenem Innendruck bis auf eine Toleranz anschmiegsbar angepasst und in der Anlegefläche (**5; 17; 30; 41; 51**) eine drucksensitive Einheit (**7; 22; 33**) wirksam ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** einen Basiskörper (**3; 19; 29**) und wahlweise eine der Kontur der Standardoberfläche angepasste, wenigstens einen Teilbereich der Anlegefläche ausmachende Membran (**31; 41**), deren Membranrückseite mit der drucksensitiven Einheit (**7, 33**), welche im Basiskörper (**3, 29**) angeordnet ist, zusammenwirkt und, insbesondere mit einem druckübertragenden Medium (**32**) beaufschlagt ist, welches den Druck zu einem, gegebenenfalls im Randbereich des Basiskörpers (**29**) angeordneten, Drucksensor (**33**) überträgt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** das druckübertragende Medium (**32**) inkompressibel ist, insbesondere eine, vorzugsweise transparente, Flüssigkeit, in bevorzugter Weise eine flexible, insbesondere transparente Vergussmasse, ist, und vorzugsweise der Basiskörper (**29**) einen transparenten Bereich aufweist, durch den in oder auf das Auge geblickt werden kann.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** die drucksensitive Einheit (**7; 22**) eine der Kontur der Anlegefläche (**5; 30**) angepasste Oberfläche (**9; 23**) hat, welche in die Kontur der Anlegefläche (**5; 30**) mit einer Übergangstoleranz übergeht.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **gekennzeichnet durch**, einen die drucksensitive Einheit aufweisenden Basiskörper (**19**) mit der Anlegefläche (**17**) und eine der Anlegefläche (**17**) gegen-

überliegende, gewölbte, insbesondere asphärisch gewölbte, vorzugsweise sphärisch gewölbte, Fläche (21), welche eine Linsenwirkung zur Betrachtung und/oder Behandlung der Augenoberfläche bzw. des Augenhintergrundes hervorruft und/oder der zur Sehkraftveränderung des Patienten dient.

5

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Rückseite (21) des Basiskörpers (19) derart ausgebildet ist und sein Gewicht sowie seine Dimensionen derart gewählt sind, dass er als Sehschärfe korrigierendes Element auf dem Auge eines Patienten, vorzugsweise längere Zeit, tragbar ist.

10

15

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Basiskörper optisch transparent ausgebildet ist, vorzugsweise seine in einem Beobachtungsstrahlengang liegenden Flächen derart ausgebildet sind, dass er zusammen mit der Brechkraft des Auges eine optisch neutrale Abbildung erzeugt.

20

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **gekennzeichnet durch** einen aufsetzbaren Aufsatz (39; 47), mit einer an die Hornhaut anlegbaren Anlegefläche (41; 51) zur auswechselbaren sterilen Abschirmung der nicht sterilen Anlegefläche (5; 49) von der Hornhaut, wobei vorzugsweise über der drucksensitiven Einheit (9) zu liegen kommendes Material (41; 53) des Aufsatzes (39; 47) derart dünn ausgebildet ist, dass zwar eine Stabilität gegen Zerreißen gegeben ist, jedoch beim Anlegen der Druck von der Augenhornhaut ohne Verlust an die drucksensitive Einheit (9) übertragbar ist.

25

30

35

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **gekennzeichnet durch** eine aufsetzbare, vorzugsweise auswechselbare, Tupfereinheit (71), welche am Rand der Anlegefläche (5) angeordnet ist, und überschüssige Tränenflüssigkeit aufnimmt und aus dem Bereich der Anlegefläche verdrängt, so dass keine Beeinflussung der Messung entsteht.

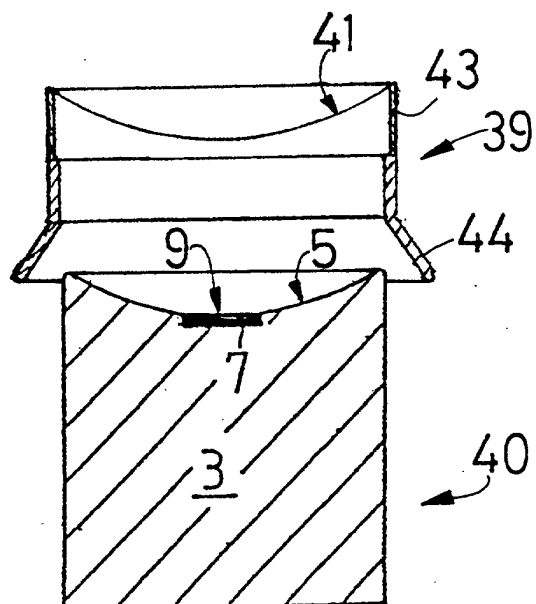
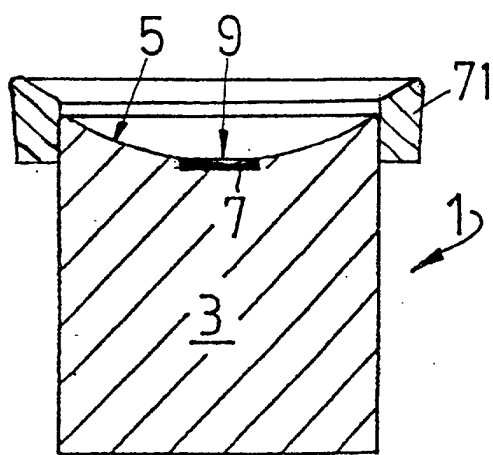
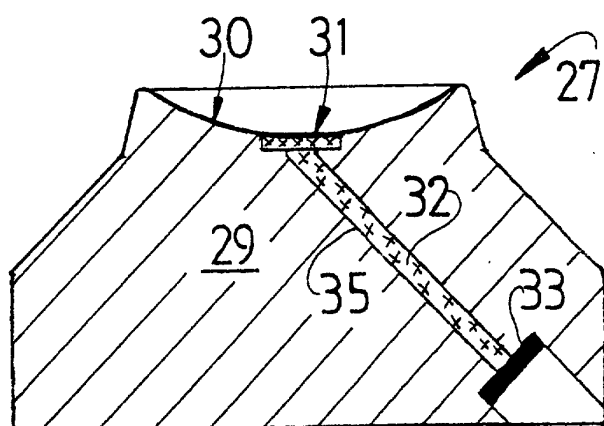
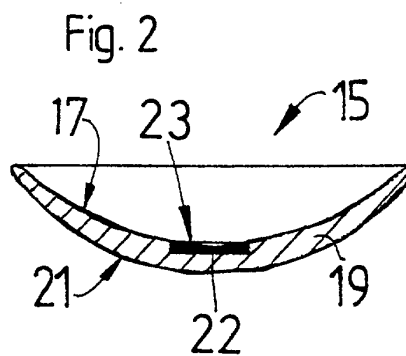
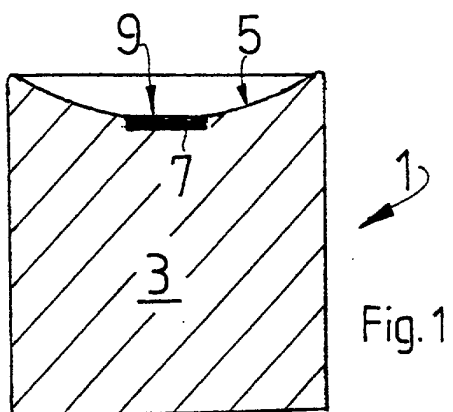
40

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **gekennzeichnet durch** eine vorgegebene Steifigkeit aufweisende Einrichtung (62), welche die Anlegefläche (5) aufweisende Einheit (3) mit einem Fixierungsort (63) verbindet, wobei die Steifigkeit derart zu wählen ist, dass die Einheit (3) bei auf das Auge aufgelegter Anlegefläche (5) wenigstens kleine Augenbewegungen mitmacht.

45

50

55



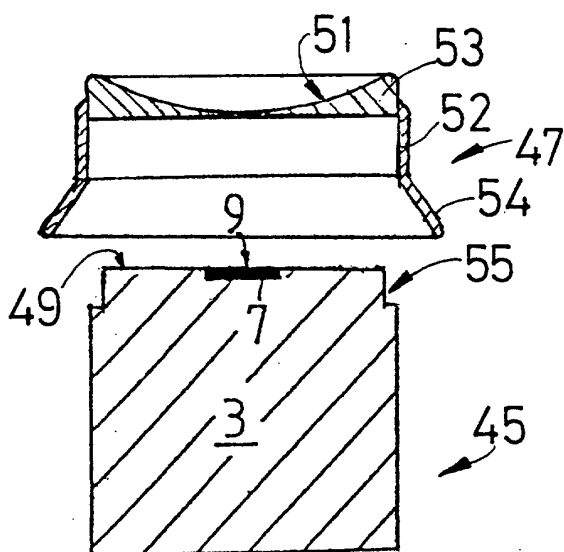


Fig. 5

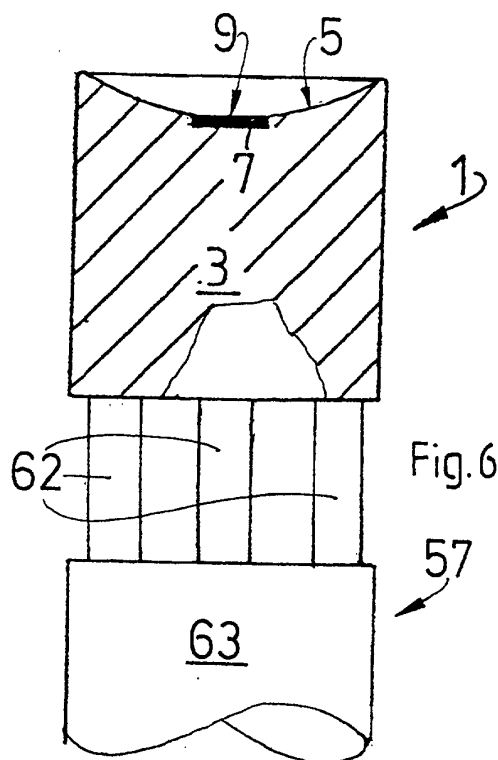
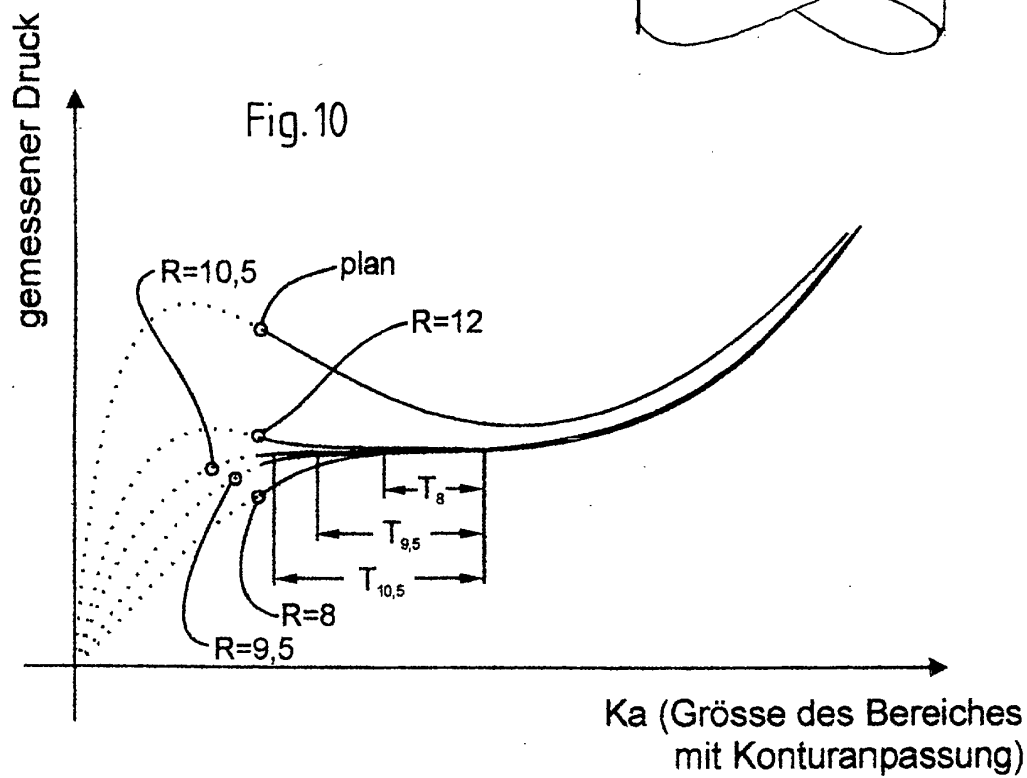


Fig. 6



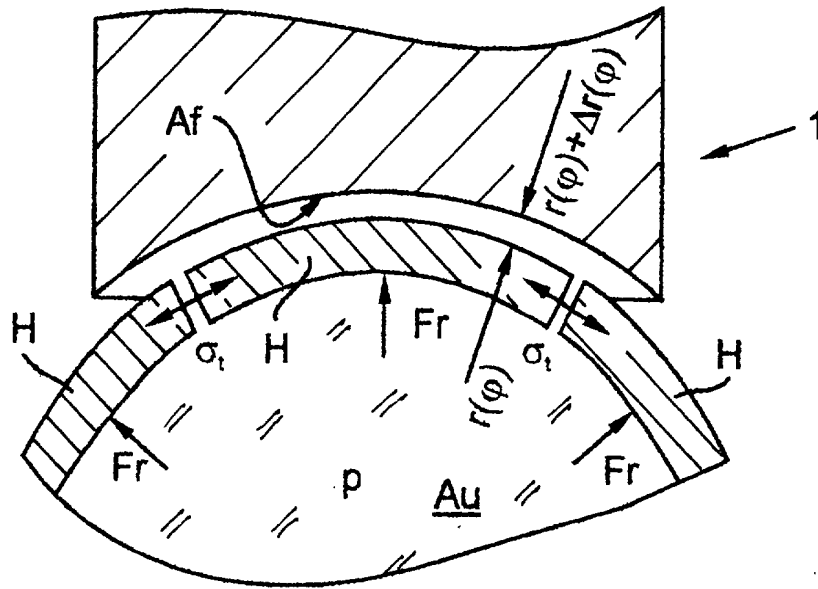


Fig. 8

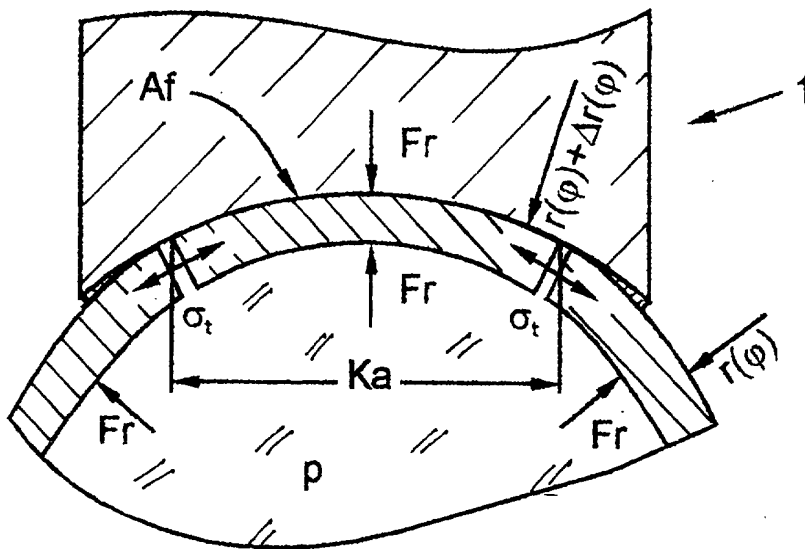


Fig. 9



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 01 81 0832

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
X	WO 00 71982 A (KANNGIESSER HARTMUT ;ODC OPTHALMIC DEV COMPANY AG (CH)) 30. November 2000 (2000-11-30) * Seite 3, Zeile 12 - Seite 4, Zeile 17 * * Seite 5, Zeile 7 - Zeile 25; Abbildungen *	1-4,7	A61B3/16
D,X	US 5 032 020 A (ROBERT YVES) 16. Juli 1991 (1991-07-16) * Spalte 2, Zeile 35 - Spalte 4, Zeile 40; Abbildung 1 *	1-4,7	
X	US 4 922 913 A (WATERS JR GEORGE E ET AL) 8. Mai 1990 (1990-05-08) * Spalte 4, Zeile 6 - Spalte 6, Zeile 6; Ansprüche; Abbildungen *	1,5-7	
A	WO 01 05299 A (KERR JONATHAN QUINTON) 25. Januar 2001 (2001-01-25) * Seite 3, Absatz 3 * * Zusammenfassung; Abbildungen *	8	
A	US 4 922 914 A (SEGAL ELIZABETH O ET AL) 8. Mai 1990 (1990-05-08) * Spalte 2, Zeile 55 - Spalte 3, Zeile 27; Abbildungen *	8	A61B
A	US 4 089 329 A (GROVER THOMAS REAKS ET AL) 16. Mai 1978 (1978-05-16) * Zusammenfassung *	1-7	
A	US 5 217 015 A (KAYE DAVID B ET AL) 8. Juni 1993 (1993-06-08) * Spalte 6, Zeile 35 - Spalte 7, Zeile 64 *	1-7	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 15. April 2002	Prüfer Manschot, J
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03 82 (P/MC03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 01 81 0832

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

15-04-2002

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument			Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 0071982	A	30-11-2000	WO	0071982 A1	30-11-2000	
			EP	1183511 A1	06-03-2002	
US 5032020	A	16-07-1991	CH	673760 A5	12-04-1990	
			DE	3884181 D1	21-10-1993	
			EP	0327693 A1	16-08-1989	
			JP	2029233 A	31-01-1990	
			JP	3008197 B2	14-02-2000	
US 4922913	A	08-05-1990	KEINE			
WO 0105299	A	25-01-2001	GB	2352400 A	31-01-2001	
			AU	6168000 A	05-02-2001	
			WO	0105299 A1	25-01-2001	
US 4922914	A	08-05-1990	KEINE			
US 4089329	A	16-05-1978	KEINE			
US 5217015	A	08-06-1993	US	5109852 A	05-05-1992	

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	用于测量眼压的装置，特别是眼压计		
公开(公告)号	EP1250884A1	公开(公告)日	2002-10-23
申请号	EP2001810832	申请日	2001-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	ODC眼科DEV		
申请(专利权)人(译)	ODC眼科DEVELOPMENT COMPANY AG		
当前申请(专利权)人(译)	SMT SWISS显微AG		
[标]发明人	KANNGIESSER HARTMUT		
发明人	KANNGIESSER, HARTMUT		
IPC分类号	A61B3/125 A61B3/16 A61B5/00 A61B5/022		
CPC分类号	A61B3/125 A61B3/16 A61B5/0002 A61B5/02216		
优先权	2001000710 2001-04-19 CH		
其他公开文献	EP1250884B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该装置具有基体(3)，基体(3)具有抵靠眼睛放置的定位表面(5)。该表面的轮廓被匹配，使得其符合具有预定的眼内压的标准眼睛的表面。压敏单元(7)作用在定位表面(5)中。隔膜可以与压敏单元一起作用，并且通过压力传递介质作用，压力传递介质将压力传递给压力传感器，例如压力传感器。在基体的一侧。

