

数値流体力学シンポジウム

眼球の変形シミュレーション

理化学研究所
素形材工学研究室
牧野内昭武

理化学研究所 生体力学シミュレーション研究プロジェクト



- 平成11年4月より5年計画
- 人体をコンピュータ内に再現
- 力学的なシミュレーションを行う
- 器官の損傷と治療、人体の運動

循環器(血流)の3分野

器官の損傷と治療のシミュレーションチーム

- 軟組織と硬組織のシミュレーション
- 軟組織では眼球を対象として有限要素法モデルを構築して、現実 に即した網膜剥離の手術過程や、眼球の損傷過程のシミュレーションを目指した研究を進めている。
- 硬組織では、骨の再構築過程のシミュレーションを取りあげている。

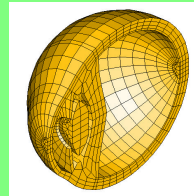
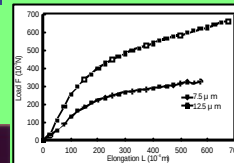
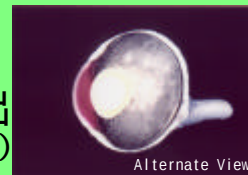
眼球のディジタイジング
(3次元内部構造顕微鏡、MRI)



眼球の力学的特性の取得
(引っ張り試験)

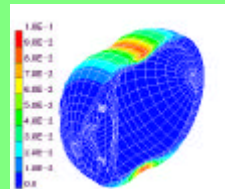
力学的特性の定式化

組織の特徴部位の抽出
(画像処理、色抽出、線形判別)



超弾性FEMプログラムの開発
(3次元超弾性コード開発)

基本眼球FEMメッシュモデル製作
(マルチレイヤー6面体メッシュ生成手法の開発)



基本眼球モデルの検証
(大型引っ張り試験装置による眼球の変形との比較検証)

頭部モデルの開発
(MRI CT、メッシュ)

基本眼球モデルの開発

眼球の個人情報のディジタイジング
(MRI超音波眼軸長測定装置)



眼球の個人力学的特性の取得
(眼圧計、超音波)

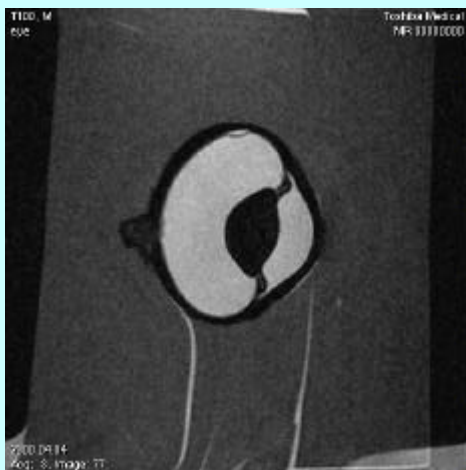
基本メッシュモデルから個人モデルへの変形
(基本メッシュモデルを個人モデルへの変形プログラムの開発)

眼球の手術シミュレータの開発
(臨床応用を目指した手術シミュレータの開発)

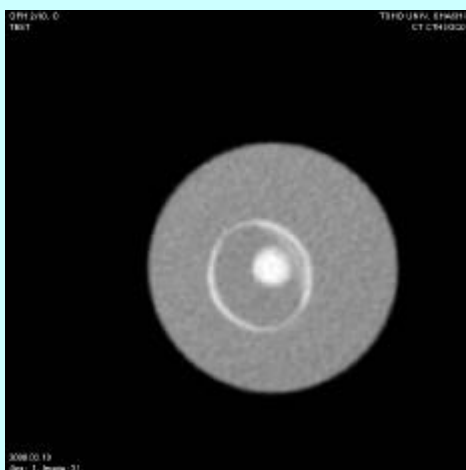
個人を対象とした手術シミュレータの検証
(患者を対象とした術前シミュレーションと実際の比較検討)

個人眼球モデルへの適応

手術シミュレータの臨床応用



豚眼のMRI画像



豚眼のCT画像



従来からの観察手法

観察方法	分解能	観察原理	問題点
MRI ^{*A}	mm	試料の核磁気	分解能, 高価
超音波CT ^{*B}	mm	超音波の反射率	分解能
X線CT ^{*C}	mm	X線透過率	分解能, 被爆
共焦点レーザー顕微鏡 ^{*D}	μm	試料中の蛍光	試料の透明度
Visible Human Project ^{*E}	mm	連続切片作製	切片間の位置

BUT



試料の色情報が得られない。^{*ABC}
(観察対象が1つのみである)

観察の分解能が低い^{*ABCE}

観察対象物の範囲が小さい^{*D}

生態試料の内部情報のデジタル化には不十分

3次元内部構造顕微鏡による生体試料のデジタル化

特徴：試料内部の形状データの取得が可能

最小 1 μm の高精度デジタル化が可能
色情報の取得が可能

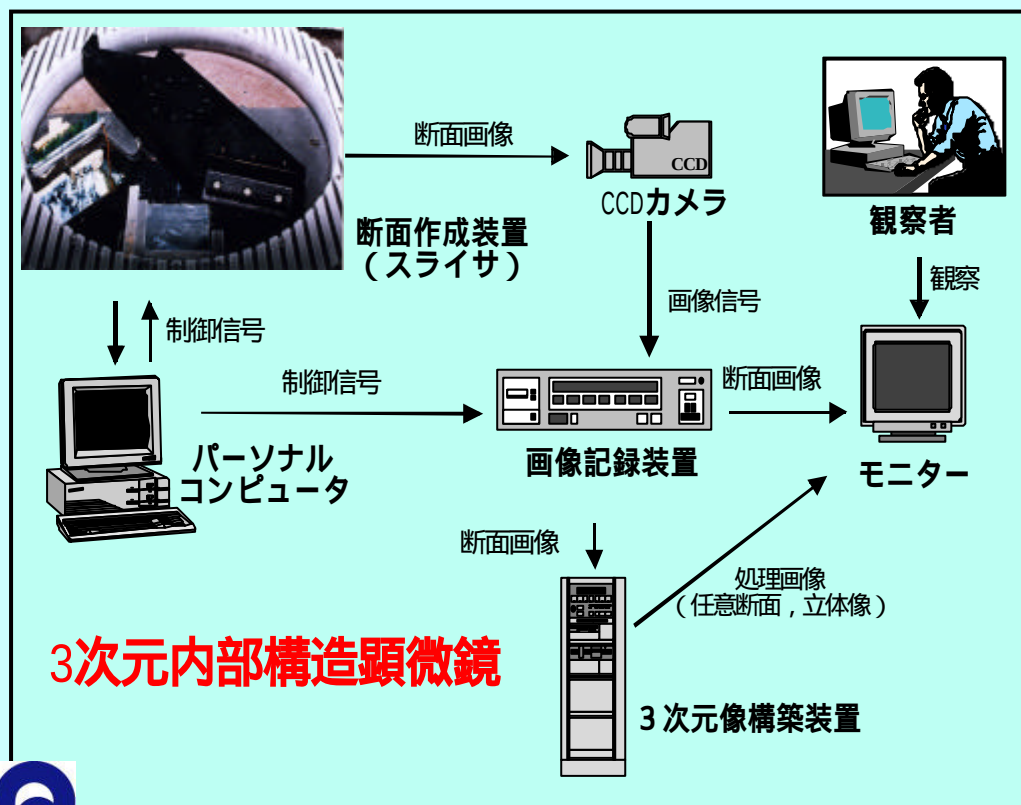
生体試料の3次元構造観察法

3次元内部構造顕微鏡(3D-ISM) とは？

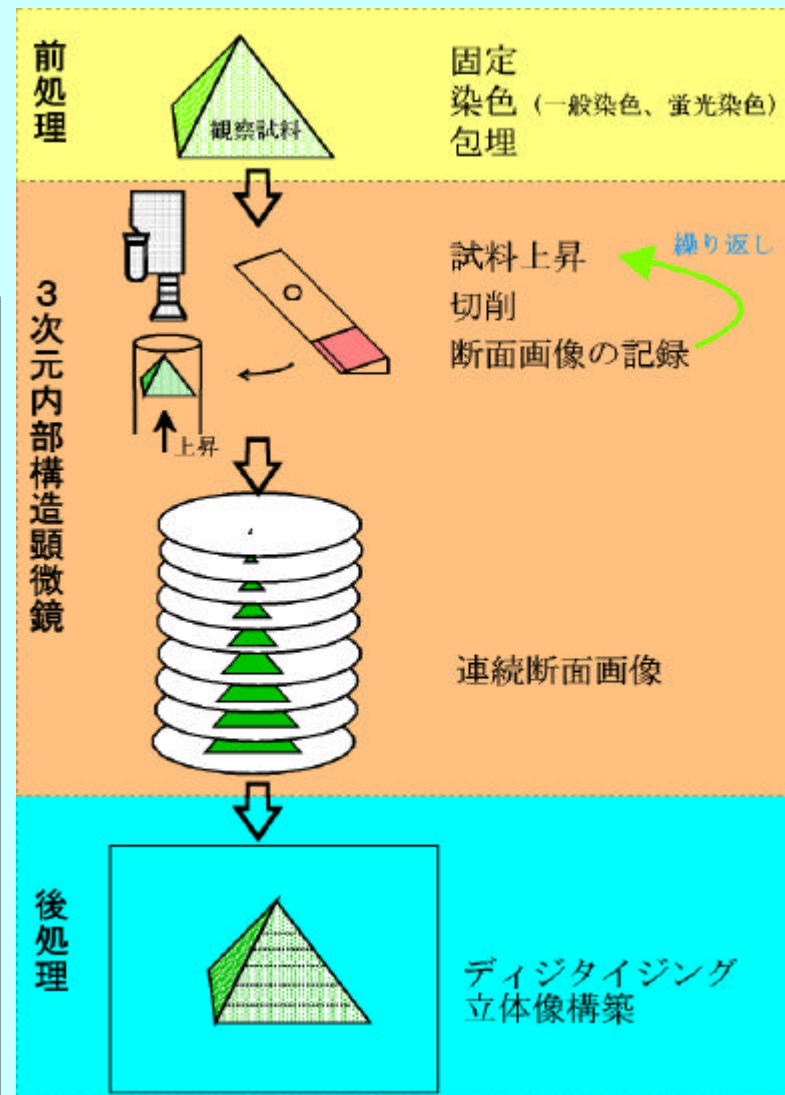
- 生体試料を固定した後、実際にその試料の上端を切断して、その断面画像を撮影する。その後切断したい量だけ試料を移動させる。この行程を繰り返すことにより、試料の内部情報を得る観察システムである。
- 得られた内部情報を元に画像処理によりフルカラーの立体画像の構築が容易に可能である。

(1990年東京大学樋口教授提案)

3D - ISM

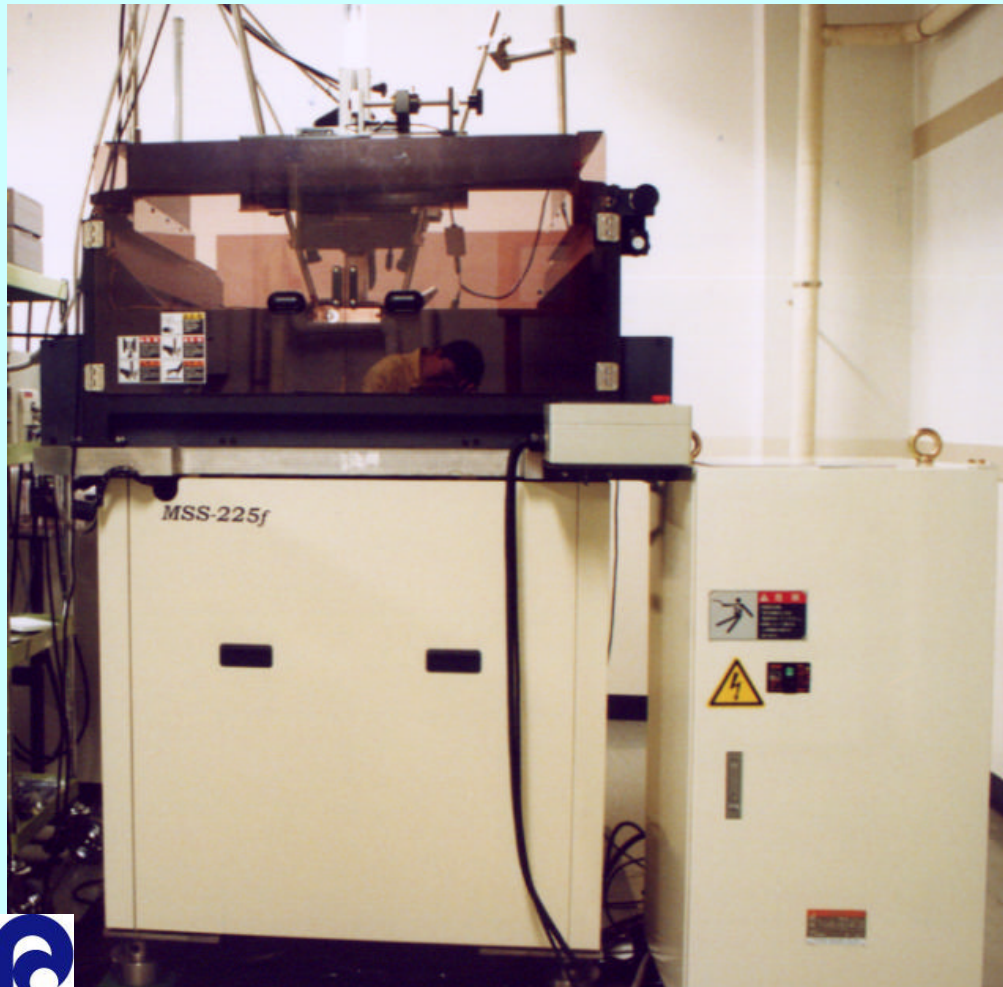


システムブロック図



観察法の模式図

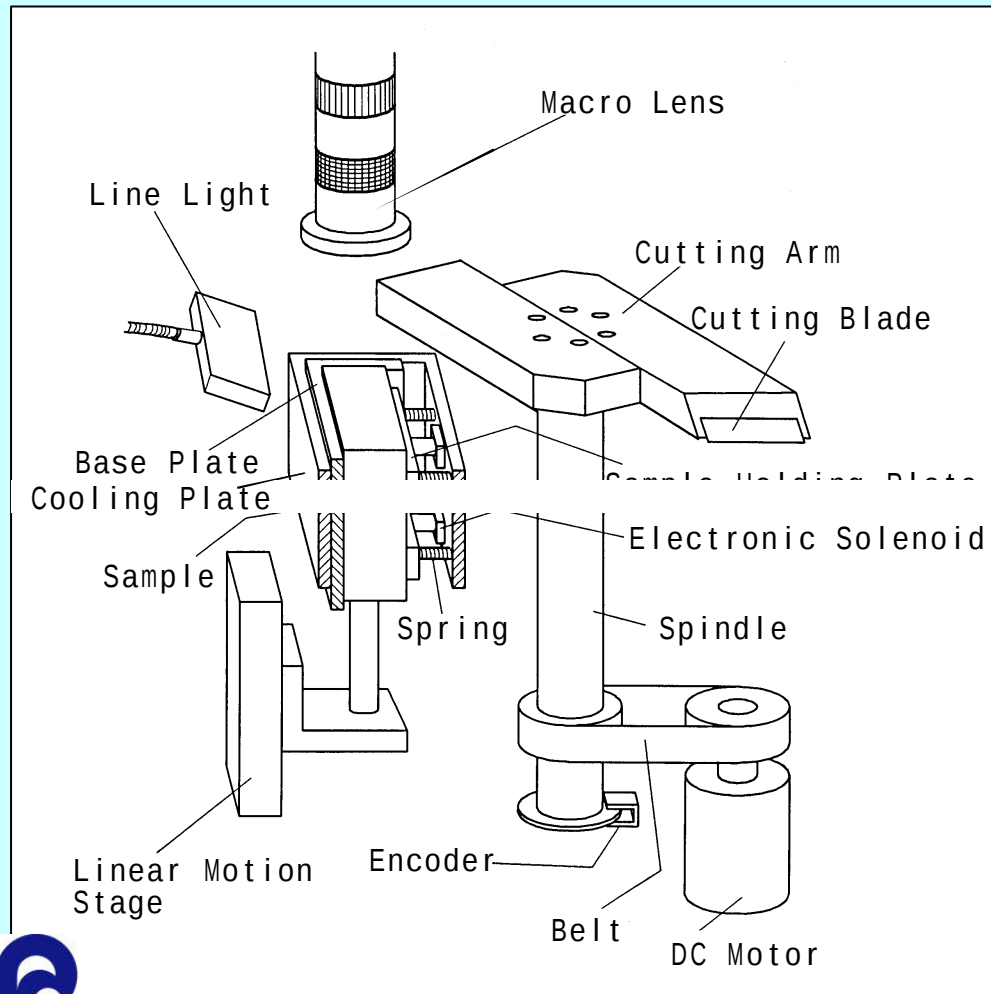
大型試料観察装置(マクロ)



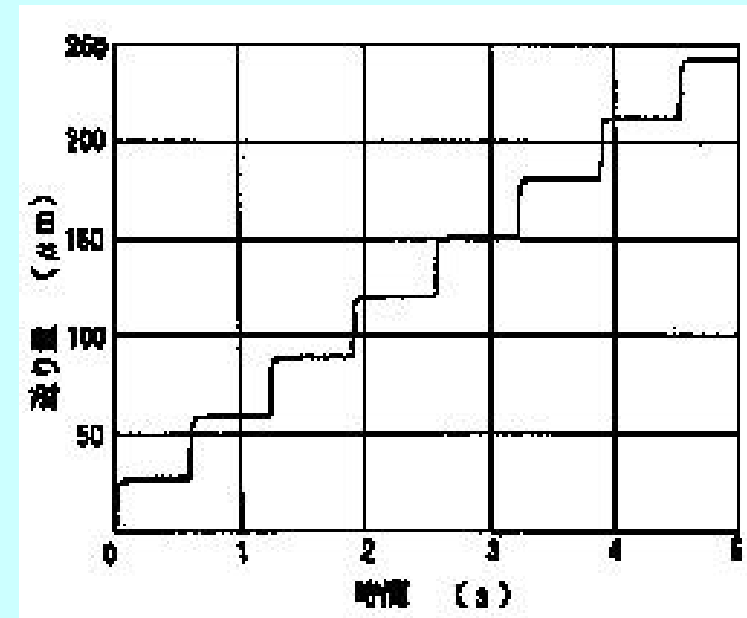
スライス部の外観

- ・ 試料サイズ
最大：180 × 135 × 200 mm
最小：15 × 12 × 100 mm
- ・ 試料温度：-45 (凍結包埋可)
- ・ 試料送り：最小10 μm
総送り量220 mm
最大速度20 mm / s
- ・ 試料切削用ナイフ：超合金製ナイフ
マイクローム用ナイフ
- ・ ナイフの回転数：30 ~ 90 rpm
- ・ 切断面撮影：NTSC-CCDカメラ
35mm銀塩カメラ(ペンタカム)
ハビジョンCCDカメラ
- ・ 断面記録：追記型NTSレーザースタック
書換型NTSレーザースタック
追記型ハビジョンレーザースタック
35mm銀塩フィルム
- ・ 観察光源：白色光，蛍光(UV, B, G)

装置概要 (マクロ)



スライス部の模式図



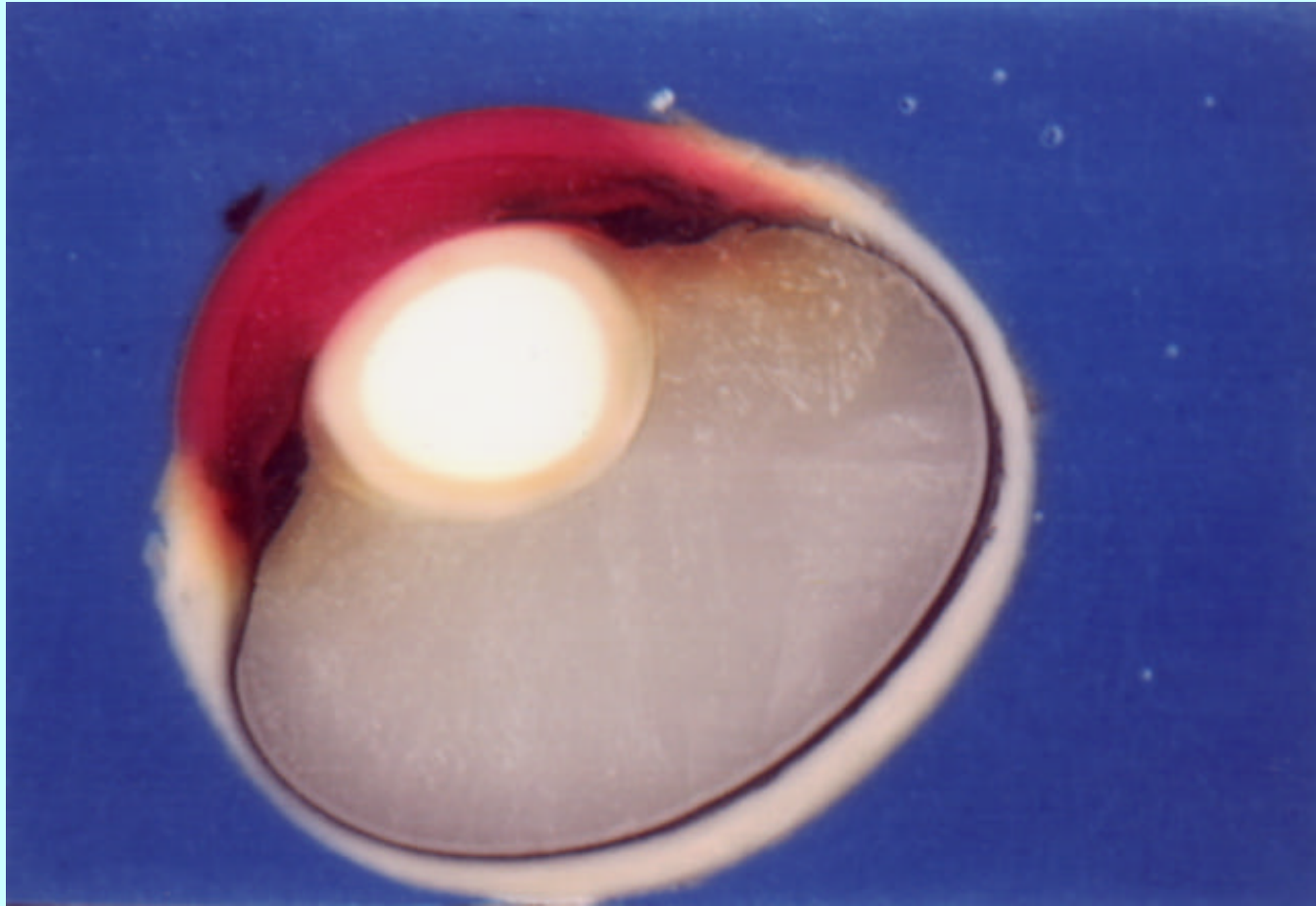
試料送り量

指令値30 μm で試料を押し上げた際の試料上端の移動量を示す。
指令値とほぼ同じ試料送りを実現している。

実験方法

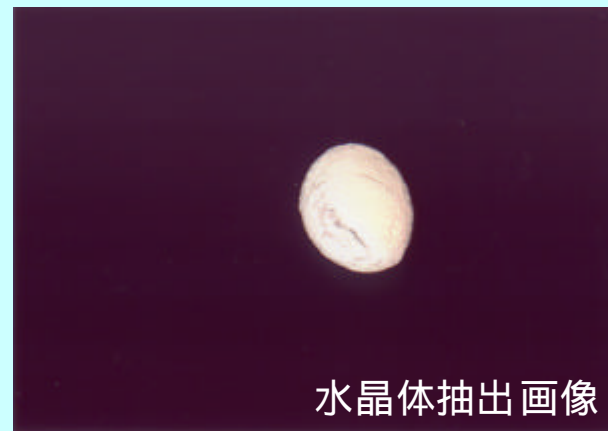
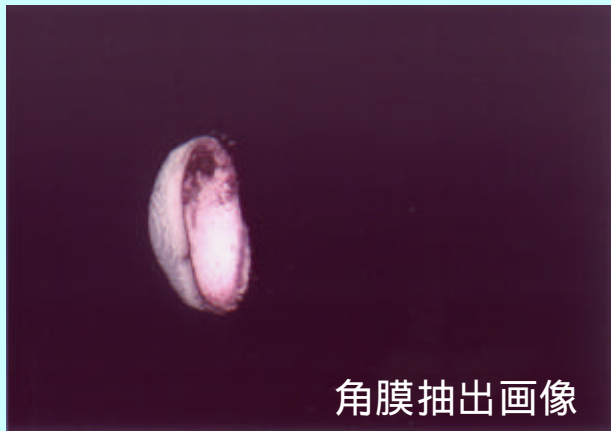
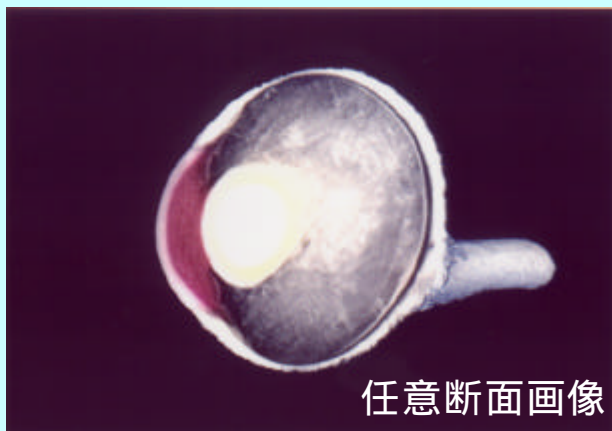
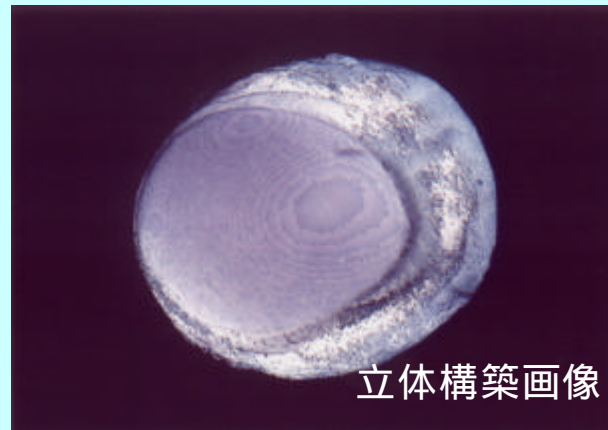
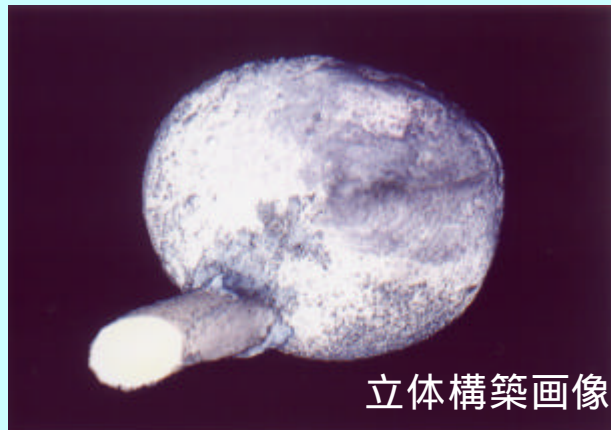
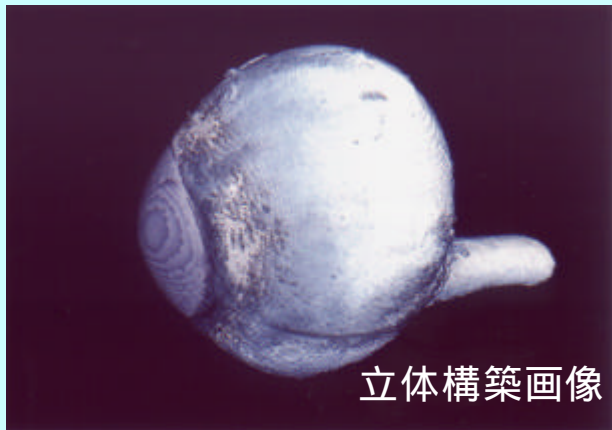
- 供試試料：
 - 豚眼
 - 新鮮豚眼を直ちにホルマリン、グルタルホルマリン溶液にて固定
 - 固定1週間後PBSにて3日間洗浄
 - 眼球前房内に色素注入
 - 着色凍結包埋剤を用いて金型内にて－35℃で凍結包埋
- 観察条件
 - 試料切削厚さ：30 μm
 - ナイフ回転数：90rpm
 - 観察分解能：127 μm
 - 切削用ナイフ：超硬合金製ナイフ
 - 撮影断面数：900断面
 - 撮影時間：10分間

実験結果



豚眼の断面画像

立体構築画像

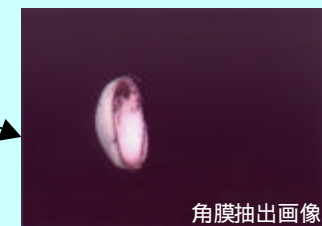
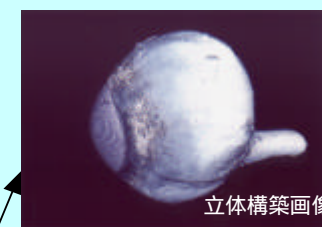


抽出部位の計測

- 3次元内部構造顕微鏡によりデジタル化した情報はイメージ情報だけでなく、大きさの情報を有している。
そこで、得られた情報より、表面積、体積を測定した。

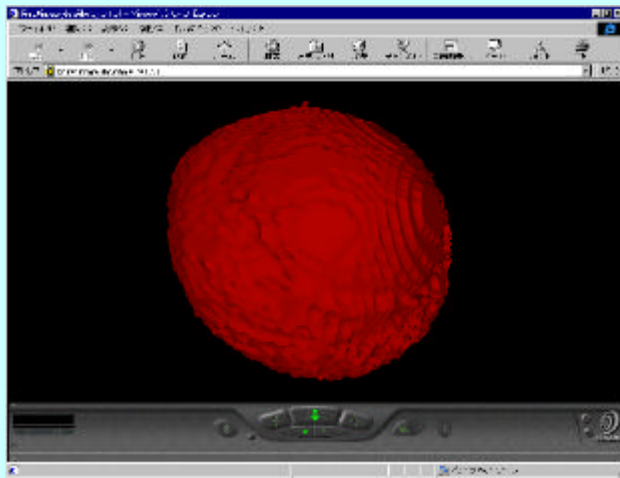
眼球と各部位の計測結果

	体積 (mm ³)	表面積 (mm ²)
眼球全体	5,779	16,225
水晶体	248	4,537
角膜	169	4,537

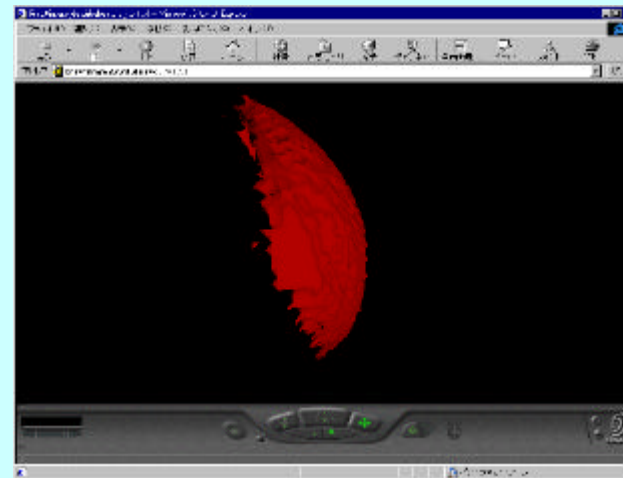


VRMLファイル作成

- 得られた情報を元にVRMLファイル(ポリゴン形式)の作成を行った。
 - 3次元内部構造顕微鏡を用いて取得した立体情報(AVS:fldデータ)を元に色抽出して各部位ごとのデータを作成
 - 作成したデータを用い等値面を貼る(Isosurface)。
 - 等値面の情報をVRML形式に変換

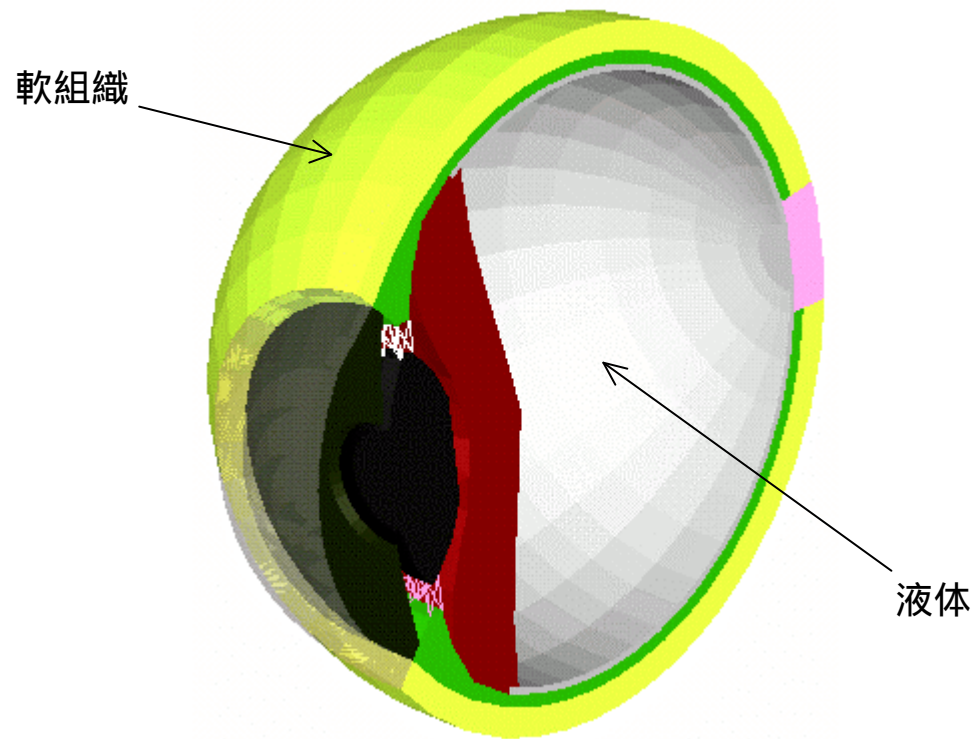


眼球のVRMLファイル



角膜のVRMLファイル

眼球の構造



解析方法

- 非圧縮性超弾性FEMの定式化
- 固体－液体連成解析の定式化

非圧縮性超弾性FEMの定式

非圧縮性超弾性体のひずみエネルギー関数：

$$W = W(\bar{I}_1, \bar{I}_2) \quad (1)$$

非圧縮性条件：

$$J = 1 \quad \text{or} \quad I_3 = 1 \quad (2)$$

非圧縮性超弾性体の全ポテンシャルエネルギー汎関数：

$$\Phi = \int_{V_0} (W(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + 2l(J-1)) dV - g(u) \quad (3)$$

$\bar{I}_1, \bar{I}_2$: 右Cauch-Green 変形テンソルの第一と第二の低減不変量

J : Jacobin マトリックス

l : Lagrange 乗数

$g(u)$: 外力による仕事

非圧縮性超弾性FEMの定式

これに停留条件を適用すると：

$$\begin{aligned} dF &= \int_{V_0} (\partial W / \partial e_{ij} + 2l (\partial J / \partial e_{ij})) de_{ij} dV \\ &+ \int_{V_0} 2(J-1)dl dV - g(du) \\ &= 0 \end{aligned} \quad (4)$$

e_{ij} : Green-Lagrange ひずみ

要素内部の任意点の変位とLagarange 乗数(圧力)：

$$u_i = f_N u_{Ni} \quad l = j_R l_R \quad (5)$$

N : 要素の変位節点数 , R : 要素内部の圧力節点数

要素の離散化方程式：

$$\left[\begin{aligned} \int_{V_0} (\partial W / \partial e_{ij} + 2l (\partial J / \partial e_{ij})) ((\partial f_M / \partial X_j) u_{Mn} + d_{jn}) (\partial f_N / \partial X_i) dV &= r_{Nn} \\ \int_{V_0} j_R 2(J-1) dV &= 0 \end{aligned} \right. \quad (6)$$

r_{Nn} : 式 (3)における外部仕事の等価的節点力

非圧縮性超弾性FEMの定式

(6) の非線型方程式をNewton-Raphson法を用いて解く：

Taylor 展開によって方程式 (6) を線形化すると一つの要素に関する剛性方程式：

$$\begin{bmatrix} k_1^{i-1} & k_2^{i-1} \\ k_3^{i-1} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Du^i \\ \Delta \mathbf{I}^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} fu_1^{i-1} \\ f\mathbf{I}_2^{i-1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r \\ 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

全体剛性方程式：



$$\begin{bmatrix} K_1^{i-1} & K_2^{i-1} \\ K_3^{i-1} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \mathbf{U}^i \\ \Delta \lambda^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F\mathbf{U}_1^{i-1} \\ F\mathbf{I}_2^{i-1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

R 等価節点力ベクトル。

各繰返しステップにおいて，

$$\mathbf{U}^i = \mathbf{U}^{i-1} + w \Delta \mathbf{U}^i \quad (9)$$

$$\lambda^i = \lambda^{i-1} + w D \lambda^i$$

$$w: 0 < w < 1$$

プログラムの特徴

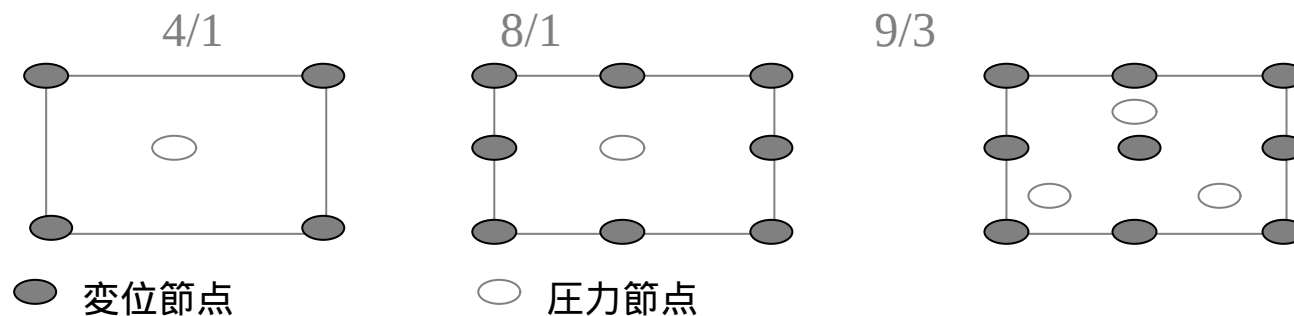
1. 方法

- 固体：非圧縮性超弾性体 混合型有限要素法
- 液体：静止液体

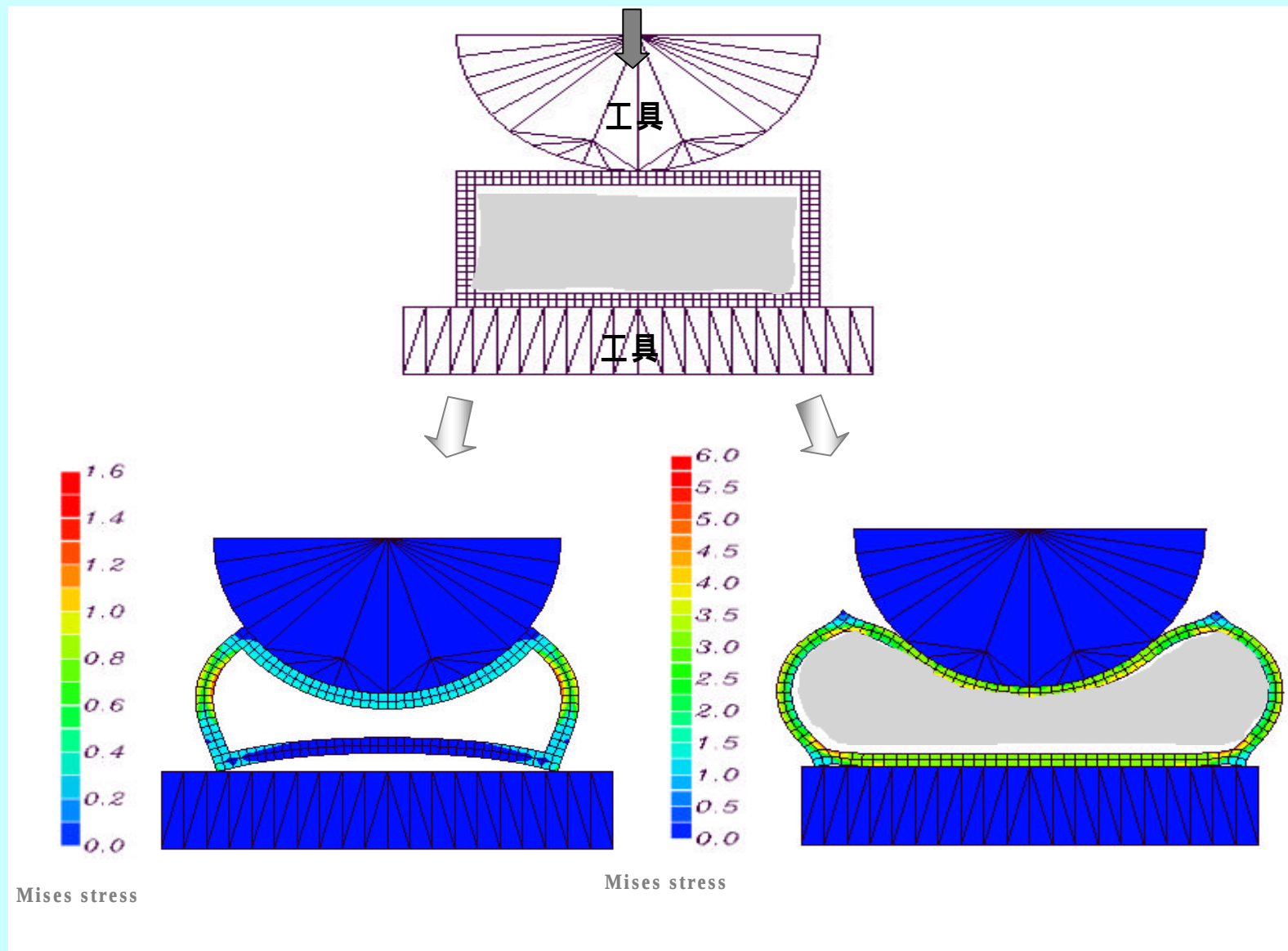
2. 主な機能

- 4/1, 8/1, 9/3 三つのタイプの混合型要素に対応
- 変位、力、圧力の境界条件に対応
- Mooney-Rivlin 材料モデルに対応（一般材料モデルに拡張可能）
- 非圧縮性超弾性体と静止液体との連成解析
- 剛体工具との接触処理

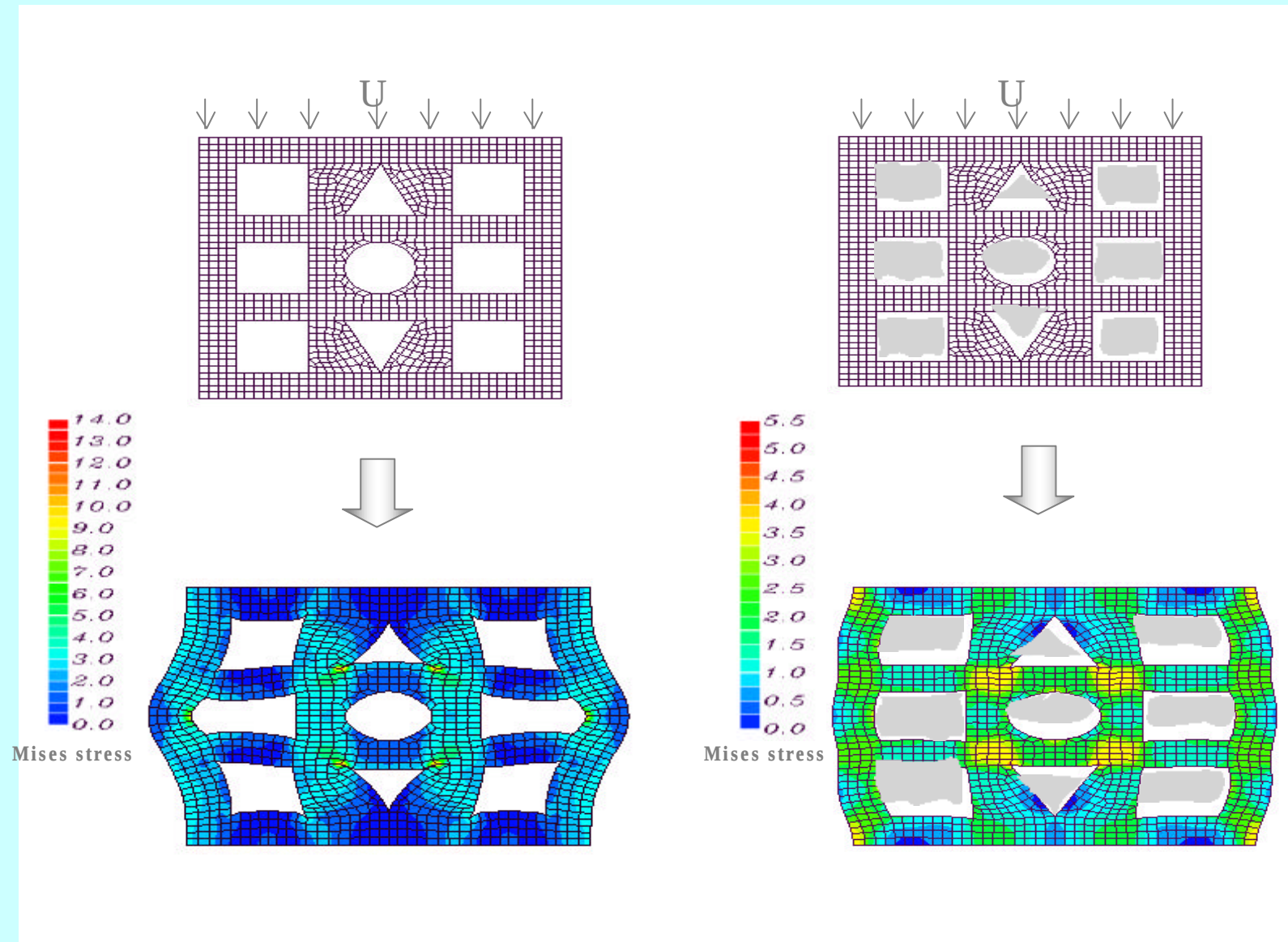
縫合のシミュレーション



固体－液体連成解析の計算例(1)



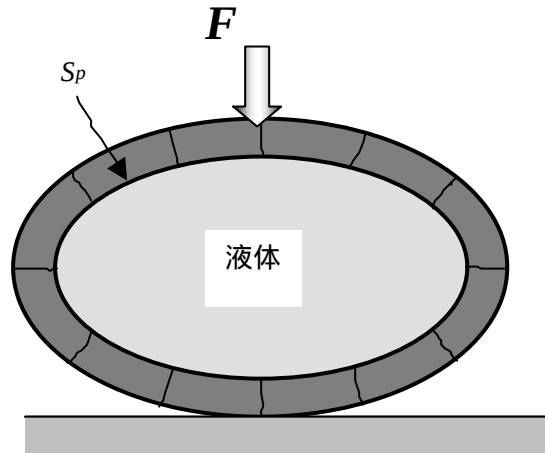
固体－液体連成解析の計算例(2)



解析方法

- 非圧縮性超弾性FEMの定式化
- 固体－液体連成解析の定式化

固体－液体連成解析の定式化



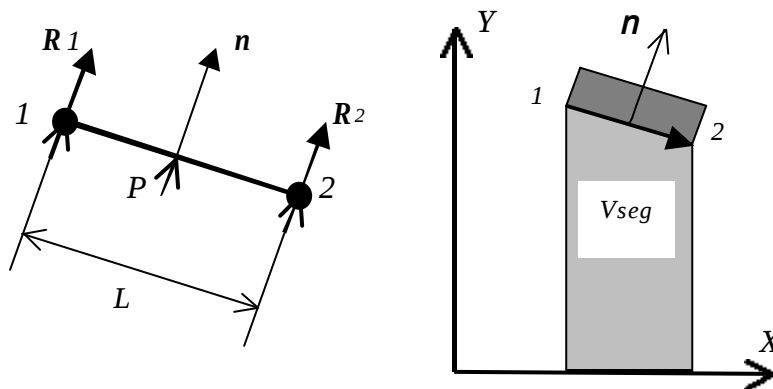
液体圧力の等価節点力：

$$\underline{R_1 = R_2} = \frac{1}{2} \cdot L(u_{seg}) \cdot P(u_{Sp}) \cdot n(u_{seg}) \quad (10)$$

静止液体の場合の圧力変化と体積変化の関係：

$$\Delta P = -K \frac{\Delta V}{V_0} \quad (11)$$

ΔP : 圧力の変化, ΔV : 体積の変化, V_0 : 初期体積, K : 体積弾性係数。



固体－液体変形モデル

液体の体積：

$$V_{seg}(u_{seg}) = \frac{1}{2}(x_2 - x_1)(y_1 + y_2) \quad (12)$$

$$V(u_{Sp}) = \sum V_{seg}(u_{seg})$$

液体の体積の変化：

$$DV(u_{Sp}) = V(u_{Sp}) - V_0 \quad (13)$$

固体－液体連成解析の定式化

液体の圧力の変化：

$$DP(u_{s_p}) = -K \left(\frac{V(u_{s_p})}{V_0} - 1 \right) \quad (14)$$

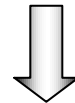
液体の圧力：

$$P(u_{s_p}) = P_0 - K \left(\frac{V(u_{s_p})}{V_0} - 1 \right) \quad (15)$$

等価節点力：

$$\underline{R_1 = R_2} = \frac{1}{2} \cdot L(u_{seg}) \cdot P(u_{s_p}) \cdot n(u_{seg}) \quad (16)$$

$$\left[\begin{array}{l} \int_{V_0} (\partial W / \partial \mathbf{e}_{ij} + 2I(\partial J / \partial \mathbf{e}_{ij})) ((\partial f_M / \partial X_j) u_{Mn} + \mathbf{d}_{jn}) (\partial f_N / \partial X_i) dV = r_{Nn} + r_{Nn}^L(u_{s_p}) \\ \int_{V_0} j_R 2(J-1) dV = 0 \end{array} \right. \quad (17)$$



固体 - 液体連成解析のための全体剛性方程式：

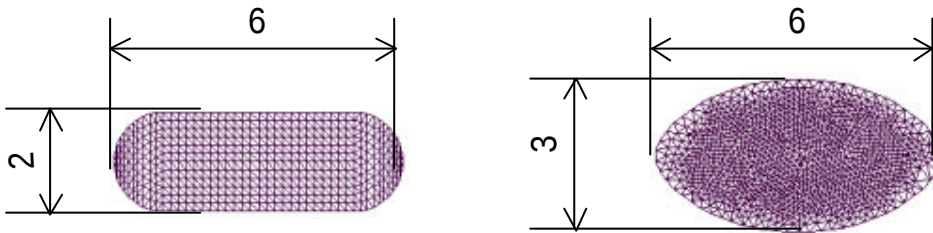
$$\begin{bmatrix} K_1^{i-1} + K_{1L}^{i-1} & K_2^{i-1} \\ K_3^{i-1} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta U^i \\ \Delta I^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F U_1^{i-1} \\ F U_2^{i-1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R + R_L^{i-1} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (18)$$

眼球のバックリング手術のシミュレーションの試み

- 計算目的
- 計算条件
- 計算結果

計算目的

1) バックル材の形状がバックル効果に対する影響 .

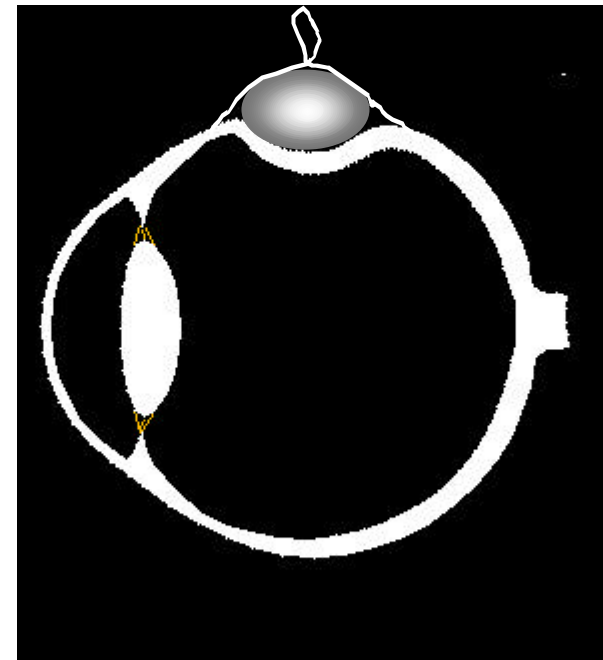


2) 縫合幅がバックル効果に対する影響.

6.4mm, 8.8mm

3) 眼圧がバックル効果に対する影響 .

1.5mmHg, 3.75mmHg



バックリング手術

計算条件

Table Buckling conditions in each analysis

	buckle shape	suture width	internal pressure
case1	quadrilateral-like	8.8 mm	3.75 mmHg
case2	ellipse-like	8.8mm	3.75 mmHg
case3	quadrilateral-like	8.8mm	1.50 mmHg
case4	ellipse-like	6.4mm	1.50 mmHg

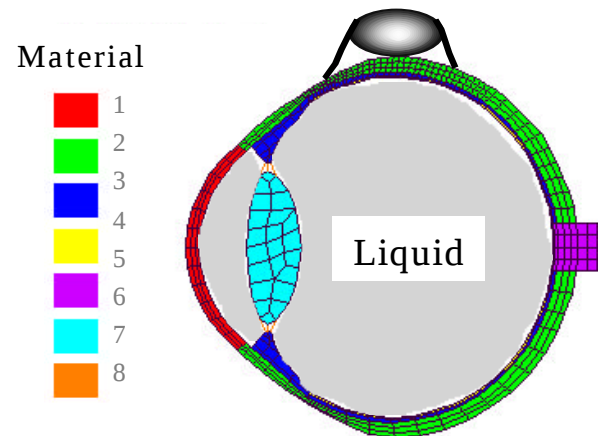


Table Material constants for the tissues

	cornea	sclera	choroid	retina	optic nerve	lens
c_1	0.0333	0.0833	0.0083	0.0008	0.0083	16.67

neo-Hooke material model: $W = c_1(I_1 - 3)$

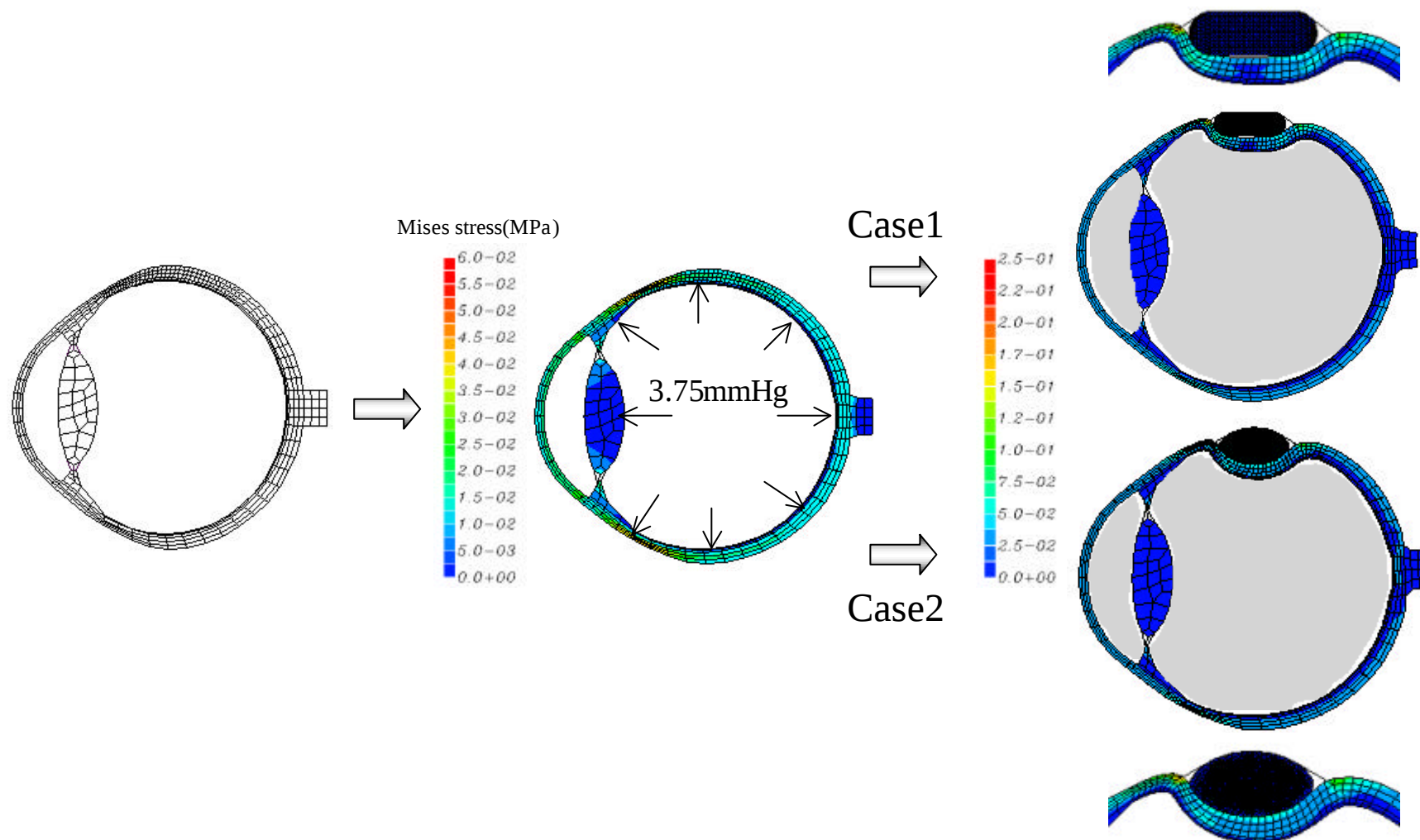
Liquid bulk modulus: 2083.3 MPa

Zinn's zonule Young's modulus: 100 MPa

眼球のバックリング手術のシミュレーションの試み

計算結果

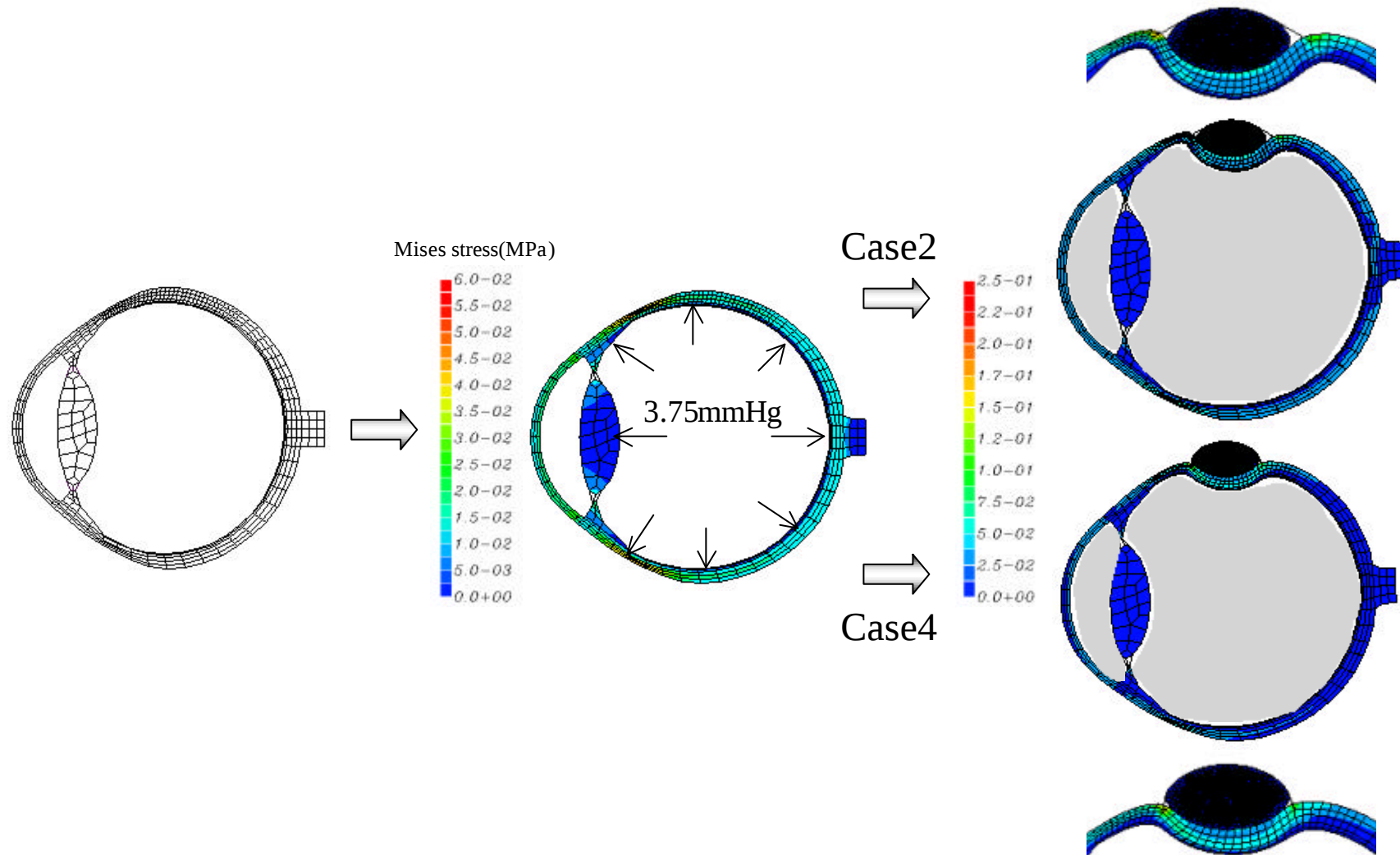
バックル材の形状がバックル効果に対する影響



眼球のバックリング手術のシミュレーションの試み

解析結果

縫合幅がバックル効果に対する影響



解析結果

眼圧がバックル効果に対する影響

