眼剛性センシング

金子 真*・徳田 寛一**・飯田 義親*・栗田 雄一*
ケンフ ローランド*・川原 知洋*・石井 抱*・河野 進***
三嶋 弘****・塚本 秀利****・杉本 栄一郎****

Stiffness Sensing of Human Eye

Makoto KANEKO*, Kanichi TOKUDA**, Yoshichika IIDA*, Yuichi KURITA*,
Roland KEMPF*, Tomohiro KAWAHARA*, Idaku ISHII*, Susumu KONO**,
Hiromu K MISHIMA****, Hidetoshi TSUKAMOTO**** and Eiichiro SUGIMOTO****

This paper challenges the stiffness sensing of a human eye. Eye pressure is an important index for judging whether an eye suffers from glaucoma or not. However, eye pressure measurements provide us with meaningful data only under the assumption that every subject has an equal stiffness of his or her eye. The stiffness sensing of a human eye provides the answer on whether this assumption is correct or not. For this purpose, we developed a stiffness sensing system composed of both an air-jet supply and a high speed camera that has 5,000[fps]. By using the system, we executed experiments and found that each subject has his or her individual eye stiffness. This suggests that the stiffness measurement is important for the precise diagnosis of glaucoma.

Key Words: stiffness sensing, human eye, IOP (IntraOcular Pressure), high speed camera

1. はじめに

緑内障は眼球内の健常眼圧を超える眼圧上昇、血流障害、神経細胞死などによって視神経障害が発生し、徐々に視野が失われていく病気である。緑内障には現時点において根本的な治療法が存在しないが、薬物療法ならびに手術療法により眼圧を下降させることで、病気の進行を防ぐことができるため、早期発見が非常に重要とされている。緑内障の診断方法としては、視神経乳頭異常の観察、視野異常の測定に加えて、眼圧測定が一般的な指標として用いられている。しかしながら特別な圧力センサを眼球内に挿入しない限り正確な眼球内眼圧値を計測することはできない。そこで医療用途の測定機器として、接触式および非接触式の眼圧測定装置が

Fig. 1 Non-contact method for estimating the eye pressure

利用されている。接触式眼圧計は、プローブを角膜に押し当て、角膜の圧平面積が一定値(直径 3.06[mm] の円)になったときの外圧を眼圧値(IOP: IntraOcular Pressure)と定義している¹⁾。一方で非接触式眼圧計は、ノズル先端から空気噴流を角膜頂点に向かって出すことで角膜を変形させている。Fig. 1 は非接触式眼圧計の動作原理を示したものである。角膜表面が変形すると、それまで外側に逃げていた反射光が眼軸近傍に集まる。空気噴流による角膜変形の度合いは眼球内圧力と密接な関係があると考えられており、非接触眼圧計はこの反射光の信号から角膜の圧平状態を計測し、図中(b)に示すようにもっとも圧平面積が広がった時刻から眼圧値を推定している。ここで医学界で一般に使われている眼圧値(IOP)が真の眼球内圧値と常に一致するわけではない点に注意されたい。本論文では両者を意図的に使い分ける。

従来の眼圧値(IOP)の推定理論では、角膜の硬さに個人差

* 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山 1-4-1

** (株)トプコン 東京都板橋区蓮沼町 75 番 1 号

*** 三菱重工業(株) 広島研究所 広島市観音新町 4-6-22

**** 広島大学大学院医歯薬学総合研究科 広島市南区霞 1-2-3

* Graduate School of Engineering, Hiroshima University, Higashi-Hiroshima

** TOPCON Corporation, Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo

*** Mitsubishi Heavy Industries, LTD., Hiroshima Research Institute, Kannon, Hiroshima

**** Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University, Hiroshima

(Received March 31, 2005)

(Revised October 14, 2005)

Fig. 2 Effect of the different cornea stiffness with the same internal eye pressure

がない，という仮定の下でののみ，正確な眼球内圧値を推定できる¹⁾。しかし，この仮定は正しいのだろうか？Fig. 2(a)，(b)のように眼球内圧値 P_{int} が等しい二つの眼を考えよう。ただし Fig. 2(b)の角膜は Fig. 2(a)の角膜に比べて構造的に柔らかいと仮定する。このとき Fig. 2(b)の角膜は，Fig. 2(a)の角膜より小さな外圧で角膜の圧平が起こる。つまり眼球内圧値が同じであっても，柔らかい角膜を持つ眼の眼圧値(IOP)は低めに見積もられてしまう問題が起こりうる。そこで本研究では，角膜を含めた眼の硬さに個人差は存在するのか，という疑問に対する解答を見出すことを目的とする。

角膜が直径 3.06[mm]の円形状に圧平された状態において，眼球を球と見なしたときの眼軸方向の変位はわずか 150[μ m]程度に過ぎない。角膜に力を印加する方法としては上述した直接接触方式と非接触方式が考えられるが，直接接触方式の場合印加力は正確に測れる反面，プローブ接触時のヒトの頭部運動によって 150[μ m]の変位が吸収されてしまう可能性がある。これに対して Fig. 1のように空気噴流を使った非接触方式の場合，空気噴流による角膜の変形はわずか 0.02[sec]程度の時間で終了するため，頭部運動に起因する誤差が影響する前に計測を完了できる利点がある。以上の点を踏まえ，本研究では既存の非接触眼圧計を空気噴流発生器として利用し，眼軸と直交する位置に高速度カメラを設置，両者を組み合わせて眼の硬さを計測する方法を採用した。筆者らが知る範囲において，これまで非接触方式により生体の眼の硬さを実測した研究は存在しない。

本論文の構成は，以下の通りである。2章で関連研究について述べた後，3章では構築した眼剛性計測システムについて詳述する。つぎに4章では空気噴流印加時における角膜変形の基本的な挙動について示し，実験の結果眼剛性に個人差が存在することを示す。また5章では眼圧検診において眼剛性を考慮する必要性について考察し，最後に6章で本論文をまとめる。

2. 従来研究

剛性(ばね)，ダンパ，質量はそれぞれ変位，速度，加速度を力に変換する変換要素であり，これらは総称して機械インピーダンスと呼ばれている。インピーダンス計測は環境

に加える力とそのときの位置，速度，加速度を計測することによって行なわれる。このうち環境の硬さあるいは柔らかさの計測ニーズはきわめて高い。硬さ計測には，プローブを直接環境に押し当てる直接接触方式^{2),3)}と流体噴流を環境に当てて仮想的なプローブを形成する非接触方式^{4),5)}とに大別することができる。このうち非接触方式は，衛生的，対象を傷つけないといった利点があり，特に医療診断⁴⁾，食品検査⁵⁾などへの応用が期待されている。

一方，眼球疾患に関する研究は，網膜疾患，硝子体疾患，緑内障，白内障等，歴史を紐解けば数えきれないほどの研究報告がある。このうち特に緑内障に着目すると，眼圧測定にはさまざまな要因が影響することが報告されている。特に角膜特性の個人差は眼圧計測に大きな影響を及ぼすことからさまざまな研究が行なわれており^{6)~9)}，角膜の厚みの個人差が眼圧計測に影響することは古くから指摘されている^{10)~13)}。また眼圧が正常範囲内であるにも関わらず緑内障の症状が認められる病気である正常眼圧緑内障(Normal Tension Glaucoma: NTG)は，角膜特性の個人差による測定誤差が原因である可能性も指摘されている¹⁴⁾。さらには角膜の硬さにも個人差が存在することが摘出した角膜に対する実験から報告されており^{15),16)}，また ocular rigidity の個人差に関する報告もなされている^{17),18)}。

また工学的アプローチにより眼球内圧力，角膜の物質的・幾何的特性，角膜変形の関係を探ろうとする試みもいくつか行なわれており，眼球の有限要素モデルにより印加力と変形の関係を論じている研究も存在する^{19)~21)}。しかし臨床試験における実測値との比較がないためモデルの信頼性に欠けているのが現状である。

3. 眼剛性計測システム

3.1 システム構成

空気噴流印加時の角膜の挙動は，印加による変形が 0.02[sec]程度で元に戻ってしまうことから肉眼で捉えることは不可能である。計測システム設計上のポイントは，わずか 0.02[sec]で高々 500[μ m]程度の変位しか起こらない生体の高速微小変位に対して，いかに時間分解能および空間分解能を確保するかに尽きる。本研究では，非接触眼圧計(株)トプコン: CT-80A)に改良を加え，空気噴流発生器として使用する。この眼圧計は，空気噴流による角膜の圧平面が最も平坦になったときに，圧平信号と呼ばれる信号値がピークを示すよう設計されている。圧平信号は Fig. 1に示すように空気噴流発生器内部から LED 光を眼に向けて照射し，その反射光を光電センサで受光して電気信号に変換することによって得られる。角膜表面が球状の場合には，LEDからの反射光の多くが角膜表面で錯乱するために光電センサで受光されないが，角膜が変形することで表面が平坦になると，LEDからの反射光の多くが光電センサで受光されることにより圧平信号がピーク値を示す。また空気噴流発生系は圧平信号とリンクしており，過大な印加圧がヒトの眼に加

Fig. 3 Experimental system

Fig. 4 Overview of the experiment

わらないようフィードバック制御系が組み込まれているが、ここでは意図的にこの回路を外すことにより印加力の時間応答が一定になるようにした。

一方、角膜の変形は眼軸に直交する方向に配置された高速度カメラ (Vision Research: Phantom V7.1) を使用して撮影した。この高速度カメラは $512 \times 600[\text{pixel}]$ の画像を $5,000[\text{fps}]$ で計測することができ、眼球を画角内いっばいに取り込むことで最大 $14[\mu\text{m}/\text{pixel}]$ の分解能をもつ。Fig. 3 に計測システムの構成を示す。5,000[fps] の高速フレームレートを実現するのに十分な光量を確保するため、赤外線照明を二台配置している。Fig. 4 に実験風景を示す。被験者はあごと額を支点にして頭が動かないように固定されている。

3.2 印加力の再現性

被験者に対する実験中に、角膜に作用した空気噴流による印加力を計測することは困難である。そこで本稿では、あらかじめ被験者の眼が置かれる位置に圧力センサを設置することで印加力の時間応答を計測しておき、その再現性を確認した上で高速カメラとの同期をとって印加力と角膜の変位応答の関係を求めることにする。Fig. 5 は空気噴流が角膜頂点座標を中心とした $8 \times 8[\text{mm}]$ の平面で作り出す圧力分布である。この図から、直径約 $4[\text{mm}]$ の円の内部に圧力分布が集中していることがわかる。また Fig. 6 は、空気噴流により $8 \times 8[\text{mm}]$ の平面にかかる印加力を五回計測したときの応答を重ね合わせた図である。これより印加力の時間応答

Fig. 5 Pressure distribution of the air jet

Fig. 6 Reproducibility of the applied force

の再現性はきわめて良好であることが確認できる。

なお Fig. 5 で示した空間圧力分布に関しては、実際の角膜表面は半球状であることから、図の圧力がそのまま角膜表面に加わるわけではない点に注意されたい。さらに印加によって角膜表面形状も変化し、またその変化は被験者によって異なるため、Fig. 6 に示した力応答がすべての被験者に対して同一に加わっているとはいえない。しかし本稿では、被験者間の角膜頂点に実効する印加力の差は小さいとし、その力応答は Fig. 6 に示す応答と一致する、と仮定して以下の実験を行なうこととする。

4. 実験

4.1 被験者

実験は、20 ~ 27 歳の健常な被験者 56 名 (男性 29 名、女性 27 名) に対して行なわれた。各被験者に対しては、通常の非接触式の眼圧測定と同様に、空気噴流を角膜に対してそれぞれ五回印加し、そのときの眼圧値 (IOP) と角膜変形を計測システムにより計測した。

4.2 空気噴流印加時の眼の挙動

Fig. 7 は空気噴流が印加されたときの角膜変形を高速度カメラによって撮影した画像である。図中 (a)~(f) は、それぞれ空気噴流印加前の状態 (a)、角膜が変形を始めた直後の状態 (b)、角膜表面の変形部の直径が円形状に圧平された状態 (c)、さらに変形して凹形状になった状態 (d)、角膜が元の形状に戻り始めて再び円形状に圧平された状態 (e)、元の形状に落ち着いた状態 (f) を示している。Fig. 7(d) は実際には中心部が落ち込んだ凹形状になっているが、高速度カメラ

Fig. 7 Deformation of an eye under that the air pressure is applied

Fig. 8 Measured signals in the experiment

は角膜を側面方向から撮影しているために、凹部を正確に捉えることはできていない。

4.3 眼剛性の定義

本研究では角膜の硬さの評価指標として眼剛性を定義する。剛性を計算するには力と変位の情報が必要である。力に関しては Fig. 6 に示した力応答を使用することにする。変位応答に関しては、本稿では角膜頂点における眼軸方向の変位を使用する。角膜頂点の変位は、計測開始 10[ms] 後の角膜頂点位置を基準位置とし、画像処理から得られた眼表面のエッジから計算する。

Fig. 9 Force, displacement, and applanation signal for three subjects

Fig. 8(a) に変位応答、印加力応答、および圧平信号応答の例を示す。ここで、 $f(t)$ 、 $x(t)$ 、 $s(t)$ はそれぞれ印加力、角膜の変位量、および圧平信号値の時間応答を表す。圧平信号は二度ピーク値を示し、一度目のピーク値は角膜表面が最初に圧平された時刻を示している。圧平信号の一回目のピーク後、角膜は空気圧によってさらに押し込まれ、クレータのように凹形状になる。その後、内圧によって元の形状に押し戻される過程で角膜表面が再び平坦になり、二度目のピークが計測される。

本研究では印加力 f と変位 x を使用して剛性 $k = f/x$ に変換する。 f は一般に x の非線形関数となるため剛性 k は x に対して一定にはならないが、本稿では Fig. 8(b) に示すように時刻 t における印加力 f_t に対する角膜変位 x_t から眼剛性 k_t を定義することで剛性の評価を試みる。

$$k_t \triangleq f_t/x_t \quad (1)$$

なお実際の変位応答は変形部の等価質量の影響を受けるが、初期位相においてはその影響は無視できる程度に小さいとして、ここでは無視することにした。

4.4 計測結果

Fig. 9 は異なる被験者三名に対して、印加力 f 、変位 x 、圧平信号 s の時間応答波形を示したものである。なお本稿において変位 x は、画像ノイズの影響を軽減するため角膜頂点位置の周囲 $\pm 20[\text{pixel}] (= \pm 280[\mu\text{m}])$ における変位の平均値から計算した。図中右側の縦軸は力応答に、左側の縦

Fig. 10 Displacement of the cornea tip

軸は変位応答に対応しており、非接触眼圧計により計測された眼圧値 (IOP) は、被験者 A が IOP=10[mmHg]、被験者 B が IOP=13[mmHg]、被験者 C が IOP=17[mmHg] であった。Fig. 10 は被験者 A~C の印加力と角膜変位を重ね合わせた図である。この図からは、眼圧値 (IOP) が高いほど変位の最大値が小さくなる傾向が確認できる。眼内圧が高ければ角膜は変形しづらいと考えられることから、この三例に対しては直感的な眼圧値 (IOP) と変位量の関係と一致する結果が得られた。ここで空気噴流による印加力が一定以上加わると角膜表面が凹状に変形してしまうことに注意されたい。眼軸に直交する位置に固定された高速度カメラにより撮影された画像からは、凹状変形の最大変位を原理上計測することはできない。今回側方から計測した変位応答にも眼圧の影響が観測されたのは、空気噴流の拡がりによって眼全体が押し込まれたことも影響していると考えられる。

また Fig. 11 は Fig. 10 の変位の立ち上がり時刻付近を拡大した図である。図中の○点は圧平信号が一回目のピークに達した時刻における角膜変位を表わしている。今回の実験においては、全被験者の中で最も早い圧平信号の一回目のピーク時刻は $t = 13.2[\text{ms}]$ であった。このことは、 $t = 13.2[\text{ms}]$ 以前の画像に対しては角膜表面には凹状変形が起ころらず、計測された角膜変位量が信頼できることを示している。そこで本稿では、 $t = 13.2[\text{ms}]$ における剛性 $k_{t=13.2}$ を用いて、各被験者の眼剛性を評価する。なお $t = 13.2[\text{ms}]$ 時刻における印加力 $f_{t=13.2} = 0.034[\text{N}]$ であった。

非接触眼圧計によって計測された眼圧値 (IOP) と、本稿で定義した眼剛性の関係をプロットした図を Fig. 12 に示す。また図中の直線は、最小自乗法によって計算された近似直線である。実験の結果、計測された眼剛性の最大値 ($k_{t=13.2} = 3330[\text{N/m}]$) と最小値 ($k_{t=13.2} = 589[\text{N/m}]$) には 5.6 倍の違いが存在することが確認された。また眼圧値 (IOP) と眼剛性の間には、相関係数 $r = 0.755$ と非常に良好な相関が検出された。

Fig. 11 Displacement of the cornea tip at the rising edge

Fig. 12 Correlation between the IOP and the stiffness

5. 考 察

眼圧値 (IOP) は圧平信号にもとづいて非接触眼圧計から出力され、眼剛性は高速度カメラより計測された角膜変位量から計算されている。異なるシステムによって計測された眼圧値 (IOP) と眼剛性の間に非常に高い相関が確認されたことは興味深い。

ここでまず本稿で定義した眼剛性の性質について考察する。眼剛性は印加力と角膜変位によって定まるが、空気噴流印加による角膜変位は主に 1. 角膜の物質的・幾何的特性、2. 眼球内圧 の二つの要因が作用すると考えられる。たとえば角膜が硬い、もしくは眼球内圧が高ければ角膜は変位しづらく、逆に角膜が柔らかい、もしくは眼球内圧が低ければ角膜は変形しやすい。非接触眼圧計によって出力された眼圧値 (IOP) は眼球内圧の推定結果であり、眼圧値 (IOP) が高いほど眼剛性が高い、という今回の結果は極めて妥当であるといえる。

しかしながら、眼圧値 (IOP) と眼剛性の相関からは外れた被験者も存在することも事実である。Fig. 13(a) および (b) は、眼圧値 (IOP)=15[mmHg] と判定された異なる被験

者二名(被験者 D, E)の変位, 印加力, および圧平信号を示した図である. また Fig. 14 は, 両被験者の変位応答における $t = 12 \sim 15[\text{ms}]$ の区間を拡大して重ね合わせた図である. なお図中の○点は圧平信号のピーク時刻を表わしている. これらの図から, 眼圧値 (IOP) を算出する基準となる圧平信号のピーク時刻は同じでも, $t = 13.2[\text{ms}]$ における角膜変位が大きく異なる例が存在することがわかる. $t = 13.2[\text{ms}]$ における印加力は同一であるため, この変位の違いはそのまま剛性の違いに現れ, 結果として同一の眼圧値でも異なる眼剛性が検出される.

眼剛性に影響する主な因子としては先に述べたように角膜硬さと眼球内圧が挙げられるが, 角膜硬さが平均的であれば従来手法でも妥当な眼球内圧が推定できるはずである. したがって同一の眼圧値 (IOP) が推定されながら異なる眼剛性が検出された被験者においては, 少なからず角膜自体の硬さの個人差が影響していると考えられる. 角膜が平均より硬いと圧平するには大きな印加力が必要となり, 従来の眼圧測定による眼圧値 (IOP) は大きめの値が出力される可能性がある. しかし眼圧診断において大きめの眼圧値 (IOP) が出力された結果, 被験者が精密検査を促されることは緑内障の早期発見という観点で見ればそれほど大きな問題ではない. 問題は角膜が柔らかい場合である. このとき角膜は小さい力で圧平されてしまうため, 眼圧値 (IOP) は低めの値が出力される可能性がある. すなわち, 真の眼球内圧値は精密検査を必要とする高い状態にあるのにも関わらず, 眼圧値 (IOP) は正常範囲内と判断された結果, 緑内障を発見できずに進行を進めてしまうケースに繋がりがかねない. 今回の実験結果は, 眼圧値 (IOP) だけでなく眼剛性も新たに評価に加えることにより, 今まで見逃されていた緑内障患者に対していち早く治療を開始できる可能性を拓ける重要な意味をもつ. 角膜の硬さには角膜厚や曲率半径といった幾何的な要因も影響すると考えられるが, これら二つの要因に関して眼剛性と明確な相関は見られなかった. このことは角膜の硬さが角膜厚などの幾何的な要因だけによって決まるのではなく, 角膜を支える組織なども重要な要因である可能性を示している.

しかしながら, 今回の眼剛性の定義にはいくつか問題点があるのも事実である. まず印加力応答が非線形であるため角膜の変位応答に角膜のダイナミクスの影響が生じている点である. これは Fig. 10 における変位の立ち上がりを見ても明らかであり, 印加力に対して変位の立ち上がりが遅れているのは, 粘性や慣性の影響が必ずしも無視できないことを意味する. その結果, 眼剛性の値は大きめの値が見積もられている可能性が高い. さらに 3.2 節で述べたように, 角膜頂点に実効する印加力も Fig. 6 とは異なる可能性があるため, 眼剛性の値そのものには疑問の余地も大きい. しかし緑内障の早期発見という大目標から考えると, 剛性の値そのものがわからなくても平均と外れているかどうかかわれば, 眼医にとって十分に有益な情報となりうる. その点において, 角膜の硬さには個人差がないとする従来の眼圧計測

Fig. 13 Force, displacement, and applanation signal for subject D and E (IOP=15[mmHg])

Fig. 14 Displacement at the rising edge for subject D and E

の仮定に疑問を投げかける結果となった今回の実験結果は, 非常に重要な意味をもつ. 今後は正確な印加力の計測とダイナミクスの影響を含まない剛性の計測が課題となる.

6. ま と め

これまでの眼圧測定手法が真の眼球内圧を正しく反映するためには, 角膜の硬さに個人差がないという仮定が保証されなければならない. 本研究はこの仮定に疑問を抱くことを出発点とし, 眼剛性という指標から角膜硬さの個人差について考察した.

本論文で得られた主な結果は以下の通りである.

- (1) 空気噴流印加力発生装置と高速度カメラを組み合わせる角膜変形を捉えるシステムを構築した.
- (2) 角膜変形の開始直後において角膜頂点変位に顕著な個人差が現れることを確認し, $t = 13.2[\text{ms}]$ における印加力 ($f_{t=13.2} = 0.034[\text{N}]$) と角膜変位から眼剛性を定義した.
- (3) 56 名の被験者の眼剛性を測定し, 最大 5.6 倍もの差が

存在することを確認した。また同一の眼圧値 (IOP) である
と診断されていても、異なる眼剛性をもつ被験者が存在する
ことを確認した。

なお本研究は、日本学術振興会 21 世紀 COE プログラム:
革新的研究分野「超速ハイパーヒューマン技術が開く新世
界」の一環として行なわれたものである。本研究を行なうに
あたり、(株) トプコンの小泉浩氏ならびに中澤直樹氏には
実験システムの構築に対して多大なるご支援をいただきま
した。この場を借りて深く感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) H. Goldmann: Applanation tonometry. In F.W. Newell, editor, *Glaucoma; Transactions of the Second Conference*, 167/220. New York: Josiah Macy, Jr, Foundation (1957)
- 2) S. Omata and Y. Terunuma: New tactile sensor like the human hand and its applications. *Sensors and Actuators A*, **35**, 9/15 (1992)
- 3) H. Oka and T. Irie: Mechanical impedance of layered tissue. *Medical Progress through Technology*, **21**, 1/4 (1997)
- 4) M. Kaneko, T. Kawahara, S. Matsunaga and S. Tanaka: Non-contact stiffness imager. In *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1562/1567 (2004)
- 5) 木下 統: ミニトマトの硬さ評価装置の試作. 農業機械学会九州支部誌, **51**, 5/9 (2002)
- 6) T.T. Andreassen, A.H. Simonsen and H. Oxlund: Biomechanical properties of keratoconus and normal corneas. *Exp. Eye Res.*, **31**, 435/441 (1980)
- 7) R. Vito, T. shin and B. McCarey: A mechanical model of the cornea: the effects of physiological and surgical factors on radial keratotomies. *Refractive Corneal Surgery*, **5**, 82/87 (1989)
- 8) J.O. Hjortdal: On the biomechanical properties of the cornea with particular reference to refractive surgery. *Ophthalmol. J. Nordic Countries*, **76**-225, 1/23 (1998)
- 9) K. Anderson, A. El-Sheikh and T. Newson: Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea. *J. R. Soc. Lond. Interface*, **1**, 1/13 (2004)
- 10) N. Ehlers and F. K. Hansen: Central corneal thickness in low tension glaucoma. *Acta Ophthalmol.*, **54**, 740/746 (1974)
- 11) R.Z. Levene: Low tension glaucoma: a critical review and new material. *Surv. Ophthalmol.*, **24**, 621/631 (1980)
- 12) M.M. Whitacre, R.A. Strein and K. Hassanein: The effect of corneal thickness on applanation tonometry. *Am. J. Ophthalmol.*, **115**, 592/596 (1993)
- 13) M. Shimmyo, A.J. Ross, A. Moy and R. Mostafavi: Intraocular pressure, goldmann applanation tension, corneal thickness and curvature in caucasians, asians, hispanics, and african americans. *Am. J. Ophthalmol.*, **136**, 603/613 (2003)
- 14) Y. Morad, E. Sharon, L. Hefetz and P. Nemet: Corneal thickness and curvature in normal-tension glaucoma. *Am. J. Ophthalmol.*, **125**, 164/168 (1998)
- 15) C. Edmund: Corneal topography and elasticity in normal and keratoconic eyes. *Acta Ophthalmol.*, **44**, 367/408 (1989)
- 16) J.O. Hjortdal: Regional elastic performance of the human cornea. *J. Biomechanics*, **29**-7, 931/942 (1996)
- 17) J.S. Friedenwald: Tonometer calibration. *Trans. Am Acad Ophthalmol. Otolaryngol.*, **61**, 108/123 (1957)
- 18) I.G. Pallikaris, G.D. Kymionis, H.S. Ginis, G.A. Kounis and M.K. Tsilimbaris: Ocular rigidity in living human eyes. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, **46**-2, 409/414 (2005)
- 19) P.M. Pinsky and D.V. Datye: A microstructurally-based finite element model of the incised human cornea. *J. Biomechanics*, **24**, 907/922 (1991)
- 20) G.J. Orssengo and D.C. Pye: Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea in vivo. *Bull. Math. Biol.*, **61**, 551/572 (1999)
- 21) I.A. Sigal, J.G. Flanagan, I. Tertinegg and C.R. Etibier: Finite element modeling of optic nerve head biomechanics. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, **45**-12, 4378/4387 (2004)

[著 者 紹 介]

金 子 真 (正会員)

1981 年, 東京大学工学系研究科博士課程修了。工学博士。同年, 通産省工業技術院機械技術研究所 (現産業技術総合研究所) 入所。90 年, 九州工業大学情報工学部機械システム工学科助教授。93 年より, 広島大学工学部第二類 (電気系) 教授。アクティブセンシングや把握戦略の研究に従事。日本ロボット学会, 日本機械学会, IEEE 等の会員。

徳 田 寛 一

2005 年, 広島大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年より, (株) トプコンに勤務。非接触インピーダンスセンシングの研究に従事。

飯 田 義 親

2005 年, 広島大学工学部第二類卒業。現在, 広島大学大学院工学研究科博士課程前期在学中。非接触インピーダンスセンシングの研究に従事。

栗 田 雄 一 (正会員)

2004 年, 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。工学博士。2005 年より, 広島大学大学院工学研究科特任教員。ヒューマンモデリングや非接触インピーダンスセンシングの研究に従事。日本ロボット学会, 日本機械学会, IEEE 等の会員。

Roland KEMPF

2004 年, Darmstadt University of Technology 修了。Ph.D. 同年より, 広島大学大学院工学研究科 COE 研究員。インピーダンスセンシングにおけるモデル解析の研究に従事。

川 原 知 洋 (学生会員)

2004 年, 広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。現在, 広島大学大学院工学研究科博士課程後期在学中。非接触インピーダンスセンシングの研究に従事。2003 年度計測自動制御学会学術奨励賞受賞。日本学術振興会特別研究員。

石 井 抱 (正会員)

1994 年, 東京大学大学院修士課程修了。1996 年, 東京大学大学院博士課程中退。同年, 同大学大学院工学系研究科計数工学専攻助手。2000 年, 東京農工大学工学部電気電子工学科講師。2002 年, 同助教授。2003 年, 広島大学工学研究科複雑システム工学専攻助教授。高速ビジョン, センサ情報処理の研究に従事。博士 (工学)。

河 野 進

1974 年, 九州工業大学工学部制御工学科卒業。同年三菱重工業 (株) 入社。2000 年同社広島研究所制御システム研究室長, 02 年同社同所主幹, 現在に至る。この間, 97 年山口大学大学院工学研究科システム工学専攻博士後期課程修了。工学博士。各種プラント・機械の制御システム, 運転訓練シミュレータ及び各種センサーなどの開発研究に従事。

三 嶋 弘

1969 年, 広島大学医学部卒業。70 年, 広島大学医学部助手。77 年, 同講師。79 年, 同助教授。96 年より, 同教授。79 年, Yale University Visiting Associate Professor。2002 年より, 広島大学大学院医歯薬学総合研究科視覚病態学 (眼科学) 教授。緑内障の臨床・研究に従事。

塚 本 秀 利

1988 年, 広島大学医学部卒業。同年, 広島大学眼科入局。1999 年, 広島大学眼科講師。2000 年, スエーデン・ウプサラ大学。2002 年, 県立広島病院眼科医長などを経て, 2004 年から広島大学病院眼科講師。専門は眼科学, 緑内障, 薬理学。医学博士。日本眼科学会会員, 日本緑内障学会評議員, 日本眼薬理学会評議員。

杉 本 栄一郎

2000 年, 広島大学医学部医学科卒業。同年, 広島大学病院眼科に入局。2003 年, 東京大学眼科にてマウス眼圧測定の研究を行い, その後広島大学病院にて緑内障の臨床・研究に従事。現在は中国労災病院勤務。

=====