

実用化に向けての眼球網膜剥離手術数値シミュレーションのための FEM プログラムの開発

孫 智剛^{*1*2} 牧野内昭武^{*3} 矢部比呂夫^{*4}

^{*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 情報環境室

^{*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

akitaki@postman.riken.go.jp

hiro075834@aol.com

1、緒言

眼球は人体の中で外部からの視覚情報を獲得する唯一の器官である。臨床においてそこに発生する疾患がさまざまあるが、網膜剥離はその内の一つである。網膜は通常その外側の脈絡膜と接しており、光学カメラのフィルムとよく似た機能を持っているが、何らかの原因でそこから剥離し網膜剥離が起こると、その正常な機能を失うようになり視覚障害をもたらす。そうした場合、網膜剥離手術の実施が要求される。強膜バックリング手術は裂孔原生網膜剥離を治療する代表的な術式であり、強膜にバックル材を縫着し内陥させ、剥離した網膜を脈絡膜の上に復位させる治療法である。この手術の基本はバックル材の形状、設置位置および縫合幅、縫合強さなどの正確な選定と術中に変動する眼圧のコントロールとにより適正な強膜内陥をつくり出して、網膜裂孔を確実に閉鎖させると同時に内部からの硝子体牽引力を弱めることである。しかし、実際の臨床においてこういった基本を達成するには術者の長年の経験と勘に頼るほか無い。このような経験と勘に依存する現状を打破し手術の成功率と効果を高め、経験の浅い術者でも安定した手術効果を得るために数値シミュレーション技術を援用した手術シミュレータが有力な手段として強く期待されている。しかし、この手術は非線形な力学特性を持つ十数種類の軟組織と液体とにより構成された生体眼球を対象としている上、術中において軟組織同士の間接触が発生するような複雑な過程であるため、FEM 数値シミュレーションとしては、材料非線形、幾何学非線形、接触非線形、さらに固体-液体連成解析、縫合過程解析などの問題が絡んでいる非常に困難なケースになっている。その難点をまとめると、以下のようになる。

- 固体軟組織の非線形弾性力学特性の解析
- 固体軟組織と液体組織の連成解析
- 固体軟組織同士の接触解析
- 眼球を締め付ける過程の解析(輪状バックリング手術の場合)
- 縫合過程の解析

生体軟組織の非線形力学特性の解析にFEM数値シミュレーションを応用した研究はいままで数多くみられ、例えば血管壁⁽¹⁾、靭帯⁽²⁾、椎間板⁽³⁾、脳⁽⁴⁾、皮膚⁽⁵⁾などに関する解析が挙げられるが、生体眼球を対象とした解析⁽⁶⁾⁽⁷⁾はまだごく少数に限られている。とくに眼球を複数の軟組織と液体の混合体とし、複雑な連成問題と組織同士接触問題などを同時に解く研究は皆無であり、そのようなプログラムも存在していない。

そこで、著者らがこの種の複雑な臨床手術の3次元シミュレーションの実現を目指し、そのためのFEMプログラム⁽⁸⁾⁻⁽¹¹⁾を開発してきた。現在のところ、以上の難点をすべてクリアできた3次元プログラムがすでに完成しており、実用化に向けて確実な一歩を踏み出した。

2、プログラム機能概要

開発したプログラムは以下に示すような機能を持っている。

- ・非圧縮性超弾性体の非線形弾性解析
- ・非圧縮性超弾性体と静止液体の連成解析
- ・変形体同士の接触解析
- ・変形体と剛体の接触解析
- ・眼球を締め付ける過程の解析
- ・縫合過程の解析
- ・シリコンタイヤの対話形式での入力
- ・要素タイプ：3次元8節点六面体混合型要素(1 / 8要素)
- ・境界条件：節点変位、節点力、面圧
- ・超弾性材モデル：
$$W = \sum_{r,s \geq 0} c_{rs} (I_1 - 3)^r (I_2 - 3)^s$$

1) 非圧縮性超弾性体の非線形弾性解析⁽⁸⁾

非線形弾性力学特性を表現するために眼球固体軟組織を非圧縮性超弾性体として扱っており、その解析に Total Lagrange 定式化に基づく混合型有限要素法を用いている。この解法の基本となるのは次のように定義された全ポテンシャルエネルギー汎関数である。

$$\Phi = \int_{V_0} [W(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + 2\lambda(J - 1)] dV - g(u) \quad (1)$$

ここで、 W はひずみエネルギー - 関数、 I_1, I_2 は右Cauchy-Green 変形テンソルの第一と第二の低減不変量、 λ はLagrange乗数、 J はJacobianマトリックス、 $g(u)$ は外力仕事、 u は変位、 V_0 は基準配置における体積である。

これを有限要素離散化したものに停留条件を適用して得られた離散化方程式を Newton-Raphson 法を用いて解くことにより超弾性境界値問題の解を求める。

2) 非圧縮性超弾性体と静止液体の連成解析⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾

バックリング手術は基本的に準静的な過程であるので、眼球内部の房水、硝子体液を全領域にわたり圧力が均一な理想静止液体として扱っている。連成解析を行うために、固体部分解析のための離散化方程式に対して、変形中に変化しつつある液体の圧力を面圧境界条件として導入する上に、式(2)の液体の圧力の計算式⁽¹²⁾を拘束条件としてそれに付け加えることにより1つの剛性方程式を構築するような、独特な強連成解法を用いている。ただし、ここで液体の圧力は未知変数として扱われている。

$$P = P_{ini} + \Delta P = P_{ini} - K \frac{V - V_{ini}}{V_{ini}} \quad (2)$$

P_{ini} と V_{ini} はそれぞれ液体の初期圧力と初期体積を、 V は変形中の液体体積、 K は液体の体積弾性係数を表す。

また、本プログラムは固体内部に複数の液体閉領域が存在する場合の連成解析にも対応できるようになっている。ここで、液体閉領域の数を N_L 、各液体閉領域表面上の節点総数を NP_i とすると、単純な固体解析に比べて増えた剛性マトリックスの非ゼロ成分の数が

$$\sum_{i=1}^{N_L} (2 \cdot 3 \cdot NP_i + 1) \quad (3)$$

のみとなる。したがって、計算時間と計算所要メモリの両面から、スパースソルバを用いている本プログラムは通常のパソコンで実際の臨床応用に対処可能になっていることがわかる。

3) 変形体同士接触解析⁽¹¹⁾

バックリング手術の過程において硝子体と水晶体、硝子体と毛様体、網膜と脈絡膜、シリコンタイヤと強膜、シリコンバンドと強膜、さらにシリコンバンドとシリコンタイヤの間に接触が発生する。したがって、解析においてこういった複数の場所にわたって発生する変形体同士の接触を同時でかつ正確に扱うことが必要不可欠である。FEM解析において変形体同士接触解析には主にLagrange乗数法とPenalty定数法が使われているが、本プログラムでは後者を用いることにしている。つまり、接触ポテンシャルエネルギーを導入した全ポテンシャルエネルギー汎関数を以下のように定義することによって変形体同士接触問題の解析を行う。

$$\begin{aligned} \Phi_p &= \Phi + \pi_p \\ \pi_p &= \frac{1}{2} \alpha G^2 \end{aligned} \quad (4)$$

はPenalty定数である。 G は接触節点の変形体への食い込み量を表す。

ただし、ここで接触点を求めるための煩瑣な繰り返し計算が回避でき、かつ接触処理による解の収束性の劣化を改善できた独自の定式化手法を用いている。また、接触探索にはGlobal探索とLocal探索に分けた、効率的な探索方法を採用している。

4)変形体と剛体の接触解析⁽¹⁰⁾

本プログラムは変形体同士の接触のみではなく、*Penalty* 定数法を用いた変形体と剛体との接触解析の機能をも備えている。この機能は利用可能な剛体の数に制限がないと同時にその移動方向が任意に指定できるような特徴を持っている。

5) 眼球を締め付ける過程の解析

バンクリング手術には実際の臨床においてさらに部分バンクリング手術と輪状バンクリング手術の2種類がある。後者はシリコンバンドで眼球を締め付けてから縫合を施す術式であり、それをシミュレーションするために締め付ける過程の解析が必要となる。本プログラムはこれを実現するために二つの手法を保有している。

- ・ シリコンバンドとシリコンタイヤを数多くの剛体の集合体とし、それぞれの剛体を眼球の半径方向に移動させる解析手法⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾
- ・ シリコンバンドとシリコンタイヤを実際の変形体とし、シリコンバンドの先端に変位の境界条件を与える解析手法。この手法ではシリコンタイヤと強膜、シリコンバンドと強膜およびシリコンバンドとシリコンタイヤの間に発生する、顕著な滑り変形を伴う変形体同士接触の処理が施されている。

6)縫合過程の解析⁽¹¹⁾

実際の縫合過程は縫合糸を強膜に通糸してからバックルの表面に沿って引っ張っていく過程である。本プログラムはこれと同等な過程を想定し、通糸点に常にシリコンタイヤ表面の母線に垂直しかつその表面に接するような節点力を与えていく手法を用いて縫合過程を解析する。ここでキーとなっているのは接触探索と類似した、*Global* 探索と *Local* 探索に分けて節点力方向を効率的に探索する方法である。

7)バックル材の対話形式での入力

実際の臨床手術には市販されている数十種類の形状を持つシリコンタイヤが用いられている。シミュレーションの目的がシリコンタイヤの形状と設置位置を含めた手術の適正条件を事前に予測することであり、それを達成するためには一つの眼球モデルに対して異なる形状と設置位置のシリコンタイヤを用いシミュレーションを実行するのが現実的な方法である。そこで、本プログラムは、特にシリコンタイヤを変形体として扱う場合のシミュレーションモデルを作成する際の重複作業を回避するために、一つの眼球モデルに対して対話形式でシリコンタイヤの形状、設置位置を選択し入力することを可能にしている。

3、プログラムの検証

プログラムを検証するために、図 1 に示すような薄い超弾性の円板に面圧を作用させるような解析を実行し、その解析結果と理論解を比較した。本プログラムは、基本的に変形中に変化しつつある液体の圧力を面圧の境界条件として固体部分に導入する連成解析手法を使用しているので、このような解析は板の超弾性挙動の検証と同時に連成解析精度の検証としても有効である。

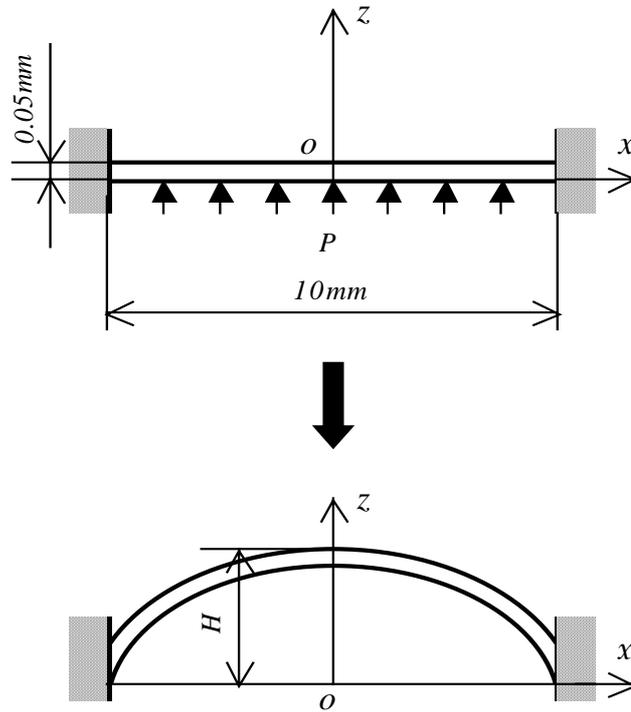


図1 面圧境界条件における薄い円板

この場合，シエル理論⁽¹³⁾に基づいて変形状態における面圧と頂点での半径方向の真応力の理論解がそれぞれ次のように得られる．

$$P_{theory} = \frac{4h}{r} \left(1 - \frac{1}{\lambda^6}\right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \lambda^2 \frac{\partial W}{\partial I_2}\right) \quad (5)$$

$$\sigma_{theory} = \frac{P_{theory}}{2h} r \lambda^2 \quad (6)$$

ここで， h は円板の初期の厚さであり， r と λ はそれぞれ変形中の頂点での曲率半径と半径方向の伸長比を表す．

解析はMooney - Livingの超弾性材料モデル $W=25(I_1 - 3)+5(I_2 - 3)$ を用い，面圧をステップに分け，円板に段階的に作用させた．図2と図3には解析モデルと，実際に作用させた面圧が $0.8MPa$ に達した時の x 方向真応力分布の解析結果を示す．一方，図4と図5には各ステップにおける実際に作用させた面圧と計算による頂点での半径方向の真応力をそれぞれ式(5)と式(6)から得られた理論解と比較したものを示す．いずれもその理論解と良い一致を示し，最大誤差は 1.0% 以内だった．

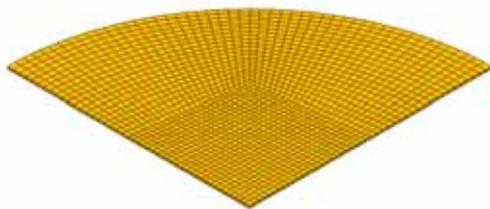


図2 検証解析モデル
(実際の円板の1/4の解析領域, 3250六面体要素)

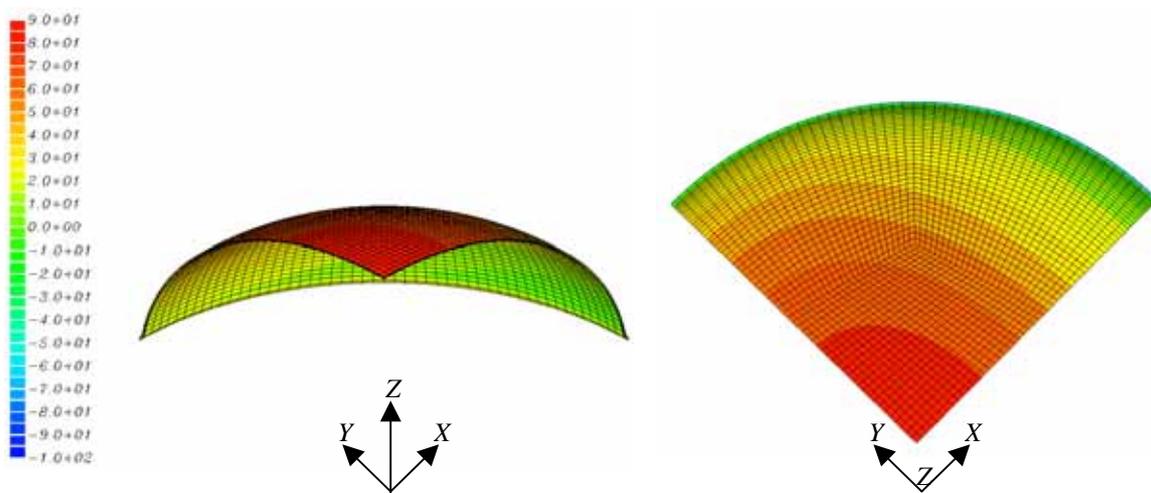


図3 作用させた面圧が 0.8MPa に達した時のx方向真応力分布の計算結果

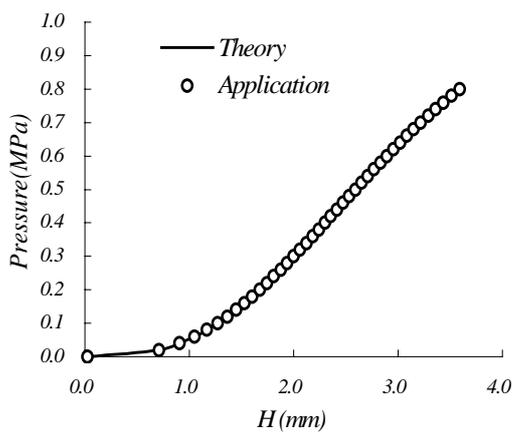


図4 実際に作用させた面圧と面圧の理論解との比較

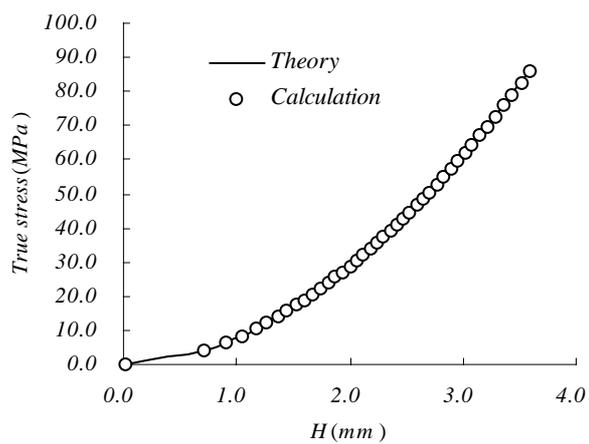


図5 円板の頂点での半径方向真応力の計算解と理論解との比較

4、眼球輪状バックリグ手術のシミュレーションの実例

前述したように、バックリグ手術は裂孔原生網膜剥離を治療するための術式である。この手術には実際の網膜剥離状態などに応じてさらに部分バックリグ手術と輪状バックリグ手術の2種類があり、眼科臨床において使い分けられている。バックル材を直接に強膜上に縫い付ける部分バックリグ手術に対して、輪状バックリグ手術はバックル材を強膜上に設置した上、その上を通したシリコンバンドで眼球を締め付け、さらに縫合を施すような複雑な術式である。ここで、異なるシリコンタイヤの形状、縫合幅と締め付け強さを用いてこの種の手術をシミュレーションした実例を示す。

すべての解析は以下のような三つのステップにわけて行われた。

- ・標準初期眼圧(15mmHg)を生成するための、眼球内部に面圧の境界条件をかける解析。
- ・シリコンバンドで眼球を締め付ける過程の固体-液体連成解析。ここで、シリコンバンドとシリコンタイヤは変形体として扱った。
- ・シリコンバンドとシリコンタイヤを眼球表面に縫合する過程の固体-液体連成解析。

これらの解析はPentium-IV 2GHzのプロセッサを搭載したPCマシンの上で実行し、所用計算時間と必要最大メモリはいずれの場合でも72時間以下と1GB前後だった。

4.1 解析モデルと解析条件

解析では眼球をZ-X座標面に関して対称と見なしその半分を解析領域とした。図6に解析に用いた眼球およびシリコンタイヤとシリコンバンドのモデルを合わせて示す。ここで、網膜が眼球の上部で剥離しており、網膜裂孔はその上の赤道部に発生しているような網膜剥離パターンを取り上げた眼球のモデルを、眼球面に対して平たくなっている平坦型と、凸となっている突起型の2種類のシリコンタイヤのモデルを用いた。これらのモデルにおいて、チン小帯とそれ以外の眼球軟組織、シリコンタイヤ、シリコンバンドにそれぞれバナー要素と8/1節点六面体混合型要素、および線形弾性モデルとneo-Hooke超弾性モデルを用いた。それらの材料定数を表1に示す。一方、眼球内部の房水と硝子体液の体積弾性係数を室温の水と同じ2083.3MPaとした。

実施した解析は表2に示した四つのケースである。比較のために、すべての解析において同じ縫合強さを用いた。

表1 軟組織とバックル材に用いた材料定数(MPa)

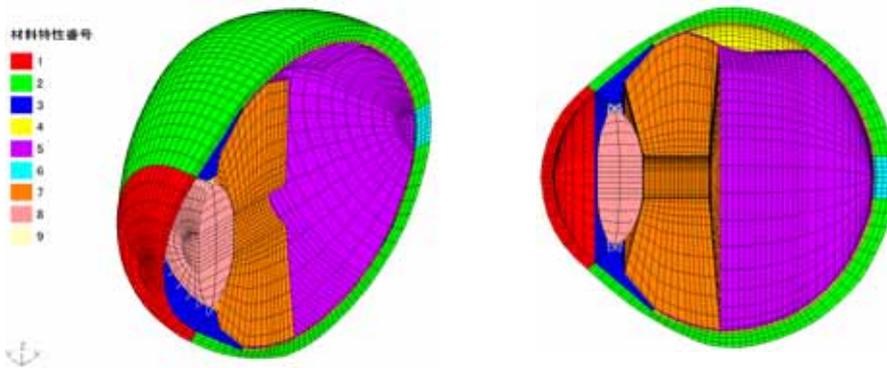
	角膜	強膜	毛様態	脈絡膜	網膜	視神経	硝子体	水晶体	タイヤ	バンド
c	0.0333	0.0833	0.01	0.0083	0.0008	0.05	0.0002	10.0	1.0	1.0

neo-Hooke material model: $W = c(I_1 - 3)$

Young's modulus of Zinn's zonule: 100MPa

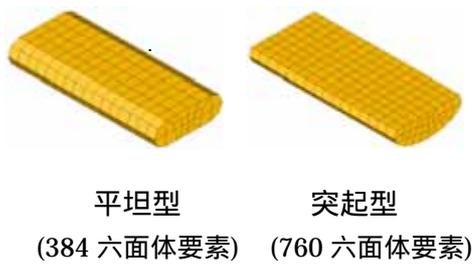
表2 各解析に用いたシリコンタイヤ形状、縫合幅と締め付け強さ

	タイヤ形状	縫合幅	締め付け強さ
Case1	平坦型	9.00mm	弱
Case2	突起型	9.00mm	弱
Case3	突起型	7.80mm	弱
Case4	突起型	9.00mm	強



(a)眼球

(11593 六面体要素、135 バー要素)



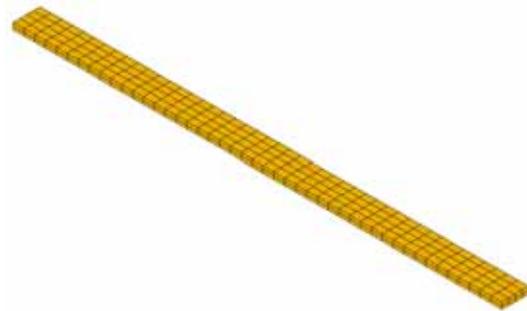
平坦型

突起型

(384 六面体要素) (760 六面体要素)

(b)シリコンタイヤ

(幅：6.0mm，高さ：3.0mm)



(c)シリコンバンド(1112 六面体要素)

(幅：2.5mm，高さ：0.5mm)

図6 解析モデル

4.2 解析結果

図7に case1 の各ステップにおける詳細な解析結果を示す。また図8、図9と図10には case2、case3 と case4 の第3ステップの解析結果をのみ示す。図7からわかるように、第1ステップにおいて標準眼圧に相当する面圧を眼球内部にかけることによって初期眼圧および各組織にかかる初期応力が生成された。ただし、眼球形状の変化はごく僅かであり、無視できるものになっている。これはこのような眼球初期状態の生成方法は実用上、有効であることを示している。続いての第2ステップにおいて、シリコンタイヤを強膜上に設置した後、シリコンバンドで眼球を締め付けることにより顕著な強膜内陥効果は出現しなかったが、眼球直径の減少と眼軸長の伸長に伴って網膜下液体積が減少し剥離した網膜が脈絡膜に接近した。一方、この段階において硝子体は、眼球の半径方向に圧縮されたと同時に、それと水晶体との間の液体が排出され、水晶体と接触し始めた。そして、その次の縫合過程の第3ステップにおいて、縫合を施すことにより強膜が強く内陥されて、網膜下液の大部分が網膜下から排出され、同時に剥離した網膜の大部分が復位され網膜裂孔が閉鎖された。なお、剥離した網膜と接している部位の硝子体がさらに圧縮され、網膜を内部から支持するようになった。しかし、この場合は締結部、とくに通系の位置に高い応力集中が生じた。

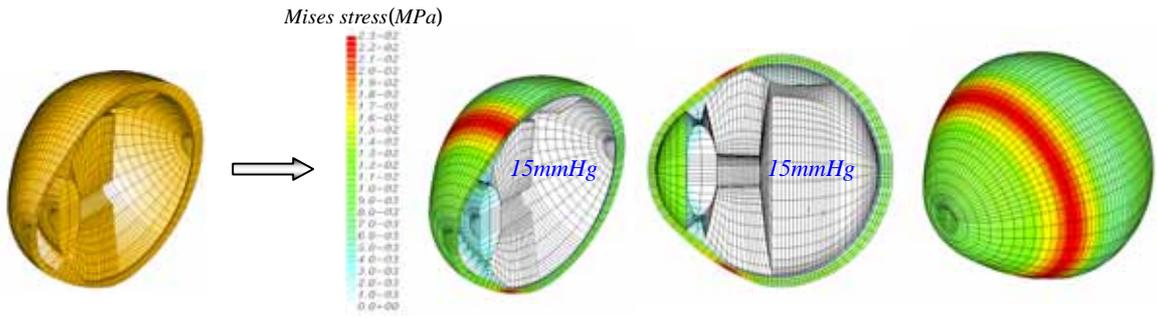
一方、解析によって術中の眼圧の変動が得られている。手術の進行につれて眼圧が上昇し、表2に示したように、縫合を施した時点で眼圧が相当高い数値まで上がった。特に、締め付けの強い case4 は標準眼圧(15mmHg)の 2.37 倍にも達した。

表2 縫合後の眼圧(mmHg)

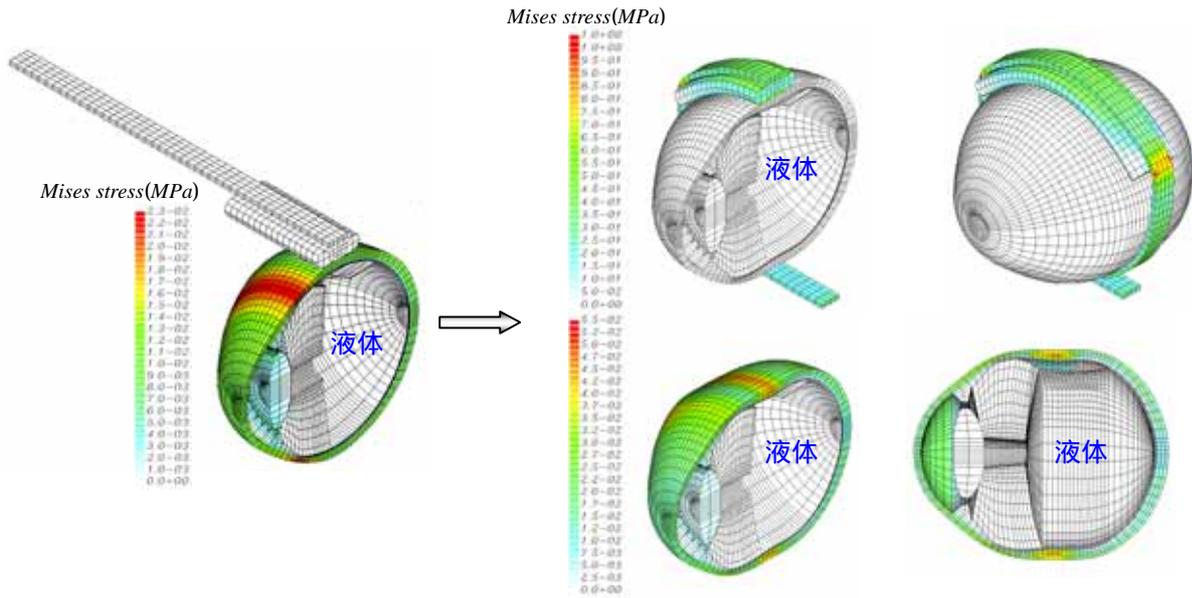
case1	29.25
case2	30.85
case3	27.87
case4	35.50

以上のように、輪状バックリング手術の複雑な過程がそのまま通してシミュレーションされた。また、シミュレーションによって、臨床手術計画に有用な、強膜内陥効果、眼軸長などを含めた眼球形状の変化、網膜下液体積の変化、網膜復位と網膜裂孔閉鎖の状況および網膜に対する硝子体の働き状況、さらに応力分布、眼圧変動などの情報が合理的にとらえられた。

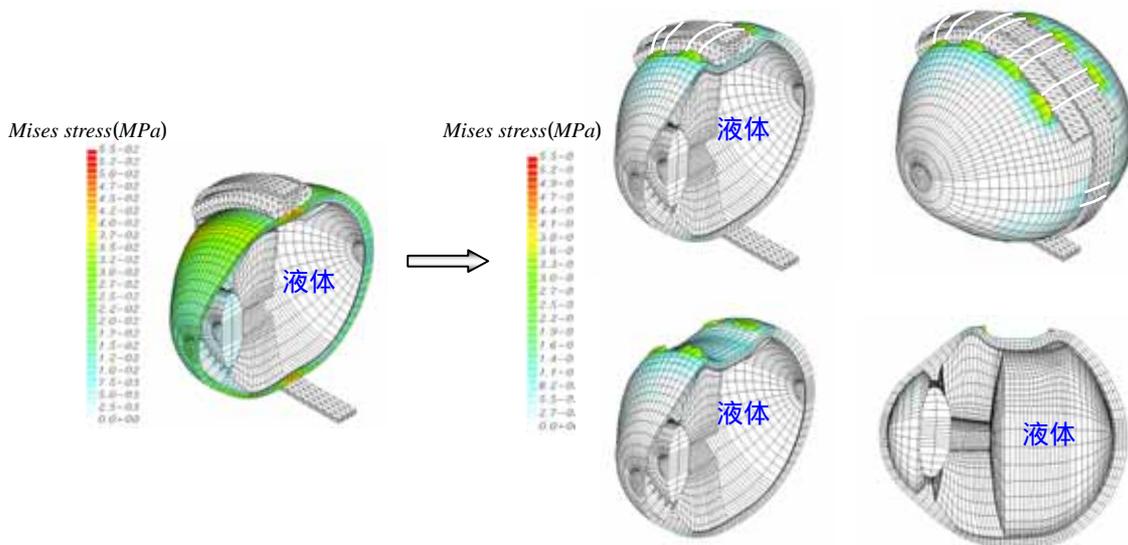
ここでの各解析において得られた、以上のような手術過程および各種の情報に関する予測結果が定性的に一致した。しかし、図11を見て取れるように、広い縫合幅また突起型のシリコンタイヤを用いた場合に強い強膜内陥効果が出ている。また、強い締め付けを施した case4 において、硝子体は他の場合に比べて静水圧応力の絶対値が全体的に高く、復位された網膜に対する支持が強くなっている。なお、ここでのすべての場合において共に網膜裂孔が閉鎖されたが、平坦型のシリコンタイヤを用いた case1 には内陥効果はともかく、復位された網膜の範囲がやや広がっている。このような結果から、適正なシリコンタイヤの形状、縫合幅と締め付け強さの選択は臨床手術に対して非常に重要であることが示された。



(a) 第1ステップ



(b) 第2ステップ



(c) 第3ステップ

図7 case1のシミュレーション結果

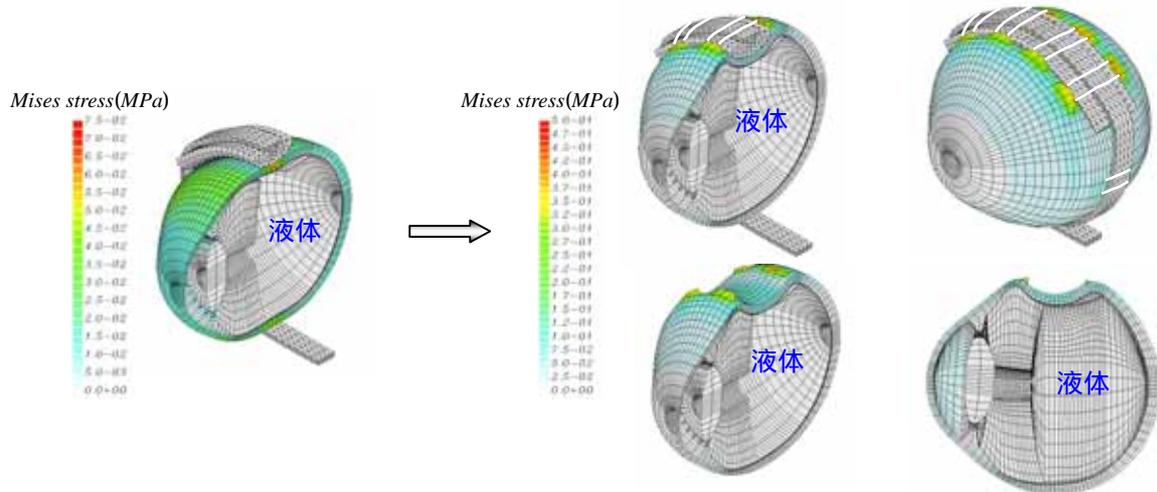


図8 case2 の第3ステップのシミュレーション結果

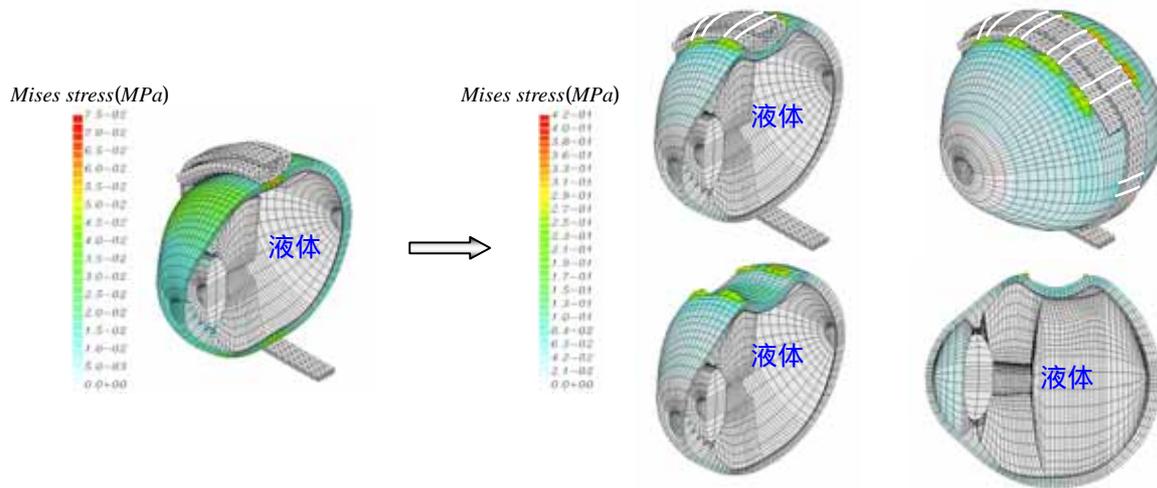


図9 case3 の第3ステップのシミュレーション結果

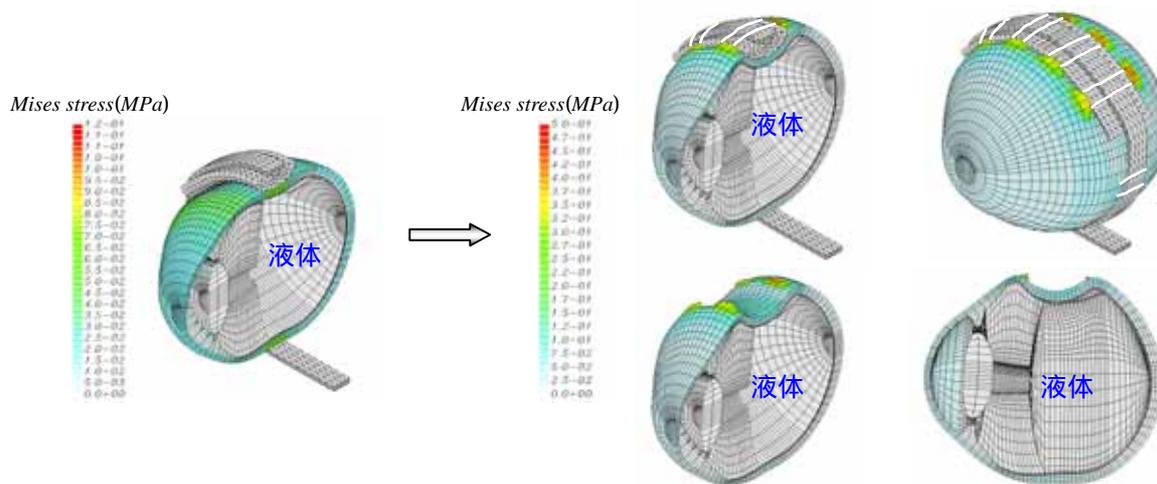


図10 case4 の第3ステップのシミュレーション結果

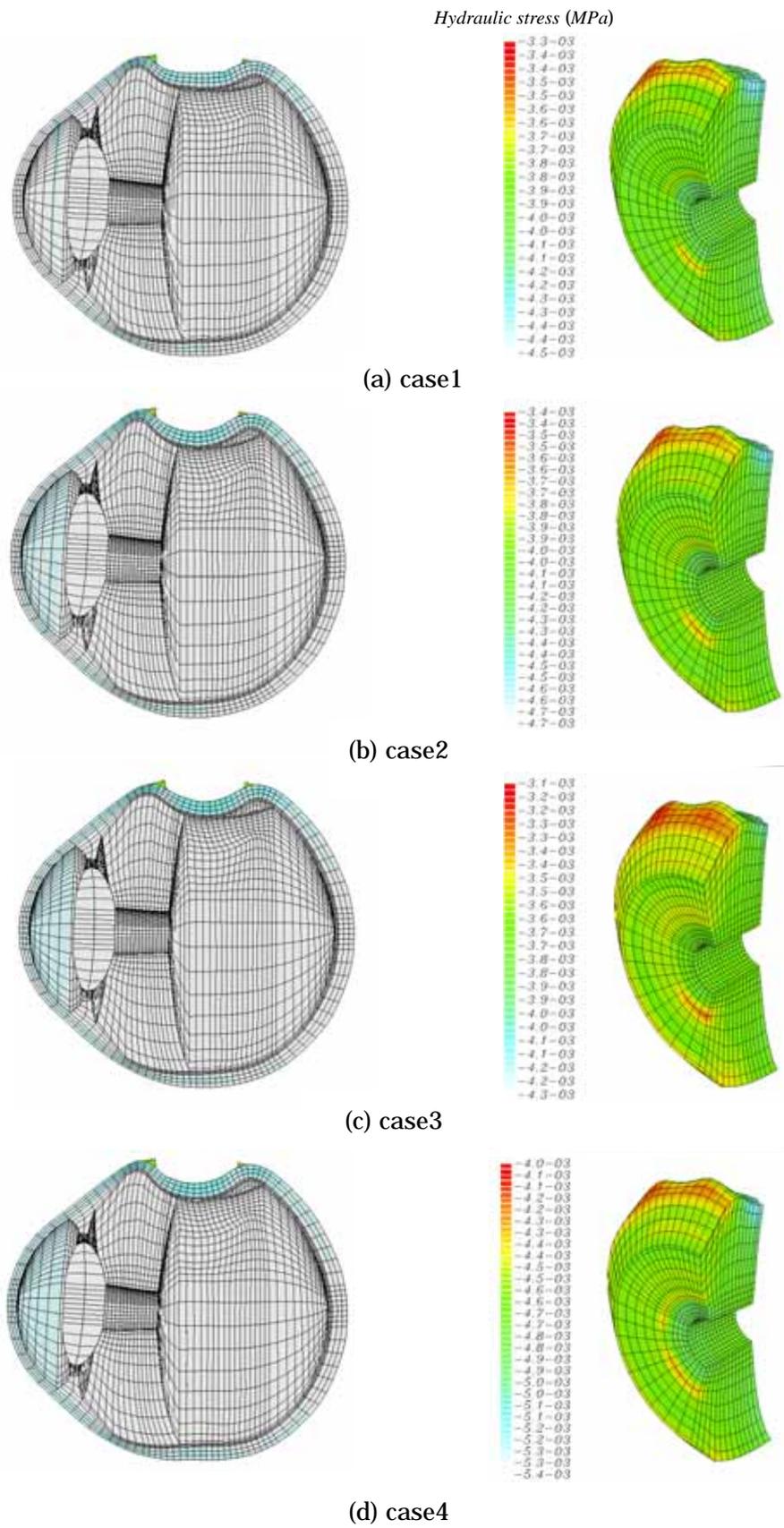


図 11 縫合を施した時点での眼球形状および硝子体の静水圧応力分布の比較

5、結 言

眼球網膜剥離を治療するバックリング手術の数値シミュレーションのための 3 次元 FEM プログラムを開発した。このプログラムは固体 - 液体連成解析、組織同士接触処理、締付け過程と縫合過程の処理などの、この種の手術の数値シミュレーションに必要なすべての機能を備えており、実際の臨床応用に対処可能になっている。プログラムの精度を検証するために、薄肉の超弾性円板に面圧をかけて変形させる比較的単純な問題の解析を行い、計算解と理論解を比較した。その結果、計算解と理論解がよく一致し、本プログラムは固体の解析問題に対してのみではなく、固体と液体の連成解析問題に対しても高い解析精度を持つことが示された。また、本報において、異なるシリコンタイヤの形状、縫合幅および締付け強さを用い、輪状バックリング手術のシミュレーションを実行することによって、本プログラムは複雑な手術の過程をそのまま通してシミュレーションできること、臨床手術計画に有用な情報を獲得できることを確認した。今回はシリコンタイヤの形状、縫合幅と締め付け強さをのみ取り扱ったが、実際にこれらを他の因子と組み合わせてシミュレーションすることにより臨床手術の適正条件をしばり出し、臨床手術計画を支援することが期待できる。

今後は本プロジェクトで構築した実際の人眼の FEM モデルと引っ張り試験により得られた組織の材料定数を利用し、実用化に向けて研究を進めていく予定である。

参 考 文 献

- (1) Delfino, A. et al., J. Biomechanics, **30**-8 (1997), 777-786.
- (2) Hirokawa, S. and Tsuruno, R., Med. Eng. Phys., **19**-7 (1997), 637-651.
- (3) Natali, A. N., J. Biomed. Eng., **13** (1991), 163-167.
- (4) Miller, K. et al., J. Biomechanics, **33**-11 (2000), 1369-1376.
- (5) Bischoff, J. E. et al., J. Biomechanics, **33**-6 (2000), 645-652.
- (6) 内尾・ほか 7 名, IOL&RS, **13**(1999), 2-6.
- (7) Stitzel, J. D. et al., IV World Congress of Biomechanics(2002).
- (8) 孫・牧野内, 機論 A, **68** - 666(2002), 357-363.
- (9) Sun.Z.G., Makinouchi, A. and Yabe.H., IV World Congress of Biomechanics(2002).
- (10) 孫・牧野内, 理研シンポジウム(2001), 18-33.
- (11) Sun, Z.G. and Makinouchi, A., RIKEN SYMPOSIUM(2002), 45-55.
- (12) 富田, 流体力学序説(1985), 30, 養賢堂.
- (13) 長谷川 訳, 板とシエルの理論(1979), 404-409, ブレイン図書出版株式会社.