(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 033 035 B4** 2015.06.03

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 033 035.8**
(22) Anmeldetag: **14.07.2006**
(43) Offenlegungstag: **17.01.2008**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **03.06.2015**

(51) Int Cl.: ***A61B 3/16*** (2006.01)
***A61B 8/10*** (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
**Universität Bremen, 28359 Bremen, DE**

(74) Vertreter:
**ZACCO Dr. Peters und Partner, 28195 Bremen, DE**

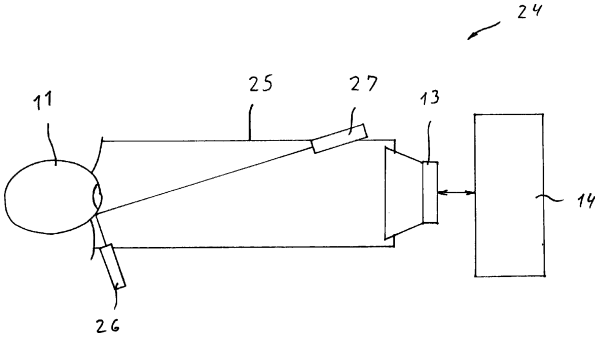
(72) Erfinder:
**Sorg, Michael, Dipl.-Ing., 27777 Ganderkesee, DE; Freyberg, Axel Freiherr von, Dipl.-Ing., 28865 Lilienthal, DE; Goch, Gert, Prof. Dr.-Ing., 28209 Bremen, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

| | | |
|---|---|---|
| **DE** | **100 39 896** | **A1** |
| **US** | **2003 / 0 187 342** | **A1** |
| **US** | **4 930 507** | **A** |
| **EP** | **1 738 681** | **A1** |

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur berührungslosen Innendruckbestimmung**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur berührungslosen Bestimmung des Innendruckes eines verformbaren Körpers (11) mit einem Schallleiter (12, 25), der ein offenes erstes Ende und ein von diesem abgewandtes zweites Ende hat, mit einem Schallwandler (13, 19), der dem ersten Ende zugewandt an dem zweiten Ende angeordnet ist, und mit einem Sensor (21, 27) zur Erfassung der Schwingung des Körpers (11), dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor ein optischer Sensor (27) ist, und dass ein Zusatzmikrofon zum Erkennen einer Fehlbedienung vorhanden ist.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur berührungslosen Bestimmung des Innendruckes eines verformbaren Körpers, insbesondere eines Auges, mit einem Schallleiter, der ein offenes erstes Ende und ein von diesem abgewandtes zweites Ende hat, mit einem Schallwandler, der dem ersten Ende zugewandt an dem zweiten Ende angeordnet ist, und mit einem Sensor zur Erfassung der Schwingung des Körpers. Außerdem betrifft die Erfindung ein Verfahren zur berührungslosen Bestimmung des Innendruckes eines verformbaren Körpers, insbesondere eines Auges, bei dem mit einem Schallwandler mittels eines Schallleiters der Körper mit einer Druckwelle beaufschlagbar ist, und mittels eines Sensors die Schwingung des Körpers zur Bestimmung des Innendruckes erfaßt wird.

**[0002]** Eine derartige Vorrichtung ist aus der US 2003/0187342 A1 bekannt.

**[0003]** Mittels der direkten Messung der Verformbarkeit eines Körpers lassen sich Rückschlüsse auf Materialeigenschaften und andere Kenngrößen des Körpers ziehen. Beispielsweise sind so Rückschlüsse auf die Elastizität und darüber auf den Innendruck möglich. Insbesondere zur Bestimmung des Innendruckes des Auges werden heute üblicherweise so genannte berührende Applanationstonometer verwendet, mit denen sich eine hinreichend genaue Bestimmung des Augeninnendrucks durchführen lässt. Das Goldmann-Applanationstonometer gilt heute als Referenzgerät. Ungenauer als das Goldmann-Applanationstonometer aber leichter anzuwenden sind Handapplanationstonometer nach Mackay-Marg. Neben diesen berührend messenden Tonometern haben sich außerdem verschiedene Luftimpressionstonometer auf dem Markt etabliert. Das Auge wird dabei berührungslos mittels eines Luftstrahls verformt. Der Augeninnendruck wird aus der für die Verformung erforderlichen Luftgeschwindigkeit berechnet.

**[0004]** Die DE 100 39 896 A1 beschreibt eine Vorrichtung und ein Verfahren der eingangs genannten Art. Bei dem bekannten Verfahren und der bekannten Vorrichtung werden Helmholtzresonatoren verwendet, um im Wege der Resonanzüberhöhung genügend Schallenergie für eine hinreichende Verformung des Auges bereit zu stellen.

**[0005]** Nachteilig bei den berührenden Tonometern ist, dass der Kontakt des Messstempels mit der Cornea zu einer Übertragung von Krankheitserregern führen kann. Ferner erfordert diese berührende Tonometie eine lokale Anästhesie des Auges mit den bekannten damit einhergehenden Risiken und Nachteilen. Ferner ist aus diesem Grund auch eine Messung des Augeninnendruckes durch Hilfspersonen oder den Patienten selbst nicht möglich. Neben einer mechanischen Belastung und Verletzungsgefahr der Hornhautoberfläche kommt es durch die angewandten Lokalanästhetika oft zu Reizungen der vorderen Augenabschnitte, die vom Patienten als schmerzhaft oder unangenehm empfunden werden. Bei Veränderungen der Hornhautoberfläche durch Ödeme oder Narben sowie bei irregulären Hornhautradien oder Hornhautverkrümmungen liefern Applanationstonometer darüber hinaus unbrauchbare Werte. Außerdem ist mittels berührender Applanationstonometer eine Untersuchung im Anschluss an Augenoperationen zur Kontrolle des Erfolgs der Operation nur sehr eingeschränkt möglich. Ebenso ist mit den gängigen Applanationstonometern eine lageunabhängige Messung, beispielsweise an liegenden Patienten, nicht durchführbar.

**[0006]** Diese zum Teil großen Probleme lassen sich mittels berührungsloser Tonometer teilweise vermeiden, welche die Cornea anstatt mit einem Stempel zum Beispiel mit einem Luftpuls applanieren. Solche berührungslosen Tonometer liefern jedoch mitunter bereits bei geringen Hornhautunregelmäßigkeiten unzuverlässige Ergebnisse. Sie werden deshalb hauptsächlich zum Screening eingesetzt, da sie für exakte und zuverlässige Messungen nur bedingt geeignet sind. Weiterhin ist auch bei diesen bekannten berührungslosen Tonometern eine große Krafteinwirkung auf das Auge zur Applanation erforderlich. Gleichfalls lässt sich die Gefahr der Infektionsverbreitung durch versprühte Tränenflüssigkeit nicht ausschließen.

**[0007]** Bei allen bekannten Verfahren und Vorrichtungen wird die Corneasteifigkeit nicht ausreichend berücksichtigt. Bei allen Auswerteverfahren wird von der Annahme ausgegangen, dass die Form der Cornea nur durch den Augeninnendruck beeinflusst wird und keine Eigensteifigkeit aufweist. Auch Kompensationen in den heute anerkannten Messverfahren liefern keine ausreichende Genauigkeit. Damit besteht die Gefahr, dass bei Patienten mit dünner Cornea durch vermeintlich niedrige Werte des Augeninnendrucks ein Glaukom unerkannt bleibt, während bei Personen mit dicker Cornea wegen eines vermeintlich hohen Wertes des Augeninnendruckes eine Glaukombehandlung fälschlicherweise auch bei einem eigentlich gesunden Patienten durchgeführt wird. Gerade die Berücksichtigung des Einflusses der Cornea gewinnt aber zunehmend an Bedeutung, weil sich immer mehr Personen im Rahmen eines refraktiven Eingriffs Teile der Cornea abtragen lassen.

**[0008]** Das der Erfindung zugrunde liegende Problem ist es, eine Vorrichtung und ein Verfahren zur berührungslosen Bestimmung des Innendrucks eines verformbaren Körpers anzugeben, mit dem sich zuverlässig und mit hoher Genauigkeit der Augeninnendruck bestimmen lässt, wobei eine Beschädigung der

Cornea, sowie eine Verbreitung von Infektionskrankheiten durch die Messung möglichst vermieden und die Vorrichtung und das Verfahren von einem Patienten möglichst nicht als unangenehm empfunden wird.

**[0009]** Das Problem wird dadurch gelöst, dass bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art der Sensor als ein optischer Sensor ausgebildet ist und ein Zusatzmikrofon zum Erkennen einer Fehlbedienung vorhanden ist. Nach einem anderen Aspekt der Erfindung wird das Problem dadurch gelöst, dass bei einem Verfahren der eingangs genannten Art der Sensor ein optischer Sensor ist und mit einem Zusatzmikrofon eine Fehlbedienung erkannt wird.

**[0010]** Mit der Erfindung wird der zu messende Körper, beispielsweise das Auge, an dem ersten Ende des Schalleiters angeordnet und mittels des Schallwandlers mit einer Druckwelle beaufschlagt. Dies kann beispielsweise ein Rechteckpuls, eine Sinusschwingung oder ein anderes geeignetes Schallsignal sein. Weil gemäß der Erfindung mit dem Sensor nicht die Applanation des Augapfels, sondern dessen Schwingung gemessen wird, sind verhältnismäßig geringe Druckänderungen erforderlich. Eine Beschädigung des Auges durch die Messung wird somit vermieden. Gleichzeitig erfolgt weder ein direkter Kontakt mit der Tränenflüssigkeit noch ein Zerstäuben derselben durch einen Luftstrom, so dass hier auch eine Infektionsverbreitung weitgehend unterbleibt. Darüber hinaus lässt sich mit einer von Schwingungsanalyseverfahren für Brücken, Gebäude und andere Bauwerke bekannten Auswertung der Augeninnendruck zuverlässig und mit hoher Güte bestimmen, wobei Einflüsse des Randgewebes und der Cornea weitgehend eliminiert werden können. Das Verfahren und die Vorrichtung sind lageunabhängig, also auch bei liegenden Patienten abwendbar und darüber hinaus so einfach ausgestaltbar, dass eine Selbstmessung zu Hause auch von Patienten selbst oder deren Betreuern einfach durchgeführt werden kann.

**[0011]** Bei einer Alternative zu der Erfindung ist der Sensor ein Mikrofon. Dadurch kann das Schwingungsverhalten des Körpers einfach erfasst werden. Es ist aber auch möglich, dass der Schallwandler als Sensor verwendet wird. In diesem Fall kann beispielsweise auch ein so genannter Mikrofonlautsprecher verwendet werden. Hierdurch wird der Aufbau besonders einfach. Eine andere Alternative zu der Erfindung zeichnet sich dadurch aus, dass der Sensor ein linearer Drucksensor ist. Mit diesem lässt sich das zeitliche Druckverhalten in dem Schallleiter einfach aufzeichnen. Gemäß der Erfindung ist der Sensor ein optischer Sensor. Auch mittels eines solchen optischen Sensors lässt sich das Schwingungsverhalten des Augapfels zuverlässig erfassen. Durch die Verwendung einer Kombination mehrerer der vorstehend genannten Sensoren lässt sich die Genauigkeit verbessern.

**[0012]** Bei einer anderen Ausgestaltung der Erfindung ist der Schallleiter ein Rohr, dessen erstes Ende zum luftdichten Aufsetzen auf das ein Auge umgebende Gewebe ausgebildet ist. Ein solches, insbesondere geschlossenes, Rohr dient zuverlässig zum Leiten des Schalls oder einer Druckwelle allgemein, wobei Fehlbedienungen durch Undichtigkeiten einfach und signifikant am Messergebnis erkannt werden. Auf diese Weise lässt sich eine Fehlbedienung weitgehend vermeiden.

**[0013]** Eine Weiterbildung der Erfindung ist gekennzeichnet durch eine Steuerung zum Ansteuern des Schallwandlers und zum Auswerten des Sensorsignals. Mittels einer solchen Steuerung lässt sich der Innendruck des Körpers automatisch bestimmen. Beispielsweise kann die Steuerung eine Liste mit Messergebnissen aufweisen, denen jeweils ein Innendruck zugeordnet ist. Vorzugsweise ist die Steuerung zum Bestimmen der akustischen Impedanz des Körpers ausgebildet. Diese akustische Impedanz liefert eine gute Rückbeziehung auf den Innendruck des Körpers. Es ist aber auch möglich, dass die Steuerung zum Bestimmen der Amplitude und/oder der Phase ausgebildet ist. Dies macht das Erfassen der Schwingung des Körpers besonders einfach. Die Steuerung kann auch zum Bestimmung der Dämpfung des Körpers ausgebildet sein. Die Dämpfung des Körpers ist ebenfalls ein charakteristisches Maß für den Augeninnendruck. Insbesondere ergibt sich bei einem geringen Augeninnendruck eine große Schwingungsamplitude und eine große Dämpfung, während bei einem hohen Augeninnendruck eine geringe Amplitude und eine geringe Dämpfung zu verzeichnen ist. Eine andere Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, dass die Steuerung zur Bestimmung der Schwingungsantwort und/oder der Impulsantwort ausgebildet ist. Diese Schwingungsantwort und/oder Impulsantwort des Körpers liefert charakteristische Informationen über den Innendruck. Beispielsweise können auch Mittel zum Erfassen des Spannungsverlaufs und/oder des Stromverlaufs an dem Schallwandler und/oder an dem Sensor angeordnet sein. Dieser Spannungsverlauf bzw. dieser Stromverlauf lassen sich besonders einfach elektronisch erfassen und auswerten.

**[0014]** Eine weitere Ausführungsform der Erfindung ist gekennzeichnet durch einen Laser zum optischen Bestimmen der Schwingung des Körpers. Mittels dieses Lasers kann beispielsweise der weiße Bereich des Augapfels beleuchtet und dieser Bereich mittels eines optischen Sensors erfasst werden. So lässt sich ebenfalls zuverlässig und mit geringem Fehler die Schwingung des Augapfels erfassen.

**[0015]** Die Erfindung ist gekennzeichnet durch ein Zusatzmikrofon. Mittels eines solchen Zusatzmikrofons können einerseits Fehlbedienungen zuverlässig erkannt werden. Andererseits ermöglicht es dieses Zusatzmikrofon, auch höhere Frequenzen der Schwingung des Körpers in die Auswertung einzubeziehen.

**[0016]** Eine Weiterbildung der Erfindung ist gekennzeichnet durch eine Peilhilfe. Mittels einer solchen Peilhilfe, die beispielsweise eine optische Anzeige oder ein Kreuz sein kann, lässt sich eine für die Messung optimale Positionierung des Augapfels in dem Messsystem erreichen. Die Peilhilfe kann fluoreszierend oder erregbar sein. Beispielsweise bei der Ausgestaltung als Handgerät für den Heimanwendungsbereich kann eine Anzeige im Inneren des Gerätes als Peilhilfe verwendet werden. Bei dem Versuch, die Anzeige abzulesen und die ermittelten Werte zu erkennen, positioniert der Patient dann sein Auge automatisch.

**[0017]** Eine Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist dadurch gekennzeichnet, dass mittels einer Steuerung die Amplitude und/oder die Phase der Schwingungen erfasst wird. Diese Werte ermöglichen eine genaue und zuverlässige Bestimmung des Innendrucks des Körpers. Mittels der Steuerung kann aber auch die Schwingungsantwort und/oder die Impulsantwort des Körpers ausgewertet werden. Besonders einfach wird die Verarbeitung der erfassten Daten, wenn mittels der Steuerung von dem Sensor erfasste induzierte Spannungen ausgewertet werden. Mittels der Steuerung können beispielsweise die induzierten Spannungen in Druckwerte umgerechnet werden. Dabei können insbesondere mittels Listen einzelnen induzierten Spannungen jeweils zugehörige Druckwerte zugeordnet sein. Es ist auch möglich, dass mittels der Steuerung die Dämpfung durch den Körper bestimmt wird. Eine große Dämpfung ist dabei einem geringen Innendruck und eine geringe Dämpfung einem hohen Innendruck zugeordnet. Vorzugsweise wird die Bestimmung des Innendrucks mittels einer modellgestützten Auswertung durchgeführt. Dabei wird das Auge als Schall- oder Druckwandler betrachtet, der über eine Luftsäule mit einem weiteren Schall- oder Druckwandler gekoppelt ist.

**[0018]** Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

**[0019] Fig.** 1 eine schematische Darstellung eines Tonometers mit den Erfindungsmerkmalen,

**[0020] Fig.** 2 einen schematischen Schaltplan des Tonometers von **Fig.** 1,

**[0021] Fig.** 3 eine schematische Darstellung eines Rechteckpulses, einer Schwingung bei großem Innendruck und einer Schwingung bei geringem Innendruck,

**[0022] Fig.** 4 eine schematische Schaltanordnung eines anderen Tonometers, und

**[0023] Fig.** 5 eine schematische Darstellung eines Tonometers mit optischer Schwingungserfassung.

**[0024] Fig.** 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Tonometers **10** mit den Erfindungsmerkmalen. Das Tonometer **10** dient zur Messung des Augeninnendrucks eines Auges **11**. Zu diesem Zweck weist das Tonometer **10** einen Schallleiter **12** auf, der bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel als Rohr **12** mit geschlossener Wandung ausgebildet ist. Ein offenes Ende des Rohrs **12** wird luftdicht abschließend an das das Auge **11** umgebende Gewebe angedrückt. Am von dem Auge **11** abgewandten Ende des Rohres **12** ist ein Schallwandler **13**, nämlich ein Lautsprecher **13** angeordnet. Der Lautsprecher **13** steht mit einer Steuerung **14** in Verbindung, mittels derer der Lautsprecher **13** zum Erzeugen einer Schallwelle ansteuerbar ist. Wie durch einen Doppelpfeil angedeutet, dient die Steuerung **14** gleichzeitig zum Auslesen des von dem Lautsprecher **13** erfassten Signals.

**[0025] Fig.** 2 zeigt schematisch die Schaltanordnung des Tonometers **10** von **Fig.** 1. Wie sich der Figur entnehmen lässt, wird der Lautsprecher **13** mittels einer Spannungsquelle **15** elektrisch erregt. Die Spannungsquelle **15** ist dabei entweder Teil der Steuerung **14** oder von dieser ansteuerbar. Mittels eines Spannungsmessgerätes **16** wird der Spannungsverlauf an der Spule des Lautsprechers **13** gemessen.

**[0026]** In dem Schaltkreis ist außerdem ein Messwiderstand **17** angeordnet. Ein weiteres Spannungsmessgerät **18** misst den Spannungsabfall über dem Messwiderstand **17**. Aus diesem Spannungsabfall lässt sich der Stromverlauf über die Schwingspule des Lautsprechers **13** bestimmen.

**[0027] Fig.** 3 zeigt in Abbildung a einen Schallpuls, der von dem Lautsprecher **13** erzeugt wird. Der Schallpuls ist bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel als Rechteckpuls ausgebildet. In Abbildung b ist der gemessene Schwingungsverlauf bei einem Auge mit geringem Innendruck gezeigt. Wie sich der Figur entnehmen lässt, führt ein geringer Innendruck zu einem Überschwingen mit großer Amplitude aber auch großer Dämpfung.

**[0028]** In **Fig.** 3c ist der Schwingungsverlauf bei einem Auge mit hohem Innendruck dargestellt. Wie sich der Figur entnehmen lässt, führt ein hoher Innendruck des Auges zu einer geringen Schwingungsamplitude aber andererseits zu einer geringen Dämpfung, d. h. zu einem intensiven Nachschwingen.

**[0029]** Über die Erfassung des Schwingungsverhaltes lässt sich so der Innendruck des Auges präzise und zuverlässig bestimmen.

**[0030] Fig.** 4 zeigt eine Schaltungsanordnung eines Tonometers in schematischer Darstellung. In der Figur ist ein Schallwandler **19** mit einer Spannungsquelle **20** ähnlich der Spannungsquelle **15** verbunden. Der Schallwandler **19** ist bei dem gezeigten Tonometer ein Mikrofonlautsprecher **19** mit einer zusätzlichen Mikrofonspule **21**. Bei dem gezeigten Tonometer ist die Mikrofonspule **21** mit einem Widerstand **22** verbunden, wobei mittels eines Spannungsmessgeräts **23** der Spannungsabfall über dem Widerstand **22** gemessen wird. Auf diese Weise lässt sich aus dem Spannungsabfall über dem Messwiderstand **22** der Stromverlauf der Mikrofonspule **21** ermitteln.

**[0031] Fig.** 5 zeigt eine schematische Darstellung eines Tonometers **24** als Ausführungsbeispiel mit den Erfindungsmerkmalen. Das Tonometer **24** weist einen ähnlichen Aufbau wie das Tonometer **10** auf. Gleiche Elemente tragen die gleichen Bezugsziffern. Anders als das Tonometer **10** hat das Tonometer **24** einen Schallleiter **25**, der ähnlich dem Schallleiter **12** als Rohr **25** mit geschlossener Wandung ausgebildet ist.

**[0032]** Das Tonometer **24** weist einen Laser **26** und einen optischen Sensor **27** auf. Mittels des Lasers **26** wird ein weißer Bereich des Auges **24** bestrahlt. Die Schwingung des Auges **11** nach Anregung durch einen Schallpuls von dem Lautsprecher **13** wird sodann mittels des optischen Sensors **27** erfasst und von der Steuerung **14** ausgewertet.

**[0033]** Bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel wird der Augeninnendruck auf der Basis einer modellgestützten Auswertung bestimmt. Dabei wird das Auge als Schall- oder Druckwandler betrachtet, der über eine Luftsäule mit einem weiteren Schall- oder Druckwandler gekoppelt ist.

Bezugszeichenliste

**10** Tonometer
**11** Auge
**12** Rohr
**13** Lautsprecher
**14** Steuerung
**15** Spannungsquelle
**16** Spannungsmessgerät
**17** Widerstand
**18** Spannungsmessgerät
**19** Mikrofonlautsprecher
**20** Spannungsquelle
**21** Mikrofonspule
**22** Widerstand
**23** Spannungsmessgerät
**24** Tonometer
**25** Rohr
**26** Laser
**27** Sensor

**Patentansprüche**

1. Vorrichtung zur berührungslosen Bestimmung des Innendruckes eines verformbaren Körpers (**11**) mit einem Schallleiter (**12**, **25**), der ein offenes erstes Ende und ein von diesem abgewandtes zweites Ende hat, mit einem Schallwandler (**13**, **19**), der dem ersten Ende zugewandt an dem zweiten Ende angeordnet ist, und mit einem Sensor (**21**, **27**) zur Erfassung der Schwingung des Körpers (**11**), **dadurch gekennzeichnet,** dass der Sensor ein optischer Sensor (**27**) ist, und dass ein Zusatzmikrofon zum Erkennen einer Fehlbedienung vorhanden ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,** daß der Schallwandler (**13**, **19**) als weiterer Sensor verwendet wird.

3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,** daß der Schallleiter ein Rohr (**12**, **25**) ist, dessen erstes Ende zum luftdichten Aufsetzen auf das ein Auge (**11**) umgebende Gewebe ausgebildet ist.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Steuerung (**14**) zum Ansteuern des Schallwandlers (**13**, **19**) und zum Auswerten des Sensorsignals.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet,** daß die Steuerung (**14**) zum Bestimmen der Amplitude und/oder der Phasen ausgebildet ist.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, **dadurch gekennzeichnet,** daß die Steuerung (**14**) zum Bestimmen der Dämpfung des Körpers (**11**) ausgebildet ist.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, **dadurch gekennzeichnet,** daß die Steuerung (**14**) zum Bestimmen der akustischen Impedanz des Körpers ausgebildet ist.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, **dadurch gekennzeichnet,** daß die Steuerung (**14**) zum Bestimmen der Schwingungsantwort und/oder der Impulsantwort ausgebildet ist.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch Mittel (**16**, **18**, **23**) zum Erfassen des Spannungsverlaufs und/oder des Stromverlaufs an dem Sensor (**27**).

10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch einen Laser (**26**)

zum optischen Bestimmen der Schwingung des Körpers (**11**).

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 10, **dadurch gekennzeichnet,** dass mittels der Steuerung (**14**) der Innendruck automatisch bestimmbar ist.

12. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Peilhilfe.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Peilhilfe eine optische Anzeige oder ein Kreuz ist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 12 oder 13, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Peilhilfe fluoreszierend oder erregbar ist.

15. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Ausgestaltung als Handgerät.

16. Verfahren zur berührungslosen Bestimmung des Innendruckes eines verformbaren Körpers (**11**) bei dem mit einem Schallwandler (**13**, **19**) mittels eines Schallleiters (**12**, **25**) der Körper (**11**) mit einer Druckwelle beaufschlagbar ist, und mittels eines Sensors (**21**, **27**) die Schwingung des Körpers (**11**) zur Bestimmung des Innendruckes erfaßt wird, **dadurch gekennzeichnet,** dass der Sensor ein optischer Sensor (**27**) ist und mit einem Zusatzmikrofon eine Fehlbedienung erkannt wird.

17. Verfahren nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet,** daß mittels einer Steuerung (**14**) die Amplitude und/oder die Phase der Schwingung erfaßt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, **dadurch gekennzeichnet,** dass mittels der Steuerung (**14**) die Schwingungsantwort und/oder die Impulsantwort des Körpers (**11**) ausgewertet wird.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 18, **dadurch gekennzeichnet,** daß mittels der Steuerung (**14**) von dem Sensor (**27**) erfasste induzierte Spannungen ausgewertet werden.

20. Verfahren nach Anspruch 19, **dadurch gekennzeichnet,** daß mittels der Steuerung (**14**) die induzierten Spannungen in Druckwerte umgerechnet werden.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 20, **dadurch gekennzeichnet,** daß mittels der Steuerung (**14**) die Dämpfung durch den Körper (**11**) bestimmt wird.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 21, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Bestimmung des Innendrucks mittels einer modellgestützten Auswertung durchgeführt wird.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

**Anhängende Zeichnungen**

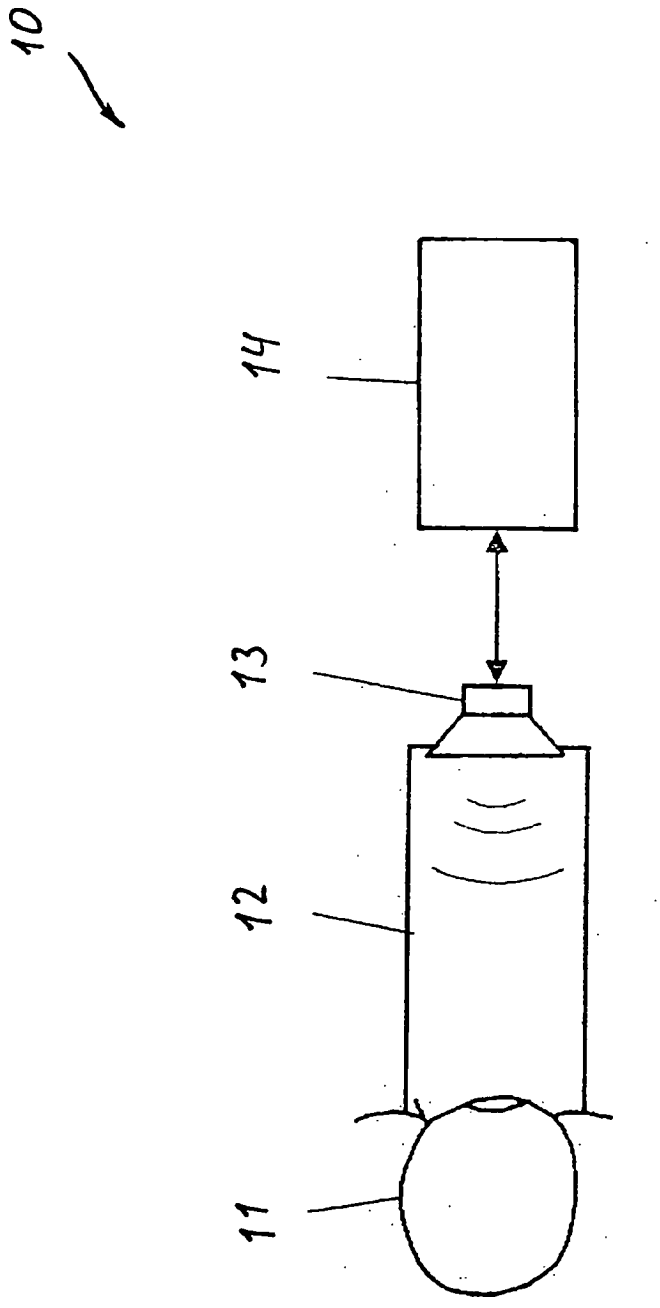



Fig. 1

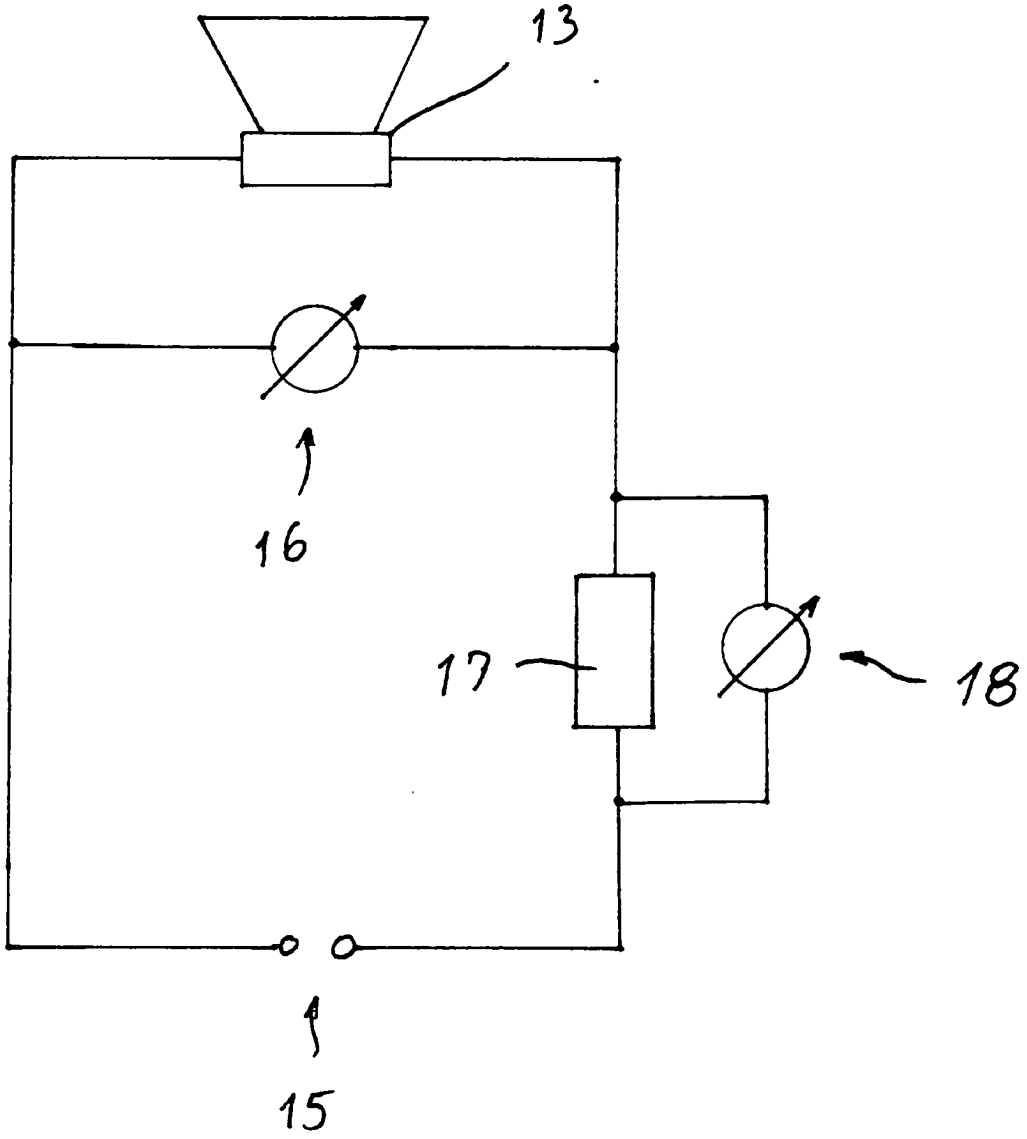



Fig. 2

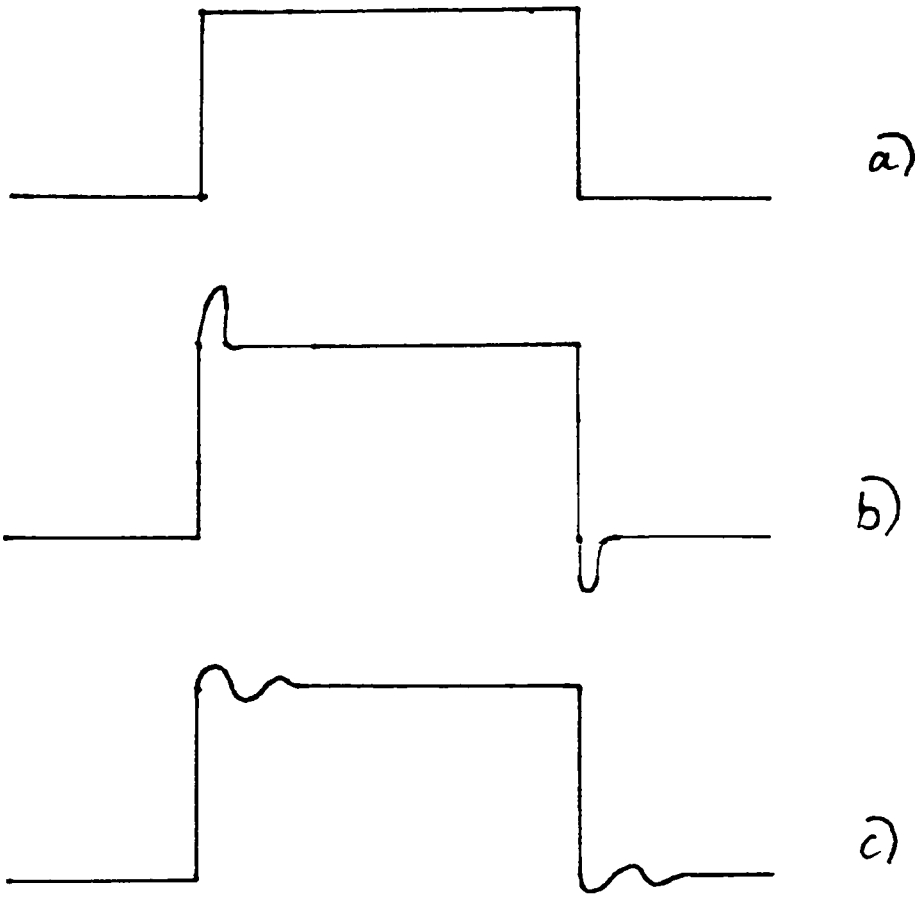



Fig. 3

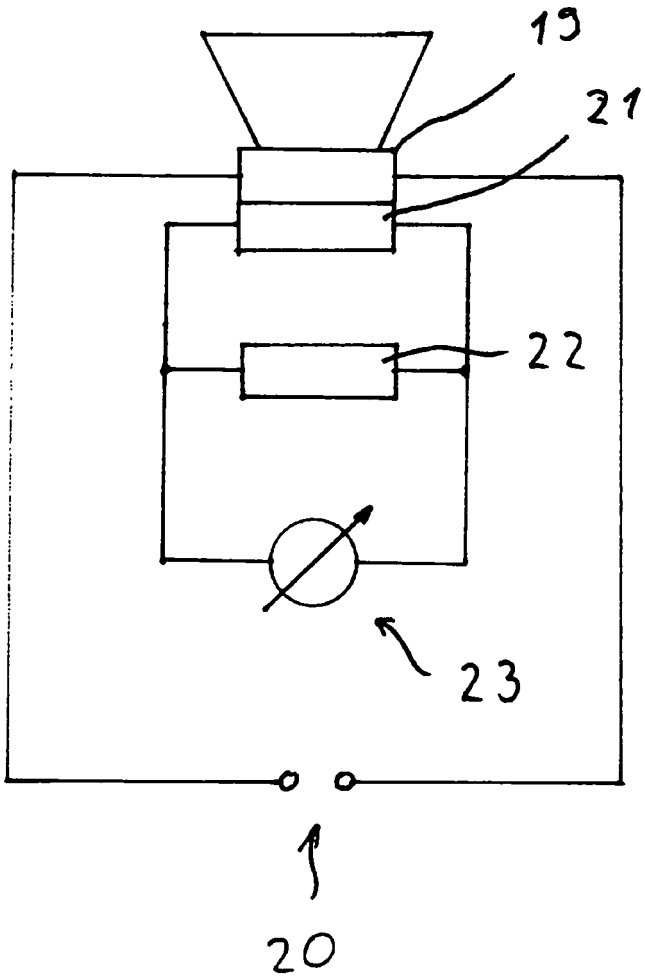



Fig. 4

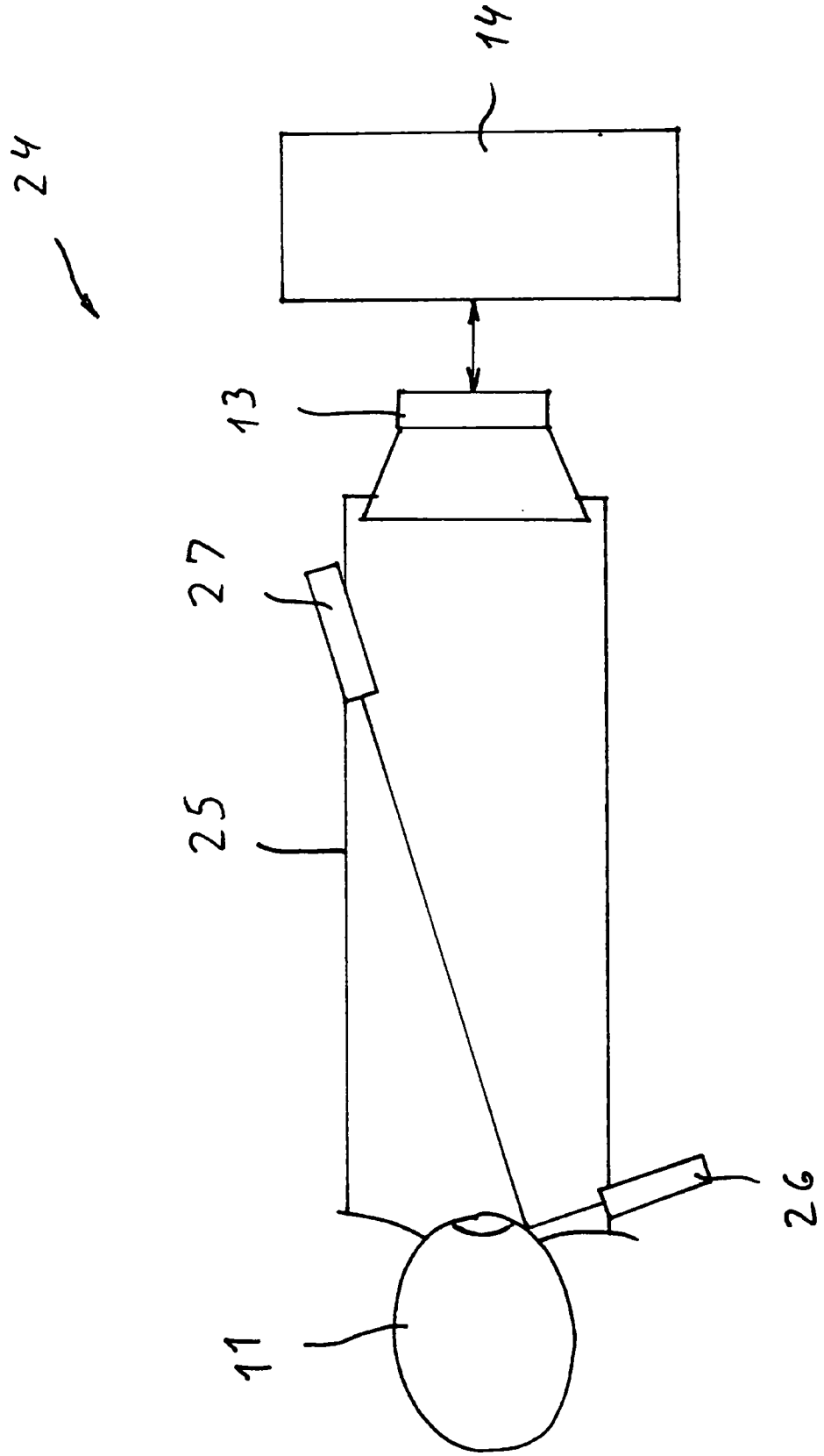



Fig. 5