人間の眼窩内で稼働可能な人工眼球に搭載することを目的とした焦点可変レンズの開発

電気・化学専攻 医用工学領域　　2281206　新井 駿
(主査： 和多田 雅哉 教授　　副査： 桐生 昭吾 教授， 桃沢 愛 准教授)

1. 緒言

近年，高齢化の進行などが原因で，視覚障がいを患う方が増加傾向であり，視覚障がいの進行により起こりえる眼球欠損に陥る方の増加が懸念されている[1]。眼球欠損とは目やその周りを怪我や病気等によって眼球が損なわれ、完全に視力喪失した状態を指す。眼球欠損による視力の回復方法の 1 つとして人工眼球が挙げられる。

人工眼球とは眼球全般をメカトロニクスの技術によって視覚を再現する人工臓器である。人工眼球は網膜の存在しない眼球欠損者でも視覚の回復を可能とすることが期待されている。しかし，臨床で使用されているものは無く，研究段階の物のみである。

現時点での人工眼球の先行研究としては生体眼球の網膜の再現に多く注目されている。生体眼球において網膜は映し出された外界の情報について視神経を通して脳に伝達する役割を担っており，外界の視認に重要である。しかし，網膜に様々な像を映し出すレンズの役割を担う水晶体も視認において重要であるが，着目されていない。また，水晶体は焦点調節を 1 枚のレンズとして行っている。しかし，一般的なレンズでは 1 枚のレンズで焦点調節を行うことは難しい。従って，本研究では人間の水晶体を参考に，人間の眼窩内で稼働可能な人工眼球に搭載する焦点可変レンズの開発を目指す。

本稿では，本研究の人工眼球の定義を行い，定義した人工眼球に搭載する事を目的とした水晶体を参考とした焦点可変レンズの開発を目指した。また，生体眼球と開発を目指した焦点可変レンズを搭載した人工眼球の光学性能を比較し，評価を行った。

2. 定義する人工眼球

現時点で人工眼球は体系化されたものが存在しないため，本研究において開発する焦点可変レンズを搭載する人工眼球の定義が必要となる。本研究では人工眼球を電源や可動部等を含めた全てを眼窩内に搭載し，カメラ技術を用いて外界を認識するものとする。加えて，人工眼球自体の形状を生体眼球と同じ球状にせず、搭載予定の眼窩の形状に沿った形とする。理由として眼窩は側頭部方向から見るとピラミッドの様な形状をしており、眼窩に沿った人工眼球とすることで眼球形状よりも眼窩内の容積を最大限活用可能にし，生体眼球と同じ範囲の視認を可能にするためである。また，人工眼球内部の設計における各部分の配置の自由が大きくなる利点も存在する。

生体眼球の外界認識の方法，及び人工眼球を搭載する箇所が眼窩である事から，前述した様に人間の眼窩に沿った人工眼球を本研究の人工眼球として定義した。図 1 に定義した人工眼球の処理の流れを示し，図 2 本研究での人工眼球の概要を示す。

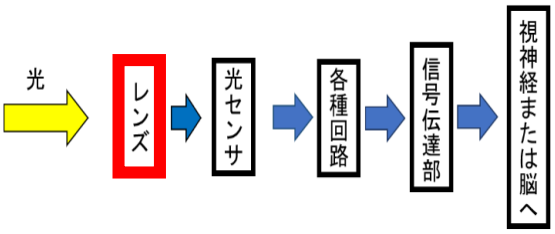


図 1　定義する人工眼球の処理の流れ

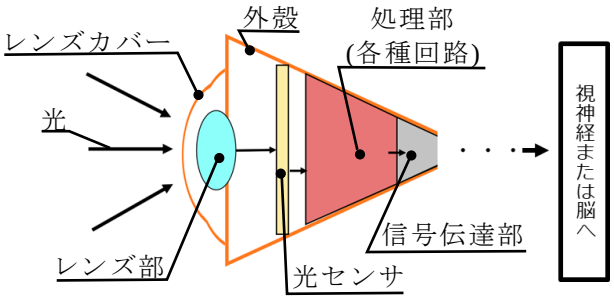


図 2　本研究での人工眼球の概要

本研究で定義する人工眼球は外界の視認が重要となる。中でも，最初に外界の情報である光に干渉し，視認に大きく関与するレンズは特に重要である。理由は，レンズが無ければ像が出来なくなり，外界を鮮明に認識できなくなる為である。また，光センサ側でのピント調節も難しい為である。加えて，人工眼球における先行研究としては生体眼球の網膜の再現に多く着目されており，網膜に様々な像を映し出すレンズの役割を担う水晶体も視認において重要であるが，着目されていない。従って，本研究では定義する人工眼球の中でも特にレンズ部分に着目し，開発を目指す。

3.　定義する人工眼球に搭載する焦点可変レンズ

本研究で開発を目指す焦点可変レンズとしては，生体眼球の水晶体を参考とし，透明シリコーンでレンズ形状を造形した弾性体をレンズとして用いる。加えて，レンズの外形を両凸非対称とすることで，より小型で柔軟な光学性能を発揮することを目指す。また，実際の水晶体の多層構造を参考に表面側と内側とで材料を分け，2 層構造とする。図 3 に開発を目指す焦点可変レンズのコンセプトを示す。

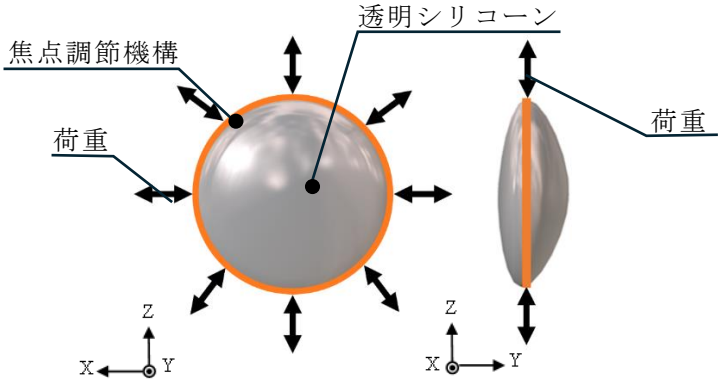


図 3　開発を目指す焦点可変レンズのコンセプト

透明シリコーンを使用したレンズの焦点距離の調節方法としてはレンズ周囲から荷重を加えてレンズ自体の形状に変位を起こすことで焦点調節する方法を考えている。理由は造形されたレンズは弾性体であるので，荷重をかけることで変形し，厚さの変化が起き，レンズ表面の曲率半径に変化を起こすことが可能な為である。

4.　開発を目指す焦点可変レンズの検討

4.1　開発を目指す焦点可変レンズの具体的な検証方法

本研究で開発を目指す焦点可変レンズは透明シリコーンを用いたものである。本焦

点可変レンズが発揮可能な機能の検討項目としては焦点距離の調節幅，焦点調節に必要な力，結像性能が挙げられる。

まず初めに，焦点距離の調節幅の検討方法としては開発を目指す焦点可変レンズのモデルを 3D CAD の Autodesk Fusion 360 を使用して作成することで開発を目指すレンズの各数値を明確化する。作成されたモデルにより，明確化された各数値を，焦点距離の導出が可能な理論式である，レンズメーカーの公式へと用いることで具体的な焦点距離の導出を行うことで焦点調節幅も導き出す。(1)にレンズメーカーの公式を示す。

$$\frac{1}{f} = (n-1)\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}\right) + \frac{d(n-1)^2}{nR_1R_2} \quad \cdot\cdot\cdot (1)$$

f:焦点距離　n:レンズ屈折率　d:レンズ厚さ
R_1:前面曲率半径　R_2:後面曲率半径

次に，焦点調節に必要な力の検証方法の詳細としては 3D CAD の Autodesk Fusion 360 を用いて作成されたモデルに対して Autodesk Fusion 360 の有限要素法を利用した静的応力解析を用いてモデル周囲上から力を加えた際のモデルの変位量を導出する。

モデルに対して力を加えた後のモデルの数値として重要な値は焦点距離の決定に大きく関わり，かつ，力を加えられた事で変化を起こす，モデルの厚さと曲率半径である。力を加えた後の厚さについてはモデルの各表面の中心軸の頂点同士の距離を求める事で導出を行う。また，力を加えた後のモデルの曲率半径については変位後のモデル表面に対して最小二乗法を用い，モデルの各表面上に任意の 5 点を選び，各表面の曲線を円へと近似する事で導出された近似円の半径について力を加えた後のモデルの曲率半径とする。導出できた曲率半径を(1)式を用いることで変位後の焦点距離も導出する。最小二乗法による円への近似式を(2)，(3)に示す

$$\begin{pmatrix} A \\ B \\ C \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^{n} {z_i}^2 & \sum_{i=1}^{n} z_i y_i & \sum_{i=1}^{n} z_i \\ \sum_{i=1}^{n} z_i y_i & \sum_{i=1}^{n} {y_i}^2 & \sum_{i=1}^{n} y_i \\ \sum_{i=1}^{n} z_i & \sum_{i=1}^{n} y_i & \sum_{i=1}^{n} 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -\sum_{i=1}^{n} ({z_i}^3 - x_i {y_i}^2) \\ -\sum_{i=1}^{n} ({z_i}^2 y_i - {y_i}^3) \\ -\sum_{i=1}^{n} ({z_i}^2 - {y_i}^2) \end{pmatrix} \quad \cdot\cdot (2)$$

$$a = -\frac{A}{2}, \quad b = -\frac{B}{2}, \quad r = \sqrt{-C + a^2 + b^2} \quad \cdot\cdot (3)$$

i:それぞれの点の番号　zi:それぞれの点の x 座標　yi:それぞれの点の y 座標
a:近似円中心の x 座標　b:近似円中心の y 座標　r:近似円の半径

結像性能の検証方法の詳細としては光線追跡法を用いて開発を目指す焦点可変レンズが作る像のシミュレーションを行う事でレンズ特性及び結像性能の導出を行う。光線追跡法を実施するにあたっては光学設計ソフトである POPS(Personal Optical Performance Simulator)を用いる。本ソフトを用いて，人工眼球の参考元となっている生体眼球と開発を目指す焦点可変レンズを搭載した人工眼球の結像性能の比較を行う事で結像性能(光学的性能)を導き出す。

4.2　水晶体の定常時及び調節時の各値

焦点可変レンズの開発を行う為に参考元とした水晶体は生体の一部であることから，水晶体の各数値に個人差が生じる。従って，焦点可変レンズの開発を目指すためには

水晶体の各数値を定義する必要がある。

本研究では水晶体の各数値の固定化の為にグルストランド模型眼と呼ばれる模型眼の一種を用いる[2]。模型眼とは，各屈折系の光学常数の実測値または近い値を基準として常数を定め作成した，眼球光学系の標準的なモデルのことである。図 4 にグルストランド模型眼を示し，表 1 に導出された水晶体の焦点変化幅を示す。

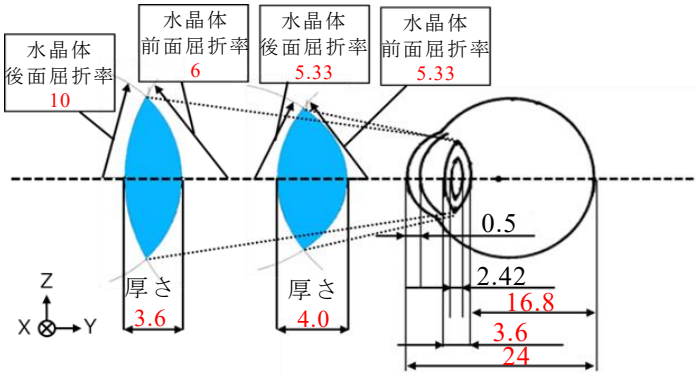


図 4　グルストランド模型眼

表 1　導出された水晶体の焦点変化幅

	定常時	最大調節時
焦点距離[mm]	9.82	7.05

以上の様に水晶体の各数値を決定することが出来た。しかし，水晶体についてグルストランド模型眼のみでは決定できない値が存在する。まず初めに，水晶体の径方向に関する直径，次に水晶体の前後面厚さの比率，最後に水晶体に力を加えた際の力と焦点距離の関係である。まず，水晶体の径方向に関する直径について本研究では一般的な水晶体の直径の値を参考に 9.00[mm]とした。次に水晶体の前後面厚さの比率について水晶体は中心から前面及び後面，それぞれの厚さが非対称である。従って，先行研究より判明している厚さの前/後比 0.77 を用いて水晶体の厚さの関係式を表した[3]。(4)に水晶体の厚さの関係式を示す。

$$\text{水晶体の全厚さ} = \frac{1.77}{0.77} \times \text{水晶体前面厚さ} = 1.77 \times \text{水晶体後面厚さ} \qquad (4)$$

(4)式を用いてグルストランド模型眼に定義されている水晶体の全厚さ 3.6[mm]をもとに水晶体前面厚さを 1.57[mm]，水晶体後面厚さを 2.03[mm]と算出した。また，水晶体に力を加えた際の力と焦点距離の関係についてはグルストランド模型眼と定義及び算出した値を元に水晶体のモデルを製作し，モデルに対して実際の水晶体の様に力を加えた際の変位を解析することによって決定する必要がある。

4.3　水晶体のモデル

前節で決定した水晶体の定常値及び調節時の各数値から，3D CAD の Autodesk Fusion360 を用いて水晶体モデルを作成した。作成したモデルは楕円形の組み合わせかつ，1 材料による等質な形ではなく，表面と内部で材料を分けた 2 材料のモデルで作成した。また，表面材料部分の厚さとしては 0.5[mm]とし，素材条件としては水晶体についての先行研究より，水晶体嚢の素材条件を用い，内部の素材条件としては表面素材条件よりも柔らかい水晶体内部の素材条件を用いた。モデルの作成にあたって，実際の水晶体の様な変形を起こすには，モデル周上から圧縮する力のかけ方と引張る力のかけ方の 2 種類の力のかけ方が考えられる事を考慮し，それぞれの力のかけ方に

合わせた水晶体のモデルを作成した。水晶体のモデルを作成し，解析を行うことにより，解析結果から焦点可変レンズとして適している水晶体のモデルを開発を目指す焦点可変レンズとして設定することで人工眼球に搭載する事を目的とした焦点可変レンズの開発へと繋げていく。図 5 に圧縮水晶体モデルの概要を示し，表 2 に圧縮水晶体モデルの寸法を示し，図 6 に引張水晶体モデルの概要を示し，表 3 に引張水晶体モデルの寸法を示し，表 4 に水晶体モデルの素材条件を示す。

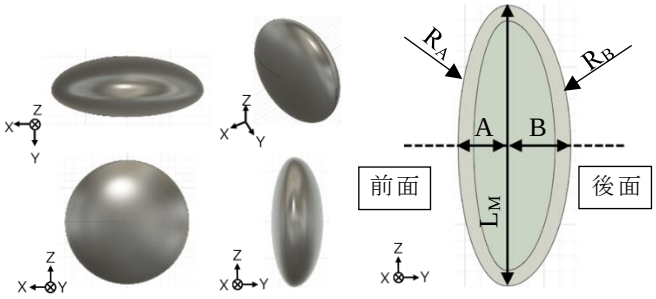


図 5　圧縮水晶体モデルの概要

表 2　圧縮水晶体モデルの寸法

直径[mm]	水晶体直径　L_M	9
厚さ[mm]	水晶体全体　A+B	3.6
	水晶体前面　A	1.57
	水晶体後面　B	2.03
曲率半径 [mm]	水晶体前面　R_A	10
	水晶体後面　R_B	6

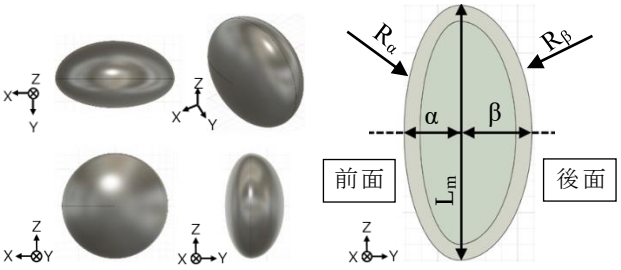


図 6　引張水晶体モデルの概要

表 3　引張水晶体モデルの寸法

直径[mm]	水晶体直径　L_m	8.00
厚さ[mm]	水晶体全体　α+β	4.00
	水晶体前面　α	1.74
	水晶体後面　β	2.26
曲率半径 [mm]	水晶体前面　R_α	5.33
	水晶体後面　R_β	5.33

表 4　水晶体モデルの素材条件

	表面材料	内部材料
ヤング率 [MPa]	1.06	0.95
ポアソン比	0.47	0.49
せん断弾性係数 [MPa]	0.36	0.32
密度 [kg/m^3]	1.09×10^3	1.09×10^3

4.4　水晶体モデルの解析

前節で決定した 2 つの水晶体モデルの各寸法及び，素材条件を元に各水晶体モデルからそれぞれ解析モデルとなる，平面軸対称モデルを作成し，焦点距離と力の関係を Autodesk Fusion 360 の有限要素法を用いた静的応力解析を用いて行う。力の加え方として，水晶体に近づける為にモデル周上の前面側後面側それぞれに 1 部分ずつの合計 2 部分に力を加える。また，各面に対して角度をつけて力を加えることで，より水晶体に近い変形が可能な様とし，前面側は 10[°]，後面側は 35[°]，各面に対して角度をつけて力を加える事とする。解析に伴い，目標値としては表 1 で示した水晶体の焦点

変化幅を満たすこと，加えて，力を加えた後のモデルの安全率が一般的な設計においてモデルが破断等を起こさないとされる最小安全率が 3 より下の数値となっていないこととする。焦点距離の導出ための素材の屈折率はレンズメーカーの公式を用いることから，屈折率 1.41 で固定の値として計算を行う。図 7 に圧縮水晶体モデルの解析結果を示し，図 8 に引張水晶体モデルの解析結果を示し，表 5 に圧縮水晶体モデルの各関係を示し，表 6 に引張水晶体モデルの各関係を示す。

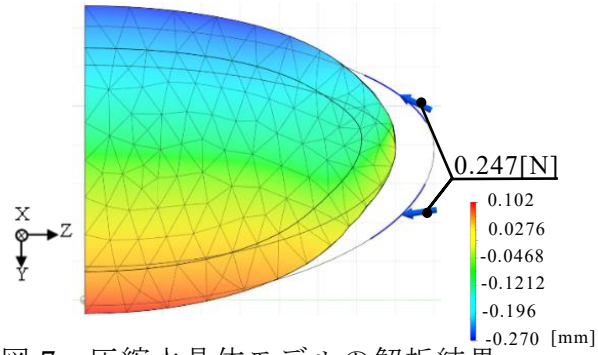


図 7　圧縮水晶体モデルの解析結果

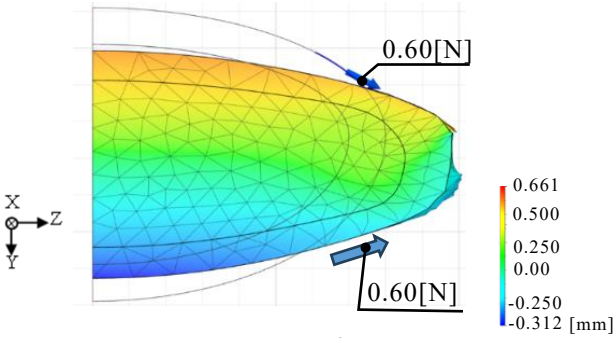


図 8　引張水晶体モデルの解析結果

表 5　圧縮水晶体モデルの各関係

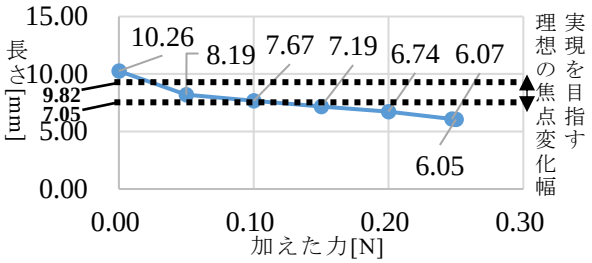
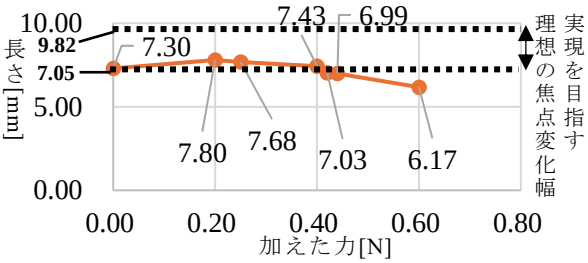


表 6　引張水晶体モデルの各関係



まず，図 7，表 5 の圧縮水晶体モデルの解析結果より，定常時で焦点距離 10.26[mm]であり，最大調節時で前面曲率半径 5.33[mm]，後面曲率半径 3.64[mm]，焦点距離 6.05[mm]，加えた力は前後面それぞれ 0.247[N]，モデルの直径は 8.0 [mm]であり，安全率については 15 であった。次に，図 8，表 6 の引張水晶体モデルの解析結果より，定常時で焦点距離 7.30[mm]であり，最大調節時で前面曲率半径 13.23[mm]，後面曲率半径 2.92[mm]，焦点距離 6.17[mm]，加えた力は前後面それぞれ 0.6[N]，モデルの直径は 9.2[mm]であり，安全率については 5.97 であった。

以上の解析結果から，圧縮水晶体モデルは水晶体と同様な焦点距離の変化幅を果たすことが可能だが，引張水晶体モデルは果たすことが出来ないことが分かった。従って，圧縮水晶体モデルを開発を目指す焦点可変レンズとして定義する。しかし，水晶体と同様な焦点距離の変化幅を果たせてはいるが，水晶体の焦点距離の値と全く同じ範囲では無い。理由としては，モデルの曲率半径の導出に最小二乗法による近似を行った影響及び，モデルの屈折率として定義した値を固定値とした影響が考えられる。

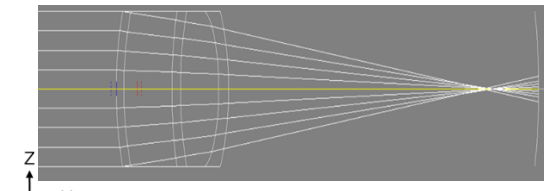
5.　生体眼球と人工眼球の光学性能比較

5.1　光学性能の比較について

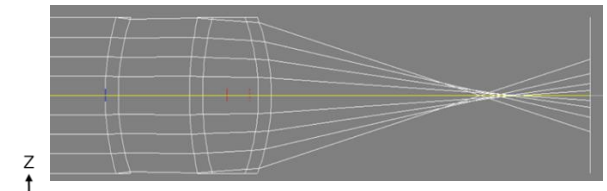
前章までの結果より，人工眼球に搭載する開発を目指す焦点可変レンズの定義を行うことが出来た。従って，本定義したレンズを本研究の人工眼球に搭載した状態と生体眼球との光学性能の比較と検証を行うことで，開発を目指す焦点可変レンズが本研究で定義した人工眼球へ搭載した場合に生体眼球の代替として機能するかを導き出す。解析の為の生体眼球の各値としてはグルストランド模型眼の値を用いたものとし，網膜の曲率半径は12.80[mm]，眼球光軸と網膜中心軸のズレは X 軸方向に 1.4[mm]偏心したものとする。光学性能解析の比較，検証項目としては，焦点距離，収差，光路図，スポットダイアグラムが挙げられる。収差には種類が存在し，今回は生体眼球において重要な収差とされている球面収差，色収差，非点収差に加えて，カメラの光学的性能評価でも用いられる，コマ収差，歪曲収差，像面歪曲についても検証対象とする。

5.2　生体眼球と人工眼球の光学性能解析

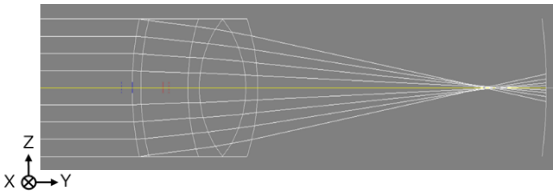
光線追跡法を用いた解析には光が屈折を起こす各屈折面と屈折面間の媒質の定義が必要となる。生体眼球では角膜，房水，水晶体，硝子体が屈折面と媒質として定義され，撮像面である網膜へ結像される。人工眼球ではレンズカバー，空気，開発を目指す定義した焦点可変レンズ，空気が屈折面と媒質として定義され，撮像面である光センサへ結像される。また，生体眼球の水晶体は水晶体表面と水晶体核の 2 層，人工眼球のレンズは定義通り，厚さ 0.5[mm]の表面と内部の 2 層となっており，各表面部分も屈折面とし，解析を行う。図 9，10，表 7 に各項目の解析結果のまとめを示す。



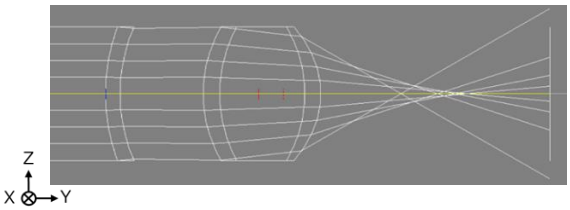
a)生体眼球内水晶体定常時



b)人工眼球内焦点可変レンズ定常時

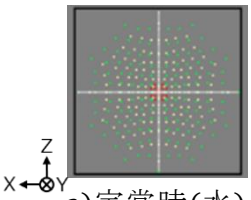


c)生体眼球内水晶体強調節時

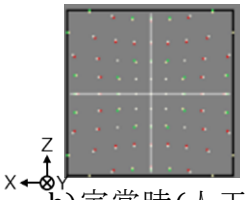


d)人工眼球内焦点可変レンズ強調節時

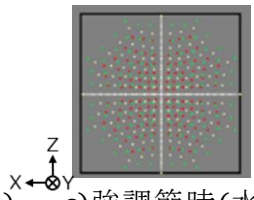
図 9　定常時と強調節時の生体眼球と人工眼球の光路図



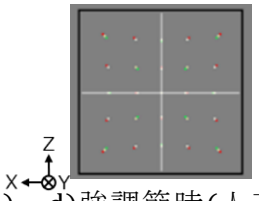
a)定常時(水)



b)定常時(人工)



c)強調節時(水)



d)強調節時(人工)

図 10　定常時と強調節時の生体眼球と人工眼球のスポットダイアグラム

表 7　定常時と強調節時の生体眼球と人工眼球の収差と焦点距離

	定常時(水)	定常時(人工)	強調節時(水)	強調節時(人工)
球面収差	2.31	4.13	2.18	3.06
色収差	-0.117	-0.00751	-0.023	0.000992
非点収差	0.509	0.165	0.539	1.11
コマ収差	1.21	0.32	1.17	1,74
歪曲収差	0.731	0.462	0.144	1.57
像面歪曲	1.17	1.14	1.44	2.48
焦点距離[mm]	17.0548	10.17211	1.41678	6.282702

光学性能解析結果をまとめると以上の様な形となった。結果から，解析の為に定義した生体眼球と本研究で定義した人工眼球を比較すると，人工眼球は開発を目指す焦点可変レンズが定常時において光路図と収差の各値を見る限りでは，生体眼球に近しい屈折能力を有している事，球面収差以外の収差については生体眼球よりも収差が少ない値となっている事から生体眼球の代替として定義した人工眼球の使用可能性が高いことが示唆された。しかし，強調節時を見ると，定常時，強調節時共に生体眼球と比較して光学性能が大きく劣っていた。従って，強調節時の様なレンズへの力のかけ方が現状では不十分であることが分かった。よって，今回行った開発を目指す焦点可変レンズへの力のかけ方を見直す必要があると考えられた。力のかけ方を見直す事で，強調節時でも生体眼球の代替として有用となるのではないかと考えられた。

6.　結言

本研究は人間の眼窩内で稼働可能な人工眼球に搭載することを目的とした焦点可変レンズの開発を目指した。本稿では人工眼球の定義，開発を目指す焦点可変レンズの定義，参考元である水晶体の詳細な数値の導出，開発を目指すレンズの各数値の導出，開発するレンズを搭載した人工眼球と生体眼球の光学性能比較を行った。各数値の導出及び光学性能比較の結果から，定義した焦点可変レンズは定常時であれば生体眼球の代替として使用可能性が高いことを示した。しかし，強調節時では生体眼球と代替不可能と分かった。従って，今後の展望として，開発するレンズへの力のかけ方の再検討に加えて，レンズに力を加える機構である焦点調節機構の開発を行うことで人工眼球のシステムとして，より生体眼球の機能へと近づけていく開発を行う必要がある。

参考文献

[1] 日本眼科医研究班，”日本における視覚障害者の社会的コスト”，日本の眼科，第 80 巻，第 6 号，2009.6.20

[2] 大島裕之，”眼の光学的機構”，精密工学会，Vol.27 No.322 pp750-755，1961

[3] A. Glasser，”Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia”，Vision Research1999.39