

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-531960

(P2014-531960A)

(43) 公表日 平成26年12月4日 (2014. 12. 4)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/16 (2006.01)	A 6 1 B 3/16	
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	Z
A 6 1 B 3/113 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	B

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-536084 (P2014-536084)	(71) 出願人	514098953
(86) (22) 出願日	平成24年10月19日 (2012. 10. 19)		ティソット メディカル リサーチ ソシ
(85) 翻訳文提出日	平成26年6月17日 (2014. 6. 17)		エテ アノニム
(86) 国際出願番号	PCT/CH2012/000240		スイス国 2400 ル ロックル リュ
(87) 国際公開番号	W02013/056384		ード ボーシート 25
(87) 国際公開日	平成25年4月25日 (2013. 4. 25)	(74) 代理人	110000305
(31) 優先権主張番号	13/277, 379		特許業務法人青莪
(32) 優先日	平成23年10月20日 (2011. 10. 20)	(72) 発明者	ザウラー, アラン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		スイス国 2000 ヌーシャテル リュ
			ード サブロン 8
		(72) 発明者	フェアー, ジャンーノエル
			スイス国 2000 ヌーシャテル モン
			ーリアン 2

最終頁に続く

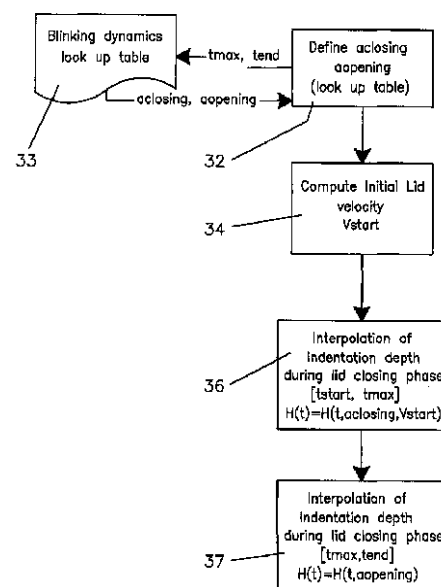
(54) 【発明の名称】 眼球の生体力学特性を監視するための方法および装置

(57) 【要約】

コンタクトレンズの形の測定装置 (1) が、角膜 (2) の方へ向かう突出部 (14) を有するセンサ (3) を備える。測定装置 (1) は、閉じる瞼によって平坦化され、突出部が角膜のへこみを生成するほどに柔軟である。突出部上に発生する力がセンサにより測定される。瞼の一定加速度・減速度モデルを瞼の動きに適用し、機械的モデルを角膜に適用して、角膜の張力が、瞼が閉じた状態で測定される力から決定されかつ推定され、これにより真の眼圧を与える。代案では、突出部が、その形の不連続点で特徴づけられ、またはセンサが細分され、各副センサが異なる形の突出部により特徴づけられる。極値として、また不連続点で得られた値により、または異なる突出部により、角膜の張力は、(線形) 外挿により得ることができる。

【選択図】 図 6

Fig. 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コンタクトレンズの要領で保持するように設計された測定装置を備えた測定構造を用いて眼球の生体力学特性を監視するための方法であって、

前記測定装置は、該測定装置が眼球に装着されると前記眼球の角膜方向を向く突出部と動作可能に係合する力検出器を備え、該測定装置が、該測定装置上を動く前記眼球の瞼により前記角膜に対して押圧されるように柔軟であるものにおいて、

力の値、および前記力の値が生じる時間の表示を測定し、記憶するステップと、

前記力の値がゼロよりもかなり大きくなり始める時間 t_{start} 、前記力の値が t_{start} 後に実質的にゼロよりももはや小さくなる時間 t_{stop} 、すなわち、前記突出部がまず前記角膜と接触し、その都度前記突出部が前記角膜から離隔する時間を決定するステップと、

眼球を閉じる段階、眼球が閉じている段階、および眼球を開く段階を決定するために、 t_{start} と t_{stop} との間の力の最大値を決定するステップと、

t_{start} と t_{end} との間での前記力の値および該値に相当する時間の値から、前記角膜の張力を示す値を導出するステップとを備えることを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記突出部による前記角膜のへこみは、閉じている間または開けている間の前記瞼の位置から生じる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記瞼の位置は一定の加速度または減速度の動きを加える際に決定され、前記加速度値および減速度値は、所定の 1 組の値から選択され、 t_{start} または t_{end} のいずれかと前記最大の力が生じる時間との間の時間の長さが選択基準として使用される請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

t_{start} と t_{stop} との間で発生する最大の力が決定され、前記最大の力の値を備える時間の期間 $t_{IOP0} \sim t_{IOP1}$ が決定され、前記力の値が、前記期間における前記力の値の平均値から、10% 超、好ましくは 5% 超、さらに、より好ましくは 2% 超には逸脱せず、

非補償の眼圧を前記期間の力の値の平均値として決定し、前記測定された力 - 時間の値を用いて、前記期間 $t_{IOP0} \sim t_{IOP1}$ の前記値を削除して前記角膜の張力を決定する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記眼球の前記瞼が閉じる場合、前記センサが前記角膜に当接することができる剛性部分を備え、これにより前記角膜のへこみが前記突出部の高さ $H_{knob, max}$ により与えられる請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記力の値および前記対応する時間の値（直接にまたはそれぞれ導出された値のいずれか）が挿入され、前記角膜の挙動モデルにより与えられる 1 組の方程式が、前記モデルの変動するパラメータにより前記方程式の系を解き、前記パラメータを使用して前記角膜の張力を算出する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記突出部の形に、少なくとも 1 つの不連続点が設けられ、これにより前記力の値における少なくとも 1 つのかなりの段差が観察され、前記段差が前記不連続点による既定のへこみ深さに帰することができる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

へこみ深さ 0 の方向に向かう外挿、好ましくは線形外挿、または非線形フィットが、前記測定された値の対：

最大の力および対応するへこみ深さ、ならびに

前記少なくとも 1 つの不連続点によって定義される力の値および密着するへこみ深さの

10

20

30

40

50

対のうちの少なくとも2つを用いて行われる請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記不連続点が高さを横断するかなりより大きな広がり突出部への遷移を備える請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記不連続点、異なる高さの突出部の存在を備える請求項8に記載の方法。

【請求項11】

実質的にコンタクトレンズのように形成された、眼球の特性を測定するための装置であって、

前記装置は、環状の形であり、周辺に配置され、眼球に装着したとき前記眼球の方へ向けられた少なくとも1つの突出部を有するセンサを備え、

前記装置は、前記装置の上で閉じる瞼が、前記突出部により前記角膜をへこませるのに十分なように前記装置を変形させることができるような全体的な柔軟性を有し、

前記突出部は、高さの異なる少なくとも2つの部分を有する装置。

【請求項12】

実質的にコンタクトレンズのように形づくられた、眼球の特性を測定するための装置であって、

前記装置は、環状の形であり、周辺に配置され、眼球に装着したとき前記眼球の方へ向けられた突出部を有するセンサを備え、

前記装置は、前記装置の上で閉じる瞼が、前記突出部により前記角膜をへこませるに十分なように前記装置を変形させることができるような全体的な柔軟性を有し、

前記突出部は、より大きい突出部からより小さい突出部への遷移区域を生成する少なくとも1つの段差を備える側面を有する装置。

【請求項13】

実質的にコンタクトレンズのように形成された、眼球の特性を測定するための装置であって、

前記装置は、環状の形であり、周辺に配置され、眼球に装着されたとき前記眼球の方へ向けられた突出部を有するセンサを備え、

前記装置は、前記装置の上で閉じる瞼が、前記突出部により前記角膜をへこませるのに十分なように前記装置を変形させることができるような全体的な柔軟性を有し、

前記センサは少なくとも副センサに細分され、前記副センサは異なる大きさの突出部を有し、これにより瞼が前記装置の上で閉じるとき、適時にシフトされた前記副センサが前記角膜に接触する装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼球の生体力学特性、より詳細には、眼圧または角膜の特性を監視するための方法、およびそのような眼球の特性を測定するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、IOP（符号の説明を参照）が、角膜の圧平により、例えばGoldman圧平眼圧測定器により測定されている。この種の装置は、角膜上のおよそ中心に圧力を所定の圧平まで加え、必要な力を測定する。しかしながら、角膜の中心に対する衝撃なので、角膜の湾曲および角膜の剛性へのかなりの依存性が存在する。

【0003】

近年、角膜の周辺領域に加えられた圧力または力を測定する圧力センサが開発されている。そのようなセンサの一例が、Dundee大学らの名義による未公開の英国特許出願第1017637、8号明細書に記載されている。この圧力センサは、周囲に組み込まれた圧力センサを有するコンタクトレンズである。この圧力センサは、角膜の方向に対して突出部（凸部）を有する。瞼（まぶた）がコンタクトレンズ上で閉じると、瞼は平坦にな

10

20

30

40

50

り、突出部は、角膜上に押される。眼球および瞼の個々の機械的特性を反映する適切な較正に基づいて、IOPを、長期間、例えば24時間に亘って監視することができる。

【0004】

センサ部分の前部、即ち角膜の反対側の部分は、瞼の圧力がかなり低下することなくセンサに伝達されるように、角膜よりもかなり堅い材料で構成してもよい。

【0005】

一般に、センサは、共振回路を構成するインダクタンスに結合した可変コンデンサのタイプである。このインダクタンスは、共振周波数がワイヤレスで決定できるようにアンテナとして働く。

【0006】

例えば、眼鏡のフレームに、好適なアンテナを設けてもよく、放射電子回路をフレームに実装してもよい。それによって、監視される人への最小の損傷のみで監視することが可能である。

【0007】

しかしながら、システムの適応および定期的較正の要件が残っており、これは厄介であり、費用がかかる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】英国特許出願第1017637、8号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

したがって、本発明の一つの目的は、較正の手間がより少なくて済む方法および装置を提供することである。本発明の別の目的は、IOP以外の他の眼球特性の監視を可能にする方法および装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

少なくとも上記第1の目的を達成する方法および装置が、独立請求項に規定されている。さらなる請求項は、それらの好ましい実施形態を規定する。

【0011】

そのような方法は、コンタクトレンズの要領で保持するように設計された測定装置 (measuring device) を備えた測定構造 (measuring arrangement) を用いて眼球の生体力学特性を監視するための方法であって、前記測定装置が眼球に装着された後、前記眼球の角膜の方に向けられた突出部と動作係合する力検出器を備え、前記測定装置が、前記測定装置の上を動く前記眼球の瞼により前記角膜に押圧されるように柔軟であるものにおいて、力の値、および前記力の値が生じる時間の指示を測定し、記憶するステップと、

前記力の値がゼロよりもかなり大きくなり始める時間 t_{start} 、前記力の値が t_{start} 後に実質的にゼロよりももはや小さくなる時間 t_{stop} が、それぞれ、前記突出部が最初に前記角膜と接触するようになる時間、前記突出部が前記角膜から離れる時間に等しくなる時間を決定するステップと、

眼球を閉じる、眼球が閉じている、および眼球を開けるフェーズを決定するために、 t_{start} と t_{stop} との間での最大の力の値を決定するステップと、

t_{start} と t_{end} との間での前記力の値および前記対応する時間の値から、前記角膜の張力を示す値を導出するステップと、

力の値における少なくとも1つのかなりの段差が観察され、この段差が不連続点によって、既定されたへこみ深さに帰せられるように、突出部の形に少なくとも1つの不連続点を与えるステップと、

上述のような突出部を与えるステップに加えて、へこみ深さ0の方に向かう外挿、好ましくは線形外挿、または非線形フィットを、

10

20

30

40

50

a) 最大の力および対応するへこみ深さ、ならびに

b) 上記少なくとも1つの不連続点によって規定される力の値および対応するへこみ深さの対の測定された値の対のうちの少なくとも2つを使用して行うステップとを備える。

【0012】

それらの好ましい変形例は、以下のうちの少なくとも1つが実施される方法である：

力の値において少なくとも1つのかなりの段差が観察され、この段差が不連続点によって既定されたへこみ深さに帰することができるように、突出部の形に、少なくとも1つの不連続点が設けられること、

瞼の動きが一定の減速度および加速度の動きに基づいて決定されること、

測定された力の値および時間の値またはそれらから導出される値をモデルの方程式に挿入することにより、角膜のモデルのパラメータを決定することによって角膜の張力が決定されること。

【0013】

この目的は、コンタクトレンズのように実質的に形成された、眼球の特性を測定するための装置によって実現され、この装置は、環状の形で周辺に配置され、眼球に装着したときに眼球の方へ向けられた少なくとも1つの突出部を有するセンサを備え、この装置は、装置の上で閉じる瞼が、突出部により角膜をへこませるのに十分に装置を変形することができるような全体的な柔軟性を有し、突出部は異なる高さの少なくとも2つの部分を備える。

【0014】

代替の装置は、コンタクトレンズとして実質的に形成された、眼球の特性を測定するための装置であり、この装置は、環状の形で周辺に配置され、眼球に装着したときに眼球の方へ向けられた突出部を有するセンサを備え、この装置は、装置の上で閉じる瞼が、突出部により角膜をくぼませるのに十分に装置を変形することができるような全体的な柔軟性を有し、突出部は、より大きい突出部からより小さい突出部への遷移区域を生成する少なくとも1つの段差を備える側面(flanks)を有する。

【0015】

さらなる代替の装置は、コンタクトレンズとして実質的に形成された、眼球の特性を測定するための装置であり、この装置は、環状の形で周辺に配置され、眼球に装着したときに眼球の方へ向けられた突出部を有するセンサを備え、この装置は、装置の上で閉じる瞼が、突出部により角膜をくぼませるのに十分に装置を変形することができるような全体的な柔軟性を有し、センサは、少なくとも副センサに細分され、副センサは、適時にシフトされた副センサが、瞼が装置上で閉じるときに角膜に接触するように異なる大きさの突出部を有する。

【0016】

さらに本方法および装置の変形は、明細書および特許請求の範囲に与えられる。本発明はさらに、好ましい実施形態により図を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】監視レンズの上面図である。

【図2】センサの拡大断面図であり、へこみの状態が破線によって示されている。

【図3】監視レンズを有する眼球の断面図である。

【図4】機械的モデルの図である。

【図5】均一なノブに対するヒステリシスの概略図である。

【図6】瞼に対する一定加速度モデルによるへこみ深さの内挿のフローチャートである。

【図7】内挿のみによるヒステリシスの計算のフローチャートである。

【図8】2つのセンサを有するレンズの上面図である。

【図9】図8のセンサの拡大された部分断面である。

【図10】図8のレンズの力 時間の概略図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1】外挿の概略図である。

【図 1 2】遷移を有するノブの断面図である。

【図 1 3】図 1 2 のノブの力 時間の概略図である。

【図 1 4】変化するノブの形を有するセンサを有する監視レンズの断面図である。

【図 1 5】遷移を有するセンサの p - H 概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 1 は、「監視レンズ」1、即ち、センサ 3 を有するコンタクトレンズを示している。センサ 3 は、圧力感知装置の環状の構造である。センサ 3 は、容量性センサであることが好ましい。コイル 4 が環状巻き線として外側に配置される。センサ 3 およびコイル 4 は、センサに加えられた力に依存する共振周波数を有する共振回路を構築する。図 2 にセンサ 3 の概略断面図を示す。実質的に U 字形の剛性フレーム 5 が膜 7 により閉じられる。フレーム 5 の底部（図 2 の上側）に、一方の電極 9 が設けられる。他方の電極 10 は、膜 7 の内側に取り付けられている。へこんだ状態として破線で示すように、第 2 の電極 11 は、膜 7 の柔軟性の低減がより少なくなるように、膜 7 の中央に（接着、ハンダ付け等により）固定されることが好ましい。電極 10 が膜の表面全体に亘って取り付けられている場合、膜 - 電極の貼り合わせは、かなり増加した剛性を有する。さらに、非常に小さい取り付け区域 8 のみにより、第 2 の電極 11 がへこんだ状態に曲げられることが避けられる。

【0019】

膜 7 の外側の面には、いわゆるノブ 14 が設けられる。ノブ 14 は角膜 16 上で押されることになるので、シリコンまたはヒドロゲルのような柔軟で、弾性的で、生体適合性の材料製である。

【0020】

さらに、眼球のへこんだ角膜 16 が一点鎖線により示されている。へこみは、まばたきまたは睡眠中のいずれかにより閉じたとき、瞼の影響下で生じる。

【0021】

さらに注目すべきことは、ノブ 17 の高さおよび膜の変位が、例示のために強調されていることである。膜の動きは、角膜のへこみおよび加えられた力を減少させ、したがって信号の振幅を減少させる。

【0022】

ノブは、角膜のへこみをマイクロメートルの大きさで作り出し、したがってその形は、概してより平坦な態様を有する場合がある（英国特許 1017637、8 号明細書を参照）。

【0023】

角膜がごくわずかししかへこまないということが、依然として従来技術の圧平眼圧測定器に対する、監視レンズの重要な利点を構成する。全体的に見て眼球への衝撃が非常に小さいので、真の IOP は、測定によって影響を受けることがない、即ち無意識のまばたきに必要とされる時間、即ち瞼のまばたきの間、測定サイクルが実施される動的測定の時間スケールに関して一定であるとみなされると仮定することは、理に適っている。

【0024】

図 3 は、センサ 3 を有する監視レンズ 1 を保持する眼球 18（レンズ 19、虹彩 20、角膜 22）の部分断面図を示している。受動状態では、ノブ 14 が角膜に接触しないことは、注目に値する。

【0025】

本発明の文脈における基本的な発見が、瞼は、閉じる間、まず一定の値で加速され、次いでほぼ同じ値で減速されるということにある。

【0026】

同じことが、瞼を開ける間に適用されるが、加速度の値はより低い。

【0027】

さらに、へこみ中の角膜の機械的挙動は、粘弾性モデル 23（図 4）（D. H. G l a

10

20

30

40

50

ss, C. J. Roberts, A. S. Litsky, P. A. Weber, A Viscoelastic Biomechanical Model of the Cornea Describing the Effect of Viscosity and Elasticity on Hysteresis, IOVS 49 (2008) 3919 - 3926) によって説明できる。

【0028】

第1の弾性要素24と直列である、粘性要素26および第2の弾性要素28が並列である。これらの要素は角膜の粘弾性の挙動を示す。このモデルは、図5に示す、へこみHに対する測定された圧力pを示す曲線29のヒステリシスを説明する。

【0029】

眼球を閉じる間（上側ブランチ30）と眼球を開ける間（下側ブランチ31）において、所定のへこみH_{trigger}での圧力p_{trigger}を測定して、それぞれp_c、p_o、即ちヒステリシス = p_{hy} = p_c - p_oを決定することができる。それによって、角膜および眼球の粘弾性および他の特性は、さらにIOPに追加的に取得可能である。

【0030】

さらに、モデル23により非補償の圧力IOP_{raw}に対する寄与（contribution）p_{cornea}を算出することが可能になる。モデル23は、以下の方程式（1）～（5）により特徴づけられる（図4を参照）。

【式1】

【0031】

$$\sigma = \sigma_V + \sigma_{E_2} (= \sigma_{E_1}) \quad (1)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_{E_1} + \varepsilon_{VE} \quad (\varepsilon_{VE} = \varepsilon_V = \varepsilon_E) \quad (2)$$

$$(\sigma_{E_1}) \sigma = E_1 \varepsilon_{E_1} \quad (3)$$

$$\sigma_V = \eta \frac{d\varepsilon_{VE}}{dt} \quad (4)$$

$$\sigma_{E_2} = E_2 \varepsilon_{VE} \quad (5)$$

【0032】

p(t)に対応する およびH(t)に対応する により、t_{IOP0} ~ t_{IOP1}の期間の間の寄与p_{cornea}は、即ち瞼が閉じる間の準安定状態の間に測定された圧力上で、決定することができ、その結果、真のIOPまたは補償されたIOPを得ることができる。実際に、非線形フィットアルゴリズムを、モデルの方程式を解くのに使用することができる。

【0033】

監視レンズ1のさらなる特性は、その平坦化が瞼の動きと定量的に相関していることである。換言すれば、開ける／閉じる動きの方向における瞼の位置s_{lid}は、角膜16, 22とフレーム5との間の距離の基準であり、したがって、ノブ14が角膜16に接触した後、ノブ14による角膜16のへこみHに対する基準でもある。瞼が完全に閉じたとき、フレーム5は角膜16, 22に接触し、最大または定常状態のへこみH_{kno b} = H_{kno b, max}が生じることが好ましい。

【実施例1】

【0034】

図5のヒステリシス曲線29の特性値を決定するために、瞼を開けている間の加速度の値(a_{open})および閉じているの間の加速度の値(a_{close})が、閉じた瞼に対応する最大限の力の発生と、力が再びゼロになる時間、即ちノブ14が角膜に感知可能な

10

20

30

40

50

力をもはや加えない程度に瞼を開ける時間との間の遅延から生じるという発見を使用して
いる。上述のように、へこみ深さ H はその場合、一般方程式 (6) を使用して瞼の位置を
内挿することによって取得可能である。

【式 2】

【0035】

$$s_{lid}=1/2at^2+v_0t+s_{lid0} \quad (6)$$

【0036】

10

式中、「 a 」は瞼の加速度であり、「 s_{lid} 」は時間 t における瞼の位置であり、「 s_{lid0} 」は時間 $t = 0$ における瞼の位置であり、閉じるときは $s_{lid0} = 0$ であり、開けるときは、 s_{lid0} = 閉じたときの最終的な位置、即ち t_{IOP0} 、「 t 」は時間であり、「 v_0 」は瞼を閉じるときノブ 14 が角膜 22 を打つときの瞬間として定義される時間 $t = 0$ における瞼の速度であり、瞼を開けるときは、 $v_0 = 0$ である。

【0037】

この方程式の適用については、測定時間間隔が、瞼が、閉じる動きの間減速し、瞼が、開ける動きの間加速するときのフェーズのみをカバーすることを想起するものとする。

【0038】

H と s との関係 (式 (7)) は、レンズ 1 の較正によって決定され、記憶される。
実際の項では s_{lid} は、瞼の角度にも対応することがある。

20

【式 3】

【0039】

$$H=f(s_{lid}) \quad (7)$$

【0040】

角膜をへこませるときのノブ 14 によって感知される力 $F(t)$ は、接触面がへこみ深さ H によって変化するとはいえ、概ね、圧力 p に一意的に関係する。所定のノブの形に対する $F(t)$ と $p(t)$ との関係は、実験的に決定することができ、参照テーブルまたは数値的に決定される関数、例えば多項式、1 組の関数、例えば (立方体) スプラインとして使用することができる。実験的に、ノブの丸みのある形、即ち丸みのある頂点を有するノブは、適切であることが見出されている (また、明らかに角膜の刺激を回避している)。

30

【0041】

さらに、圧力依存性が、測定された力に線形に依存する場合、ノブの形状を決定することが可能であり、したがって以下の方程式 (8) が適用される。

【式 4】

【0042】

40

$$p(t)=c_pF(t) \quad (8)$$

【0043】

式 (8) 中、「 c_p 」は定数であり、これにより計算がかなり簡単になる。

【0044】

別のアプローチでは、圧力は内挿されたへこみ深さにさらに依存し、例えば式 (9) で表される。

【式 5】

50

【 0 0 4 5 】

$$p(t)=g(H(t))F(t) \quad (9)$$

【 0 0 4 6 】

式 (9) 中、 $g (H (t))$ は、 $H (t)$ の関数であり、ノブの特徴であり、解析的にまたは離散値により定義され、必要に応じて内挿され、 (F E A) シミュレーションまたは測定によって決定することができる。

【 0 0 4 7 】

この形は、個々の眼球に関わらず十分な精度を有する。正確な形は、例えば角膜の機械的特性に基づく数値的方法、例えば有限要素解析 F E A によって求めることができる。

【 0 0 4 8 】

センサ信号の評価は、図 6 及び図 7 のフローチャートに示されている。センサは、その値を、評価装置、例えば組み込み型制御器により構成され、場合によっては眼鏡に一体化された評価装置、または眼鏡の監視回路によって受信されたデータが連続的に (ワイヤレスで)、または定期的に転送される別個のステーションに、十分な高い速度で与える。したがって、データはローカルに保存され、後に評価ステーションに転送されるか、または直接評価される。

【 0 0 4 9 】

瞼の閉じは一般に 7 5 m s 以内に生じ、測定に使用される期間 ($t_{s t a r t} \sim t_{I O P 0}$) は 1 ~ 3 m s の範囲であり、瞼の開きはそうした期間の約 3 倍以内であり、 (即ち、全体として約 2 2 5 m s であり、 $t_{I O P 1} \sim t_{e n d}$ は約 3 ~ 9 m s である)、一方で瞼は、一般に無意識のまばたきの間約 1 6 m s 閉じたままである。瞼の動きを考慮して、力のデータは十分高速にサンプリングされなければならない、少なくとも 5 つの値がヒステリシス曲線のブランチ 3 0 , 3 1 ごとに必要である。センサから放射器 / 受信器への転送速度が制限されるので、かなり長い期間にわたり生じる開きフェーズからの加速度の値を決定するために内挿を基礎とすることが好ましい。実験的に、および理論的に考慮して、データ収集速度が約 5 k H z であれば十分である。高速であるほど性能が向上する傾向がある。

【 0 0 5 0 】

瞼が閉じられているときの時間 $t_{m a x}$ は、力の信号がその最大値 $F_{m a x}$ である時点として決定される。実用上、瞼が閉じられている期間は、力 $F (t)$ が所定の閾値を超えた状態である $t_{I O P 0}$ から $t_{I O P 1}$ への期間であるとみなされる。したがって、それは、例えば最大の信号の比率であるとみなされる。この比率は、せいぜい 1 0 %、好ましくはせいぜい 5 %、最も好ましくはせいぜい 2 % であり、即ち閾値 $F_{t h}$ は少なくとも $0.9 F_{m a x}$ 、または $0.95 F_{m a x}$ または、 $0.98 F_{m a x}$ となるように定義される。

【 0 0 5 1 】

期間 $t_{E n d} \sim t_{I O P 1}$ ($t_{E n d}$: センサ信号が再び 0 になる、即ちノブが角膜に測定のできる力をもはや加えない時点) が、一般の参照テーブル 3 3 (図 6) のインデックスとして使用される (3 2)。テーブル 3 3 は、瞼を開ける間の加速度 $a_{o p e n}$ の値、及び、瞼を閉じる間の減速度 $a_{c l o s e}$ の値を与える。好ましい実施形態によれば、ノブは、瞼を閉じるときに瞼が減速し、瞼を開けるときに瞼が加速する期間のみ、ノブが測定可能な程度に角膜に接触するように、設計される。

【 0 0 5 2 】

$a_{c l o s e}$ 、ならびに時間 $t_{s t a r t}$ (測定のできる力の信号が最初に生じる時間、即ちノブが角膜に圧力を加え始める時間)、および時間 $t_{I O P 0}$ (力の信号が $F_{t h}$ を過ぎる (超える) 時間であって、瞼が閉じられその動きが止まっていることを示す) を使用して、 $t_{s t a r t}$ における瞼の速度 $v_{c l o s e 0}$ が決定される (3 4)。

10

20

30

40

50

【式 6】

【0053】

$$v_{\text{start}} = a_{\text{close}}(t_{\text{IOP0}} - t_{\text{start}}) \quad (10)$$

【0054】

次に、へこみ深さ $H(t)$ は、瞼の位置に基づく閉じおよび開きに対してそれぞれ決定され(36、37)、これらの位置は眼球を閉じる動きおよび開ける動きに対して、それぞれ方程式(11)、(12)で与えられる。

10

【式 7】

【0055】

$$s_{\text{close}} = v_{\text{start}}(t - t_{\text{start}}) - 1/2 a_{\text{close}}(t - t_{\text{start}})^2; \quad (11)$$

$$s_{\text{open}} = 1/2 a_{\text{open}}(t - t_{\text{IOP1}})^2 + s_0; \quad (12)$$

【0056】

式中、「 s_0 」は、瞼の閉じた位置であり、例えば s_{close} の最終的な値として与えられる。

20

【0057】

圧力 $p(t)$ は、センサ信号、即ち眼球によってノブに加えられた力に基づいて決定される。

【0058】

測定されたへこみ $H(t)$ 、これらのへこみが測定された知られた時間 t 、および $p(t)$ を用いて、ヒステリシス曲線 $p(H(t))$ を構築でき、真の IOP は、測定された非補償の IOP_{raw} への角膜の影響を補償することによって決定することができ、この非補償の IOP_{raw} は、 t_{IOP0} から t_{IOP1} への準安定状態における期間の平均値として測定される圧力である。この分離は、IOP を測定時間スケール上の、即ち上記で述べたまばたきの持続期間の定数とみなすことによって行われる。

30

【0059】

非線形フィットに対して、 $t_{\text{start}} \sim t_{\text{end}}$ の期間は3つの区分に細分される：

A) 瞼が閉じ、力が増大する区分： $t_{\text{start}} \sim t_{\text{IOP0}}$

B) 瞼がほぼ閉じ、力がほぼ一定である区分： $t_{\text{IOP0}} \sim t_{\text{IOP1}}$

C) 瞼が開き、力が減少する区分： $t_{\text{IOP1}} \sim t_{\text{end}}$

【0060】

区分 A) 及び区分 C) は、角膜はへこんでいるとはいえセンサフレーム 5 が眼球 18 にまだ接触していないか、またはもはや接触していないことを特徴とする。これらのフェーズの間、粘弾性モデル 23 が適用される。

【0061】

40

しかしながら、区分 B) では、フレーム 5 は角膜 22 に接触する。したがって、瞼の位置(今は閉じている)とそれぞれ独立に、へこみ深さは一定であると考えられるが、その理由は、センサは眼球に対して固定されており、粘性構成要素は緩和するのが十分に短いのでその寄与は無視できるからである。この区分では、角膜の圧力成分は、弾性要素 E_1 および E_2 のみによって決定される。

【0062】

区分 A) および区分 C) の間、粘弾性モデルに基づいて、非線形フィットは $[H(t), p(t)]$ 値の対に基づいて決定することができ、モデルのパラメータ E_1 、 E_2 、および τ を与える。角膜の張力による IOP の減少を算出するために、 E_1 および E_2 を使用すると、下式が得られる。

50

【式 8】

【0063】

$$p_{\text{cornea}} = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \left[\frac{H_{\text{knot}}}{\alpha_{\text{anat}}} \right] \quad (13)$$

【0064】

式中、「 α_{anat} 」は定数であり、下式(14)が真のIOPを与える。

【式 9】

【0065】

10

$$IOP = IOP_{\text{raw}} - p_{\text{cornea}} \quad (14)$$

【0066】

非線形フィットに対して、上記に与えられた方程式は、数値方程式解に使用することができ、または組み合わされて誘導方程式のセットから、唯一の方程式までとなり、次いで、通常非線形フィットアルゴリズムを受ける。正しい解を近似するための基準としては、最小自乗誤差の原理が好適である。

【0067】

20

上記の方程式から始めることにより、微分方程式のこの系の以下の特定の解を導出することができる。

【式 10】

【0068】

$$p_{\text{cornea}}(t) = \frac{H(t)E_1}{\alpha_{\text{anat}} \left[1 + \frac{E_1}{E_2} \left(1 - e^{-t/\tau} \right) \right]} \quad (15)$$

30

【0069】

式中、「 $H(t)$ 」は、時間 t における角膜のへこみの深さであり、「 $\tau = E_1 / E_2$ 」は、ヒステリシス定数である。

【0070】

上記公式の導出において、瞼の一定加速度のモデルが適用可能であること、および監視レンズの反力が、瞼がレンズに加える力に対して無視できるほど小さいことが想定される。

【0071】

非線形フィットを方程式(14)と共にこの公式に適用し、測定結果(異なる時間 t における角膜へこみ深さに対する測定された圧力およびヒステリシス定数)を使用することにより E_1 および E_2 が与えられる。

40

【0072】

さらに、実行可能なアプローチは、 $E_1 = E_2$ に設定することである(D. H. Glass, Characterization of the Biomechanical Properties of the in vivo Human Cornea (Thesis), Ohio State University, 2008、頁59を参照)。

【0073】

さらに言及すべきことは、眼球を開けている間および閉じている間、等しいへこみ H_t $r i g g e r$ で圧力を決定することによって、ヒステリシス定数を決定することができ

50

ることである。これらのへこみの値を決定するために、それ自体知られている内挿技法を使用してもよい。ヒステリシスは眼球および角膜の健全な状態の情報を与えると想定され、また非線形フィットに使用される。

【0074】

図7は、の算出のフローチャートを示している。最初のステップは、図6には示していないが、上述のIOPを決定するステップと同一である。

【0075】

センサの力の信号は、それがゼロからかなり逸脱する(40)まで読み出される(39)。この時点は、 t_{start} として定義される(41)。力の信号 F_{sensor} は、それがもはや大きくゼロから逸脱しないことが決定される(43)まで、5kHzで記録され記憶される(42)。この時点は、 t_{end} として記憶される(44)。

10

【0076】

記録された2重のデータ($F_{sensor, i, t}$)において、最大の $F_{sensor, max}$ 値が探索され(45)、対応する時間 t_{max} が記録される。データは、眼球の特性、または眼球の健全状態を示す値、特に上述のIOPを決定するために後処理される。

【0077】

次のステップでは、再び参照テーブルを使用して(34)瞼の動きのパラメータを決定し(32)、そこから F_i 値に対するへこみ深さ H_i を決定する(36)。

【0078】

20

さらに、時間 $t_{trigger0}$ は、 t_{start} と t_{max} (または代替として t_{IOP0})との間で既定の位置に決定され、 t_{max} (代替として t_{IOP1})と t_{end} との間の、瞼を開ける区分(phase)に対する対応する時点 $t_{trigger1}$ が、 $t_{trigger0}$ における同じへこみが生じる時点として決定され、ここで中間の値は内挿される。代替として、 $t_{trigger}$ を定義する代わりに、 $H_{trigger}$ を決定してもよい。 $t_{trigger0}$ の好適な値は、言及した間隔の中間値または $H_{trigger} = 1/2 H_{knob, max}$ (最大へこみ深さ)である。

【0079】

$t_{trigger}$ または $H_{trigger}$ に対しては、眼球を閉じる間、眼球を開ける間のそれぞれの力の値 $F_{trigger0}$ 、 $F_{trigger1}$ は、必要に応じて内挿を使用して算出される(46)。差 $F_{trigger0} - F_{trigger1}$ は、の基準を与える(47)。

30

【0080】

好ましい変形では、閾値の力の値 F_{th} は自動校正のサイクルで決定される。装置は、眼球が既定の時間 t_{th} よりも長く閉じるかどうかを判断する。始動および停止の基準は、それぞれ、力がゼロよりも大きいか、再びゼロであるかである。次いで、眼球を閉じることおよび眼球を開けることを表す最初および最終の値が、破棄される。結果として生じる期間は、これらの動きに対する通常的时间よりもかなり長く、例えば少なくとも1/2秒または少なくとも1秒である。閉じた眼球のこの期間の力の値は、後処理される。平均値が含まれることが好ましい。次いで、 F_{th} は得られた定常状態の力の値よりも低い比率になるように設定される(上述を参照)。

40

【0081】

自動校正に対しては、患者は数秒の間、眼球を閉じることが求められ、あるいは長時間の瞼を閉じている期間(例えば、睡眠)が使用され、自動的に検出されてもよい。最初の値および最終の値の破棄が回避され得る場合であっても、手動によるトリガおよび制御も同様に可能である。

【0082】

したがって、 t_{th} は、数秒、例えば少なくとも2秒、好ましくは少なくとも5秒、またはさらに少なくとも10秒でもよい。

【実施例2】

50

【0083】

実施例1の計算処理の取り組みを回避するために、明確に異なる高さ $H_{knob}(i)$ ($i=2$)の少なくとも2つの区分(segments)が存在するようなやり方で、センサを修正することができる。区分化は、瞼のほぼ鏡面对称の動きを考慮して、少なくとも鏡面对称であることが好ましい。

【0084】

図8は、第1のセンサを構成する大きい2つの区分 $S_0(51)$ を有する構成を示している。それらの区分の間には、センサ2を構成するより小さい2つの区分 $S_1(53)$ が設けられている。これらは、 S_0 のノブよりもかなり低いノブにより特徴づけられる。

【0085】

データの転送のために2つのアンテナ55, 56が、それぞれ、センサ51, 53に対して設けられ、各アンテナは周縁部全体にのびる。しかしながら、アンテナ/センサ・コンデンサの構成は、競合を回避するためにセンサがそれぞれ独立に、かつ追加の対策を伴わないでデータを与えることができるように、異なる周波数に応答する。

【0086】

図9は、アンテナ55, 56に加えて、異なる高さの $H_{knob, S_0 58}$ および $H_{knob, S_1 59}$ をも示している。

【0087】

異なるノブの高さの効果が、図10に示されている。センサ $S_1(53)$ も、角膜と接触する、または接触を解く時点は、センサ $S_0(51)$ による明確なへこみ H_{S_0} に対応する時点 $t_{trigger1061}$ および時点 $t_{trigger11}$ を直接定義する。

【0088】

さらに、センサ $S_1(53)$ は、センサ $S_0(51)$ の最大定常状態値62に加えて、最大準安定状態の力の値63を単独で与える。

【0089】

第1の代替では、 t_{max} (瞼が閉じた、最大力信号)、および S_0 による明確なへこみ深さである $t_{trigger10}$ における、それぞれ、センサ S_0 の力の値 $F_{max, S_0 62}$ および $F_{trigger, S_0 64}$ が使用される。 $t_{trigger10}$ での S_0 の力の信号の追加、または代替として、第2のセンサの最大の力の信号を使用することができる。別の使用可能な値は $t_{trigger11}$ での力 $F_{trigger1, S_0}$ であるが、しかしながら、この値はそのより複雑な履歴に起因して決定するのがより困難であるが、瞼のより遅い動きのため時間分解能はより優れている。

【0090】

定常状態で得られたこれらの値は、図11に示すように $H=0$ に線形外挿するのに使用することができ、直接に真のIOPを与える。 $H_{knob, S_0 59}$ での圧力 $p_{max, S_0 62}$ と、へこみ $H_{knob, S_0} - H_{knob, S_1 67}$ (センサ S_1 が丁度角膜に接触するときのセンサ S_0 によるへこみ)での圧力 $p_{trigger 64}$ とを通る直線は、縦座標に延長されて、真のIOP68を算出する。

【0091】

へこみが変化している時点($t_{trigger10}$)で得られた値の場合、動的効果を考慮に入れるべきであり、経験により、非線形フィットは上述の生体力学モデルに基づいて行う必要がある。 $t_{trigger10}$ および $t_{trigger11}$ での力の値または圧力の値を使用して、ヒステリシスパラメータも算出してもよい。

【0092】

この概念は、2つのセンサに制限されない。それぞれが異なるノブのさらなるセンサが設けられてもよく、これらのセンサのサイズは S_0 よりもかなり小さい S_1 に限られない。

【実施例3】

【0093】

ノブに遷移(transition)70が設けられる。図12では、遷移は、より広いノブの

10

20

30

40

50

形への遷移である。換言すれば、頂点 72 から遷移 70 では、ノブの形状は小さいノブに相当し、遷移 70 から膜 7 までは、素地 (basis) 71 の形は、より大きいノブに相当する。

【0094】

ノブ 14 が角膜 16 上に押されたとき、得られる信号は、そうしたノブが小さいノブの形 (図 13 の部分 73) を有するかのような信号となる。へこみが増大する場合、角膜は時間 $t_{trigger0}$ 74 で遷移 70 に接触するようになる。接触区域が階段状に増加するにつれて、センサの力の信号も階段状の増加 74 を示す。その後、信号 75 は、仮想のより大きいノブの信号に対応するにすぎなくなる。

【0095】

眼球を開ける間、同じことが $t_{trigger1}$ 75 で逆の意味で生じる。力の信号は、角膜がもはや広い素地 71 に接触しないとき鋭い減衰 77 を示す。

【0096】

図 14 に示すように、同じ効果が、センサ広がり的一部分上の小さいノブの形状 79 によって得ることができる、残部 (remainder) 80 はかなりより大きいノブとして形づくることができる。この場合、眼球の刺激を回避するために円滑な遷移が生じるように遷移区域は波状であることが好ましい。

【0097】

結果としての p/H 概略図が図 15 に示される。基本的に閉じた眼球の方へ向かう部分 81 は、より高い圧力値にシフトしている。さらに、シフト区域は、所定の時点を定義し、圧力 $p_{trigger0}$ 83 および $p_{trigger1}$ 85 により、ヒステリシスを決定することができる。

【0098】

遷移深さ $H_{trigger}$ 87 は再び、へこみ深さが、頂点 72 または図 14 の変形におけるより大きいノブの高さとより小さいノブの高さとの差のいずれかに対応する時点を定義する。

【0099】

圧力 $p_{trigger0}$ 83 は、へこみ $H_{trigger}$ 87 での圧力を定義する。ヒステリシス曲線の上にシフトした部分 81 は、実効接触面 (連続した線が、均一な形状を想定した算出を示している) を使用して正規化または補正され、曲線 (破線) 88 を与える。

【0100】

これによって得られた頂点 90 は、 H_{knob} 、即ち角膜 22 と接触しているフレーム 5 での p_{max} である。得られた 2 つの点 ($p_{trigger0}$ 83、 p_{max} 90) は、図 11 で上述の線形外挿を可能にし、真の IOP 63 を与える。

【0101】

前述の実施例から、当業者は、特許請求の範囲によってのみ規定される本発明の範囲を逸脱することなく多数の変形および変更を考案することができる。具体的には、以下のことが当てはまる。

【0102】

実施例 2 および実施例 3 に対して、異なる高さまたは遷移のより多くのノブ、場合によってはさらに組み合わせ、例えば、それぞれが遷移を有する 2 つのノブがあってもよい。利点は、外挿により IOP を決定するためのより多くの点を有することになることである。

【0103】

他の角膜の機械的モデル、例えば標準線形固体モデル、または軟組織のために開発されたモデル、例えば、M. N. Tanahq, M. Higashimori, M. Kaneko, I. Kao, IEEE Transactions on Biomedical Eng., 58/3 (2011), 509. を使用してもよい。

【0104】

10

20

30

40

50

コンタクトレンズは、眼球への装着が許容できる他の材料、特に純シリコンゴムから作られてもよい。

【符号の説明】

【0105】

a ... (瞼の) 加速度	
F E A ... 有限要素解析	
F _{max} ... 最大の力	
F (t) ... 時間 t の力の値	
F _i ... i 番目の力の値	
F _{th} ... センサ信号の閾値	10
H ... 角膜におけるノブのへこみ深さ	
H _{knob, max} ... センサフレームの表面に対するノブの高さ = 最大限のへこみ	
H _{max} ... へこみの最大値	
H _{trigger} ... 既定のへこみ値	
I O P ... 眼圧	
p _c ... 眼球を閉じる間の、所定のへこみ H _{trigger} で測定された圧力	
p _o ... 眼球を開ける間の、所定のへこみ H _{trigger} で測定された圧力	
p _{cornea} ... I O P に対抗する角膜の圧力	
p (t) ... 時間 t に依存する圧力	
p _i ... i 番目の圧力	20
p _{trigger 0 / 1} ... 時間 t _{trigger 0 / 1} での圧力	
S 0 ... より大きいノブを有するセグメント	
S 1 ... より小さいノブを有するセグメント	
S _{lid} ... 瞼の位置	
t _{end} ... 瞼を開ける場合にノブが角膜との接触を解く時間	
t _{I O P 1} ... 瞼を開ける開始時間	
t _{I O P 0} ... 瞼を閉じる終了時間	
t _{I O P 0} ... 瞼を閉じる間の F _{th} による力の信号の通過時間、瞼を閉じる終了時間	
t _{start} ... ノブが角膜に圧力を加え始める時間、即ち力の信号が最初に生じる時間	
t _{trigger 0 , 1} ... H _{trigger 0 / 1} が生じるトリガ時間	30
v ... (瞼の) 速度	
v _{start} ... t _{start} での瞼の速度	

【図 1】

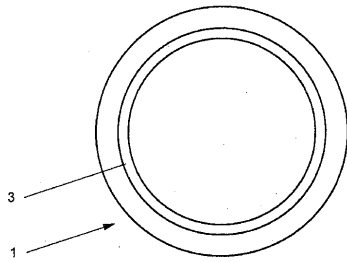


Fig. 1

【図 2】

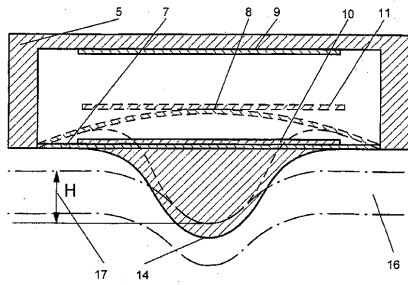


Fig. 2

【図 3】

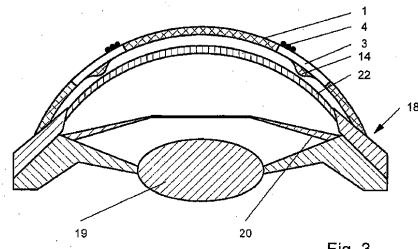


Fig. 3

【図 4】

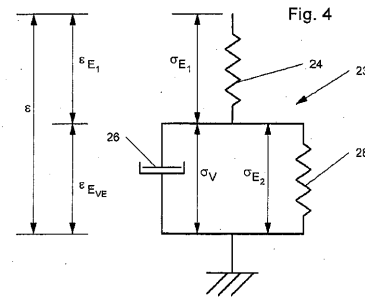


Fig. 4

【図 5】

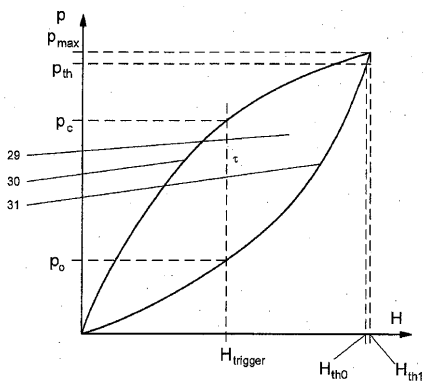
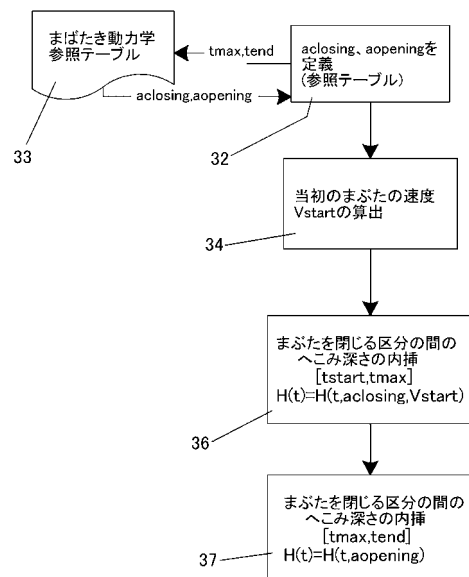
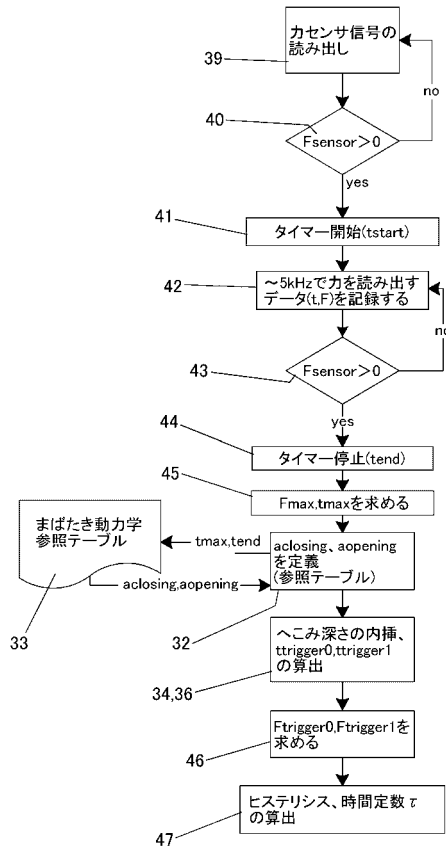


Fig. 5

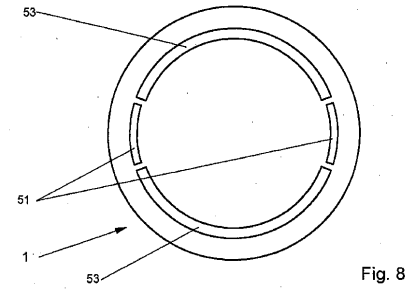
【図 6】



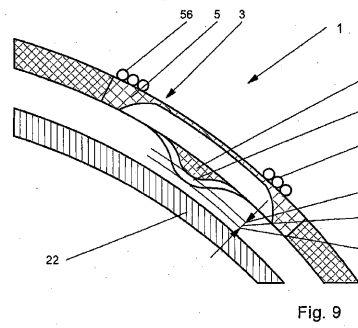
【図 7】



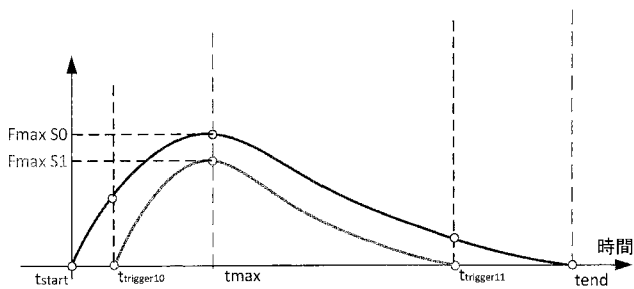
【図 8】



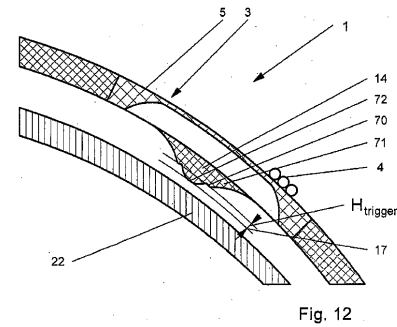
【図 9】



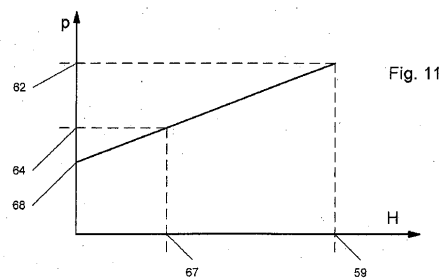
【図 10】



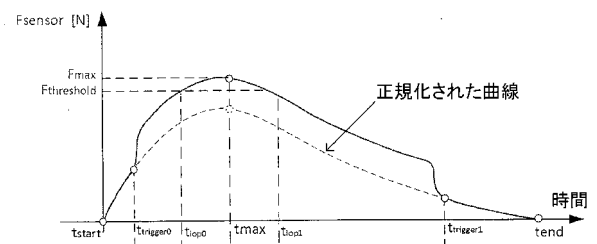
【図 12】



【図 11】



【図 13】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/CH2012/000240

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B3/16

ADD.

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

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

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 061 777 A2 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]) 6 October 1982 (1982-10-06)	1,4,5
A	pages 6, 8-9; claim 1; figures 1-6	2,3,6-10
A	----- AU 522 834 B2 (UNIV WESTERN AUSTRALIA) 1 July 1982 (1982-07-01) the whole document	1-10
X	----- US 5 830 139 A (ABREU MARCIO M [US]) 3 November 1998 (1998-11-03)	13
A	the whole document column 61, line 7 - column 66, line 20; figures 25-29	1-10
A	----- US 4 922 913 A (WATERS JR GEORGE E [US] ET AL) 8 May 1990 (1990-05-08) the whole document	1-10
	----- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

30 April 2013

Date of mailing of the international search report

17/05/2013

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Apostol, Simona

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/CH2012/000240

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 628 938 A (LEE DAVID A [US]) 16 December 1986 (1986-12-16) the whole document	1-10
X	US 2009/076367 A1 (SIT ARTHUR J [US] ET AL) 19 March 2009 (2009-03-19)	11,12
A	the whole document paragraphs [0062] - [0075]; figures 15-17	1-10
A	US 2008/259276 A1 (ROBERTS CYNTHIA J [US]) 23 October 2008 (2008-10-23) the whole document	1-10
X,P	WO 2012/052765 A2 (UNIV DUNDEE [GB]; CONTACT LENS PREC LAB LTD [GB]; ELSHEIKH AHMED [GB];) 26 April 2012 (2012-04-26) page 12 - page 13; claims 1,29; figures 9,10	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CH2012/000240

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ CH2012/ 000240

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-10

Method for monitoring biomechanical properties of the eye using a measuring device having a contact lens shape and comprising a force detector in operative engagement with a protrusion, the device measuring the force values in association with time to derive an indication of the tension of cornea.

2. claims: 11-13

Devices for measuring properties of the eye having a contact lens shape and comprising an annular shape sensor peripherally arranged and having at least a protrusion of a particular shape

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/CH2012/000240

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0061777	A2	06-10-1982	DE 3112910 A1 14-10-1982 EP 0061777 A2 06-10-1982 JP S57206424 A 17-12-1982
AU 522834	B2	01-07-1982	NONE
US 5830139	A	03-11-1998	AU 741461 B2 29-11-2001 BR 9711993 A 18-01-2000 CA 2264193 A1 12-03-1998 CN 1229345 A 22-09-1999 EP 0926979 A1 07-07-1999 IL 128825 A 25-07-2004 JP 2000517231 A 26-12-2000 US 5830139 A 03-11-1998 WO 9809564 A1 12-03-1998
US 4922913	A	08-05-1990	NONE
US 4628938	A	16-12-1986	NONE
US 2009076367	A1	19-03-2009	US 2009076367 A1 19-03-2009 WO 2007136993 A1 29-11-2007
US 2008259276	A1	23-10-2008	BR PI0618066 A2 16-08-2011 CA 2621719 A1 10-05-2007 CN 101299957 A 05-11-2008 EP 1942787 A2 16-07-2008 HK 1124508 A1 11-11-2011 JP 2009513313 A 02-04-2009 US 2008259276 A1 23-10-2008 WO 2007053826 A2 10-05-2007
WO 2012052765	A2	26-04-2012	GB 2485042 A 02-05-2012 WO 2012052765 A2 26-04-2012

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC