

FEM 数値シミュレーションによる強膜バックリング術後屈折変化の検討

および網膜剥離パターン生成、眼球モデル構築方法の提案

孫 智剛*1*2 牧野内昭武*3 矢部比呂夫*4 姫野龍太郎*2

*1 先端力学シミュレーション研究所(ASTOM) 研究開発部

*2 理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット

*3 理化学研究所 ものづくり情報技術統合化研究プログラム

*4 東邦大学医学部第2眼科

e-mail: sun@astom.co.jp, zgsun@postman.riken.go.jp

akitake@postman.riken.go.jp

hiro075834@aol.com

himeno@postman.riken.go.jp

1、緒言

我々は FEM 数値シミュレーションによる臨床手術計画支援を目指して強膜バックリング術の複雑な手術過程をシミュレートできる 3 次元 FEM プログラム⁽¹⁾⁽²⁾を開発した。強膜バックリング手術は輪状バックリングと部分バックリングの 2 種類があり、剥離した網膜を復位することによって視力を回復させることを主な目的とする、裂孔原生網膜剥離を治療するための手術である。しかし、高度医療が進んでいる現在、医療現場において最小侵襲手術が一つのキーワードとなっており、眼科臨床手術でも例外ではなく網膜復位だけでは満足できなくなっている。強膜バックリング手術の侵襲度合いを評価する一つの重要な指標としては術後の屈折変化が挙げられる。これは網膜が復位された術後に近視、遠視また乱視などの屈折変化が起こり、それに悩まされる患者が眼科臨床には少なくないからである。いままで、臨床症例データに基づいて、またはアイバンクの死体眼球を用いて強膜バックリング術後の屈折変化を検討する研究⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾が見られたが、数は少なかった。また、それらの研究は検討手法に限度があり測定精度が十分とは言えない一方、一般的な検討に止まった。そこで、本研究は開発した FEM プログラムを用いて各種条件の下で強膜バックリング手術過程をシミュレートし、その術後屈折変化を具体的に検討した。本研究による検討結果は術後屈折変化に関する術者の知見を豊富にし、臨床手術計画を支援すると同時に、数値シミュレーションによって仮想手術を行う際の手術条件の設定にも指針を与えるものと期待されている。

一方、我々は臨床支援のためのデータベースの構築を試みようとしている。それには臨床に即した網膜剥離パターンを表現した眼球の有限要素モデルが必要となる。しかし、網膜は 0.1mm と薄く、その 3 次元形状の測定が MRI、超音波などの医用画像測定手段では分解能の制限で不可能に近く、このような眼球モデルの生成は困難だった。そこで、裂孔原生網膜剥離の実際の過程に倣って網膜剥離パターンを生成し眼球 FEM モデルを構築する方法を提案した。

2、FEM 数値シミュレーションによる強膜バックリング術後屈折変化の検討

2.1 解析方法および解析条件

用いたプログラムは混合型 FEM による非圧縮性超弾性体の大変形、非線形力学応答の解析、非圧縮性超弾性体と静止液体の強連成解析、ペナルティ定数法による変形体同士の接触解析、眼球を締め付け過程の解析、縫合糸を線形弾性バー要素で表現した縫合過程の解析などの機能、およびバックル材の自動設置、

縫合糸の自動生成、剛性マトリックスの特異性を回避するための縫合糸初期変位生成などの各種前処理機能を備えている。その詳細に関しては文献(1)(2)に参照されたい。

前述したように、バックリング手術は輪状バックリング術と部分バックリング術の2種類がある。輪状バックリング術はバックル効果の恒久化、新たな裂孔の形成、網膜剥離予防の意義でシリコンタイヤあるいはシリコンスポンジを強膜上に設置した上にまたは直接にシリコンバンドを用いて眼球を締め付けた後、マットレス縫合でそれらを縫合固定する術式である。この手術には締め付け強さが重要なパラメーターの一つとなっている。一方、部分バックリング術はシリコンスポンジを強膜の上に直接に縫い付ける術式である。この場合は網膜裂孔の大きさと位置、網膜剥離範囲などに応じてスポンジの長さ、設置方向、設置位置といったパラメーターの適正な選択が重要である。本研究では輪状、部分バックリングに対してそれぞれ表1のような条件を設置して、合わせて9ケースのシミュレーションを実行し、以上に述べたそれらのパラメーターが図1のように定義した屈折変化に関係する眼軸長(l)、角膜曲率($1/r$)と眼軸のずれ(d)（ここで定義した眼軸のズレは眼科臨床の用語ではないが、眼球レンズ系のゆがみを評価する指標の一つとして考えられる）の変化に与える影響を調べた。ただし、輪状バックリングの場合にはバックル材としてシリコンスポンジのみを用いた。

表1 各シミュレーションに用いた手術条件

Case	手術タイプ	バックル	スポンジ位置	スポンジ方向	締め付け強さ(眼球直径短縮量)	縫合幅	内陥量
1	輪状	No.1			3.8mm		約 0.6mm
2		No.1、No.4	P1	子午線	1.6mm	8.5mm	約 3.5mm
3		No.1、No.4	P1	子午線	4.0mm	8.5mm	約 3.5mm
4		No.1、No.4	P1	子午線	5.9mm	8.5mm	約 3.5mm
5	部分	No.2	P1	円周		8.0mm	約 2.4mm
6		No.2	P2	円周		8.0mm	約 2.4mm
7		No.3	P1	円周		8.0mm	約 2.2mm
8		No.4	P1	子午線		8.5mm	約 2.5mm
9		No.4	P2	子午線		8.5mm	約 2.5mm

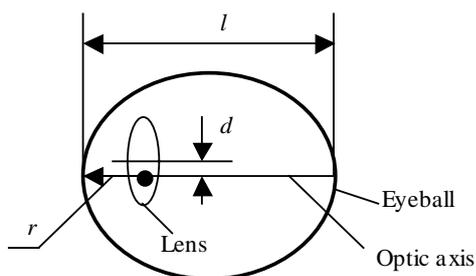
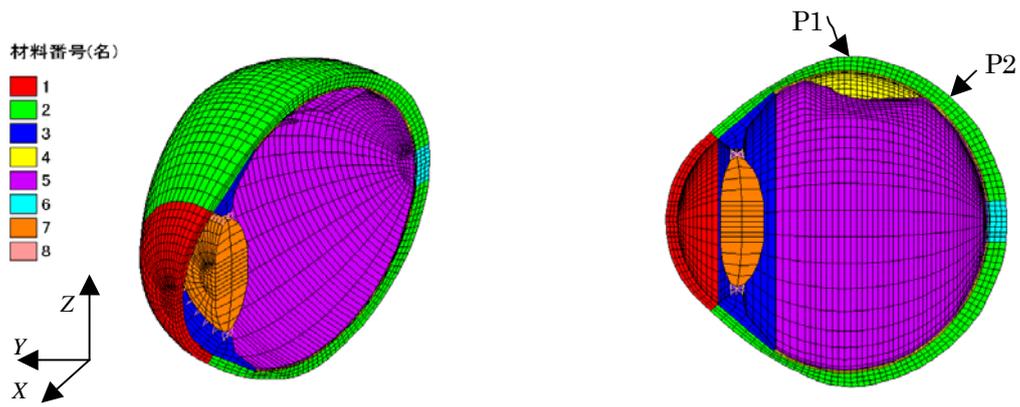


図1 屈折変化に影響するパラメーター

各解析は正常眼圧(15mmHg)生成解析とそれ以外の解析(締め付け過程解析、縫合過程解析)のようにステップにわけて行われた。ただし、締め付け解析と縫合解析には手術中における眼圧コントロールのための排液を想定し眼圧を一定とした。実際の臨床手術では網膜剥離状況に応じて手術条件を選択するが、網膜復位に関する検討は今回の対象外なので、ここでは便宜上、すべてのケースには赤道部に網膜が剥離している同一の眼球解析モデルを用いた。また、眼球をZ-X軸に関して対称と見なし、バックル材と眼球の半分を解析区域とした。解析に用いた眼球とバックル材のモデルを図2に合わせて示す。一方、眼球軟組織、バックル材と縫合糸に用いた材料モデル、材料定数を表2に示す



(a) 眼球

(要素数：9934，要素タイプ：8/1 混合型要素、バー要素)



No.1 (シリコンバンド)

要素数：2541

断面形状：四辺形

サイズ：2.5×0.6mm



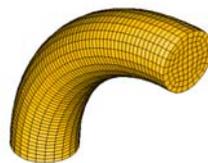
No.2 (シリコンスポンジ)

要素数：2610

断面形状：円形

直径：5mm

長さ：眼球の1/8周



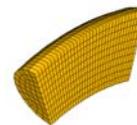
No.3 (シリコンスポンジ)

要素数：5220

断面形状：円形

直径：5mm

長さ：眼球の1/4周



No.4 (シリコンスポンジ)

要素数：1530

断面形状：円形

直径：5mm

長さ：約眼球の1/10周

(b) バックル

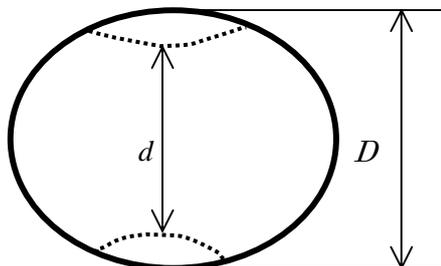
図2 シミュレーションモデル

表 2 材料モデルと材料定数

モデル	neo-Hookean 超弾性モデル: $W=C(I_1-3)$									線形弾性モデル: $\sigma=E\varepsilon$	
C, E (MPa)	角膜	強膜	毛様体	脈絡膜	網膜	視神経	水晶体	バンド	スポンジ	チン小帯	縫合糸
	0.0333	0.0833	0.01	0.0083	0.0008	0.05	10.0	0.1	0.08	100.0	200.0

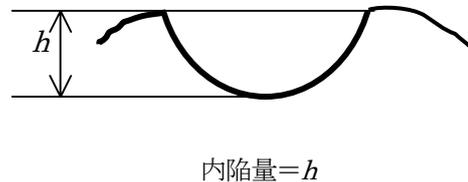
2.2 シミュレーション結果および考察

2.2.1 輪状バックリング手術 case1においてはシリコンバンドで眼球を締め付ける過程のみをシミュレーションした. 一方, case2-case4においてはシリコンスポンジを子午線方向に設置する場合を想定し, スポンジの大きさ, 設置位置および強膜内陷量を同様にし, 締め付け強さを変化させた. ここでは締め付け強さを眼球直径短縮量として定義した. 眼球直径短縮量と強膜内陷量をそれぞれ眼球対称面とバックル長さ方向の対称面を含めた眼球の切断面内において図3と図4のように定義した. 各ケースのシミュレーションによる眼軸長(l), 眼軸のズレ(d)と角膜曲率分布(l/r)の結果を図5、図6と図7に, 眼球形状を図8にそれぞれ示す.



直径短縮量 = $D - d$

図3 眼球直径短縮量



内陷量 = h

図4 強膜内陷量

1) 眼軸長(l)の変化 図5のように, いずれの場合においても眼軸長が伸び, 術後の近視化が起こることが示されている. Case1のような, シリコンバンドのみで眼球を強く締め付ける場合の眼軸長に関してはいままでの研究によって伸長または短縮という2つの正反対の説⁴⁾⁵⁾が提出されているが, 以上のように本研究の数値シミュレーションによって予測された結果は前者と一致している. 一方, 図5からわかるように, 強膜内陷量が同様なCase2-case4では眼軸長の伸長は締め付けのみではなく, 締め付けと縫合の相乗効果によるものであるが, その量が締め付け強さの増加につれて大きくなる. これは, このような術式においてシリコンスポンジの形状, 設置位置と強膜内陷量が同じ場合, 眼軸の伸長が縫合強さより締め付け強さの方に強く依存することを示唆している.

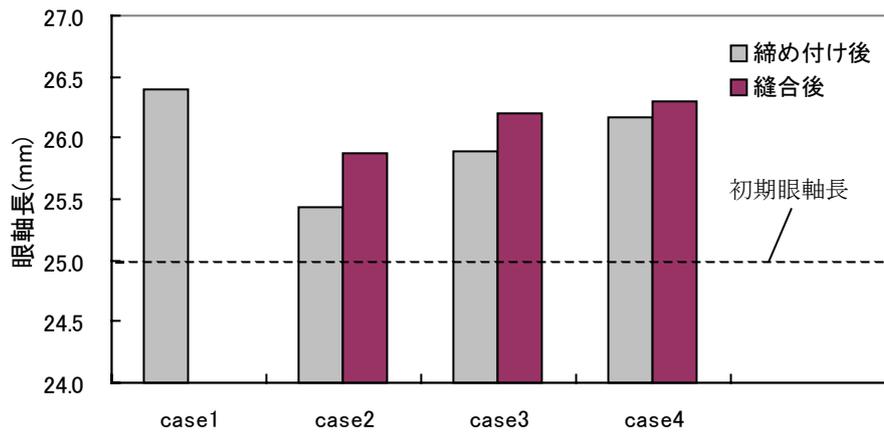


図5 輪状バックリング術の眼軸長の解析結果

2) 眼軸のズレ(d)の変化 図6のように, Case1 では眼球が全周にわたって均等に締め付けられたので眼軸のズレが生じなかった. これに対し, Case2-case3 ではシリコンスポンジを設置した場所に強膜が強く内陥され, 眼球が非対称的に変形した(図8)のが原因でいずれも眼軸のズレが生じ, 術後乱視などの屈折異常が起こる可能性を示す結果が得られている. また, ここで定義した眼軸のズレに加えて, 図8から縫合後の水晶体のゆがみが直観的に見て取れ, 術後屈折異常の可能性がさらに示されている. 次に, 図6におけるCase2-case3の結果を比較すれば, 各場合間の眼軸ズレの量の差はわずかに0.02mm以内であることがわかる. これより術後眼軸ズレの量はシリコンスポンジの形状と設置位置が同じ場合, 締め付け強さと縫合強さとほぼ関係なく, 内陥量のみによって左右されることが推察できる.

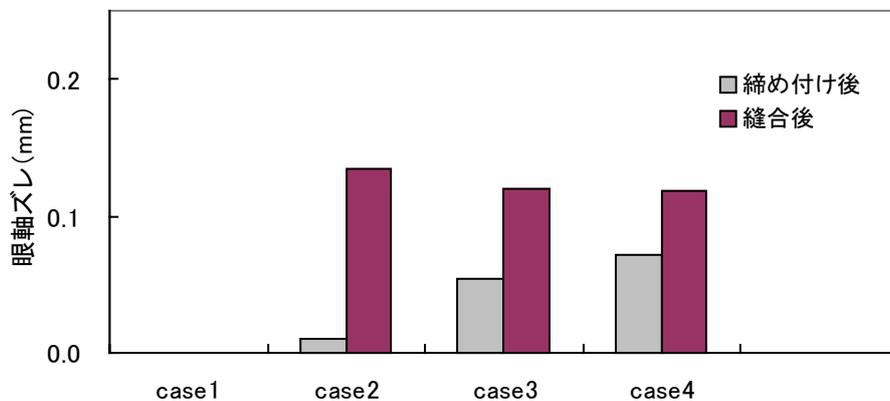


図6 輪状バックリング術の眼軸ズレの解析結果

3) 角膜曲率($1/r$)の変化 図7は局所ではなく角膜全体の曲率変化状況を把握するために角膜外表面上の節点の座標を利用して計算した節点曲率を表示した角膜曲率分布図である. この図からわかるように, case1においては術後の角膜曲率変化が生じなかった. 一方, case2-case4においては強膜が強く内陥され変形が角膜まで及んだので, 角膜の上部に曲率の変化が発生し経線間の曲率の相違が生じた. これはこれらの場合において術後の乱視が起こることを示している. また, 眼球のズレと同じように, 術後角膜曲率の変化は各場合の間にほぼ差がなく, 最終の内陥量にのみ依存することがわかる.

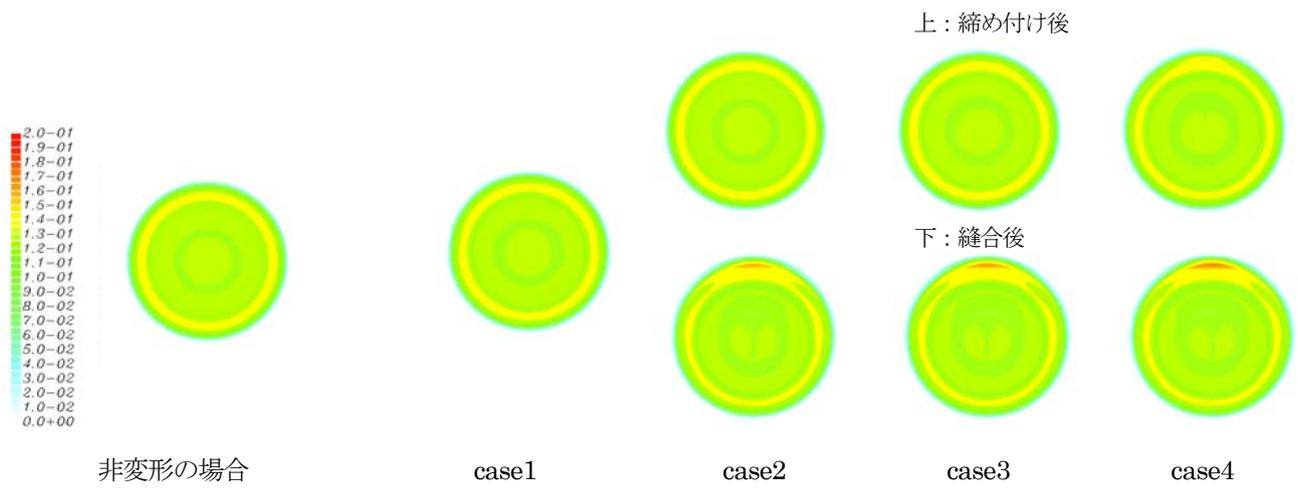
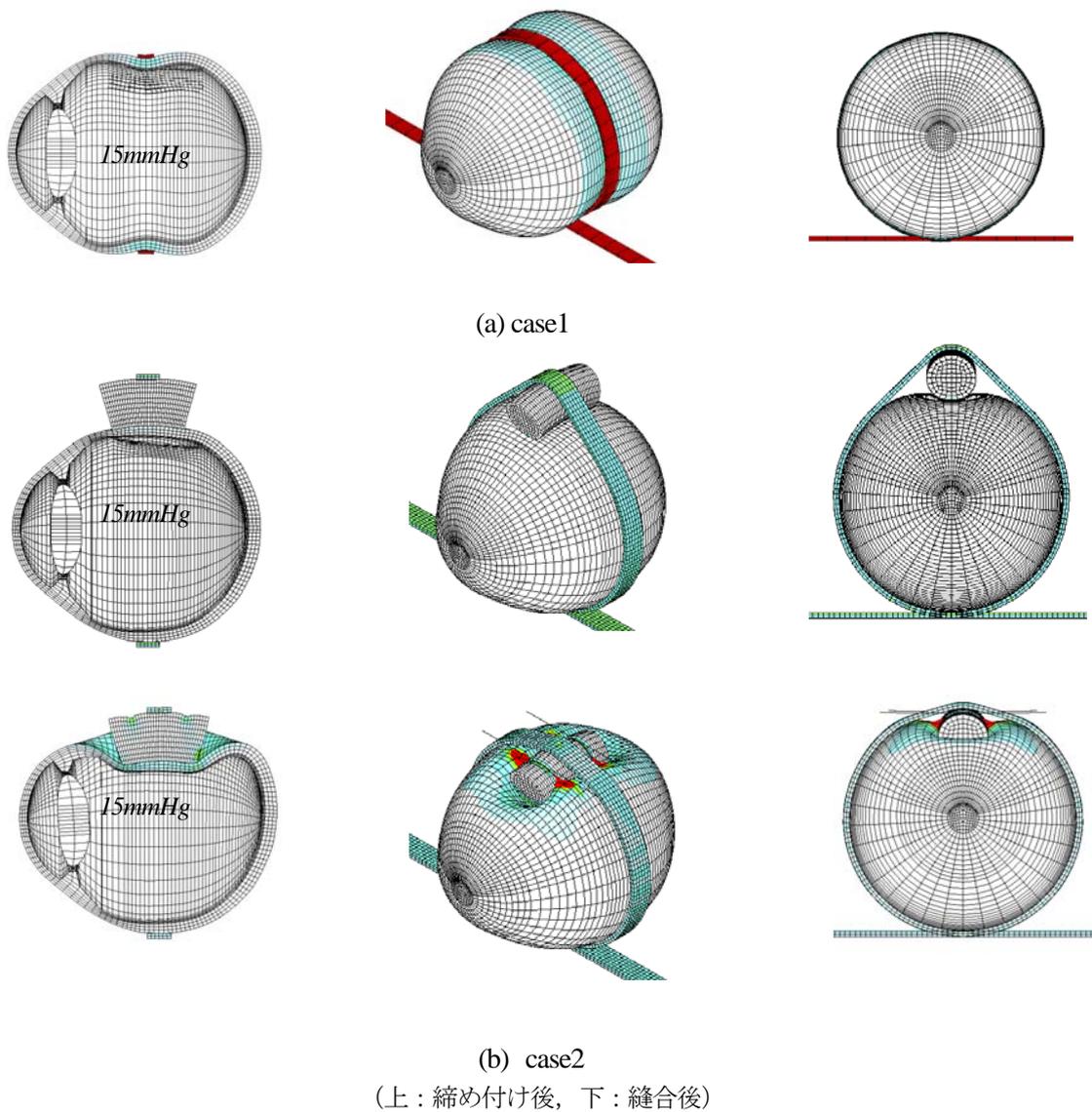
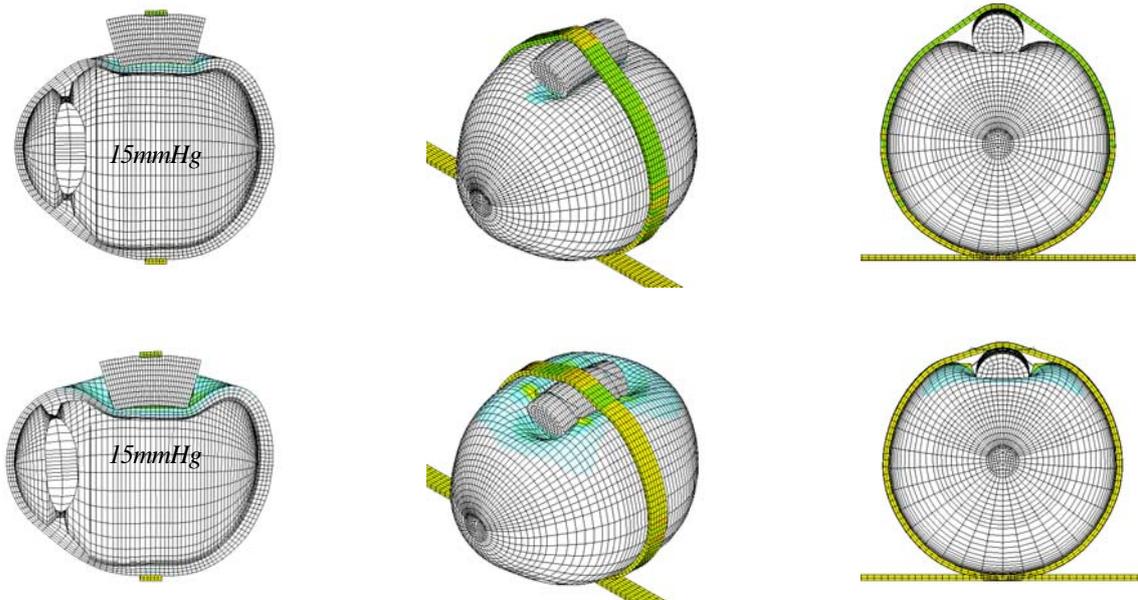
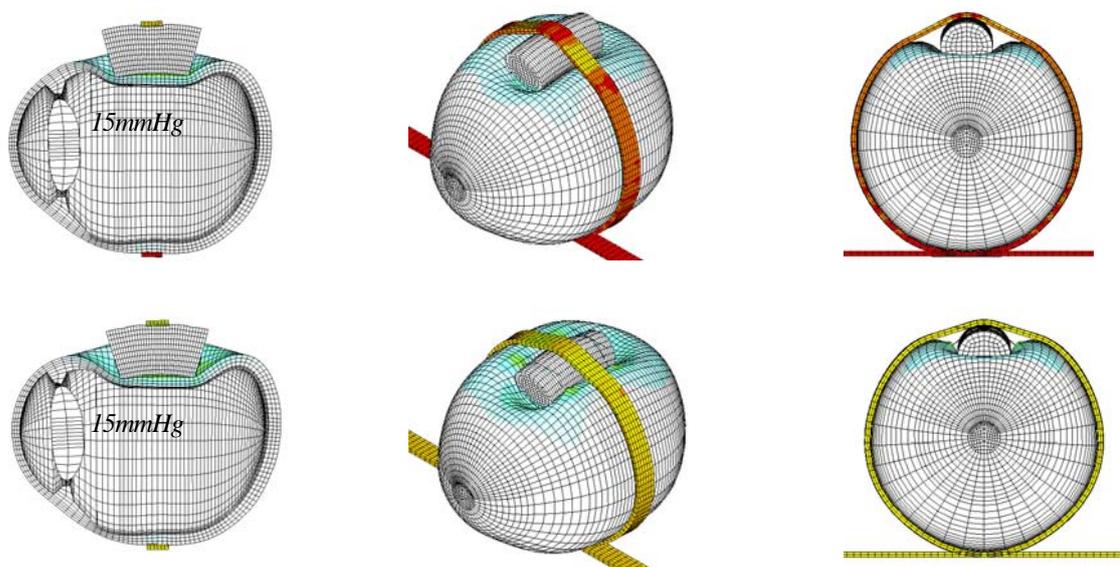


図7 輪状バックリング術の角膜曲率分布の解析結果





(c) case3
 (上：締め付け後，下：縫合後)



(d) case4
 (上：締め付け後，下：縫合後)

図8 輪状バックリング術の眼球形状の解析結果

2.2.2 部分バックリング手術 表1に示したように, case5-case7においてはシリコンスポンジを円周方向に設置し, スポンジの長さや設置位置を変化させた. 一方, case8, case9においてはシリコンスポンジを子午線方向に設置し, スポンジの設置位置のみを変化させた. なお, 以上の2組の解析にそれぞれほぼ同様な強膜内陷量(ただし, case7は変形状況の違いによって設定した縫合幅で同様な内陷量が得られなかった)を設定した. 各ケースのシミュレーションによる眼軸長(l), 眼軸のズレ(d)と角膜曲率分布($1/r$)の結果を図9, 図10と図11に, 眼球形状の結果を図12にそれぞれ示す.

1) 眼軸長(l)の変化 図9のように, Case5—Case7は短縮し, Case8とCase9は伸長するような結果が得られており, 異なるスポンジ設置方向の円周バックリングと子午線バックリングはそれぞれ遠視, 近視を誘起し, 正反対の屈折変化をもたらすことが示されている. これは図12に示している眼球対称面内における変形状況の違いから明白である. 対称面内において, 円周バックリングの場合は通糸部の材料が縫合糸によって持ち上げられているが, 子午線バックリングの場合はバックル材の下およびその近傍の材料が共に眼球の中心に移動し, 眼球が圧縮されているような変形様子(前述したcase2-case4でも同様)が見て取れる. 一方, シリコンスポンジ設置位置の違いが眼軸長変化に影響することも図9から分かる. Case5とCase8に比べてスポンジを後部に設置した場合(Case6, Case9), 円周バックリングでは眼軸方向における短縮成分が小さく眼軸長の短縮量が減少し, 子午線バックリングでは後極部の変形が大きく眼軸長の伸長量が増加する傾向が示されている. また, シリコンスポンジの長さも眼軸長の変化に影響を与えることが明らかである. 長いスポンジのCase7は同じ設置方向, 設置位置のCase5より内陷量が小さいにもかかわらず眼軸長の短縮が著しく強くなっている.

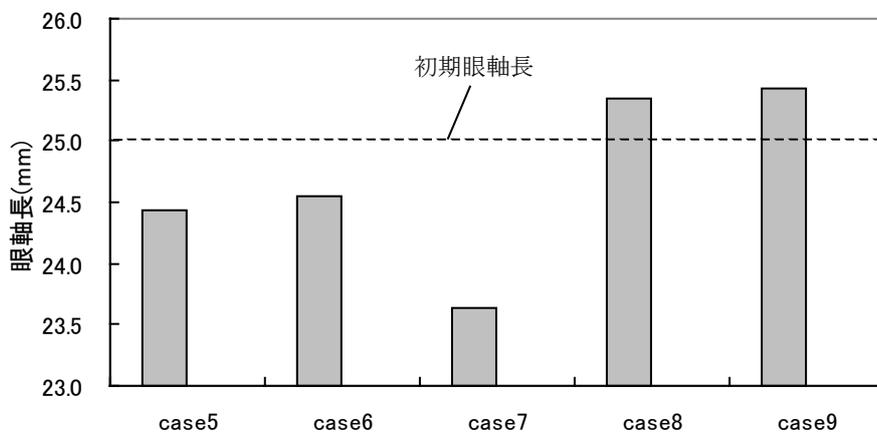


図9 部分バックリング術の眼軸長の解析結果

2) 眼軸のズレ(d)の変化 図10のように, case2-case4と同様に眼球が非対称的な変形(図12に参照)を強いられたのが原因でいずれの場合も眼軸のズレが生じ, 術後乱視などの屈折異常が起こる可能性が示唆されている. ただし, ズレの量に関しては子午線バックリングの方がやや少ない傾向が見られる. また, 円周バックリングのcase5-case7を比較するとスポンジの長いcase7の方が最も多くなっており, スポンジ長さが眼軸ズレに影響を与えることがわかる. これは, 図12のようにcase7には眼球または水晶体が顕著に歪んでいることから示されている.

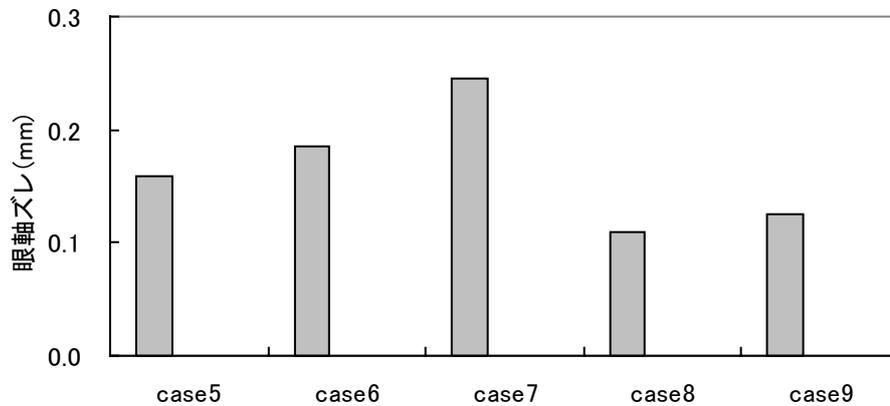


図 10 部分バックリング術の眼軸ズレの解析結果

3) 角膜曲率($1/r$)の変化 円周バックリングでは、シリコンスポンジを赤道部に設置した Case5 と Case7 においては角膜付近の材料が強くなり持ち上げられたことによって角膜の上部に曲率の変化、したがって経線間曲率の相違が生じ、術後乱視が誘起される結果が得られており、スポンジを赤道部より後ろの部位に設置した case6 においてはほぼ変化しない結果が得られている。一方、子午線バックリングでは、case8 においてやや変化の傾向が認められるが、case9 においては殆んど生じなかった。ただし、case8 における曲率変化は同じスポンジ設置位置の円周バックリングの Case5 と Case7 より少なく、また前述した輪状バックリング術よりも内陷量の違い分、少なくなっている。以上のように、シリコンスポンジの設置方向と位置が角膜曲率変化に対する影響がうかがえる。さらに、Case5 と Case7 を比較すれば、曲率変化が生じる範囲は case7 の方が広がっており、シリコンスポンジの長さに影響されることがわかる。

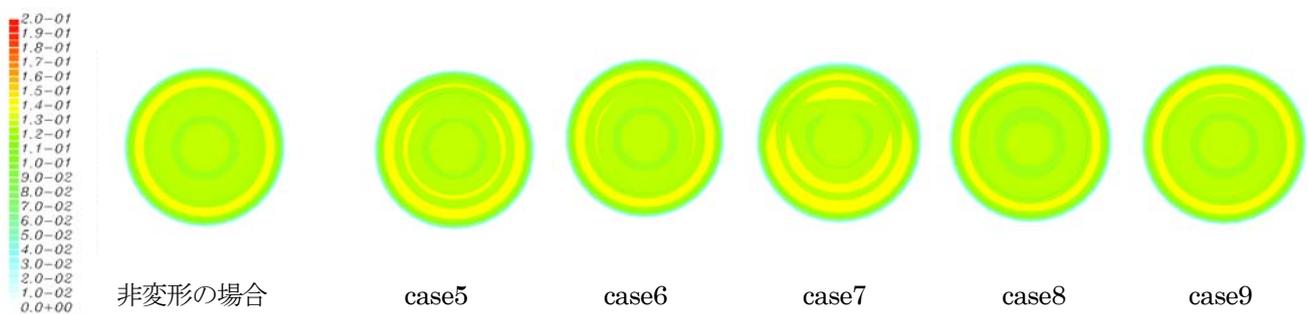
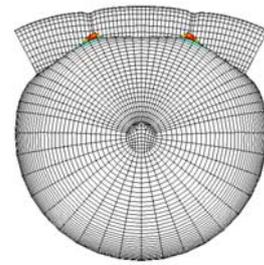
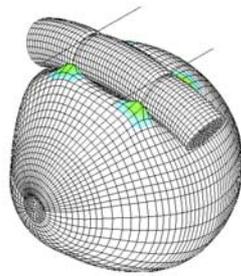
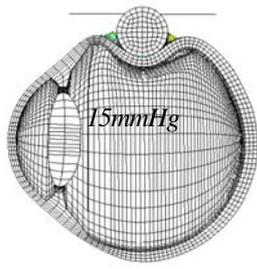
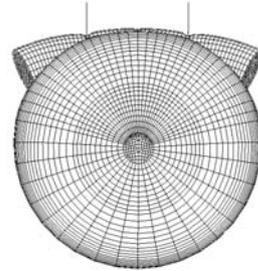
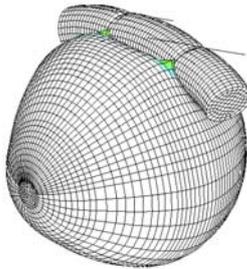
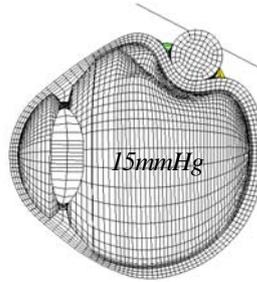


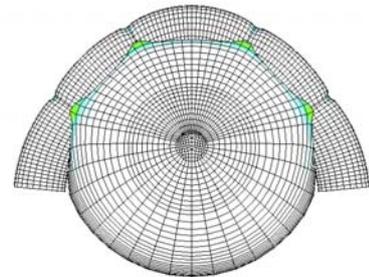
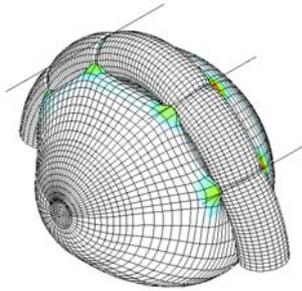
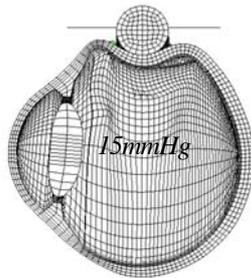
図 11 部分バックリング術の角膜曲率分布の解析結果



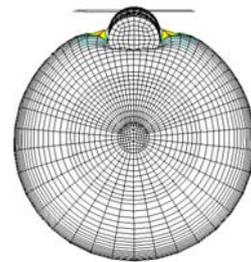
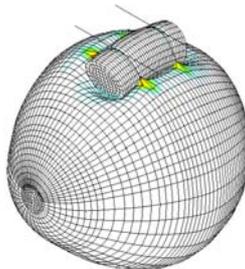
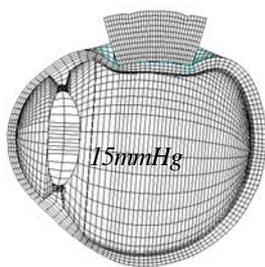
(a) case5



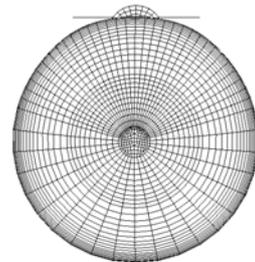
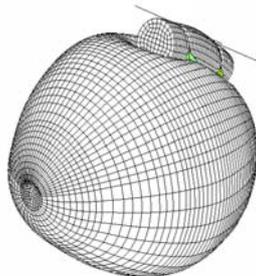
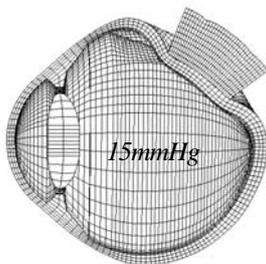
(b) case6



(c) case7



(d) case8



(e) case9

図 12 部分バックリング術の眼球形状の解析結果

3、網膜剥離パターン生成、眼球モデル構築方法の提案

眼球は十数種類の組織からなっており、その内、眼内容を構成する硝子体という組織がある。硝子体はゲル状をしている組織で網膜と接しているが、強度近視または加齢などによって液化し収縮して網膜から徐々に離れていく。そのため、網膜と癒着しているところに網膜が牽引され、ついに網膜裂孔があくようになる。次いで網膜裂孔に硝子体液が入り込むと網膜剥離が発生し、その剥離範囲が次第に広がっていく。これは裂孔原生網膜剥離の過程である。このように、網膜剥離が進行する過程において様々な剥離パターンが形成されることが可能である。この様々な剥離パターンに対応する眼球解析モデルを構築するためには、イメージベースモデリング技術の応用は可能なようであるが、生体網膜が $110\sim 180\mu\text{m}$ と薄いため、現存のイメージ画像取得手段(超音波、CT、MRI)の分解能の制限で困難な現状にある。そこで、以上に述べた網膜裂孔形成後の網膜剥離の実際の過程に倣って網膜裂孔のエッジから硝子体液の圧力を想定した面圧をかけて網膜を剥がしていくような解析を行うことによって網膜剥離パターンを生成し眼球モデルを構築する方法を試みた。この方法によれば裂孔の形状、大きさと位置、網膜の厚さが任意に設定でき、また、剥離後の網膜の表面積が剥離前とほぼ変化しないような網膜剥離パターンが生成可能である。本手法の手順を以下に示す(図13に参照)。

3.1 網膜剥離パターン生成、眼球モデル構築方法

- 1) テンプレート網膜モデルの作成(図13(a)) フラット面を設けた厚さを持つ球殻を作成し、またフラット面上に網膜裂孔を作成する。このように、裂孔がフラット面上に作成されるので、様々な形状と大きさを持つ裂孔に対応するテンプレートモデルが通常の市販のプリポストプロセッサでも簡単に作成できる。
- 2) テンプレート網膜モデルフィーティングサーフェスの作成(図13(b)) 無網膜眼球モデルにおける水晶体後部の眼球内表面を抽出しサーフェスを作成する。これを別に用意したサーフェスと合体させることによって、閉じた網膜モデルフィーティングサーフェスを作成する。
- 3) テンプレート網膜モデルのフィーティングおよび厚さ修正(図13(c)) 網膜モデルの内表面に面圧をかけてブローアップ解析を行い、網膜モデルを2)で作成したサーフェスにフィーティングさせる。さらに、網膜の厚さを所要の厚さに修正する。
- 4) 網膜の切断(図13(d)) 鋸状縁より前部の網膜を切除する。図から見られるように、切除後、切断面はギザギザとなっているが、実際の鋸状縁が鋸状にしているし、また、網膜が非常に柔らかいのでこのような形状が解析結果に対する影響はとくに要素を細かく分割する場合、完全に無視できる。
- 5) 網膜剥離パターンの生成(図13(e)) 網膜下側(フィーティングサーフェスと接する面)の裂孔のエッジから面圧をかける解析を行って網膜を裂孔から剥がしていく。この解析では各解析ステップ後に離脱判断によって新たに剥がれた網膜面を含めた全剥離面に面圧をかけて次のステップの解析を続行するような方法を用いた。また網膜と脈絡膜との間の接着力を網膜モデルの内表面に適当な面圧をかけることによって表現した。
- 6) テンプレート眼球モデルとの接合(図13(f)) 生成した網膜モデルを無網膜眼球モデルと接合することによって、網膜剥離パターンを表現した眼球モデルを作成する。

以上に示した例では網膜裂孔が赤道部に位置しているが、実際にテンプレート網膜モデルを回転することによって、任意位置の網膜裂孔を持つ眼球モデルの構築が可能である。さらに、本手法では臨床医の指示をもとに面圧に加えて変位、または節点力の境界条件を設定することによって臨床医の指定した網膜剥離パターンを生成することも可能である。

図14には提案した方法を用いて構築した幾つかの眼球モデルの例をまとめて示す。

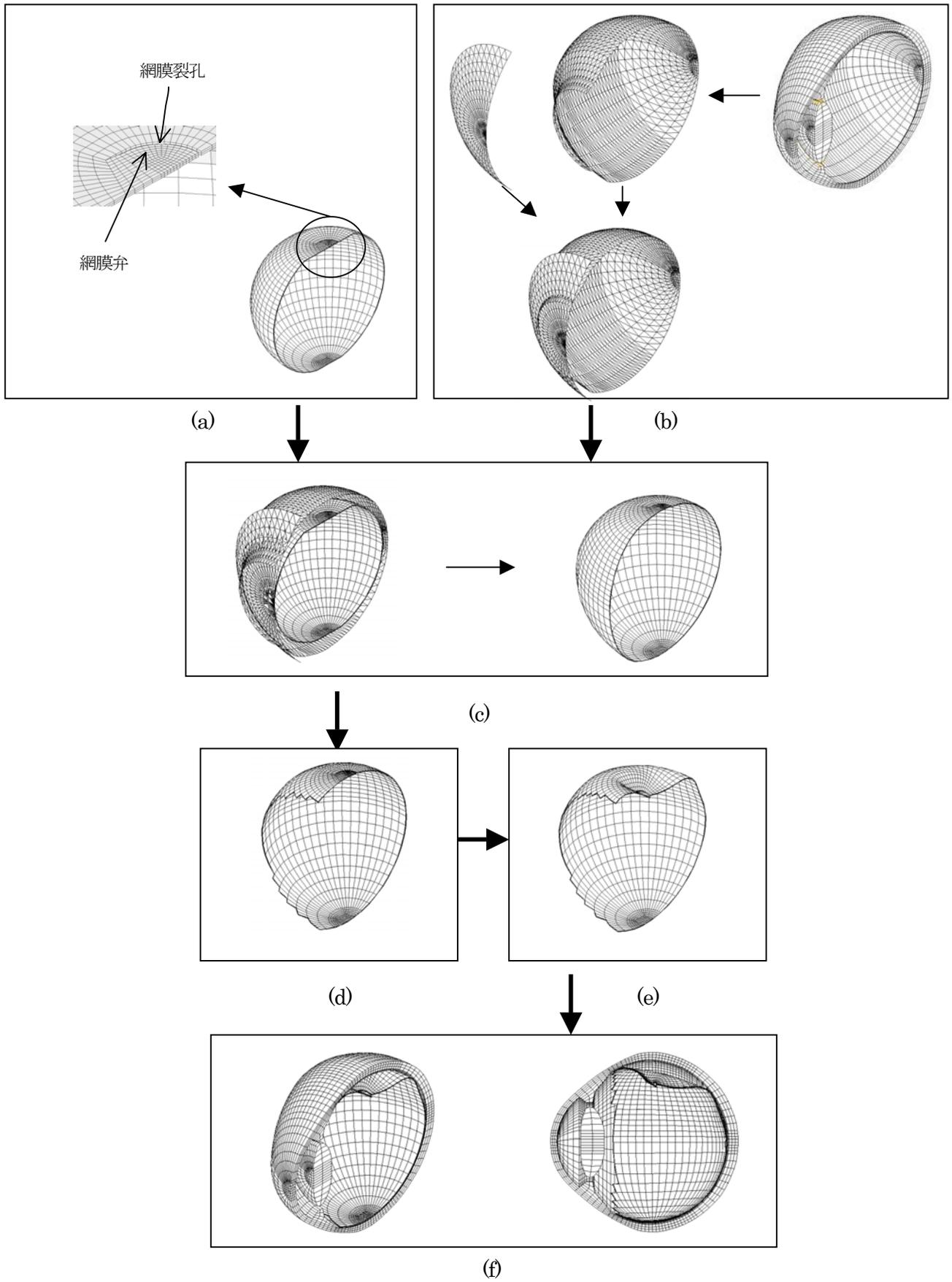


図 13 網膜剥離パターン生成、眼球モデル構築方法

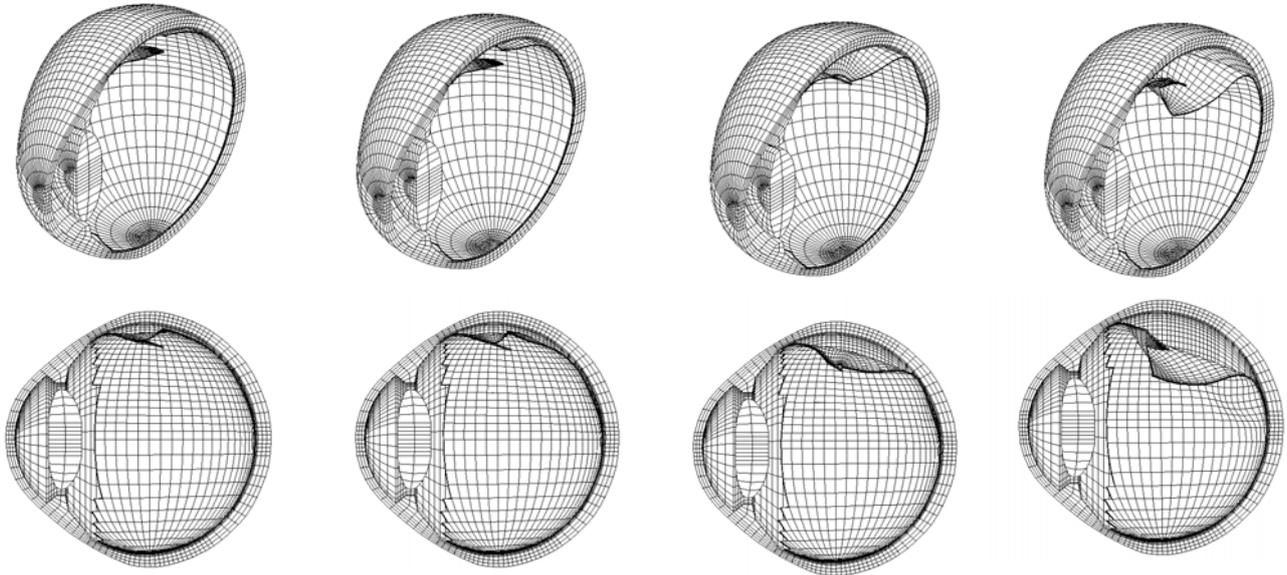
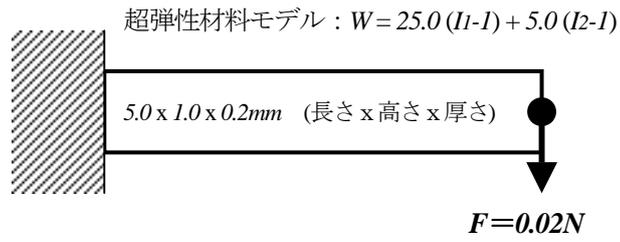


図 14 構築した眼球モデル例

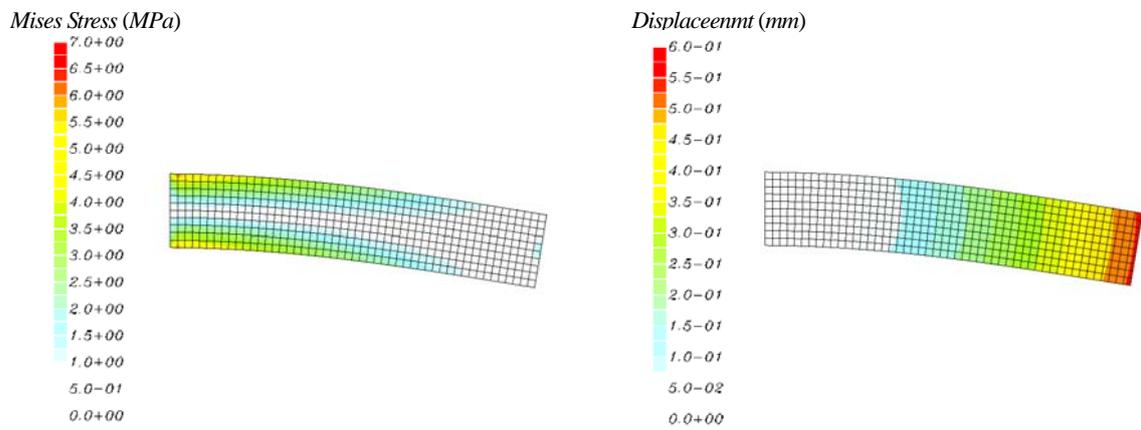
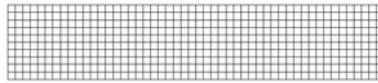
3.2 提案した手法で構築した眼球モデルを用いたシミュレーション

3.2.1 不整合メッシュの扱い方 以上で提案した方法で構築した眼球モデルは網膜と脈絡膜の間に節点が一致しておらず、いわば不整合メッシュが存在するようなモデルになっている。不整合メッシュ処理は独立的に離散化されたパーツの接合により幾何学的に複雑な構造物モデルを構築する場合、また局所細分化、Global-Local 解析などの場合に必要であり、それに関する検討が活発に行われている。本プログラムでは、インタフェースまたそのメッシュ離散化を粗いメッシュ側の接合面と一致させ、拘束式をペナルティ定数法とラグランジュ未乗定数法によって汎関数に導入する 2 つの方法を用意した。図 15 には一例として整合メッシュと不整合メッシュによる解析結果の比較を示す。図からわかるように、ペナルティ定数法とラグランジュ未乗定数法を用いた不整合メッシュの解析結果には相違がなく、また、両者ともに整合メッシュの解析結果とよく一致している。ただし、ラグランジュ未乗定数法の方は全体自由度が多く、計算時間と計算所要メモリが相対的に多くかかった。

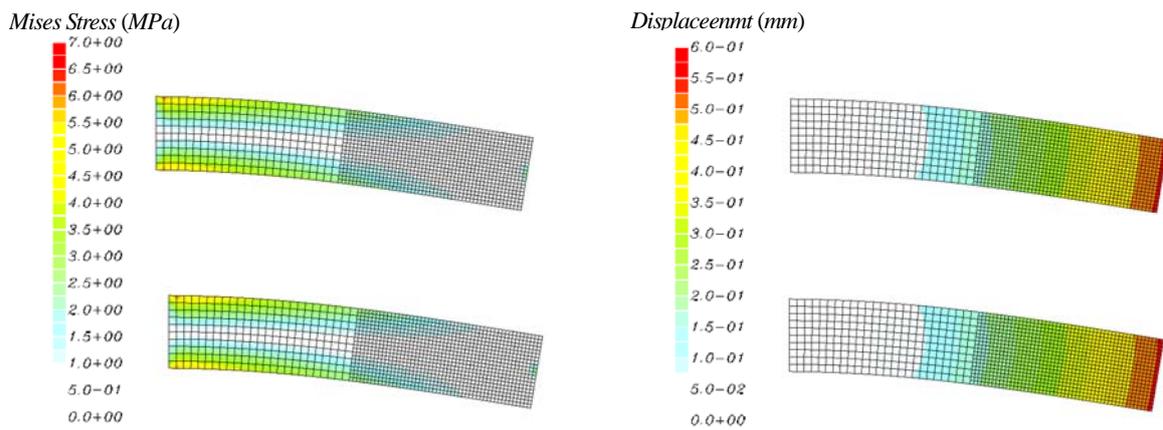
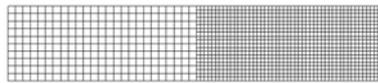
3.2.2 シミュレーション例 提案した手法による眼球モデルを用いた部分バックリング術のシミュレーション例を図 16 に示す。シミュレーションに用いた材料モデル、材料定数は表 1 に示したものと同一であり、また、不整合メッシュの処理にはペナルティ定数法を用いた。図のように、整合メッシュモデルと同様なシミュレーションができています。



(a) 解析モデル



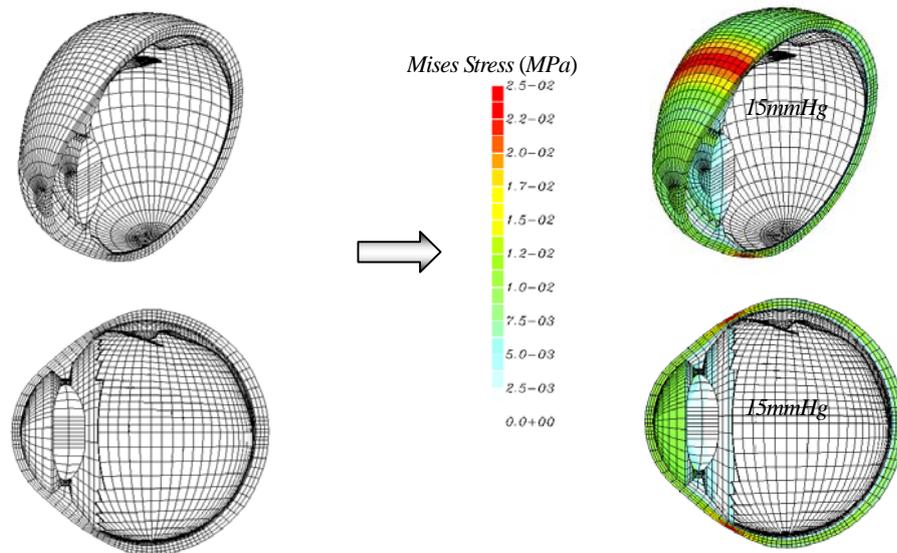
(b) 整合メッシュ



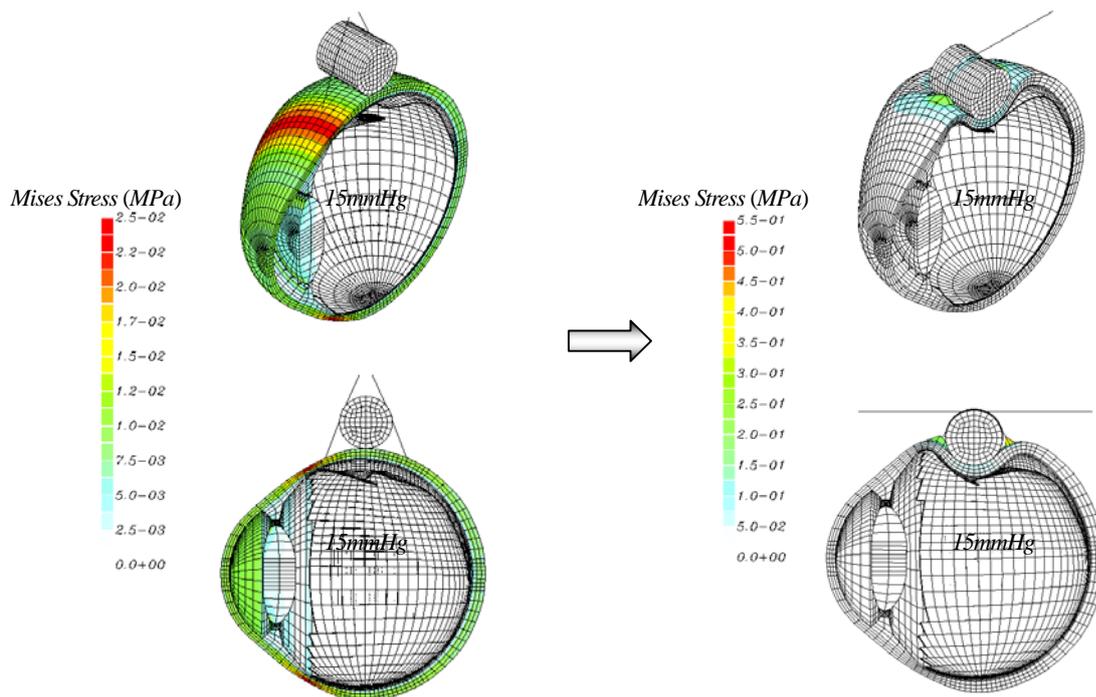
(c) 不整合メッシュ

(上 : ペナルティ定数法, 下 : ラグランジュ乗定数法)

図 15 整合メッシュと不整合メッシュを用いた解析



(a) 初期眼圧生成



(b) 縫合過程

図 16 提案した手法による不整合メッシュ眼球モデルを用いたシミュレーション例

4、結 言

本研究ではいろいろな手術条件を想定し、筆者らが開発した3次元FEMプログラムを用いて強膜バックリング手術過程のシミュレーションを行うことによってその術後の屈折変化を検討した。本研究によって得られた結果は網膜復位を前提に術後屈折変化を最小に抑えるような最小侵襲手術のための術前手術計画の参考になるものと期待されている。

また、本研究では臨床手術支援を目的としたデータベースの構築のために裂孔原生網膜剥離の実際の過程に倣って網膜剥離パターンを生成し眼球FEMモデルを構築する手法を提案した。しかしながら、我々の最終的な目的はテーラーメイド医療支援であり、それを達成するためにはここで提案した方法が対応できず、個人差を表現した患者別眼球モデルを迅速で正確に構築する方法が必要となる。それには現在理研で開発されている、医用断層画像をベースにボクセルで表現したモデルの構築を可能にしようとするVCADシステム⁶⁾が期待できると考えている。当然ながら、薄い生体網膜を表現するには医用断層画像分解能の向上とVCADシステムの対応が要求される。さらに、非線形ボクセルFEM解析手法の開発も必須である。

参考文献

- (1) 孫・牧野内・矢部, 日本機会論文集 A 編, 69-688(2003), 1775-1781.
- (2) 孫・牧野内・矢部, 生体力学シミュレーション研究終了報告, 理研生体シンポジウム(2004), 271-296.
- (3) 林 ほか3名, 日眼会誌, 100-4(1996), 302-306.
- (4) M.J.Harris et al., Retina, 7-1(1987), 15-19.
- (5) M.L.Rubin, Trans. Am. Ophthalmol. Soc. 73(1975), 452-490.
- (6) VCAD システムの世界, 理研シンポジウム(2004).