ウシ眼水晶体―チン小帯系における張力, 伸びおよび屈折力変化の同時計測

上川床総一郎1, 所 敬1, 十河 功二2, 今井 祥二2, 石田 明允2, 東 洋3)

1)東京医科歯科大学医学部眼科学教室

2)東京医科歯科大学医用器材研究所電気機器部門 3)東京医科歯科大学医用器材研究所化学部門

要 約

水晶体一チン小帯系の張力と伸び、および水晶体屈折力を同時に計測する装置を開発し、ウシ眼を用いてその特性について検討した。摘出したウシ眼を赤道部前方で半割後、水晶体一チン小帯一毛様体の形態をできるだけ保持した標本12眼を慎重に作製した。これを生理的食塩水を満たした容器内に入れ、毛様体突起部のほぼ全周を4区分に分け、各区分を金属製の固定支持装置によって固定した。そして、この固定装置を伸展および弛緩させた際に生じる張力を張力計、伸びをレーザー変位計で測定した。そして、この時の水晶体屈折力の変化を自作した赤

色発光ダイオードおよびフォトダイオードを用いた Campbell 型屈折力測定装置で同時に測定した。その結果,水晶体の弛緩状態での屈折力は,24.6±3.4 D(n=12,平均値±標準偏差)であった。この状態から水晶体ーチン小帯系を1 mm 伸展させた際の張力は2.8±1.5 g/mm 増加し,水晶体屈折力は1.8±1.2 D/mm 減少した。(日眼会誌 100:660-664,1996)

キーワード:水晶体,チン小帯,張力,伸び,屈折力

Simultaneous Measurement of the Tension, Elongation, and Refractive Power of the Bovine Lens Zonule

Soichiro Kamikawatoko¹⁾, Takashi Tokoro¹⁾, Koji Sogo²⁾, Shoji Imai²⁾, Akimasa Ishida²⁾ and Hiroshi Azuma³⁾

¹⁾Department of Ophthalmology, Tokyo Medical and Dental University, School of Medicine ²⁾Division of Electronic Engineering, ³⁾Division of Medicinal Chemistry, Institute for Medical and Dental Engineering, Tokyo Medical and Dental University

Abstract

We developed a device to measure simultaneously the tension and elongation of the lens zonules, and the refractive power of the lens in 12 bovine eyes. Each sample, which consisted of the lens-zonule-ciliary body was fixed to the device at the position of the ciliary process from four directions, and was stretched radially in a container filled with saline solution. The tension was measured by a force transducer, the elongation by a laser-displacement-meter, and the refractive power by a Campbell type

refractometer. The refractive power of the lens in the relaxed condition was 24.6 ± 3.4 D (n=12, mean \pm standard deviation). When samples were streched 1 mm from the relaxed condition, the increased change in tension was 2.8 ± 1.5 g, and the decreased change in refractive power was 1.8 ± 1.2 D. (J Jpn Ophthalmol Soc 100:660-664, 1996)

Key words: Lens, Zonule, Tension, Elongation, Refraction

I 緒 言

調節に関与する眼の組織には,主に水晶体,チン小帯,

そして毛様体筋などがある.毛様体筋の収縮と弛緩とが チン小帯を介し,水晶体の厚さおよび形状を変えて眼の 屈折を変化させると考えられている¹²²毛様体筋の発生

別刷請求先:113 東京都文京区湯島1-5-45 東京医科歯科大学眼科学教室 上川床総一郎 (平成8年1月30日受付,平成8年4月20日改訂受理)

Reprint requests to: Soichiro Kamikawatoko, M.D. Department of Ophthalmology, Tokyo Medical and Dental University, School of Medicine. 1-5-45 Yushima, Bunkyo-ku, Tokyo, 113 Japan (Received January 30, 1996 and accepted in revised form April 20, 1996)

張力については,前回我々³りはウシ毛様体筋の in vitro の実験において,従来の報告よりも数倍程度大きい張力 発生が得られ,理論上,調節時に必要と考えられる張力発 生が可能であることを報告した。また,西田ら⁴のにより, ヒトの場合では高齢者においても,壮年者と変わりない 毛様体筋の張力の発生が可能であることが報告された。そこで,水晶体嚢を確実に保存できる白内障手術が確立されて水晶体実質に代わり得る適当な粘弾性を持つ物質が実用可能となれば,水晶体嚢にかなりの弾性がみられる60~80歳までは,その粘弾性物質で置換された偽水晶体眼によって,ある程度の調節力の回復が可能であるとしている。しかし,屈折変化が可能な水晶体の置換物質の開発には,その基本として生体本来の調節機構の力学的特性の解析が不可欠である。

調節機構の力学的特性の解析として、摘出したヒト水晶体の力学的特性について Fisher $^{5)-71}$ は、遠心力を応用した実験から調節時に必要な力を推定し、水晶体全体の弾性係数を乳児では 0.85×10^3 N/m²、老人では 3.0×10^3 N/m²と算定した。そして、水晶体全体の弾性係数を決める上では水晶体嚢の弾性係数が重要であり、その値は若年者では 3.0×10^3 N/m²、老人ではその値が大きくなり 6.0×10^3 N/m²と算定している。また、同じく van Alphen $^{8)}$ は水晶体全体の弾性係数を $4.4\times10^3\sim10.7\times10^3$ N/m²としている。生体内での調節時の水晶体の形態的変化については、調節時には主に水晶体の前面曲率半径が減少し 9 、軽度の前方移動 10 を伴うことが知られており、本邦においても videography を用いた水晶体の動的な生体計測が行われている 11 .

水晶体の屈折変化には,水晶体をその赤道部において 支持するチン小帯の構造や力学特性を無視できない. Streeten ら¹²⁾はチン小帯がエラスチンを含む弾性を有 する管状線維であることを報告し、Fisherがはチン小帯の 弾性係数を15~45歳ではあまり年齢的な変化がなく, 3.5×10³N/m²と推定している。また,チン小帯の三次元 的立体構造については Farnsworth ら¹³⁾¹⁴⁾のサル,また Rohen¹⁵⁾のサルおよびヒトの電子顕微鏡(電顕)による検 討から,前部および後部チン小帯の力学的作用が異なる 可能性が示唆されている。本邦においても,西田16)により サルの後部チン小帯の構造が電顕的に考察されている. しかし,光学的な水晶体屈折力変化とその際のチン小帯 の張力および伸びの力学的変化を検討した生体工学的特 性についての報告は少ない. そこで, これらを同時に計測 する装置を開発し、ウシ眼を用いてその特性について検 討した.

II 実験方法

1. 標 本

標本には生後24か月前後の若いウシ眼12眼を用いた.屠殺直後に眼球を摘出し,その後,3時間以内に剪刀

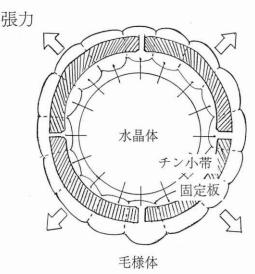


図1 水晶体ーチン小帯ー毛様体の標本模式図. 毛様体突起部において,4方向からの薄い金属固定板 で毛様体のほぼ全周を固定した。この状態から矢印の 方向に標本を伸展および弛緩させた。

を用いて赤道部前方において半割し,硝子体を除去した。 そして,半割断面の脈絡膜下腔から細いスパーテルを脈 絡膜と強膜との間に挿入し、スパーテルを縦走方向に並 列させて,その先端が線維柱帯部を経て前房中に達する ように挿入する. 挿入部は, スパーテルによって毛様体と 強膜とが分離される.この状態から強膜を無鈎鑷子で固 定しながら、スパーテルを線維柱帯に対して45度の角度 に慎重に平行移動させると,残りの毛様体部が強膜から 最小限の侵襲で鈍的に剝離される.この方法を用いて,水 晶体ーチン小帯一毛様体の形態を全周方向で保ったまま の実験標本を強膜から剝離した.なお,虹彩はその根部に は操作を加えず毛様体に連続した形態を保っており,縮 瞳状態が水晶体の屈折度測定の妨げとなるのを防ぐため に,瞳孔部は,その12時方向において2mm程度の虹彩 切除を実施した。また,実験標本の鋸状縁部の網脈絡膜に ついてはこれを剪刀で除去し,標本の外縁部を整えて実 験に用いた(図1).

2. 計測装置

計測装置の模式図を図2に示す.標本を4つの金属製の固定支持装置によって毛様体突起部において4方向から全周固定した.そして,この標本を生理的食塩水(温度;18.4°C)を満たした90mlの透明容器内に,水晶体前嚢が上方,後嚢が容器の底面にわずかながら接するようにして設置した.4つの固定支持装置は90°間隔で半径方向に同じ量だけ変化するようになっており,これにより標本を伸展,弛緩できる.実験標本の水晶体ーチン小帯系を1分間に約3mm程度で穏やかに伸展および弛緩させた際の変化を,張力は張力トランスデューサ(U-UT,シンコウ製)とひずみ増幅器(6 M 52,日本電気三栄製),伸びはレーザー変位計(LB-080,キーエンス製)を用いて直交する2方向で計測した.測定精度は,校正の結

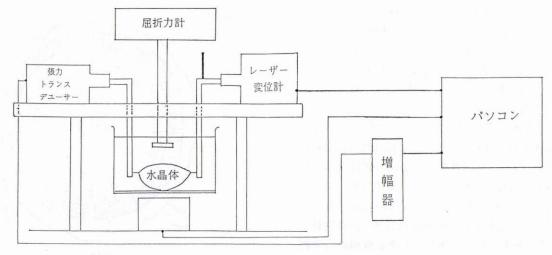


図2 張力・伸び・屈折力の同時計測装置の模式図.

容器内の水晶体ーチン小帯一毛様体の標本の計測時の変化を,張力(mg)は張力計,伸びの量(mm)はレーザー変位計,そして屈折力(D)は垂直方向からのCampbell型屈折力計を介して計測した。

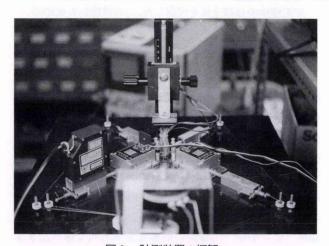


図3 計測装置の概観. 計測装置を上方から見た写真.張力計,レーザー変位計,Campbell型屈折力計を示す.

果,張力は1,000 mg に対して ± 1.0 %,伸びは1.0 mm に対して ± 2.0 %であった。さらに,水晶体屈折力は自作した赤色発光ダイオードおよびフォトダイオードを用いたキャンベル型屈折力測定装置(測定精度 ± 0.2 D)で計測した(図3).

このようにして張力, 伸び, および屈折力の変化を同時計測し, サンプリング間隔 200 msec で 4 秒間のデーターをコンピューター (PC-9801 ES, 日本電気製) に取り込み, 画面上に記録表示した(図 4).

3. 検討項目

このような標本および実験装置を用いて,以下の3つ の項目について検討した。

- 1) 弛緩状態での水晶体の屈折力(条件; 弛緩状態, 生 理的食塩水中) (n=12)
 - 2) 水晶体-チン小帯系の張力と伸びの関係(n=12)
- 3) 水晶体-チン小帯系の屈折力と伸びの関係(n= 12)

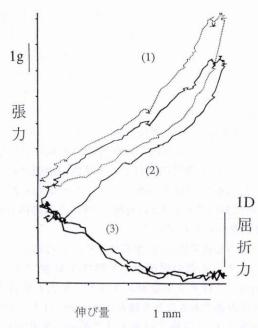


図 4 張力一伸び,そして屈折力一伸び関係の記録表示例.

記録表示の横軸は伸び量を示す。図の(1)および(2)は互いに直交する2方向の張力一伸び関係を示し、縦軸は張力である。図の(3)は屈折力一伸び関係を表し、縦軸が屈折力である。

III 結 果

1. 水晶体の屈折力(条件; 弛緩状態, 生理的食塩水中) 毛様体突起部およびチン小帯から分離して, 張力負荷 を加えていない弛緩状態でのウシ水晶体の屈折力は, 生 理的食塩水中の条件下で24.6±3.4 D(平均値±標準偏 差, n=12)であった.

2. 水晶体ーチン小帯系の張力と伸びの関係

図 4 は,実際の計測時の記録表示の 1 例である。 横軸は 1 目盛が 0.5 mm の伸び変化を示す。 (1) が張力と伸び との関係について、また、 (2) がそれに対して 90 度垂直方

向の張力と伸びとの関係についての変化を表している。 図から(1)と(2)の張力は伸展方向の違いにもかかわら ず,伸びの変化に対してほぼ同じ張力変化を呈している ことがわかる。伸展時および弛緩時間の反応特性が異な る生体特有のヒステレーシス(hysteresis, 履歴)が認め られる。

張力負荷を加えていない弛緩状態から水晶体- チン小 帯系を 1 mm 伸展させた際の張力の増加量は 2.8 ± 1.5 g(平均値士標準偏差, n=12) であった。

3. 水晶体ーチン小帯系の屈折力と伸びの関係

図4の(3)の反応は屈折力と伸びを表している.屈折力は,水晶体—チン小帯系の伸展および弛緩にかかわらず,生体特有のなだらかなS字変化を示しており,張力と伸びの関係とは若干異なり,伸展および弛緩間のヒステレーシスは著しくない.張力負荷を加えていない弛緩状態から水晶体—チン小帯系を1mm伸展させた際の屈折力の減少変化は1.8±1.2Dであった.

IV 考 按

有蹄動物であるウシは、屈折度が一1.0~-2.0 D程度の近視¹⁷⁾¹⁸⁾であり、ヒトやサルなどの霊長類の水晶体と比べて弾力に欠けることから、その調節力は小さい¹⁹⁾と考えられている。しかし、水晶体の力学的特性は対象標本の年齢、あるいは温度・湿度などの物理条件によって影響され、計測に際しては測定条件に十分考慮する必要がある。今回の実験では、屠殺時期の関係から、すべて生後24か月前後である若いウシ眼から速やかに同じ手技で標本を摘出し、ほぼ一定の物理条件下で計測した。

今回の実験では、毛様体突起部を介しての張力負荷を加えていない弛緩状態でのウシ水晶体の屈折力は、生理的食塩水中の条件下で、実測値(A)で24.6±3.4 Dであった。水晶体の全屈折力(D)は、その厚み(d)、前面曲率半径(r_1)、後面曲率半径(r_2)、屈折率(n_1)、そして水晶体の回りに存在する媒体(本実験においては生理的食塩水)の屈折率(n_s)の5要素から計算される(表1)、そこで、これら水晶体の厚み、前面曲率半径、後面曲率半径の3つの解剖学的要素について検討するために、水晶体赤道部からチン小帯を慎重に分離し、弛緩した状態の水晶体の厚さ、赤道径、そして、後極から赤道までの距離を工業用精密ノギスを用いて実測した。そして、幾何学的計算から曲率半径を求めた(n=8)。その結果、それぞれの平均値土標準偏差は、水晶体の厚みが7.9±0.5(m)、前面曲率

表 1 水晶体の屈折力の計算値 (D_A)

全屈折力; $D_A = D_1 + D_2 - (d/n_L) D_{1X}D_2$ 前面屈折力; $D_1 = (n_L - n_s)/_{r_1}$ 後面屈折力; $D_2 = (n_s - n_L)/_{r_2}$

d:水晶体厚み r_1 :前面曲率半径 r_2 :後面曲率半径 n_s :生理的食塩水屈折率 n_L :水晶体屈折率

半径が 17.4 ± 1.2 (mm), そして, 後面曲率半径が 7.6 ± 0.4 (mm) になった。この実際の厚みと曲率半径の計測値の平均値, 生理的食塩水の屈折率 (n=1.334) と過去に報告のあるウシ水晶体屈折率 170 (n=1.465) を用いて水晶体の全屈折力の計算値 (B) を計算した場合, その精度について各要素の誤差に対する検討が必要であるが, 27.6 Dと計算され, 今回の実測値 (A) と計算値 (B) との違いはおよそ 11% (((B-A)/B)×100(%)) であった。

張力と伸びの変化の特徴(図4)については、すべての 標本において,伸展時および弛緩時の反応特性が異なる 生体特有の特性であるヒステレーシスが認められた.生 体の力学特性を考える上では,計測された力学的変化量 や歪が,生体の解剖学的な構造上実際に変化が可能な範 囲にあるかの考察が重要である。ウシの水晶体-チン小 帯一毛様体系の場合,水晶体径と毛様体部の眼球内径と の解剖学的関係から実際に変化が可能な水晶体―チン小 帯系の伸びの範囲は1mm前後と考えられた。そのた め,今回の検討では,弛緩状態から伸びの変化量として1 mm 伸展させた際の力学的特性について検討した.前 回,我々は脈絡膜の力と伸びの変化についても検討し,脈 絡膜の鋸状縁部,赤道部前方部,そして,赤道部後方部の すべての部位において,その縦走方向が輪状方向よりも 伸びの量が大きいことを報告したが,その際の脈絡膜の 伸展時および弛緩時にもヒステレーシスが認められ た20.調節の他覚的計測において,緊張反応と弛緩反応の 特性が異なることはよく知られているが,このような水 晶体や脈絡膜のヒステレーシスを有する力学的特性がど のように調節時の屈折変化に影響するか,調節緊張の発 生メカニズムなどを考える上でさらに検討を要する。

また、屈折力と伸びの変化の特徴(図4)としては、屈折力は水晶体ーチン小帯系の伸展および弛緩にかかわらず、生体特有のなだらかな一定のS字変化を示しており、伸展および弛緩時でのヒステレーシスは著しくない。Sivakら²¹⁾²²⁾は、レーザー光を用いた哺乳類水晶体の光学的な球面収差の比較を行い、ウシ水晶体はヒト水晶体に比べ球面収差が小さいことを報告している。さらに、Pierscionekら¹⁷⁾²³⁾は、この理由としてウシ水晶体皮質の屈折率がその解剖学的部位によって微妙に異なり、このことがウシ水晶体全体としての物理的特性を安定させて球面収差を少なくしている可能性を考察している。このように、ウシ水晶体は光学的な安定を保つ特性を有する可能性が考えられた。

Fisher²⁴⁾のヒト水晶体―チン小帯系を用いた屈折力と伸びとに関する検討によれば,43歳のヒト標本の場合,標本を張力負荷を加えていない弛緩状態から1mm伸展させた際の屈折力変化は1.5Dと報告している。今回のウシ水晶体―チン小帯系の実験では,同じ張力負荷を加えていない弛緩状態から1mm伸展させた際の屈折力変化の平均値は1.8Dであった。このことから,解剖学

的な構造の影響の補正が必要であるものの,ウシ水晶体 ーチン小帯系の屈折力と伸びに関する特性は調節力の低 下したヒト水晶体ーチン小帯系の特性に近いとも考えら れた.

さらに、屈折力と張力との関係について考察する.ウシ 水晶体―チン小帯系を張力負荷を加えていない弛緩状態 から1mm伸展させた場合の屈折力変化は先述の通り 1.8Dであり、その際の張力変化の平均値は2.8gで あった.これを水晶体赤道部の全周にかかる張力負荷と して考察した場合,水晶体全体では11.2g(2.8×4g)の 張力負荷を生じたと考えられる. ウシ眼の場合, 水晶体を チン小帯を介して支持している毛様体筋は in vitro の張 力実験の結果から推定した場合に毛様体全体として 4.0~8.0g程度の張力発生が可能であると考えられ3, これらの力が張力としてウシ水晶体に有効に作用した際 にはウシ水晶体も軽度ではあるが,調節力を有する可能 性が示唆された。Fisher²⁴⁾の遠心力を応用した屈折力と 張力とに関する実験を基に、Wyatt2)はヒト水晶体ーチン 小帯系を弛緩状態から1mm 伸展させた場合の張力は 約2.45gであると推定している。今回の実験の結果は, その大きさがやや異なっているが,標本の種,標本の大き さや作製方法,そして計測方法などの影響について検討 を要する.

今回開発した装置により、ウシ水晶体―チン小帯系の張力、伸びおよび水晶体の屈折力が同時に計測された。その結果から、これまで本邦においては同時計測されたことのないウシ水晶体―チン小帯系の張力と水晶体屈折力との間に一定の関連性があることが推察された。今後は今回の結果とさらにより大きな調節力を有するサルなどの特性とを比較検討して調節機構の生体力学的な解析を進め、臨床上有効な調節が可能な眼内レンズなどの開発を目指す必要があると考える。

文 献

- Neider WN, Crawford K, Kaufman PL, Bito LZ: In vivo videography of the rheusus monkey accommodative apparatus. Arch Ophthalmol 108: 69-74, 1990.
- 2) **Wyatt JW:** Some aspects of the mechanics of accommodation. Vison Res 28: 75—86, 1988.
- 3) 上川床総一郎,所 敬,東 洋,浜崎秀久,石田 明允:ウシ毛様体筋の発生張力の特性. 日眼会誌 98:727-732,1994.
- 4) 西田祥藏,水谷 聡:調節力老化の機序と眼内レンズ挿入眼におけるその修復の可能性.日眼会誌 96:1071-1078,1992.
- Fisher RH: The significance of the shape of the lens and capsular energy change in accommodation. J Physiol 201: 21—47, 1969.

- 6) **Fisher RH:** The elastic constants of the human lens. J Physiol 212: 147—180, 1971.
- 7) **Fisher RH**: Elastic constants of the human lens capsule. J Physiol 201: 1—19, 1969.
- 8) van Alphen GWHM: Elasticity of tissues involved in accommodation. Vision Res 31: 1417—1438, 1991.
- 9) **Brown N:** The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. Exp Eye Res 15: 441—459, 1973.
- 10) Obstfeld H: Crystalline lens accommodation and anterior chamber depth. Ophthalmic Physiol Opt 9: 36—40, 1989.
- 11) 坂本保夫,佐々木一之:水晶体形状の生体計測。臨眼46:312-313,1992.
- 12) **Streeten BW, Licari PA:** The zonules and the elastic microfibrillar system in the ciliary body. Invest Ophthalmol Vis Sci 24: 667—681, 1983.
- 13) **Farnsworth PN, Burke P:** Three-demensional architecture of the suspensory apparatus of the lens of the rhesus monkey. Exp Eye Res 25:563—567, 1977.
- 14) Farnsworth PN, Shyne SE: Anterior zonular shifts with age. Exp Eye Res 28: 291—297, 1979.
- 15) **Rohen WR:** Scanning electron microscopic studies of the zonular apparatus in human and monkey eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 18:133—144, 1979.
- 16) **西田祥藏**: サル眼毛様体小帯切片割断面の走査型電 子顕微鏡による観察. 日眼会誌 89:447-452, 1985.
- 17) Pierscionek BK, Chan DK, Ennis JP, Smith G, Augusteyn RC: Non destructive method of constructing three-dementional gradient index model for crystalline lens: I. Theory and experiment. Am J Optometry Physiol Optics 65: 481—491, 1988.
- 18) **Curtin BJ:** The myopias. Harper & Row Publishers, Philaderphia, 53—54, 1985.
- 19) **神谷貞義**:水晶体の調節機能についての解析(その 1). 散縮瞳によるウシ水晶体の変形,位置移動. 眼 光学会誌 6:53—58,1985.
- 20) 上川床聡一郎,所 敬,東 洋,今井祥二,石田 明允:ウシ脈絡膜の力学的特性。日眼会誌 98:733 -737,1994.
- 21) Sivak JG: Optics of the crystalline lens. Am J Optometry Physiol Optics 62: 299—308, 1985.
- 22) **Sivak JG, Kreuzer RO:** Spherical aberration of the crystalline lens. Vision Res 23: 59—70, 1983.
- 23) Pierscionek BK: Refractive index of decapsulated bovine lens surface measured with a refractometric sensor. Vision Res 34: 1927—1933, 1994.
- 24) **Fisher RF:** The force of contraction of the human ciliary muscle during accommodation. J Physiol 270: 51—74, 1976.