

修士論文

デジタル画像相関法と有限要素法による
大動脈弁閉鎖時の応力解析

2021 年 2 月 8 日提出

指導教員 波田野 明日可 講師 

37-196256 渡部 拓哉

デジタル画像相関法と有限要素法を用いた大動脈弁閉鎖時の応力解析

学生氏名：渡部 拓哉, 指導教員名：波田野 明日可

Keyword : Digital image correlation method, Finite element method, Aortic valve, Phantom experiment, Validation

1. 序論

ヒトの心臓は2心房, 2心室から構成されており心筋の収縮弛緩によって効率よく血液を駆動するために弁が備わっている. このうち全身へ血液を送る左心室の出口, すなわち大動脈の根本には大動脈弁が位置する. この大動脈弁は3枚の弁膜からなり, 開口時には1 m/sにも及ぶ血流からのせん断摩擦を, 閉口時には10 kPaもの圧力を受ける[1]. このような機械的ストレスによって弁膜が損傷し修復する過程で弁膜の厚硬化や石灰化が起こる. すると弁膜の剛性が上がり運動が制限されることで弁が完全には閉鎖せず血液が逆流する閉鎖不全や弁が十分に解放しない狭窄のような弁膜症を引き起こす. この状態が長く続くと心不全の原因となる. このため, 弁にかかる機械的ストレスを知るための様々な研究がおこなわれてきた.

近年では計算機技術の発展を受けて大動脈弁周りの詳細な流れと弁膜の応力の状態を数値解析により求める手法が実現され, 数値シミュレーションによる病理の進行や患者個人の形状データを用い弁膜の応力解析などの研究がなされてきた. そこで今後は数値解析による結果の妥当性を実験と照らし合わせ確認していく必要がある.

大動脈弁に関する実験は様々行われてきたがその複雑な形状と大きな変形により弁周りの詳細な流れやひずみを測定するということはできていない. そこで本研究では, カメラ精度の向上と画像処理技術の発展を受けて開発された非接触ひずみ測定手法の一つである, デジタル画像相関法(DIC法)を用いて大動脈弁膜上のひずみ測定実験を行う. この結果を用いて数値解析の結果の妥当性を確認することでより信頼できる応力解析を行うことを目的とした.

2. デジタル画像相関法の原理

本研究ではDIC法の処理にDANTEC社のソフトウェアIstra4Dを使用した.

DIC法による変位場の測定には変形前後の画像を用いる. まず, 解析領域を20~30画素四方のサブセットと呼ばれる領域に分割し, 大まかな変位を求めるために変形後のサブセット位置を求める. さらに, 画素間の輝度値を双3次関数で補完することで変形前後の変位を画素単位でより詳細に求める[2].

また, 同様の処理を2台のカメラを用いてステレオ法による3次元座標への変換を行いながら実行すれば3次元の表面内変位を求めることができる. これを微分することでひずみ分布を求める.

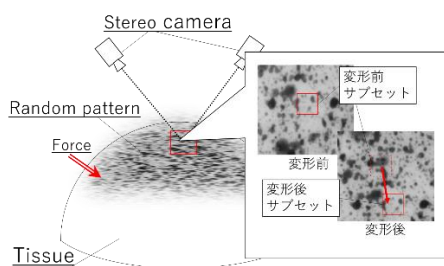


Fig. 1: Principle of Digital Image Correlation

3. ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

3.1 アクリル系ゴムシートの単軸引張試験

後述の自己心膜再建術を模したファントムモデルの弁膜の引張試験を行いデジタル画像相関法と試験機の測定値から2つの応力ひずみ曲線を得た.

0~200mStrainでは両者はよく一致していたが, それ以降はDICの方がひずみが小さく計測された. これはシートの固定部がはがれたことが原因でありDICの値の方が信頼できる. このようにしてシートのヤング率は0.3~0.8 MPaが妥当であるとした. またパターンの有無についても無視できるほど小さいとみなした.

3.2 ファントム実験

患者の自己心膜を大動脈弁膜形状に切り出し機能不全を起こした大動脈弁膜を作り直す手術法である大動脈再建術を模したファントムモデルを作製した[3]. このモデルの左心室側に4 kPaの負圧をかけ変形前後の2枚の画像を用いてDIC法によりひずみを計測した.

3.3 数値解析

ファントム実験を再現した有限要素(FEM)モデルによる数値解析をLS-Dynaを用いて行った. FEMモデルはワンショット3D形状測定機(KEYENCE VR-5200)で得た3次元表面形状をNurbs化し, その曲面をLS-PrePostでサイズ0.8でメッシングすることで作製した. 解析条件は以下である.

Table 1: Analysis conditions of phantom experiments

解析ソフト	LS-Dyna 準静的陽解法
要素	3,4 ノード混合 Belytsschko- Tsay シェル要素 厚み: $t=0.5\text{ mm}$
境界条件	交連部を固定支 s 持, 弁膜表面に4 kPa
接触	ペナルティ法
物性値	ヤング率: $E=0.8\text{ MPa}$, ポアソン比: 0.45

3.4 結果と考察

DICと数値解析について変位分布はよく一致した. 一方で主ひずみについては接触部の端でDICではひずみが大きくなったがFEMではこのような分布は見られなかった. 弁膜中央部での分布はDICでは1.0~1.8 Strainであり数値解析では0.7~1.1 Strainとおおよそ一致した.

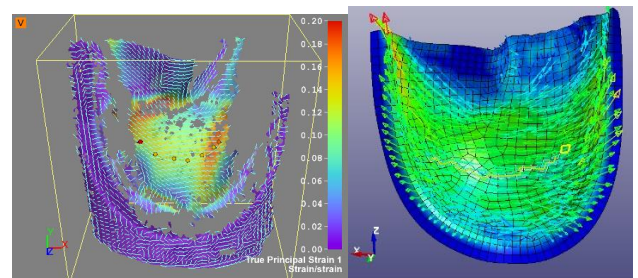


Fig. 2: Contour maps of first principal strain (DIC : right FEM : left)

4. ブタ大動脈弁への加圧実験

4.1 ブタ大動脈弁膜の引張試験

ここでは物性値の同定のため豚弁膜の引張試験を行った。この結果と先行研究の結果をまとめたものが以下である。

Table 2: Young's Modulus of Aortic valve

	繊維方向 (MPa)	垂直方向 (MPa)	
本研究	6.3	0.16	ブタ
Sauren ら[4]	28±10	1.33±0.42	ブタ
Missirlis と Chong[5]	3.35	1.09	ブタ
Missirlis[6]	3.52	2.27	ヒト

4.2 ブタ大動脈弁への加圧実験

ここではブタの心臓から切り出した大動脈弁を3D プリンターで作製した土台へバルサルバ洞ごとエポキシ樹脂で接着し硬化後接着剤ごとバルサルバ洞を切除することで弁基部を固めた。この左心室側に1,4,10 kPa 負荷したときの変位とひずみをDIC 法によって計測した。また同じ弁の同じ位置について5 回繰り返し計測した。

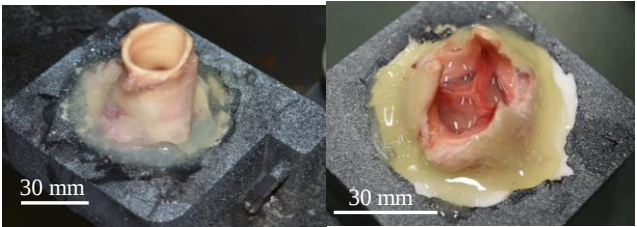


Fig. 3: Porcine aortic valve

before eliminating Valsalva sinus (left) and after (right)

4.3 数値解析

数値解析には、3.3 節と同様の手法を用いた。解析条件は以下であり、弁膜には直交異方性弾性体を用いている。

Table 3: Analysis conditions of the porcine valve experiment

解析ソフト	LS-Dyna 準静的陽解法
要素	3, 4 ノード混合 Belytschko-Tsay シェル要素 厚み: $t=0.3\text{ mm}$
境界条件	弁膜と弁輪の接合部をピン支持 全体にシェル要素垂直方向に 4 kPa
接触	ペナルティ法
物性値	直交異方性弾性体 シェル面内 z 軸垂直方向を繊維方向とした $E_L = 6\text{ MPa}$, $E_T = 1.0\text{ MPa}$, $\gamma_{EL} = 0.18$

4.3 結果と考察

実験と数値解析の第一主ひずみのコンター図が Fig. 4 である。

また Fig. 4 中の弁膜中央部を繊維方向に横切る直線上の変位とひずみ分布を示したグラフが Fig 5 である。

変位については実験で測定した 1~5 回の結果は弁中央部で極大を取りおよそ 2 mm の変位と大まかに一致した。これを数値解析と比較すると同様の極大は見られるが全体として小さな値となった。

ひずみについては実験と数値解析でよく一致した。ここから数値解析において変位が小さくなったのは固定端の変位の影響である考えられる。

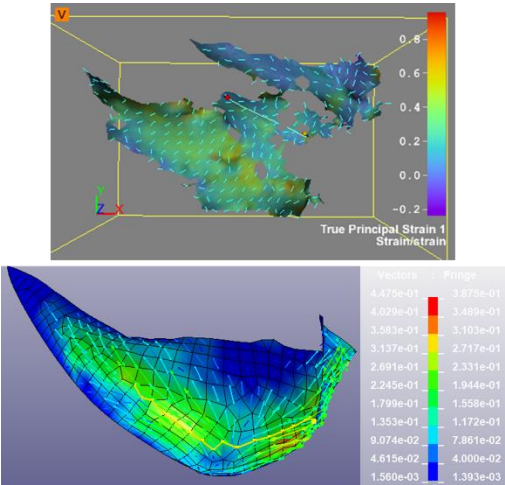


Fig. 4: Contour maps of first principal strain
(DIC : above, FEM : bottom)

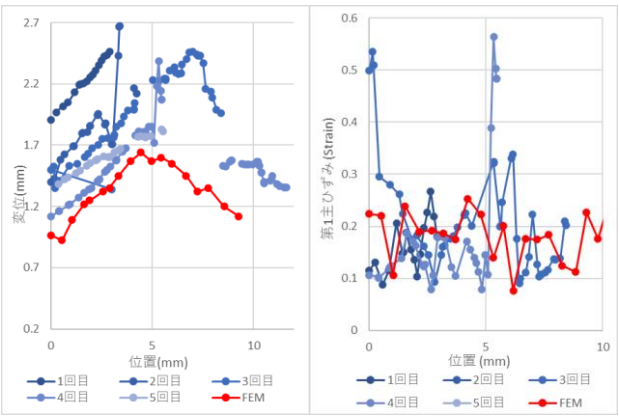


Fig. 5: Displacement (left) and 1st principal strain(right) on center line of
the left coronary cusp

また、10 kPa 負荷した際の DIC 法による測定は 4 回目の実験でしか測定できなかった。これはひずみが大きすぎパターンがつぶれてしまっていることが原因と考えられる。

5. 結論

ファントム実験では等方弾性体を用いた大動脈弁形状で DIC 法を用いた変位ひずみ計測が有効な手法であることを示しこの結果を持ちて妥当性を確認した数値シミュレーションが手術支援への応用の応用が期待されることを確認した。一方、ブタ大動脈弁への加圧実験では異方性を持つ実際の弁でも DIC 法が有効であることを示した。一方でより大きなひずみ領域での計測や数値解析による現象のより正確な再現は今後の課題とした。

参考文献

[1] Y. C. Fung, Biomechanics Circulation, Springer, 1996.
[2] T. C. Chu, W.F. Ranson, M.A. Sutton and W.H. Peters, Experimental Mechanics, vol. 25, pp. 232-244, 1985.
[3] Shigeyuki Ozaki et al, Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery, Vol. 12, pp. 550-553, 2011.
[4] A. A. H. J. Sauren, et al., Biomechanics, Vol.16, No.5, pp.327-337, 1983.
[5] Missirlis, Y. F. and Chong, M. J. Journal of Bioengineering, 2, pp. 287-300, 1978.
[6] Missirlis, Y. F., Rice University, Ph. D. thesis, 1973.

目次

1	序論	11
1.1	研究の背景	12
1.1.1	大動脈弁の機能.....	12
1.1.2	弁膜症の患者数の推移.....	14
1.1.1	弁膜症の外科手術法.....	15
1.1.2	大動脈弁を対象とする数値シミュレーションの応用.....	15
1.2	実測データの取得.....	16
1.2.1	大動脈弁周りの流れ・ひずみ測定実験.....	16
1.2.2	デジタル画像相関法.....	16
1.3	本研究の目的.....	18
1.4	本論文の構成.....	19
2	デジタル画像相関法の原理.....	20
2.1	デジタル画像相関法の概要.....	21
2.2	2次元変位・ひずみの測定方法.....	21
2.2.1	粗探索	21
2.2.2	画素間の輝度値補完.....	22
2.2.3	サブセットの変形を考慮したサブピクセル分解能での変位・変位勾配の決定 23	
2.2.4	ひずみの算出.....	24
2.3	3次元変位・ひずみの測定方法.....	25
2.3.1	ステレオ法による3次元表面変位の測定.....	25
2.3.2	3次元ひずみの算出.....	26
3	ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析.....	28
3.1	緒言	29
3.2	アクリル系ゴムシートの単軸引張試験.....	30
3.2.1	実験手順.....	31
3.2.2	結果と考察.....	31
3.3	ファントム実験.....	37
3.3.1	自己心膜を用いた大動脈弁再建術.....	37
3.3.2	ファントムモデルの作製.....	37
3.3.3	ファントムモデルへの加圧とひずみ測定手順.....	38
3.4	数値解析	40
3.4.1	有限要素モデリング.....	40
3.4.2	解析条件.....	40
3.5	結果	42

3.5.1	ファントム実験.....	42
3.5.2	数値解析.....	44
3.6	考察	47
3.6.1	実験と数値解析における変位の比較.....	47
3.6.2	実験と数値解析における第1主ひずみの比較.....	48
3.6.3	数値解析における応力の考察.....	50
3.7	結言	54
4	ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析.....	55
4.1	緒言	56
4.2	ブタ大動脈弁膜の単軸引張試験.....	57
4.2.1	実験手順.....	57
4.2.2	結果と考察.....	57
4.3	ブタ大動脈弁への加圧実験.....	60
4.3.1	実験手順.....	61
4.4	数値解析	64
4.4.1	有限要素モデリング.....	64
4.4.2	直交異方性の定義.....	64
4.4.3	解析条件.....	65
4.5	結果	66
4.5.1	実験による合成変位の計測結果.....	66
4.5.2	実験による第1主ひずみの計測結果.....	72
4.5.3	数値解析.....	78
4.6	考察	81
4.6.1	デジタル画像相関法の計測範囲.....	81
4.6.1	実験と数値解析における変位の比較.....	82
4.6.2	実験と数値解析におけるひずみの比較.....	83
4.6.3	数値解析における応力に関する考察.....	85
4.7	結言	86
5	結論と課題	87
5.1	本研究の結論.....	88
5.2	本研究の課題.....	89
	謝辞	90
	参考文献	91

図目次

図 1.1-1	心臓断面図 [3].....	12
図 1.1-2	大動脈圧(ECG:心電図 Ao:大動脈の圧力 LV:左心室の圧力) [4]	13
図 1.1-3	大動脈弁周りに生じる血流 [1].....	13
図 1.1-4	弁膜の肥厚化と石灰化 [5].....	14
図 1.1-5	日本国内の弁膜症患者数と高齢者(65 歳以上) 人口の推移 [6] [7].....	14
図 1.2-1	大動脈弁モデルと弁膜上につけられたマーカー [23].....	16
図 1.2-2	デジタル画像相関法の原理	17
図 2.2-1	輝度値補完範囲 画面中央の正方形領域の輝度値を補完するためその周囲の 16 個の画素の輝度値を用いる.	23
図 2.3-1	ステレオ法による位置測定の原理	25
図 2.3-2	20 mm チェッカーボード模様のキャリブレーションボード	26
図 3.2-1	アクリル系ゴムシート(左) とその構造(右)	30
図 3.2-2	実験装置図	31
図 3.2-3	試験片を固定した試験機を横から見た図(左) と上から見た図(左)	32
図 3.2-4	$\Delta l = 0.25 \text{ mm}$	32
図 3.2-5	$\Delta l = 0.5 \text{ mm}$	33
図 3.2-6	$\Delta l = 0.75 \text{ mm}$	33
図 3.2-7	$\Delta l = 1.0 \text{ mm}$	33
図 3.2-8	$\Delta l = 1.25 \text{ mm}$	33
図 3.2-9	$\Delta l = 1.5 \text{ mm}$	34
図 3.2-10	$\Delta l = 1.75 \text{ mm}$	34
図 3.2-11	試験機の変位計と DIC から求めた計測した応力ひずみ曲線	35
図 3.2-12	初期状態の試験片(左) と 300 mStrain 変形させた状態の試験片(右).....	36
図 3.2-13	ヤング率とひずみの関係	36
図 3.3-1	自己心膜から弁膜を切り出している図 [32](左) と	37
図 3.3-2	ファントムモデルの弁膜形状(左) と大動脈弁基部形状(右)	38
図 3.3-3	大動脈弁基部に弁膜を接着した直後の図(左) と弁を閉口させた図(右)	38
図 3.3-4	ファントムモデルとカメラの位置関係	39
図 3.4-1	測定した 3 次元形状(左) と Nurbs 化した形状(中) , メッシュ形状(右)	40
図 3.5-1	DIC 法による変位コンター図. カラー表示された部分が測定できた領域.	42
図 3.5-2	合成変位のコンター図 (図中赤矢印が最大点).....	43
図 3.5-3	第 1 主ひずみのコンター図と主方向線図	44
図 3.5-4	数値解析における変形図 (緑色の弁膜が DIC で測定した弁膜)	44
図 3.5-5	合成変位のコンター図 (全体).....	45

図 3.5-6	第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図(全体).....	46
図 3.6-1	DIC で計測した合成変位のコンター図.....	47
図 3.6-2	数値解析によって算出した合成変位のコンター図.....	48
図 3.6-3	DIC で計測した第 1 主ひずみのコンター図と主方向線図(上) と弁膜中央を左右に横切る上図中の曲線上の第 1 主ひずみ分布.....	49
図 3.6-4	数値解析により算出した第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図(上) と弁膜中央を左右に横切る上図中の曲線上の第 1 主ひずみ分布.	50
図 3.6-5	数値解析によって算出した第 1 主応力のコンター図とベクトル線図.....	51
図 3.6-6	数値解析により算出した Miseses 応力	51
図 3.6-7	単軸引張試験におけるアクリル系ゴムシートの破壊の様子.	52
図 3.6-8	アクリル系ゴムシートの破断試験における応力ひずみ曲線.	52
図 4.1-1	ブタ大動脈弁 画面中央の半透明の膜組織が弁膜.	56
図 4.2-1	応力ひずみ線図	58
図 4.2-2	ヤング率とひずみの関係	58
図 4.3-1	ブタ心臓を解剖し大動脈を 20 mm ほど残し大動脈弁を切り出した者を大動脈側から見た図(左) と左心室側から見た図(右).....	60
図 4.3-2	ブタ大動脈加圧実験装置図	61
図 4.3-3	土台の形状 画面中央の穴を中心にすり鉢状の傾斜がついている.....	61
図 4.3-4	エポキシ樹脂で弁輪とバルサルバ洞を固めた図(左) とバルサルバ洞をエポキシ樹脂ごと切除した図(右).....	62
図 4.3-5	実験装置を組み立てた図	63
図 4.4-1	測定した 3 次元形状(左) と Nurbs 化した形状(中) , FEM メッシュ形状...64	64
図 4.4-2	材料座標系	64
図 4.5-1	DIC のよる計測範囲 画面中央緑色の領域(左冠尖) で計測を行った	66
図 4.5-2	1 回目	66
図 4.5-3	2 回目	67
図 4.5-4	3 回目	67
図 4.5-5	4 回目	67
図 4.5-6	5 回目	67
図 4.5-7	1 回目	68
図 4.5-8	2 回目	68
図 4.5-9	3 回目	68
図 4.5-10	4 回目	69
図 4.5-11	5 回目	69
図 4.5-12	1 回目	69
図 4.5-13	2 回目	70

1 序論

図 4.5-14	3 回目		70
図 4.5-15	4 回目		70
図 4.5-16	5 回目	曲線に乗るサブセットで測定できなかったためコンター図のみ.	71
図 4.5-17	3 回目		71
図 4.5-18	4 回目		71
図 4.5-19	1 回目		72
図 4.5-20	2 回目		72
図 4.5-21	3 回目		73
図 4.5-22	4 回目		73
図 4.5-23	5 回目		73
図 4.5-24	1 回目		74
図 4.5-25	2 回目		74
図 4.5-26	3 回目		74
図 4.5-27	4 回目		75
図 4.5-28	5 回目		75
図 4.5-29	1 回目		75
図 4.5-30	2 回目		76
図 4.5-31	3 回目		76
図 4.5-32	4 回目		76
図 4.5-33	5 回目	曲線に乗るサブセットで測定できなかったためコンター図のみ.....	77
図 4.5-34	3 回目のみ.		77
図 4.5-35	4 回目		77
図 4.5-36	初期形状(左) と 1 kPa 負荷時(中) , 4 kPa 負荷時(右) の変形図.		78
図 4.5-37	1 kPa 負荷時の変位のコンター図. 図中赤矢印が最大点となった.		78
図 4.5-38	変位のコンター図. 図中赤矢印が最大点となった.		79
図 4.5-39	第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図. 図中赤矢印が最大点.		79
図 4.5-40	第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図. 図中赤矢印が最大点.		80
図 4.6-1	1 回目の計測に用いた画像の弁膜中央部のパターン. (左 : 0 kPa, 右 : 10 kPa)		81
図 4.6-2	3次元形状測定面(灰) と Nurbs 化したシェル面(青) と DIC による測定面(赤)		82
図 4.6-3	1 kPa 負荷時の弁膜中央を横切る曲線上合成変位分布.....	83	
図 4.6-4	4 kPa 負荷時の弁膜中央を横切る曲線上合成変位分布.....	83	
図 4.6-5	1 kPa 負荷時の弁膜中央部における第 1 主ひずみ分布.....	84	
図 4.6-6	4 kPa 負荷時の弁膜中央部における第 1 主ひずみ分布.....	85	

図 4.6-7 ミーゼス応力のコンター図	86
----------------------------	----

表目次

表 3.2-1	アクリル系ゴムシートのカタログ記載の物性値.....	30
表 3.2-2	引張試験機の性能	30
表 3.4-1	解析条件	40
表 4.2-1	ヤング率の比較	58
表 4.4-1	直交異方性材料の物性値	65
表 4.4-2	解析条件	65

1 序論

1.1 研究の背景

1.1.1 大動脈弁の機能

ヒトを含む哺乳類の心臓は2心房, 2心室から構成されており各部の壁を形作る心筋の収縮弛緩によって効率良く血液を駆出するために弁が備わっている. このうち全身へ血液を送る左心室の出口すなわち大動脈の根元に位置するものが大動脈弁である(図 1.1-1 左). 上から見ると3つの半月様の弁(semi-lunar valve) からなっており(三尖弁) このうち2つからはそれぞれ右と左の冠動脈が起始しているため右冠尖(right coronary cusp), 左冠尖(left coronary cusp), 無冠尖(non-coronary cusp) と呼ばれる(図 1.1-1 右). また各弁尖の動脈壁側は冠状動脈洞(coronary sinus または sinus of Valsalva) と呼ばれる外側に拡張した特有な形状を呈しているがこれが弁の開閉に重要な役割を果たしていると考えられてきた. 大動脈弁は収縮期には 1 m/s にも及ぶ流速の血流からのせん断摩擦(図 1.1-3) を, 拡張期には閉じて大動脈と左心室の間に生じる 10 kPa もの圧力差を支えるための応力(図 1.1-2) に加えバルサルバ洞に生じる渦流からのせん断摩擦(図 1.1-3) を受けその組織には常に大きな機械的ストレスがかかっている [1].

大動脈弁の異常には大別して1) 弁が十分に開放せず血流を維持するために左心室の心筋に過大な負担を生じる状態(弁狭窄) と 2) 拡張期に完全に閉鎖せず駆出された血液が左心室に逆流する状態(弁閉鎖不全) との2種類があり閉鎖不全においても心室の筋肉には大きな負担がかかるためいずれの状態も長く続くと心(機能) 不全の原因となる. このような病態は先天性および後天性の原因によって生じるが, いずれの場合にも病気の進展には後述のメカニズムにより機械的な負荷が大きく関与していると考えられている [2].

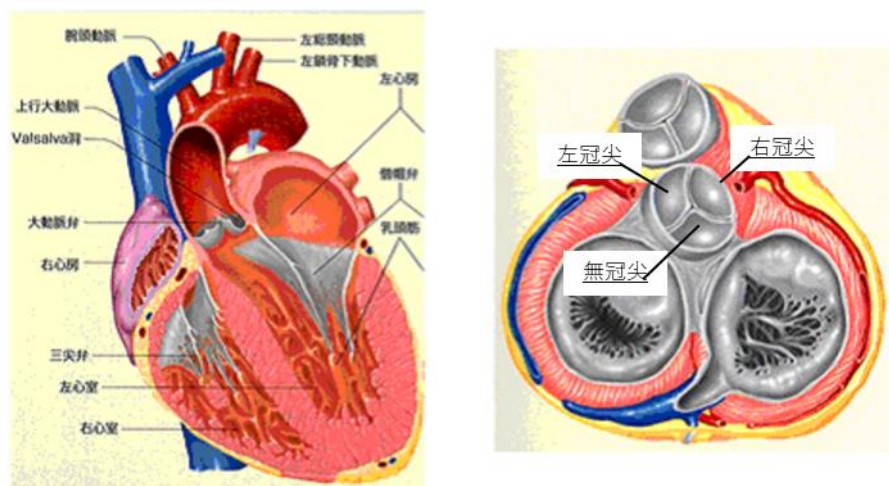


図 1.1-1 心臓断面図 [3]

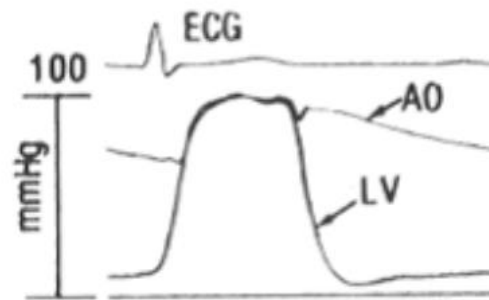


図 1.1-2 大動脈圧(ECG:心電図 Ao:大動脈の圧力 LV:左心室の圧力) [4]

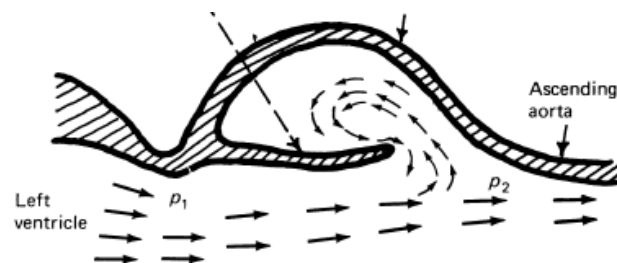


図 1.1-3 大動脈弁周りに生じる血流 [1]

収縮期に血流からのせん断摩擦，拡張期に弁内外の圧力を受け損傷が起こると弁膜への脂質と炎症細胞の浸潤が可能になる(図 1.1-4 左)．この脂質が酸化すると線維化促進性サイトカインの分泌を増加させる．線維化促進性サイトカインは線維芽細胞を筋原線維細胞に分化させマトリックスメタロプロテイナーゼ (MMP) およびメタロプロテイナーゼの組織阻害剤 (TIMP) の作用と組み合わせて，組織化されていない線維組織が弁内に蓄積する(図 1.1-4 中央)．これは，弁の肥厚と剛性の増加につながる．さらに様々な遺伝的因子による経路をたどって筋原線維細胞が骨芽細胞へと分化すると石灰化が起こる(図 1.1-4 右)．このように弁膜への機械的負荷を始まりに組織化されていない繊維組織の蓄積と石灰化により弁膜が厚く硬くなることで弁膜の運動が制限され弁の狭窄や閉鎖不全が進行することが生理学的な観点からも分かっている [5].

1 序論

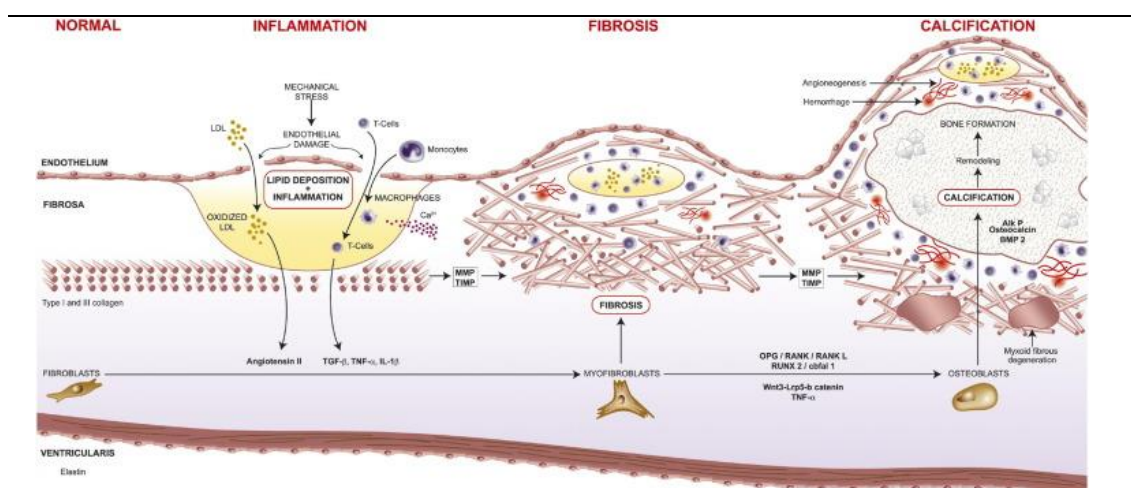


図 1.1-4 弁膜の肥厚化と石灰化 [5]

1.1.2 弁膜症の患者数の推移

心疾患は悪性新生物(通称がん) に次いで国内で 2 番目に多い死因である。中でも弁膜症は先述の通り弁にかかる器械的負荷により進行していくため高齢者ほど発症の可能性が高く、また治療のリスクも高くなるため患者数も多くなる。実際に日本国内においては近年の人口の高齢化に伴い [6]弁膜症の患者数も増加してきており [7](図 1.1-5)，今後も増加が予想される。また，世界的にも人口の増加と先進国における高齢化に伴って 65 歳以上の人口は 2015 年から 2050 年までに倍増すると予測されており [8]，弁膜症の患者数は今後世界的にも増加が予想されるためより安全で効率的な治療方法の確立が求められている。

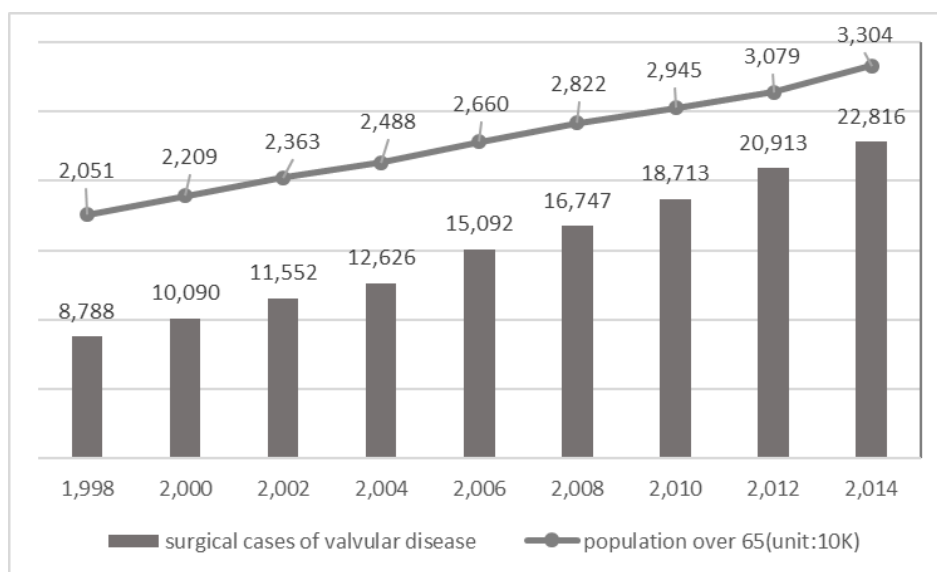


図 1.1-5 日本国内の弁膜症患者数と高齢者(65 歳以上) 人口の推移 [6] [7]

1.1.1 弁膜症の外科手術法

弁狭窄や弁閉鎖不全の有効な治療法として従来弁置換が行われてきた。これは大動脈弁の弁膜と弁輪が接している弁輪を樹脂製の機械弁やウシ心膜やブタ大動脈弁製の生体弁などの人工弁に置換する手術であるが、異物が血液に触れ凝固し血栓となり脳梗塞や心筋梗塞を引き起こす可能性があるため血液凝固阻害剤を服用し続けなければならない [9][10]。このため患者には長期的な服薬の負担に加え出血が止まりにくくなり脳内出血等のリスクが高くなる [11]ほか人工弁の耐用年数は機械弁で 20-30 年、生体弁で 10-20 年 [12]とされておりそれ以降は再手術の必要があるなどの課題がある [12]。

そこで近年は尾崎らによる自己心膜を用いた大動脈弁再建術 [13]や David 手術など弁置換以外の術式が開発されてきている。前者は弁狭窄・弁閉鎖不全の患者自身の心膜を大動脈弁膜の形状に切り出し弁膜を切除した患者の弁輪に縫合することで大動脈弁を作りなおす手術であり、2007 年から 2015 年の間に 850 件の臨床実績がある [14]。一方、後者は弁輪が拡張し閉鎖不全を引き起こした患者の大動脈弁基部を人工血管にはめ込むことで弁膜を温存したまま閉鎖不全を治療する手術である [15]。いずれの手術も患者の健康な組織を温存することで患者の身体への負荷を最小限に抑えることが可能となる一方で、様々な患者の個人差に適応させるため術者の技術に大きく依存してしまっている。

1.1.2 大動脈弁を対象とする数値シミュレーションの応用

先述の通り、より効率的な治療方法を実現するためには患者個別の大動脈弁の周りの詳細な血流動態や弁膜の応力状態を知ることが必要となる。このためこれまで多くの実験が生体内外で行われてきた [16][17]が 3 枚の弁という複雑な形状から詳細な流れや応力の状態を生体内の実験によって知ることはできていない。そこで近年の計算機技術の発達を受けて、数値シミュレーションによる手法が提案されてきており、実験による検証が困難な医療の現場ではすでに数値シミュレーションが病理の解明 [18]や手術支援 [19]のために活用されている。

大動脈弁を対象とした数値シミュレーションは 3 枚の弁尖同士が密接している複雑な形状とそれらが血流の影響を受けて開閉するという計算上の困難がある。それは、構造物(弁尖)の変形に伴い流体領域(血液)の極度な変動が引き起こされるからである。ALE 流体・構造連成解析の立場からは、流体領域の大変形は極めて取り扱いが難しく、従来での ALE 有限要素法のみでは流体の有限要素が破綻する、すなわちメッシュが潰れてしまい、解析不可能になってしまうという問題があった。そこで時間方向も含めたメッシュを切る Space-Time 法 [20]や解析ステップの間に節点のコネクティビティを組みなおす Reconnecting [21]などの手法によりこの課題が解決され大動脈弁周りのより詳細な流れや応力の解析が可能となった。

1.2 実測データの取得

1.2.1 大動脈弁周りの流れ・ひずみ測定実験

大動脈弁の数値シミュレーションが可能となり，その結果にどれほどの妥当性があるかの確認が必要となった．そこでロンドン大学の研究チームでは心臓シミュレーターに生体弁を取り付け，流体中のパーティクルを動画撮影し追跡する Particle Image Velocimetry(PIV)法で弁周りの流れを測定しシミュレーターの妥当性を評価した [22]．しかし弁膜の構造が複雑なため弁周りの詳細な流れは測定できていないことに加え，構造側の妥当性については評価ができていない．

次に，関西大学の田地川らの研究チームでは血流シミュレーターに取り付けた大動脈弁膜モデルに図 1.2-1 のようなマーカーをつけ(図 1.2-1) それを複数台の追跡する手法(DLT 法)で3次元的な変位を測定することで弁膜上のひずみを測定する実験を行った [23]．しかし，測定できる点が 100 点前後と弁膜上の詳細なひずみを測定することができていないという課題がある．

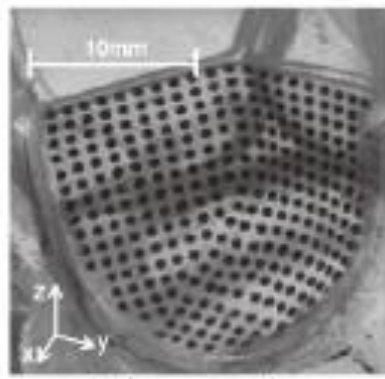


図 1.2-1 大動脈弁モデルと弁膜上につけられたマーカー [23]

1.2.2 デジタル画像相関法

弁膜は非常に柔軟な組織であるためひずみゲージのようにセンサ等を触れさせてひずみを測定することが許されない．また，X線解析のように点ではなく全視野でのひずみ分布を測定しなければ応力集中部を逃してしまう恐れがある．このような全視野での非接触ひずみ測定方法には複屈折を利用した光弾性法 [18]や光の干渉を利用したスペックル干渉法，モアレ干渉法，ホログラフィ干渉法などがあるが，いずれの方法も振動に弱い制振台や専用の光学装置が必要となる．

そこで近年のイメージセンサの大規模化と画像処理技術の向上を受けてデジタル画像相関法(DIC 法) が開発された．デジタル画像相関法では測定対象表面に塗布されたランダム

パターン(Speckle) を複数台のカメラで追跡することで変形前後の変位分布を測定しひずみ分布を求めることができる。このため先述の手法に比べて容易に物体表面のひずみ分布を測定でき、近年工学の分野を中心に応用が進んでいる。測定の時空間分解能はカメラの性能や測定環境に依存するが、画素単位での変位を測定することができるため数倍の位置で変位を求められる。さらにその数値微分から求められるひずみは DLT 法と比較しても誤差が少なくなることが期待される。短軸引張試験によってデジタル画像相関法の妥当性を評価した研究では 21×21 画素の分解能で誤差が $\pm 1.5\%$ に収まるという測定結果が報告されている [24] [25]。

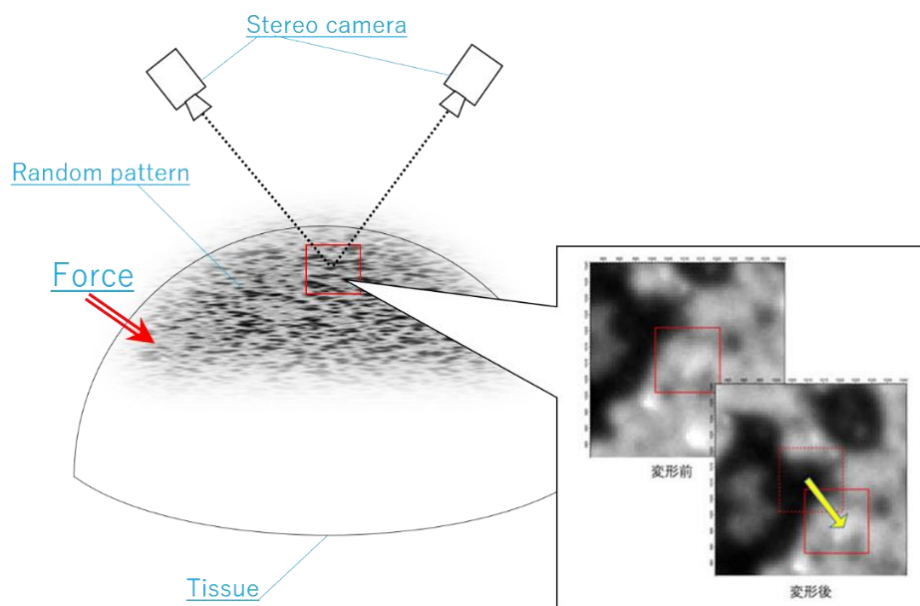


図 1.2-2 デジタル画像相関法の原理

1.3 本研究の目的

本研究ではデジタル画像相関法を用いて大動脈弁膜上のより詳細なひずみ分布を測定し従来の有限要素モデルによる数値シミュレーションの妥当性を構造側から評価することで、より信頼できる弁膜上の応力解析の方法を提案することを目的とした。

前半では尾崎らの自己心膜による大動脈弁再建術の弁形状の閉鎖時を再現したファントムモデルを作製しこれに圧力を負荷したときの弁膜表面の変位とひずみをデジタル画像相関法によって計測する。また、このファントム実験を再現した有限要素シミュレーションを行いその結果を実験の結果と比較し妥当性を確認する。このように等方弾性体を用いた大動脈の応力解析に対してこの手法が有効であることを示すことで、手術支援への応用が期待されることを確認する。

後半では生体弁にも用いられヒト大動脈弁に近いとされるブタ心臓弁を用いて同様の手法で応力の解析を行った。これにより先述とは違い実際の大動脈弁で測定できることを示すことで病理の解明にも活用できることを確認する。

これにより様々な数値シミュレーション手法においても実験と解析結果の比較を容易に行うことができ、今後の手術支援並びに病理の解明に活用されることが期待される。

1.4 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す.

第1章「序論」

本研究の背景, 関連研究, および研究目的を述べた.

第2章「デジタル画像相関法の原理」

本研究で用いる測定手法であるデジタル画像相関法について詳細に述べる.

第3章「ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析」

大動脈弁再建術の弁形状を模したファントムモデルによる弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定実験と有限要素法による応力解析について述べ, その結果を記し考察を行う.

第4章「ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析」

ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定実験と有限要素法による応力解析について述べ, 結果を記しその考察を行う.

第5章「結論と課題」

本研究で得られた結論及び課題について述べる.

2 デジタル画像相関法の原理

2.1 デジタル画像相関法の概要

デジタル画像相関法は物体表面にカラースプレーなどで塗布↓Speckle と呼ばれるランダムパターンをカメラで撮影し画像処理によってサブセットと呼ばれる微小領域の変位を検出する。これを解析対象の全面で繰り返すことで測定領域全体の変位分布を得ることができる。この手法は 1980 年代にサウスカロライナ大学において開発され今日まで多くの研究者たちによって改良がなされてきた [24]。1 台のカメラを用いれば撮影面内の 2 次元変位場を測定することが可能であり、2 台以上のカメラを用いればステレオ法の原理により 3 次元の変位場を求めることも可能であり、CT や MRI などの 3 次元画像を用いれば物体内部の変位場を求めることもできる(Digital Volume Correlation)。同じく非接触で広範囲の変位・ひずみを測定するモアレ法やレーザーホログラフィ法などがあるがこれらは微小ひずみの測定に向かないことや [26]、大変形の測定が困難である [27]こと干渉を利用するため専用の光学装置が必要であり振動などの外乱に弱いこと [25]などの課題がある。デジタル画像相関法ではこれらの課題を克服し、水中で測定や高温での測定顕微鏡を利用した微小変位の測定、動的変位、破壊、大型構造物の測定など広く用いられている [28] [29]。

また本研究ではデジタル画像相関法によるひずみ測定に用いたカメラは Nikon 製一眼レフカメラ D5500 でレンズは AF-S DX NIKKOR 18-55 mm f/3.5-5.6G VR を使用した。またデジタル画像相関法の解析処理は Dantec 社製のソフトウェア Istra4D V4.4.6 x64 を用い Intel Corei7-6600U 2.6GHz の環境で実行した。

以下ではデジタル画像相関法の基本原理について説明する。

2.2 2 次元変位・ひずみの測定方法

2.2.1 粗探索

本研究のデジタル画像相関法ではデジタルカメラにより得られた測定対象物の変形前後の 8bit Tiff グレースケール画像を使用する。変形前画像のサブセットと呼ばれる複数の画素からなる計算領域(例えば 17×17 画素の正方形領域) に注目し、このサブセットに対応する位置を変形後の画像内から探し出すことで変位を求める。これはすなわち物体表面に特徴的な模様があることが前提になっているため模様がない場合にはカラースプレー等でランダムな模様を塗布する必要がある。

今、変形後のサブセットの位置を決定するために、 $F(x,y)$ を変形前画像の位置 (x,y) にお

ける画素の輝度値(0~255) を, $G(x, y, \mathbf{u})$ は変形前画像内での位置 (x, y) にあった画素の変形後の画素の輝度値を表すとする. また, $\mathbf{u}$ は変位を表し以下のように定める.

$$\mathbf{u} = \left(u_x \quad u_y \quad \frac{\partial u_x}{\partial x} \quad \frac{\partial u_x}{\partial y} \quad \frac{\partial u_y}{\partial x} \quad \frac{\partial u_y}{\partial y} \right) \quad (2-1)$$

この時変形後のサブセットの位置を決めるための評価関数は,

$$C(x, y, \mathbf{u}) = \frac{\sum F(x, y) G(x, y, \mathbf{u})}{\sqrt{\sum F(x, y)^2 \sum G(x, y, \mathbf{u})^2}} \quad (2-2)$$

と表される相関係数を用いる. ここで, Σ はサブセット内での和を求めることを意味する. この評価関数は変形前後のサブセット内輝度分布が近いほど大きくなる. 変形後の画像から同じ大きさのサブセットを抽出し変位勾配はゼロとして相関係数を求めるという作業をサブセット位置を少しずつ変えながら行うことで相関係数分布を求める. この分布のうち相関係数が最大となる位置が変形後のサブセット位置でありその移動量が変位 $\mathbf{u}$ となる. このようにして画素単位の変位 $\mathbf{u}$ を求めることを粗探索といい, 次に述べるサブピクセル分解能での変位の決定の際の初期値となる. また, この時にはまだサブセットの変形は考慮されていない.

2.2.2 画素間の輝度値補完

サブセットを構成する各画素は変形後画像では画素の間に存在する. したがって 1 画素以下のサブピクセル分解能での変位を求めるためには画素間の輝度値を連続関数で補完する必要がある. 本研究ではこの輝度値の補完にこれから述べる双 3 次関数を用いる.

画素には面積があり, 輝度値はその画素領域における輝度値分布の平均値である. しかし, 輝度値の分布がわからないため画素の輝度値をその画素領域の中心での値とみなし, その中心以外の位置の輝度値分布を双 3 次関数によって補完する. この補完では補完領域の周りの 16 個の輝度値を用いて補完を行う. 図 2.2-1 のように変形後画像の 4×4 画素の正方形領域について $G(i, j)$ をそれぞれの画素領域の中心における輝度値と考える. 双 3 次関数を用いると画素間の位置 (x^*, y^*) における補完された輝度値 $G(x^*, y^*)$ の値は,

$$G(x^*, y^*) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 b_{i,j} (x^* - i) (y^* - j) \quad (2-3)$$

と表される. 16 個のパラメーター $b_{i,j}$ は双 3 次関数の係数であり周囲の 16 個の画素の輝度値から求めた値を用いる.

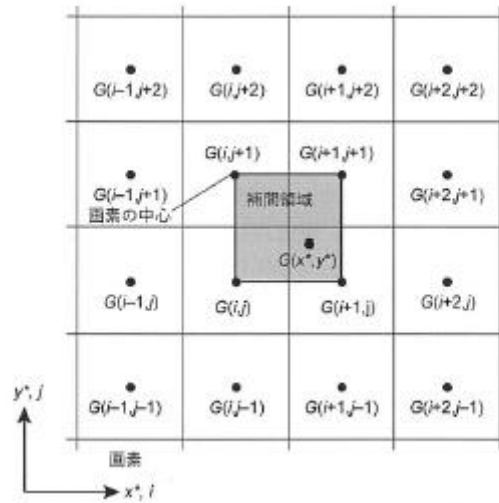


図 2.2-1 輝度値補完範囲 画面中央の正方形領域の輝度値を補完するためその周囲の 16 個の画素の輝度値を用いる。

2.2.3 サブセットの変形を考慮したサブピクセル分解能での変位・変位勾配の決定

先述の補完により連続的な輝度値分布が求まっていれば，サブセットの変形を考慮することも可能となる．サブセット内の変位勾配が一様であるとし， u_x, u_y をサブセット中心での変位， $\Delta x, \Delta y$ をサブセット中心から点 (x^*, y^*) までの距離とすると，

$$\begin{aligned} x^* &= x + u_x + \frac{\partial u_x}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u_x}{\partial y} \Delta y \\ y^* &= y + u_y + \frac{\partial u_y}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u_y}{\partial y} \Delta y \end{aligned} \quad (2-4)$$

表される．したがって，変形後の座標 (x^*, y^*) を決定するために変位 2 つに変位勾配 4 つ，合わせて 6 つのパラメーターを決定することとなる．この評価関数には粗探索と同様に式(2-1) の相関係数を用いるが今回はこの相関係数が先述の 6 つのパラメーターの関数となっていることに注意すると，相関係数を最大化させる変位・変位勾配は，

$$\begin{aligned} \nabla C(\mathbf{u}) &= \frac{\partial C(\mathbf{u})}{\partial u_i} = \frac{\sum F \frac{\partial G}{\partial u_i}}{(\sum F^2 \sum G(\mathbf{u})^2)^{\frac{1}{2}}} - \frac{\sum FG(\mathbf{u}) \sum G(\mathbf{u}) \frac{\partial G}{\partial u_i}}{(\sum F^2)^{\frac{1}{2}} (\sum G(\mathbf{u})^2)^{\frac{2}{3}}} = 0 \\ (i &= 1, 2, \dots, 6) \end{aligned} \quad (2-5)$$

を満たす．ここで u_i は式(2-1) に対応する変位と変位勾配である．変形後の位置は式(2-4)

のように変位・変位勾配の関数であるため、変形後画像の輝度値 G も u の関数であることに注意する。この方程式はニュートン・ラフソン法により解を求めこの際の変位の初期値に粗探索で求めたものを用いる。また、ここで求めた変位勾配は変位を精度よく求めるためのものであり、ひずみとして用いることができるほど精度の良いものではない。

2.2.4 ひずみの算出

先述の方法で求められた変位分布には誤差が含まれており、これを数値微分することによりひずみを求めると誤差が増大してしまう。そこで局所領域において変位分布関数を最小二乗フィッティングし、その関数を微分することでひずみを求める。局所領域においてひずみが一様とすると変位分布関数は、

$$u_x = a_x x + b_x y + c_x \quad (2-6)$$

$$u_y = a_y x + b_y y + c_y$$

とあらわされる。これより、この局所領域におけるひずみは以下のように与えられる。

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{\partial u_x}{\partial x} = a_x \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial u_y}{\partial y} = b_y \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} = a_y + b_x \end{aligned} \quad (2-7)$$

2.3 3次元変位・ひずみの測定方法

2.3.1 ステレオ法による3次元表面変位の測定

デジタル画像相関法では複数のカメラを用いることで3次元表面の変位とひずみの測定が可能となる。図2.3-1のように測定空間の座標系を (x, y, z) とし画像平面上での座標系をカメラL, Rでそれぞれ $P_R(u_R, v_R), P_L(u_L, v_L)$ とする。ピンホールカメラモデルを用いる画像平面座標 (u, v) と測定空間の座標 (x, y, z) との関係式は以下で表せる。

$$u = \alpha \frac{r_{11}x + r_{12}y + r_{13}z + t_u}{r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + t_w} + \gamma \frac{r_{21}x + r_{22}y + r_{23}z + t_v}{r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + t_w} + u_0$$

$$v = \beta \frac{r_{21}x + r_{22}y + r_{23}z + t_v}{r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + t_w} + v_0$$
(2-8)

さらに実際にはここからレンズの歪曲収差のため画像平面座標はゆがんだ平面上的点 $(\bar{u}, \bar{v})$ とあらわされそれらの関係は次式の通りである。

$$\bar{u} = u + k_1(u - u_0)\{(u - u_0)^2 + (v - v_0)^2\}$$

$$\bar{v} = v + k_1(v - v_0)\{(u - u_0)^2 + (v - v_0)^2\}$$
(2-8)

式(2-8) および(2-9)において、 α, β, γ はスケールファクタ、 u_0, v_0 は画像平面における主点位置、 k_1 は収差係数である。また、 $r_{11} \sim r_{33}$ と t_u, t_v, t_w はカメラの姿勢及び位置を表す係数である。図2.3-2のような寸法のわかっている格子模様の描かれたキャリブレーションボードの位置を変えながら複数枚撮影し実際の測定空間の座標と画像平面の座標を関係づけることで、これらの係数は求められる。

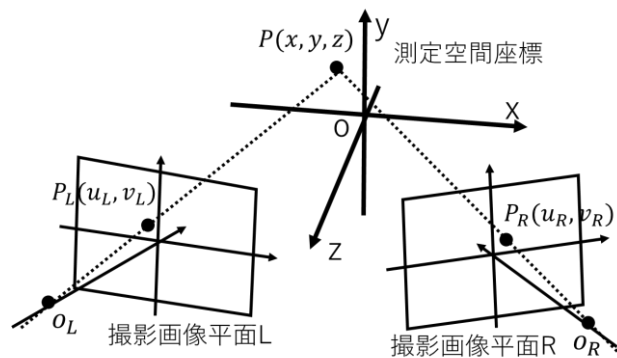


図 2.3-1 ステレオ法による位置測定の原理

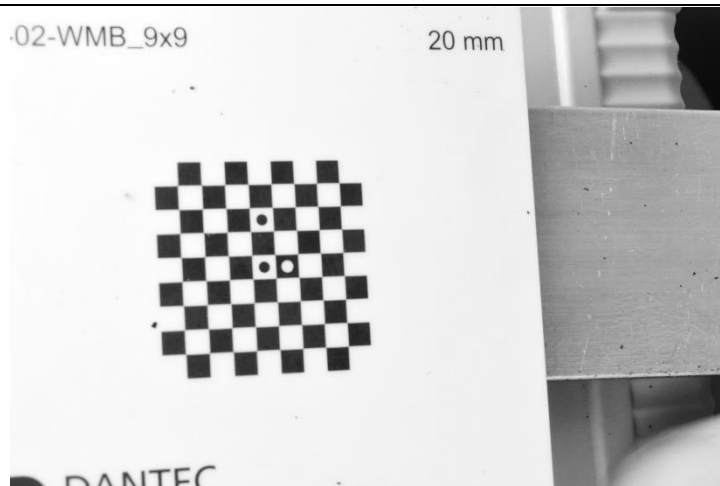


図 2.3-2 20 mm チェッカーボード模様のキャリブレーションボード

キャリブレーションにより各カメラにおける式(2-8) と(2-9) が得られる。したがって、各カメラ画像上の位置 $P_R(u_R, v_R), P_L(u_L, v_L)$ がわかれば未知数 (x, y, z) に対して関係式が4つ得られるため最小二乗法を用い最尤解を推定できる。以上の原理で複数台のカメラ画像で画像相関法を行うことで測定対象物体の3次元表面形状を求めることができるが、この場合同じ物体を異なる角度から得られた画像間で相関を計算することになりサブセットの変形が簡単な式では表されない。厳密に変形を表現しようとする式が複雑になり相関の収束性が悪くなるためここではサブセットの変形を疑似アフィン変換により補正した [30]。サブセット内の位置 (x, y) と疑似アフィン変換による変形後の位置 (x^*, y^*) についてパラメータ $a_0 \sim a_7$ を用いて以下のように表される。

$$x^* = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy \quad (2-6)$$

$$y^* = a_4 + a_5x + a_6y + a_7xy$$

以降は2.2.3節と同様に相関係数を最大化させるようなパラメータを決定することで3次元変位を求めることができる。

2.3.2 3次元ひずみの算出

3次元ひずみを求める際には測定対象の表面方向に変位を微分する必要がある。そのため局所領域ごとに物体表面に接するような局所座標に変換する必要がある。測定対象の物体表面の局所領域を平面に近似するとこの平面は以下で表させる。

$$ax + by + cz = 1 \quad (2-3)$$

ここでの a, b, c は局所領域の3次元座標データから最小二乗法により決定できる。また、

この局所平面の法線ベクトル $\mathbf{n}$, 単位接線ベクトル $\mathbf{t}_1, \mathbf{t}_2$ は測定空間座標の y 方向単位ベクトル $\mathbf{j}$ を用いて以下のように与えられる.

$$\mathbf{n} = \frac{1}{(a^2 + b^2 + c^2)^{\frac{1}{2}}}(a, b, c)$$

$$\mathbf{t}_1 = \mathbf{j} \times \mathbf{n} \quad (2-7)$$

$$\mathbf{t}_2 = \mathbf{t}_1 \times \mathbf{n}$$

これらの座標を用いると局所座標における 3 次元表面位置 (x', y', z') は以下のように与えられる.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{n} \\ \mathbf{t}_1 \\ \mathbf{t}_2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2-3)$$

以降は, 2.2.4 節と同様に $x'y'z'$ 座標系におけるひずみを算出することができる.

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

3.1 緒言

ここでは大動脈弁を模したファントムモデルを作製しデジタル画像相関法により弁閉鎖時の静的ひずみを測定し、その後行った有限要素法による解析の結果の妥当性を確認した。またこの実験に先立って、弁膜として使用したアクリル系ゴムシートの単軸引張試験を行いヤング率を計測した。この際、引張試験機の端点変位と荷重に加えデジタル画像相関法を用いてひずみも測定した。

3.2 アクリル系ゴムシートの単軸引張試験

後述するファントム実験で弁膜として使用したアクリル系ゴムシート(3MTMハイパーソフト放熱シート 5580H) の単軸引張試験を行った。このシートは粘着性の低硬度アクリル層と非粘着性のアクリル層からなりカタログ値での厚みが 0.5 mm, 比重 2.1, アスカーC 硬度が 30(低硬度アクリル層の測定値) である。

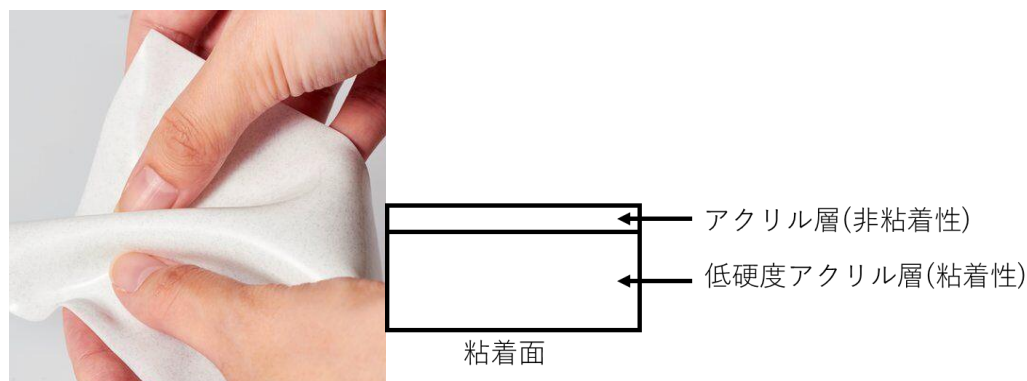


図 3.2-1 アクリル系ゴムシート(左) とその構造(右)

表 3.2-1 アクリル系ゴムシートのカタログ記載の物性値

	5580H
厚み	0.5 mm
比重(25 °C)	2.5
アスカーC 硬度 (低硬度アクリル層)	30

また引張試験機には DEBEN 社製汎用小型引張試験機 MT200 を用いた。仕様は以下である。

表 3.2-2 引張試験機の性能

	MT200
ロードセル精度	±0.5 % (%Full Scale)
ロードセル分解能	0.1 % (%Full Scale)
位置センサ分解能	3 μm
位置センサ制度	10 μm

3.2.1 実験手順

- i. アクリル系ゴムシートに黒色スプレーを 30 cm 離れた位置からひと吹きすることで低硬度アクリル層側(粘着面) にパターンを塗布する.
- ii. i でパターンを塗布したシートと塗布していないシートを幅 10 mm 長さ 10~15 mm の長方形に切り出し試験片を作製する.
- iii. 10 mm 四方で厚さ 1 mm のアクリル板を間隔が 5 mm となるように配置しその上にパターンを塗布したシートを接着剤で貼り付ける.
- iv. 引張試験機に試験片を固定し図 3.2-2 のようにカメラを配置し, マニュアルモードでピント, 絞り, シャッター速度を調整する.
- v. 荷重前の状態の画像を撮影する.
- vi. 変位と荷重の記録を開始し 0.5 mm/min の速度で端点変位が 1.75 mm となるまで等速で引張する. また端点変位 0.25 mm ごとに画像を撮影する.
- vii. 試験終了後変位を 0 mm まで戻し試験片幅とアクリル板間の固定端距離を測定する.
- viii. パターンを塗布していないシートについて同様に iii~vii の手順で測定を行う.
- ix. 撮影後 20 mm のキャリブレーションボードをピント位置近辺に配置し姿勢を変えながら 15 枚ほど撮影する.
- x. 撮影した画像を 8bit Tiff 画像に変換し Istra4D へ読み込みデジタル画像相関法による変位, ひずみ解析を行う.

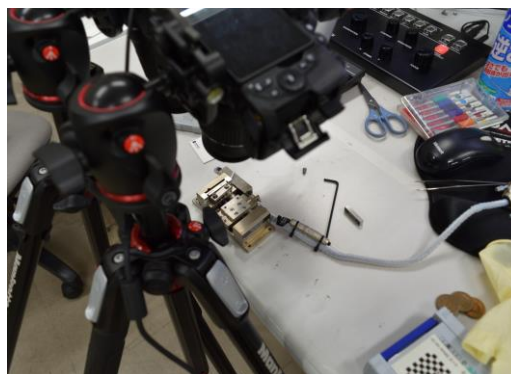


図 3.2-2 実験装置図

(引張試験機に対して真上の方向から 2 台のカメラで撮影できるように配置した)

3.2.2 結果と考察

端点変位を Δl , 端点間距離の初期値を l , 厚みを t , 幅を w , ロードセルの荷重を F としたときに応力 σ , ひずみ ε を以下のように定めて端点変位とロードセルの荷重から応力とひずみを算出した.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

$$\sigma = \frac{F}{tw}$$
(3-1)

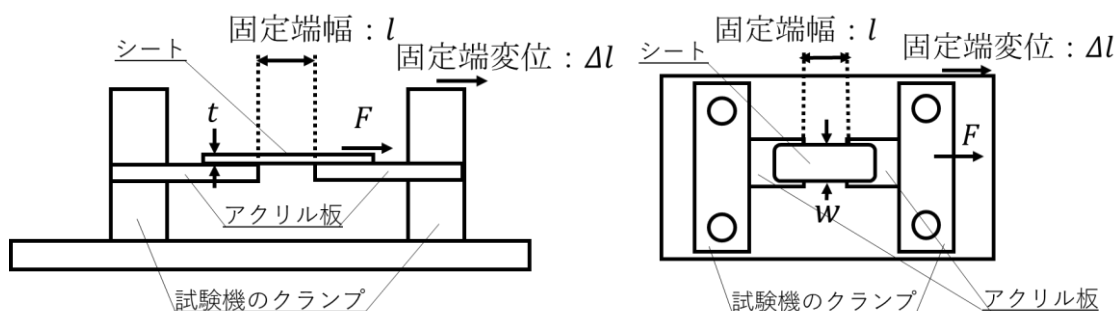
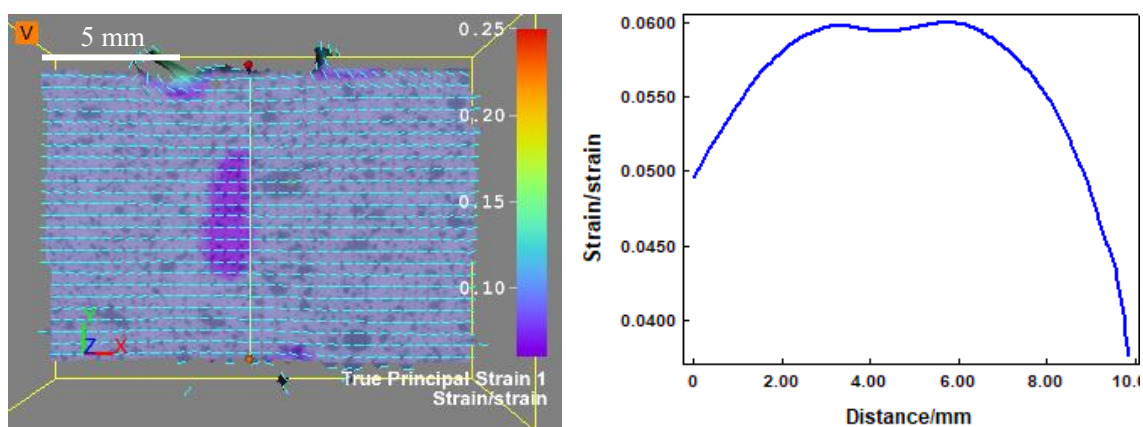
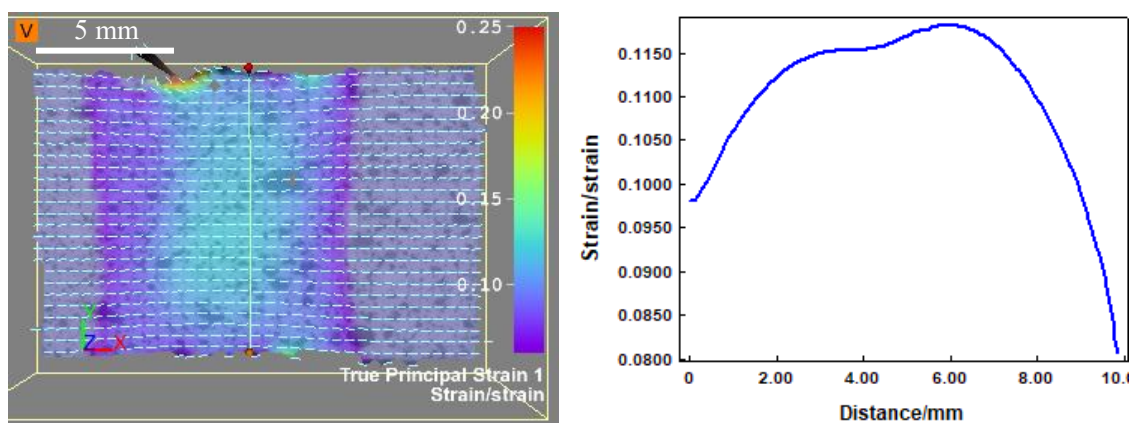
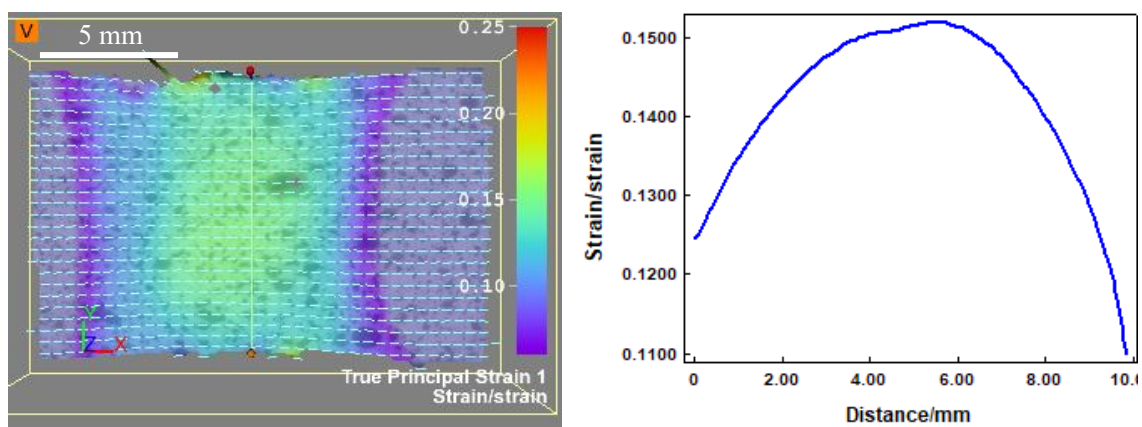
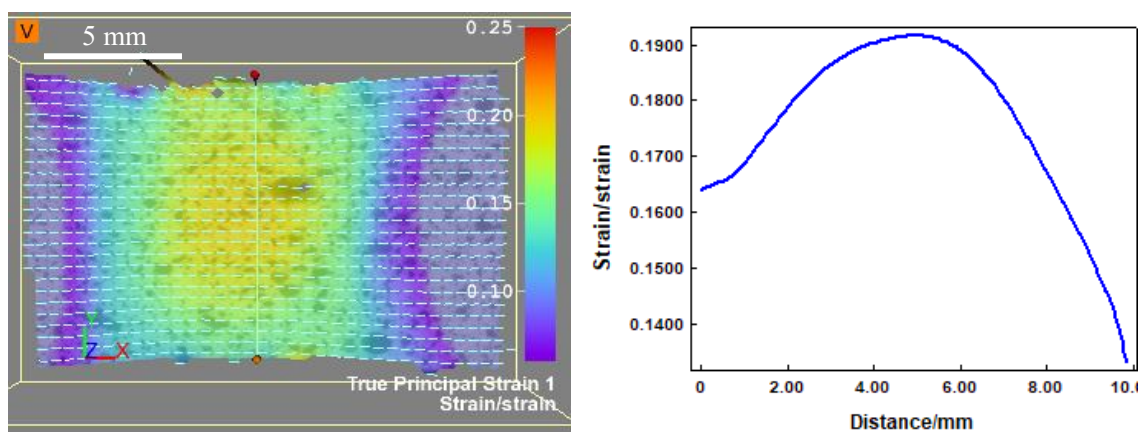
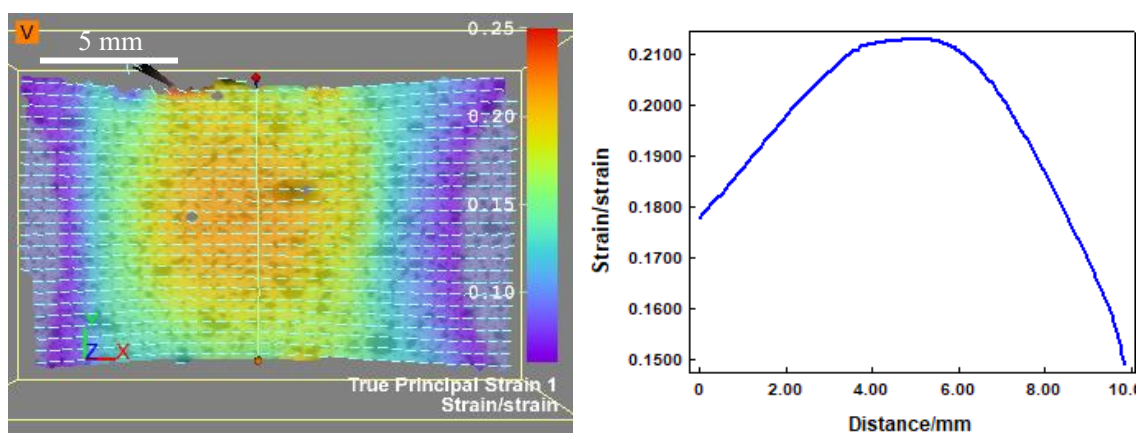


図 3.2-3 試験片を固定した試験機を横から見た図(左) と上から見た図(右)

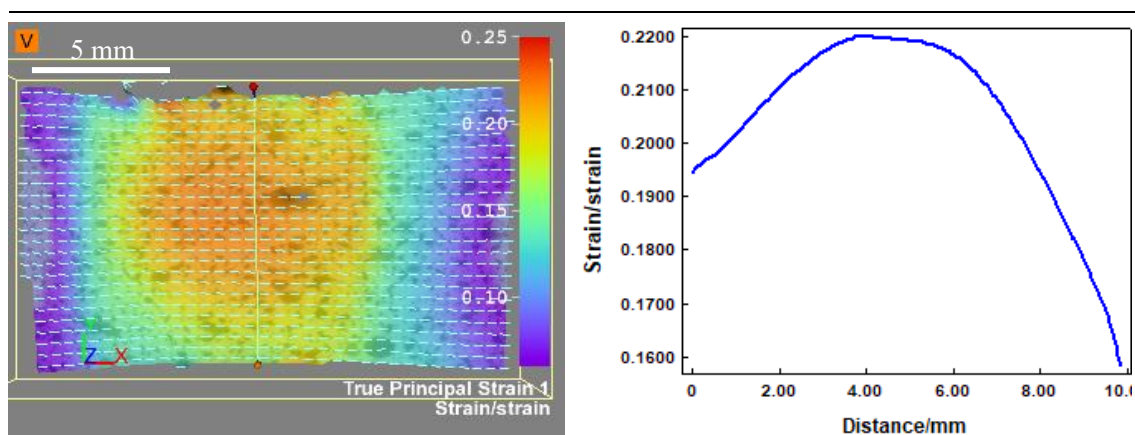
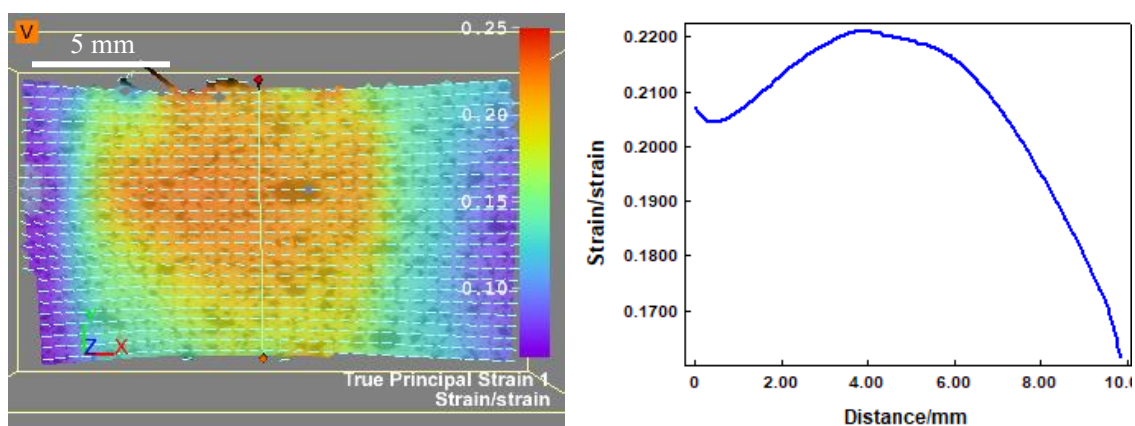
デジタル画像相関法による第1主ひずみのベクトル線図は左のようになった。また、試験片を短辺方向に横切る左図中の直線上での第1主ひずみの分布は右のようになった。

図 3.2-4 $\Delta l = 0.25 \text{ mm}$ 

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

図 3.2-5 $\Delta l = 0.5 \text{ mm}$ 図 3.2-6 $\Delta l = 0.75 \text{ mm}$ 図 3.2-7 $\Delta l = 1.0 \text{ mm}$ 図 3.2-8 $\Delta l = 1.25 \text{ mm}$

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

図 3.2-9 $\Delta l = 1.5 \text{ mm}$ 図 3.2-10 $\Delta l = 1.75 \text{ mm}$

$\Delta l = 0.25, 0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5, 1.75 \text{ mm}$ の各時点において図中の試験片短辺方向のひずみ分布が一様となっている弁膜中央部(上端から 5 mm) 付近の第 1 主ひずみをデジタル画像相関法から得られたひずみとした。

以上の方法で得られた 2 つのひずみについて応力ひずみ曲線をプロットしたグラフが以下である。

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

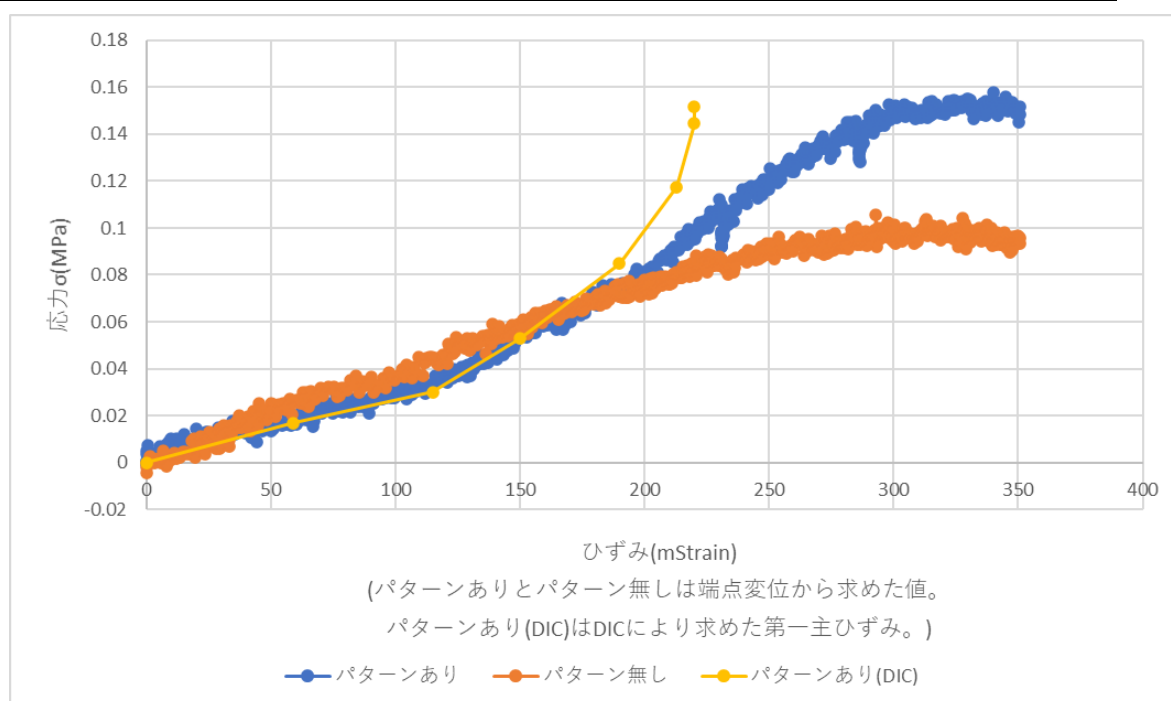


図 3.2-11 試験機の変位計と DIC から求めた計測した応力ひずみ曲線

ひずみが 0~150 mStrain の範囲ではよく一致しているといえるが以降は大きくそれてしまう。 $\Delta l = 1.25, 1.5, 1.75$ (mm) の時点での端点変位から得られるひずみとデジタル画像相関法から得られるひずみを比較すると、デジタル画像相関法から得られたひずみは端点に変位しているにもかかわらずほとんど増加していないことがわかる。これは試験片の接着面がすべっていることが考えられるためであるが、これは実際にひずみが 300 mStrain の時点で撮影された画像においてゴムの接着部がずれることで基盤の亚克力板が露出してしまっていることから確認できる。このことからひずみが 150 mStrain より大きい範囲では端点変位から得られるひずみは信頼できないと言える。



3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

図 3.2-12 初期状態の試験片(左) と 300 mStrain 変形させた状態の試験片(右)

右図の左下部分の接着が剥がれ、アクリル系ゴムシートによって隠れていたアクリル板が露出している。

また、これらの応力をひずみで除することによって得られたヤング率をプロットしたグラフは以下ようになった。

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3-3)$$

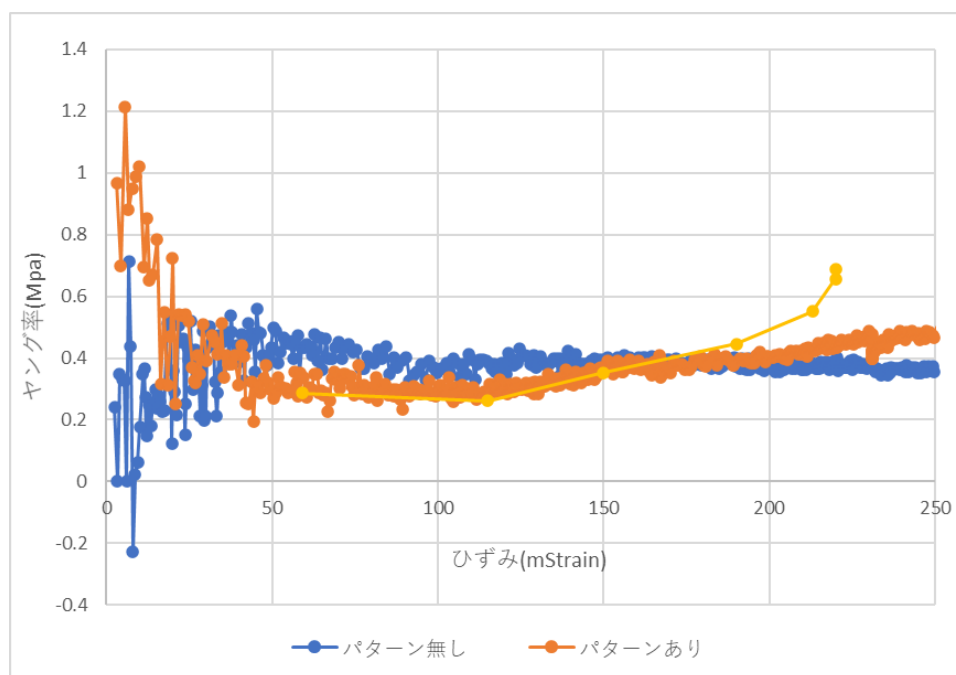


図 3.2-13 ヤング率とひずみの関係

(パターンありとパターン無しは端点変位から求めたひずみ。

パターンあり(DIC) は DIC により求めた第 1 主ひずみ。)

微小変形の領域ではひずみが小さいためヤング率が振動している一方でひずみが 50~150 mStrain の領域ではよく一致している。また先述の通り、それより大きい変形領域ではデジタル画像相関法によるひずみの方が信頼できる。このことからシートのヤング率は 0.3~0.8 MPa 程度と推定される。また、パターンのない場合についてもパターンのある場合とおおよそヤング率は一致することからパターン塗布の有無による物性値への影響は無視できるほど小さいと言える。

3.3 ファントム実験

3.3.1 自己心膜を用いた大動脈弁再建術

大動脈弁のファントムモデルとして今回は自己心膜を用いた大動脈弁再建術に用いられる OZAKI VRecS™の大動脈弁膜の形状を参考にした。

自己心膜を用いた大動脈弁再建術とは Duran が若者を中心とした対象の報告を行い、最近国内では東邦大学の尾崎らが中心に開発を行っている大動脈弁膜症の治療法である。この術式ではグルタルアルデヒド処理した患者の心膜を尾崎らが開発した弁膜形状に切り出し生来の弁膜を除去した弁輪へ縫合することで大動脈弁を再建する [13]。自己組織を用いるため血液凝固阻害剤の服用の必要がないことや人工弁自体の費用を押さえられるというメリットがある。この術式はすでに臨床で実用化されており 2007 年から 2015 年にかけて国内で 850 件の実績がある [14]。グルタルアルデヒド処理によって処理された心膜は引張強度が増し弾性率が小さくなることがわかっており、厚みは 0.53 ± 0.15 mm、ヤング率は 0.26 ± 0.06 MPa、引張強度は 38.46 ± 11.75 MPa である [31]。ここからも今回使用したアクリル系ゴムシート(3M™ハイパーソフト放熱シート 5580H) は厚み、ヤング率の点で大動脈弁再建術に使用される素材と近いことが確認できる。

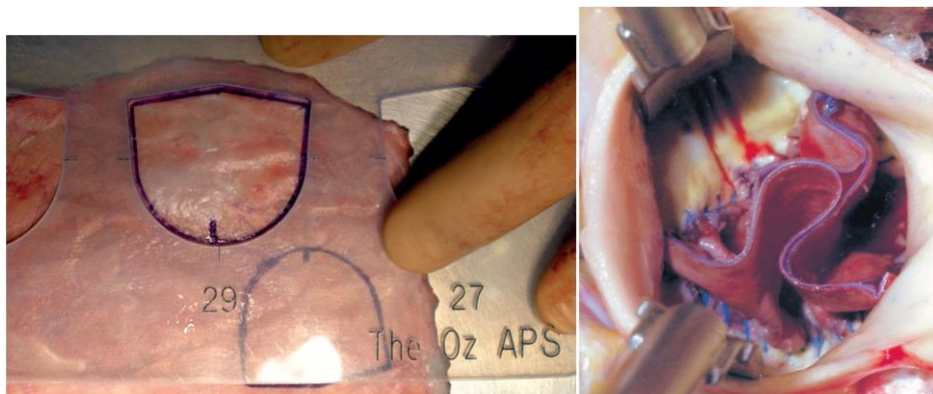


図 3.3-1 自己心膜から弁膜を切り出している図 [32](左) と

切り出した弁膜を生来の弁膜を切除した弁輪に縫合した図 [13](右)

3.3.2 ファントムモデルの作製

ファントムモデルの大動脈弁基部は 3D プリンターを用いてナイロン樹脂で作製し、弁膜はアクリル系ゴムシート(3M™ハイパーソフト放熱シート 5580H) をカッターナイフで切り出すことで作製した。弁膜は低硬度アクリル層(粘着面) を大動脈側に向けて大動脈弁基部に開口状態で接着剤を用いて接着した。その後閉口させ、黒色スプレーを 30 cm 離れた位置からひと吹きすることでパターンを塗布した。

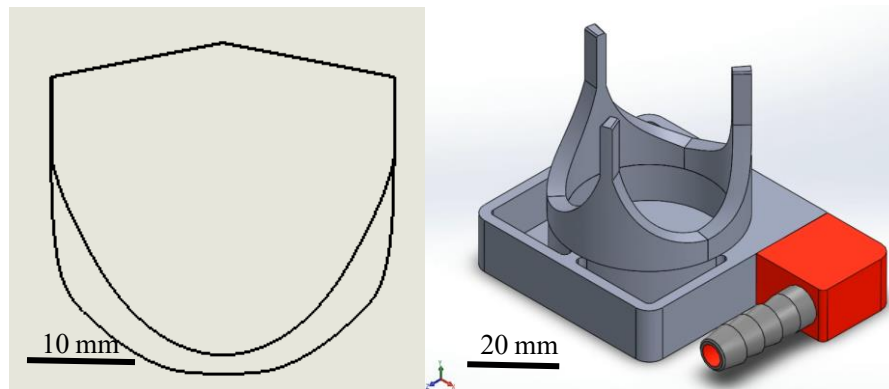


図 3.3-2 ファントムモデルの弁膜形状(左) と大動脈弁基部形状(右)

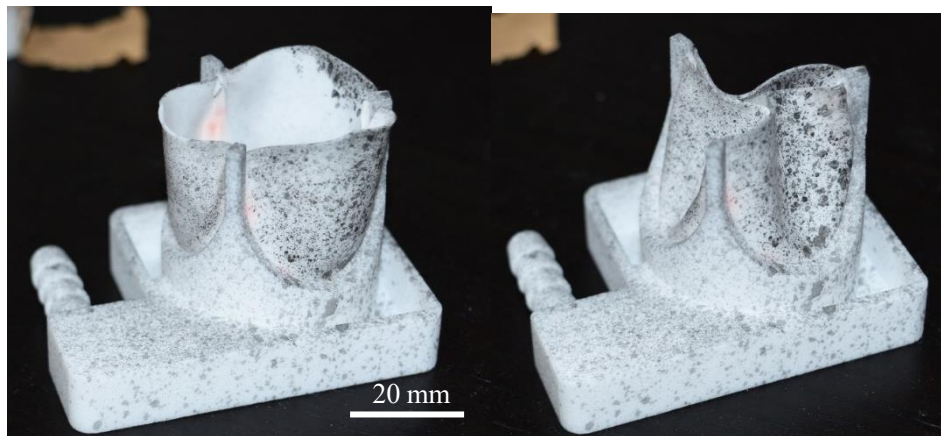


図 3.3-3 大動脈弁基部に弁膜を接着した直後の図(左) と弁を閉口させた図(右)

3.3.3 ファントムモデルへの加圧とひずみ測定手順

- i. ファントムモデルとカメラの距離がおよそ 150~200 mm となるよう図 3.3-4 のように 2 台のカメラを配置しマニュアルモードでピント，絞り，シャッタースピードを調整する．
- ii. ファントムモデルにシリンダーと圧力センサ(KEYENCE 社 対環境型デジタル圧力センサ AP-V80) を接続する．
- iii. ゲージ圧が 0 kPa であることを確認して変形前の画像を 1 枚撮影する．
- iv. ゲージ圧が 4 kPa となるようにシリンダーを引き変形後の画像を 1 枚撮影する．
- v. 20 mm チェッカーボード模様のキャリブレーションボードを焦点位置付近に固定し姿勢を変えながら画像を 20~30 枚撮影する．
- vi. 撮影した画像を 8bit の Tiff 形式に変換し Istra4D に読み込みデジタル画像相関法による変位・ひずみ解析を行う．



図 3.3-4 ファントムモデルとカメラの位置関係

3.4 数値解析

先述のファントム実験を模した有限要素解析を行った。解析は LS-Dyna を用いた準静的陽解法を Intel Core i7-4770 3.4 GHz の環境下で実行した。

3.4.1 有限要素モデリング

形状モデルを作製するためにまず KEYENCE 社 ワンショット形状測定機(VR-5200) を用いてファントムモデルの表面形状を測定した。一度に全面測定することはできないので 3 枚の弁膜に垂直方向と弁輪に垂直方向の 4 方向から撮影し STL データで出力した後再構成した。再構成したのちのファントムモデルの表面形状が図 3.4-1 である。

次に再構成した形状データを Altair 社のソフトウェア SolidThinking Evolve2017.3.2 に読み込み、PolyNurbes 曲面をフィッティングし弁膜表面形状を Nurbes 化する。

以上のようにして得られた形状データを igs 形式に出力し LS-PrePost に読み込み AutoMesher でメッシュサイズ 0.8 でメッシングを行う。

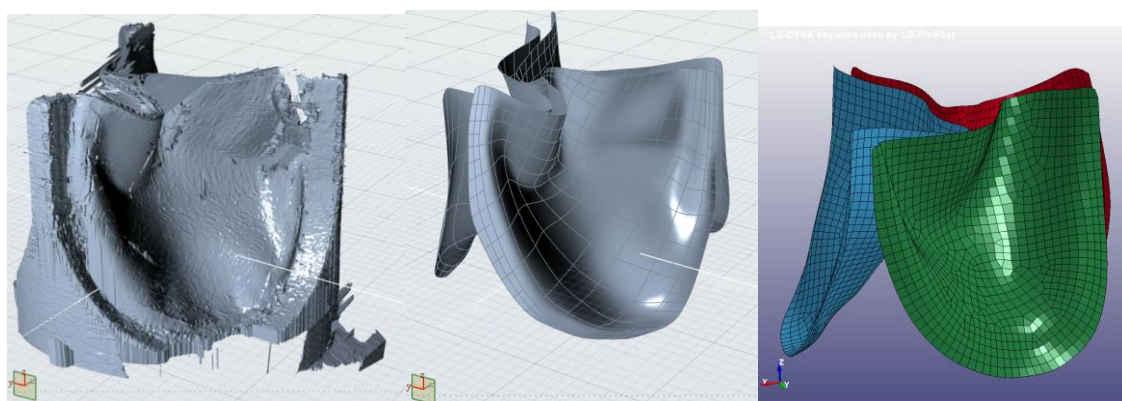


図 3.4-1 測定した 3 次元形状(左) と Nurbes 化した形状(中) , メッシュ形状(右)

3.4.2 解析条件

解析条件は以下である。

表 3.4-1 解析条件

解析ソフト	LS-Dyna 準静的陽解法
要素	3,4 ノード混合 Belytsschko-Tsay シェル要素 1898 要素 厚み: $t=0.5$ mm
境界条件	接着境界から 2 要素分を固定支持

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

	全体にシェル要素垂直方向に 4 kPa
接触	ペナルティ法
物性値	等方弾性体モデル ヤング率: E=0.8 Mpa ポアソン比: 0.45 密度: 2.1×10^{-9} ton/mm ³
解析時間	6 sec
摩擦係数	0.1
単位系	[ton] [mm] [sec] [Mpa]

3.5 結果

ファントム実験と数値解析の結果をまとめる。

3.5.1 ファントム実験

撮影に使用した画像は以下の 2 枚であり y 軸方向のコンター図が表示されている。図中赤丸の領域は光源の反射によりパターンが白飛びしてしまい測定できていない領域である。黒丸の領域は左側の画像の視野には映っているが画像(A)の視野には映っていないため測定できていない領域である。

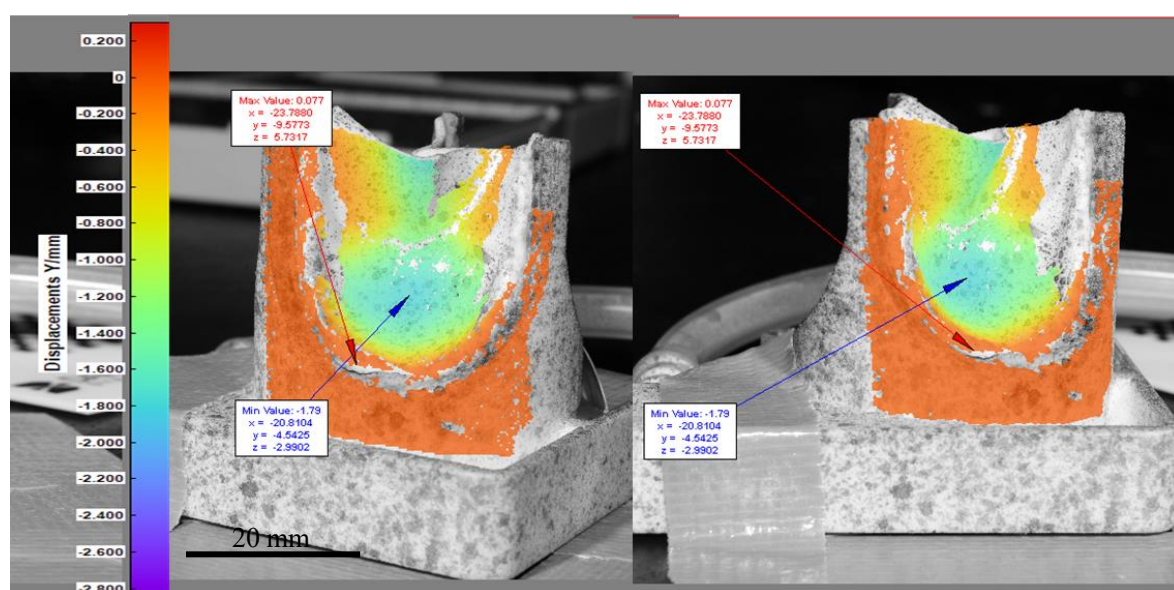


図 3.5-1 DIC 法による変位コンター図。カラー表示された部分が測定できた領域。

左カメラの画像(左) と右カメラの画像(右)

下図が合成変位のコンター図である。図中赤矢印で示した弁膜中央より左よりの部分が変位の最大点であり 2.65 mm であった。

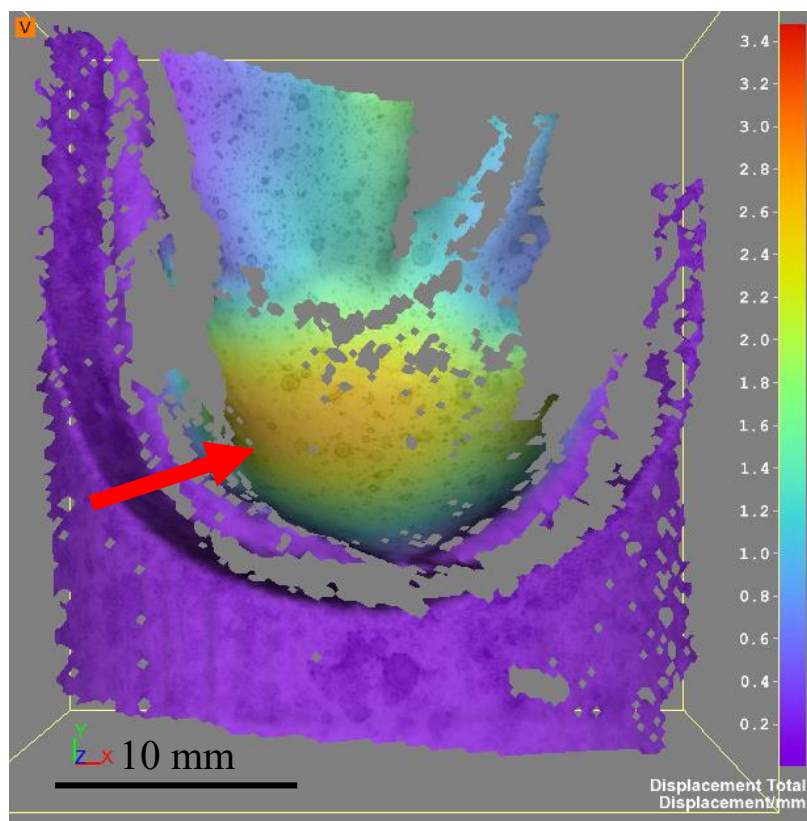


図 3.5-2 合成変位のコンター図 (図中赤矢印が最大点)

下図が第 1 主ひずみのコンター図と第 1 主ひずみ方向を示した図である．赤矢印で示した弁膜が倒れこみ曲率の大きくなっている部分がひずみの最大点であり 256mStrain であった．また，青矢印で示した弁膜の接触している部分で最小点であり -16mStrain となった．

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

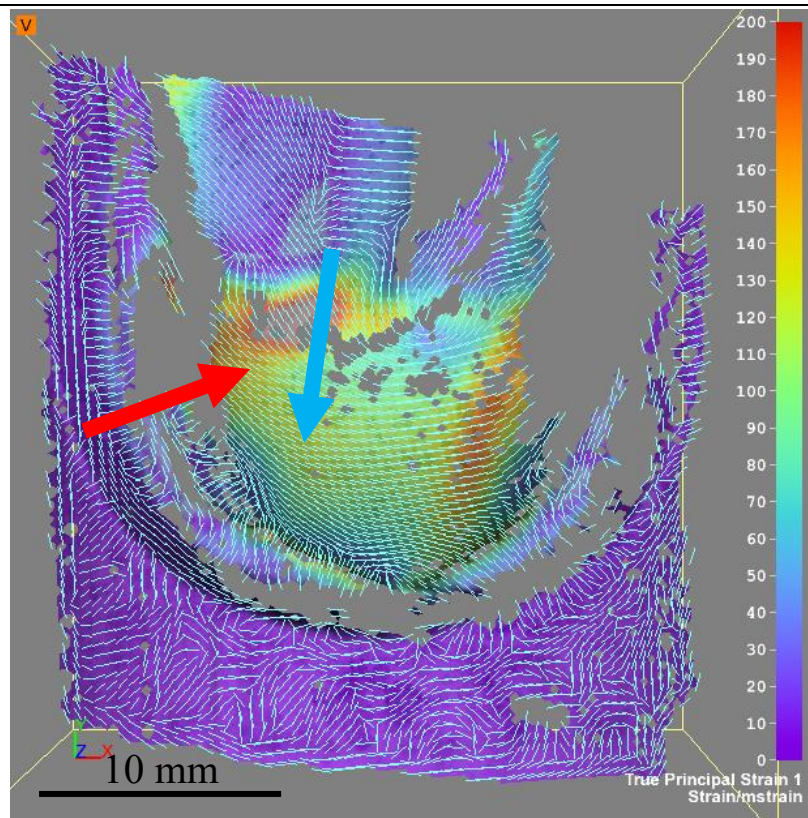


図 3.5-3 第 1 主ひずみのコンター図と主方向線図

(赤色矢印が最大点，青色矢印が
最小点)

3.5.2 数値解析

LS-Dyna による解析の変形図が下図である。

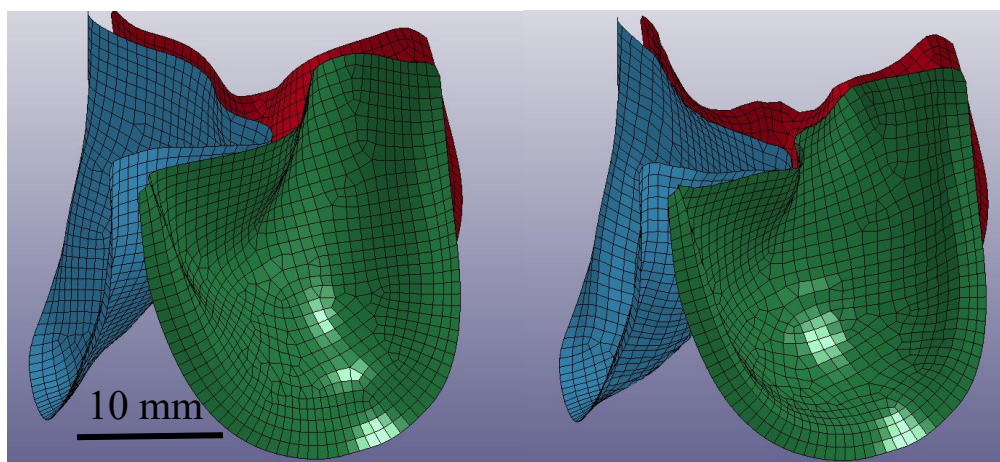


図 3.5-4 数値解析における変形図 (緑色の弁膜が DIC で測定した弁膜)

下図が合成変位のコンター図である．矢印で示した弁の自由端部分が変位の最大点であり 3.55 mm であった．

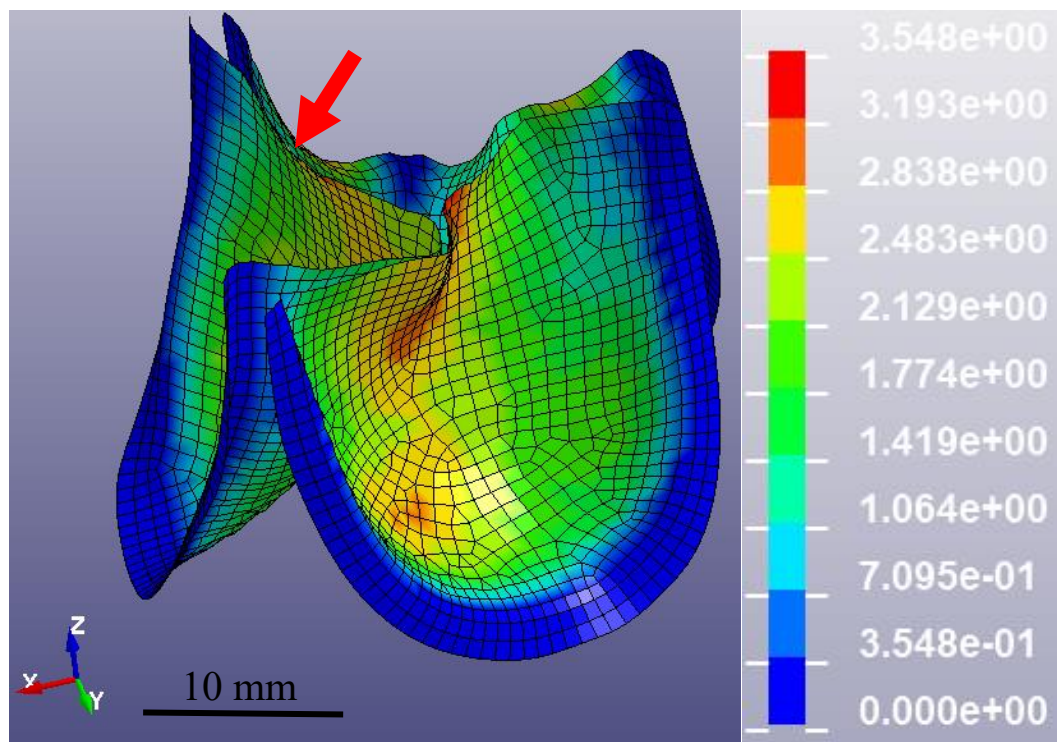


図 3.5-5 合成変位のコンター図 (全体)

下図が第 1 主ひずみのコンター図と第 1 主ひずみ方向のベクトル線図である．図中赤矢印で示した弁自由端中央部が主ひずみの最大点で 229 mStrain であった．

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

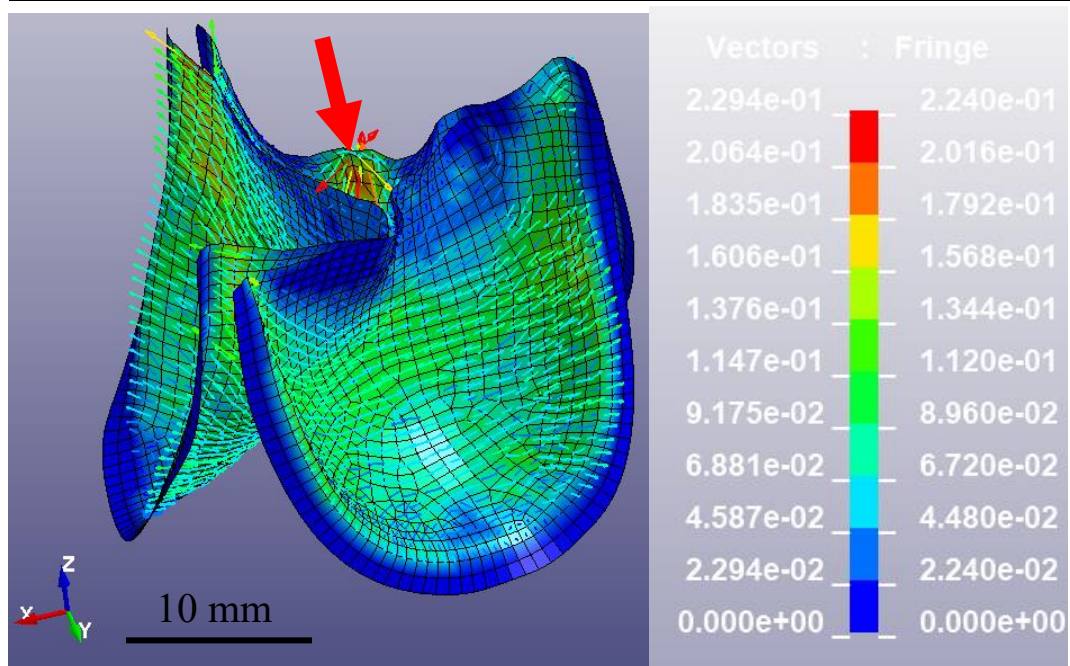


図 3.5-6 第1主ひずみのコンター図とベクトル線図(全体)

応力については 3.6 考察の節に掲載する.

3.6 考察

3.6.1 実験と数値解析における変位の比較

弁膜の中央左側で変位が最大となり固定端に近づくにつれ大きくなるという変位分布は実験と数値解析で一致した。数値解析に見られる弁自由端中央部で変位が大きくなっている現象は実験では視野外の領域となってしまう測定できなかったが自由端に近づくほど変位が大きくなるという傾向はみられた。実験での最大点である弁膜中央左側の部分での変位は実験では 2.65 mm であったのに対し数値解析では 2.90 mm とよく一致した。

以上からも実験で測定した弁膜 1 枚の変位が測定できた領域については解析によって実験を再現できていると確認できた。

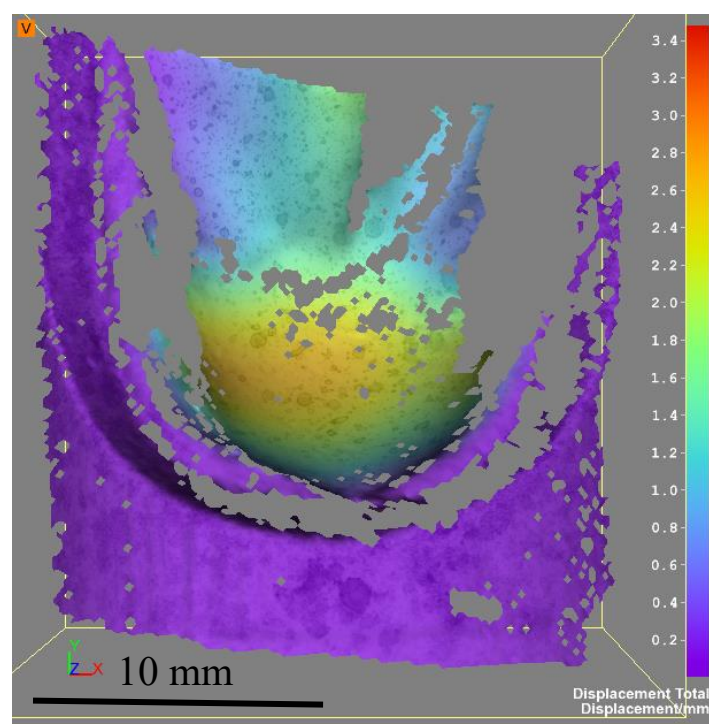


図 3.6-1 DICで計測した合成変位のコンター図

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

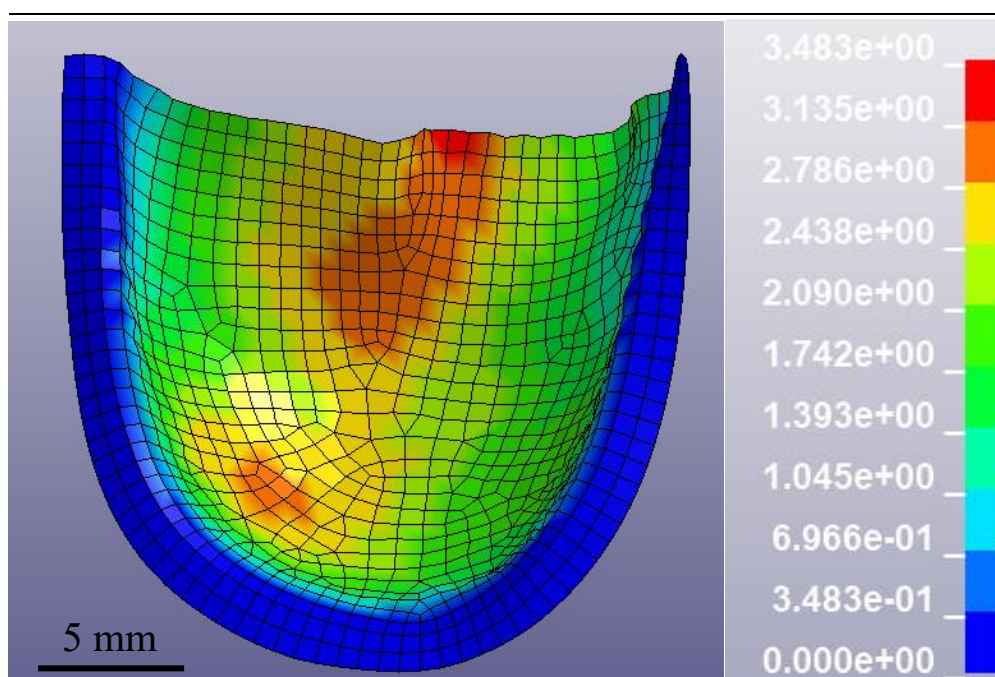


図 3.6-2 数値解析によって算出した合成変位のコンター図
(DIC で計測した弁膜のみを表示)

3.6.2 実験と数値解析における第 1 主ひずみの比較

第 1 主ひずみ方向の分布は実験と解析とで全体としてよく一致した。また、第 1 主ひずみのコンター図についても弁膜中央で大きな値をとり自由端部の弁膜の接触部分では小さくなるという傾向は一致した。数値解析では自由端と固定端の交差部で最大となったが実験ではこの点は測定できていないもののこの点に近づくにつれひずみは大きくなるという傾向はみられた。一方実験では接触部の端で弁膜の曲率が大きくなっている部分でひずみが最大となっているが数値化解析ではこの周辺で第 1 主ひずみの極大は見られなかった。一方弁膜中央部のひずみは実験では 1.0~1.8 Strain, 数値解析では 0.7~1.1 mStrain でありおおそ一致した。

以上のように第 1 主ひずみに関しては局所的に大きな値をとる領域での一致が見られなかった一方で弁膜中央の広い領域での分布は一致した。

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

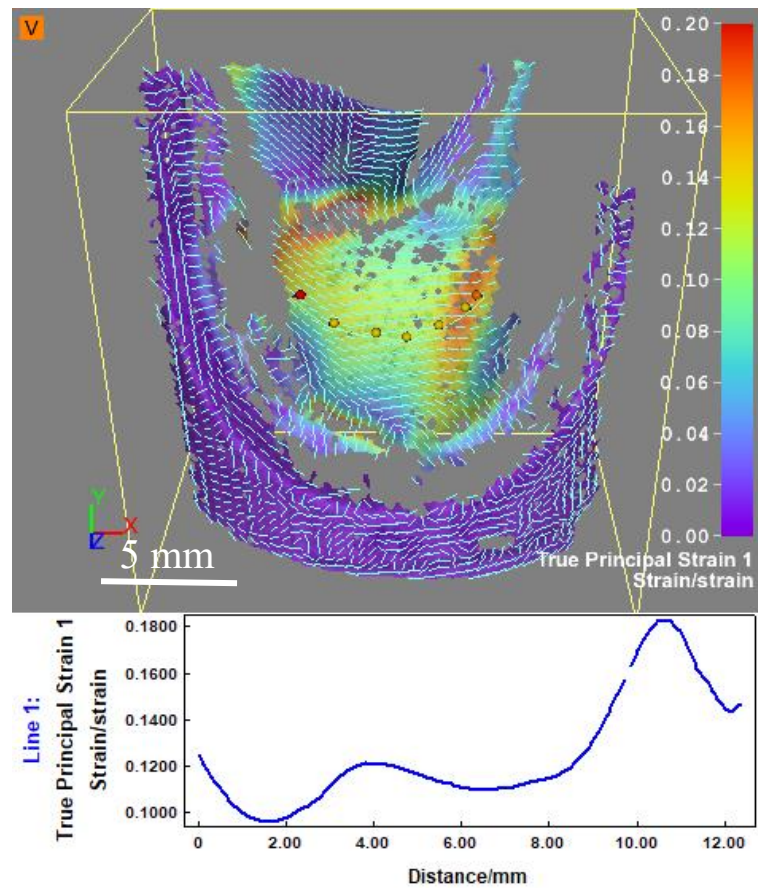
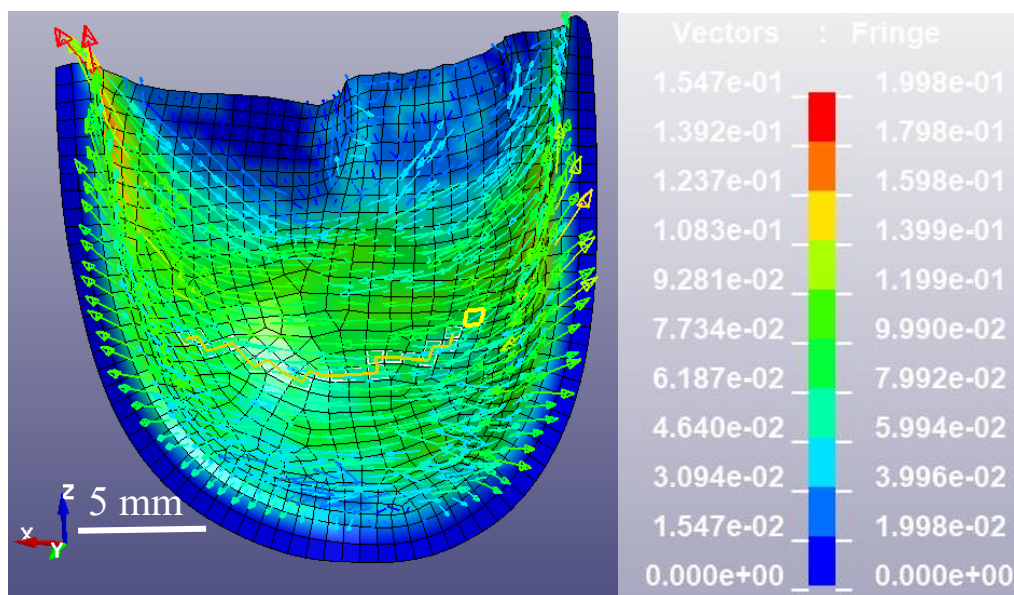


図 3.6-3 DIC で計測した第 1 主ひずみのコンター図と主方向線図(上) と弁膜中央を左右に横切る上図中の曲線上の第 1 主ひずみ分布



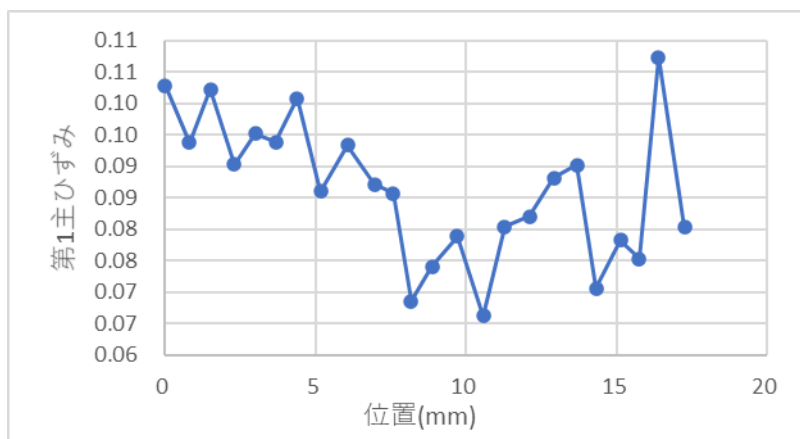


図 3.6-4 数値解析により算出した第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図(上) と弁膜中央を左右に横切る上図中の曲線上の第 1 主ひずみ分布.

(DIC で計測した弁膜のみを表示)

3.6.3 数値解析における応力の考察

数値解析における第 1 主応力のベクトル線図とミーゼス応力は以下のようになった. いずれも自由端と固定端の交差部で応力が最大となり 0.12 MPa であった. 弁膜中央部ではほぼ均等な応力分布となっており弁形状によって弁膜全体に応力が分散されていることがよくわかる. また, 弁接触部ではその他の領域と比較してもほとんど応力がかかっていないためこの面積が小さいほど応力も分散できる. しかし, 実際には血流が存在し接触面積が小さすぎると閉口時の血液の逆流, すなわち閉鎖不全の状態になり輸血効率が悪くなる. このことから接触部の面積を介して応力の分散と血液の逆流防止はトレードオフになっている.

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

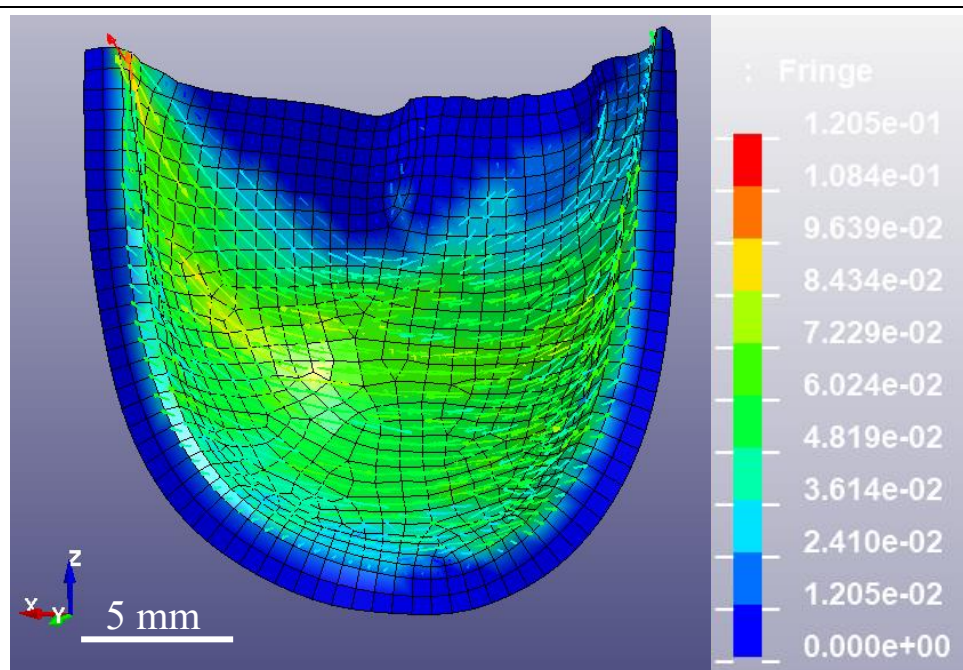


図 3.6-5 数値解析によって算出した第1主応力のコンター図とベクトル線図

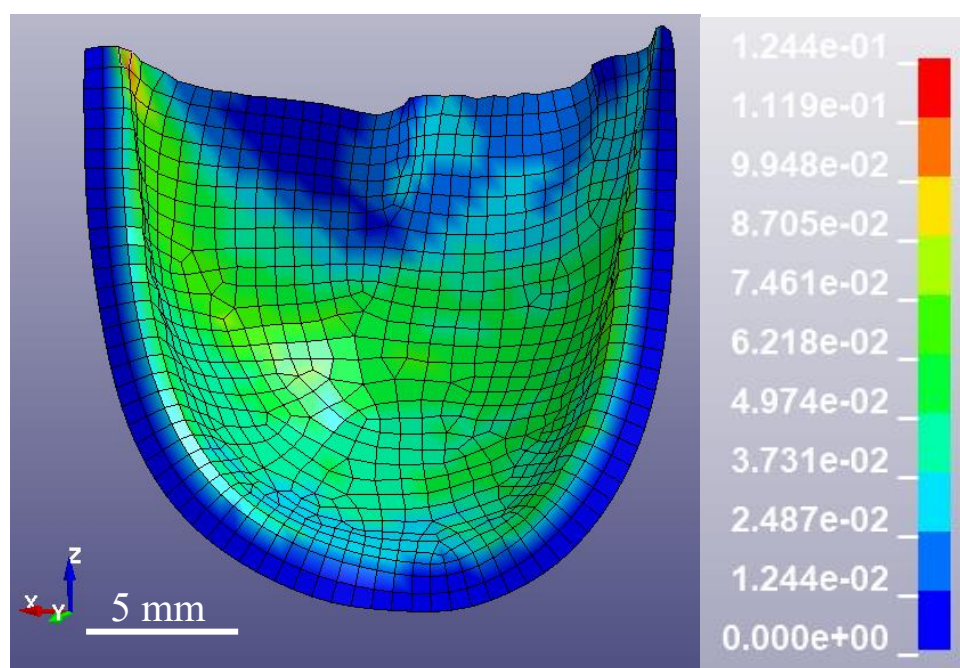


図 3.6-6 数値解析により算出した Mises 応力

また、ファントムモデルの強度について議論する。予備実験として行ったアクリル系ゴムシートの破断実験は以下のようになり 0.3 Strain の時点で破壊が始まり 0.45~0.5 Strain の間で破断した。したがって、シリコンゴムシートの引張強度はグラフからおおよそ 0.32 MPa とわかる。

3 ファントム実験による弁膜表面のひずみ測定と応力解析

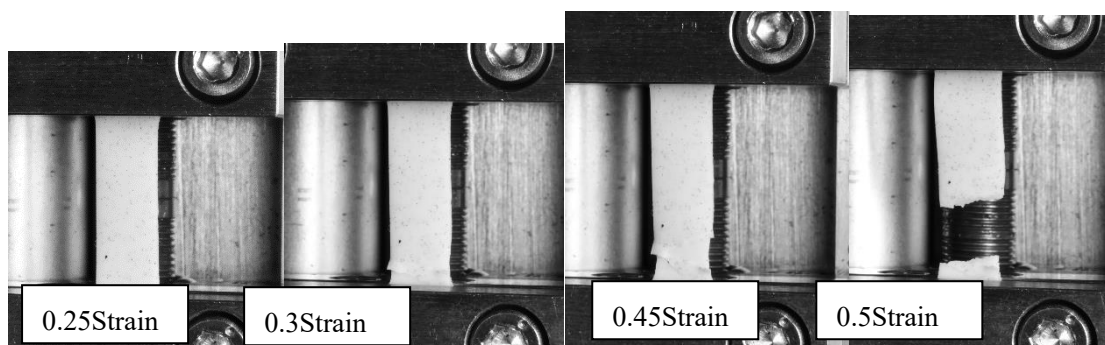


図 3.6-7 単軸引張試験におけるアクリル系ゴムシートの破壊の様子。

左から順に 0.25, 0.3, 0.45, 0.5 Strain 変形した時の図。0.3 Strain で表面に亀裂が観察され始め、0.5 Strain で破断した。

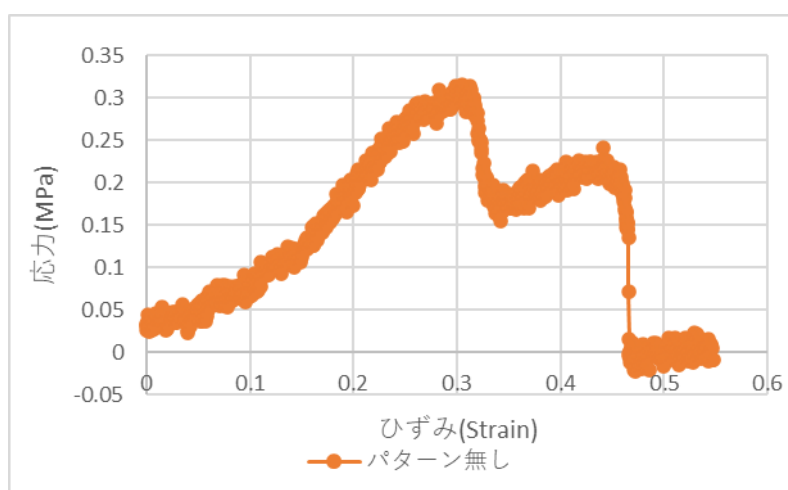


図 3.6-8 アクリル系ゴムシートの破断試験における応力ひずみ曲線。

数値解析において最大ミーゼス応力が 0.12 MPa であることと比較して引張強度の方が十分に大きいため 4 kPa の負荷で破壊はしていないことがわかる。

そこで次はさらに 10 kPa まで準静的に負荷する解析を行った。その結果 9.1 kPa 負荷時にミーゼス応力は自由端と恋端の交差部で最大となり始めて 0.32 MPa を超えたため、このアクリル系ゴムシートでは生体内での負荷では破壊してしまうと確認できる。一方で、グルタールアルデヒド処理された心膜の引張強度は 38.46 ± 11.75 MPa であり 10 kPa 負荷した際にも最大ミーゼス応力は 0.36 MPa と十分小さく破壊しないと考えられる。

3.7 結言

3.2 節ではアクリル系ゴムシートの単軸引張試験によりヤング率の同定を行った。また同時にデジタル画像相関法を用いたことでデジタル画像相関法によるひずみ測定がどの程度試験機の変位から算出した値とよく一致していることを確認した。

3.1, 3.2, 3.3 節では大動脈弁再建術を模したファントムモデルの閉口時の変位とひずみをデジタル画像相関法で測定し有限要素法による数値解析結果と比較し妥当性を確認した。そのうえで数値解析の結果から応力解析を行いその結果を考察した。以降、シミュレーター上で形状を変更し応力の集中がないような弁膜形状、弁輪形状を探索し再度実験を行い変位・ひずみの計測結果を用い妥当性を検証していくことで、大動脈弁再建術において患者個人に合わせたより劣化の少ない膜形状を提供できる可能性がと期待できる。

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定 と応力解析

4.1 緒言

ここでは前章と同様にデジタル画像相関法を用いヒトに近い形状を持つとされるブタ大動脈弁の閉口時の変位, ひずみ測定を行い有限要素解析の妥当性を確認する. ブタ大動脈弁膜は前章使用したアクリス系シートと異なりエラスチン繊維が円周方向に走っており材料異方性の津より素材である. 特に, 繊維垂直方向はコラーゲン繊維の特性が主となり [33] 前章と比較してより大きな変形が予想される. また, 形状もファントムモデルよりも曲率が大きく凹曲面をしている. またそれに先んじてブタ大動脈弁膜の引張試験を行い弁膜のヤング率の同定を行う. その後数値解析における応力の考察を行う.



図 4.1-1 ブタ大動脈弁 画面中央の半透明の膜組織が弁膜.

4.2 ブタ大動脈弁膜の単軸引張試験

ここでは直交異方性弾性体モデルにおける繊維方向と繊維に垂直な方向のヤング率とせん断弾性率を求めるためにブタの大動脈弁の単軸引張試験を行った。試用した試験機は3.1節と同様 DEBEN 社製汎用小型引張試験機 MT200 を用いた。また、使用したブタ心臓は東京芝浦臓器(株) にて実験前日に採取され冷蔵で保存されたものを使用し解剖後 4 時間以内に実験を終了した。

4.2.1 実験手順

- i. 解剖し切り出したブタ大動脈弁幅 10 mm 長さ 10~15 mm の長方形に長編方向が繊維方向、繊維に垂直方向、繊維方向と 45° をなす方向と平行になるような 3 通りに切り出し試験片を作製する。
- ii. 10 mm 四方で厚さ 1 mm のアクリル板を間隔 5 mm となるように配置しその上に試験片を接着剤で貼り付ける。
- iii. 引張試験機に試験片をアクリル板を挟むように固定する。
- iv. 荷重前の状態の画像を撮影する。
- v. 変位と荷重の記録を開始し 0.5 mm/min の速度で引張する。
- vi. 試験終了後変位を 0 mm まで戻し大動脈弁幅とアクリル板間の固定端距離を測定する。

4.2.2 結果と考察

第 3 章と同様に式(3-1) から応力ひずみ線図を求め、式(3-2) から求めたヤング率を示したグラフが以下である。

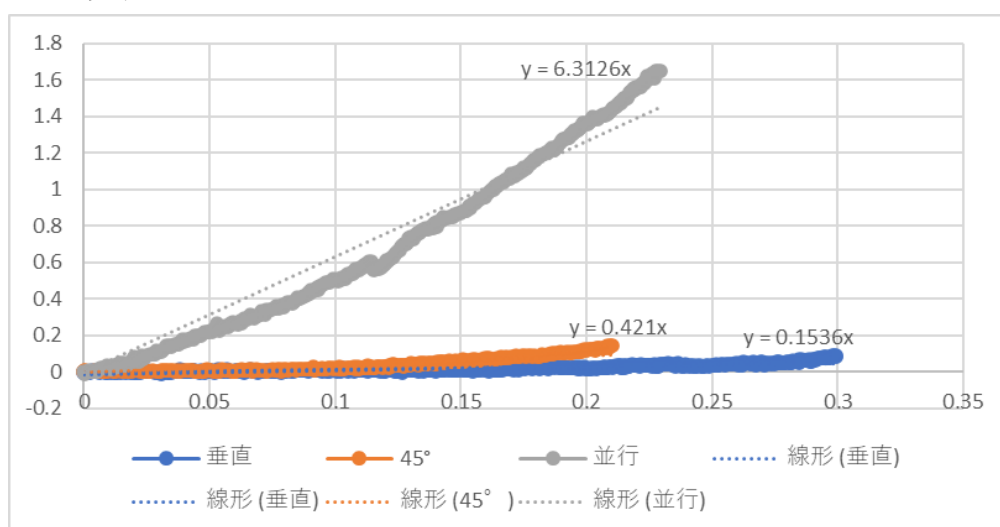


図 4.2-1 応力ひずみ線図

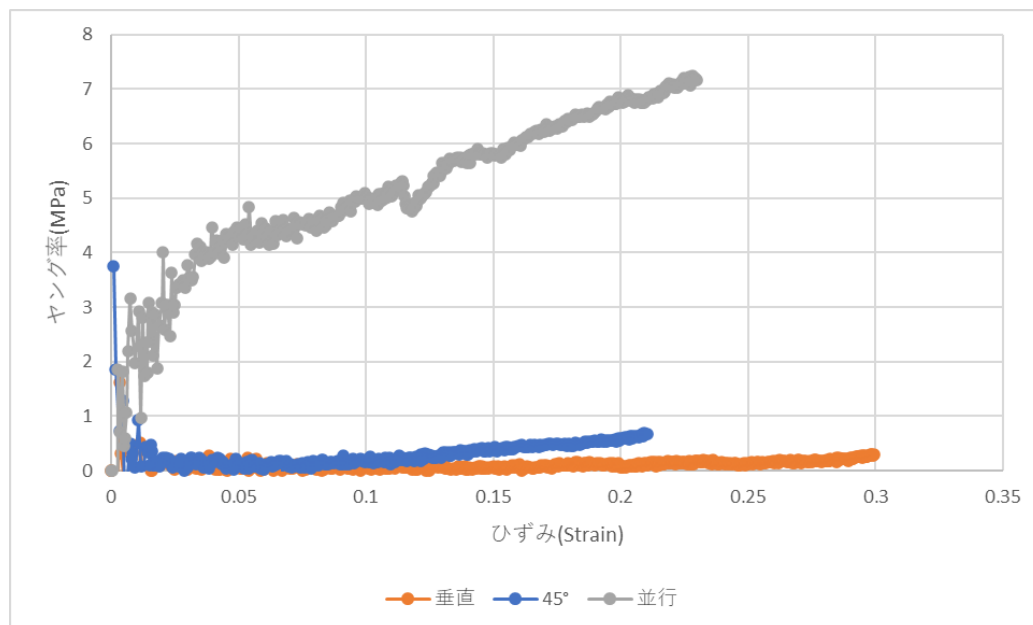


図 4.2-2 ヤング率とひずみの関係

応力ひずみ曲線に関して線形モデルを考慮し最小二乗法によりフィッティングしたヤング率は繊維方向，垂直方向， 45° 方向それぞれ 6.3 MPa, 0.16 MPa, 0.42 MPa となった．一方ひずみとヤング率の関係をみると 3.1 節同様に微小変形領域ではひずみが小さいためヤング率は振動してしまっているが 0.1 Strain 以降の領域では繊維方向ヤング率は 4~7 MPa, 垂直方向では 0.1~0.3 MPa, 45° 方向では 0.15~0.7 MPa であった．この結果から線形モデルを考慮しても測定範囲内でヤング率は大きく外れないことがわかる．

ここで 3 つの先行事例における大動脈弁膜の引張試験の結果を参照する．1 つ目は Sauren らのブタ大動脈弁の単軸引張試験でありヤング率の最大となった値を示している [33]. 2 つ目は Missirlis と Chong のブタ大動脈弁の引張試験 [34], 3 つ目は Missirlis らのヒト大動脈弁の単軸引張試験の結果である [35]. これらと本実験で線形近似によって得られたヤング率をまとめた表が以下の表である．繊維方向のヤング率については先行研究と比較して大きく外れてはいない一方垂直方向では小さくなったことがわかる．

表 4.2-1 ヤング率の比較

	繊維方向(MPa)	垂直方向(MPa)	
本研究	6.3	0.16	ブタ
Sauren ら	28 ± 10	1.33 ± 0.42	ブタ
Missirlis と Chong	3.35	1.09	ブタ
Missirlis	3.52	2.27	ヒト

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

4.3 ブタ大動脈弁への加圧実験

解剖し切り出した大動脈弁の左心室側に陰圧を与えることによって閉口状態を再現し弁膜表面の変位、ひずみをデジタル画像相関法によって計測する実験を行った。使用したブタの心臓は東京芝浦臓器(株) で実験日前日に採取されたのち冷蔵保存され、実験日当日に解剖を行い切り出してから 8 時間以内に実験を終了した。



図 4.3-1 ブタ心臓を解剖し大動脈を 20 mm ほど残し大動脈弁を切り出した者を大動脈側から見た図(左) と左心室側から見た図(右)

この実験では 3.2 節の実験と比較して弁膜の曲率が大きく窪み奥まった形状をしており影ができることを避けるために照明を利用した。また同じく形状の理由から 2 台のカメラでは視野範囲が少なくなるためカメラを 3 台に増設することで視野角を確保した。また弁膜の表面に凹凸があることや水分があることにより光源が弁膜表面で反射し広い範囲でパターンが白飛びしてしまう。そこで物体表面方向に水平方向の振動成分を持った光を強く反射するという原理を利用して偏向フィルターを通すことで物体表面の反射(テカリ)を抑える PL フィルター(MARUMI 光機製 PL フィルター52 mm DHG C-PLD52) をレンズに装着した。さらに表面での反射を抑えるために直接光を当てず散乱光を当てるために 3 台のカメラの間にレフ版を設置した。

また、大動脈弁の左心室側に圧力を与えるために弁と吸引チューブをつなぐ土台を 3D プリンターで作製した。土台には図 4.3-3 のように適切な傾斜がついており吸引し弁膜が変形しても土台に接触しないように設計されている。

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

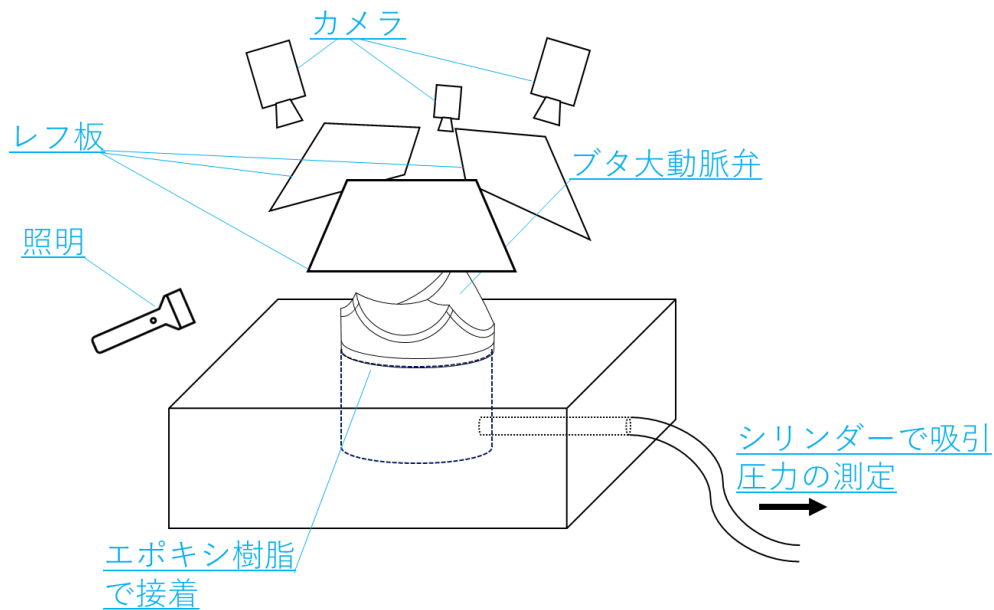


図 4.3-2 ブタ大動脈加圧実験装置図

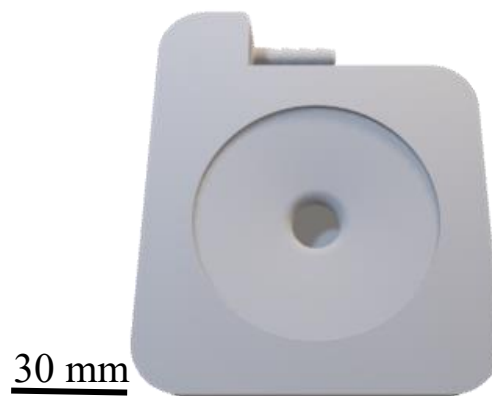


図 4.3-3 土台の形状 画面中央の穴を中心にすり鉢状の傾斜がついている

4.3.1 実験手順

- i. ブタの心臓(大動脈付き) から図 4.3-4 のように大動脈を 20 mm ほど残した状態で大動脈弁基部を切除する。
- ii. 3D プリンターで作製した土台に大動脈弁を置きエポキシ樹脂で弁輪とバルサルバ洞を固める。また、弁膜に湿らせた脱脂綿を当て感想を防ぐ。
- iii. 15 分ほど硬化させた後、バルサルバ洞をエポキシ樹脂ごと切除する。
- iv. エポキシ樹脂が硬化したことを確認し、弁膜に当てていた脱脂綿を取り除き乾いた脱脂綿で面膜の水分を拭く。

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

- v. 30 cm の距離から黒色のカラースプレーをひと吹き塗布した後同様に白色スプレーをひと吹きし、黒色パターンの上に白色パターンを重ねる。
- vi. シリンダーと圧力センサ(KEYENCE 社 対環境型デジタル圧力センサ AP-V80) を土台に接続し、カメラ、レフ版、照明を大動脈弁に対し図 4.3-5 のように設置する。
- vii. マニュアルモードでカメラのピント、絞り、シャッター速度を調節する。
- viii. センサのゲージ圧が 0 kPa であることを確認して変形前画像を撮影する。
- ix. センサのゲージ圧が 1 kPa となるようシリンダーを引き画像を撮影する。
- x. センサのゲージ圧が 4 kPa となるようシリンダーを引き画像を撮影する。
- xi. センサのゲージ圧が 10 kPa となるようシリンダーを引き画像を撮影する。
- xii. viii~xi を 4 回繰り返す。
- xiii. カメラを動かさないように土台を動かし、ピントの位置付近で 20 mm のチェッカーボード模様のキャリブレーションボードを固定し姿勢を変えながら 15 枚ほど画像を撮影する。
- xiv. 撮影した画像を 8bit Tiff 形式に変換し Istra4D に読み込みデジタル画像相関法による変形、ひずみ解析を行う。
- xv. KEYENCE 社 ワンショット形状測定機(VR-5200) でゲージ圧が 0 kPa の状態の大動脈弁の 3 次元形状を測定する。

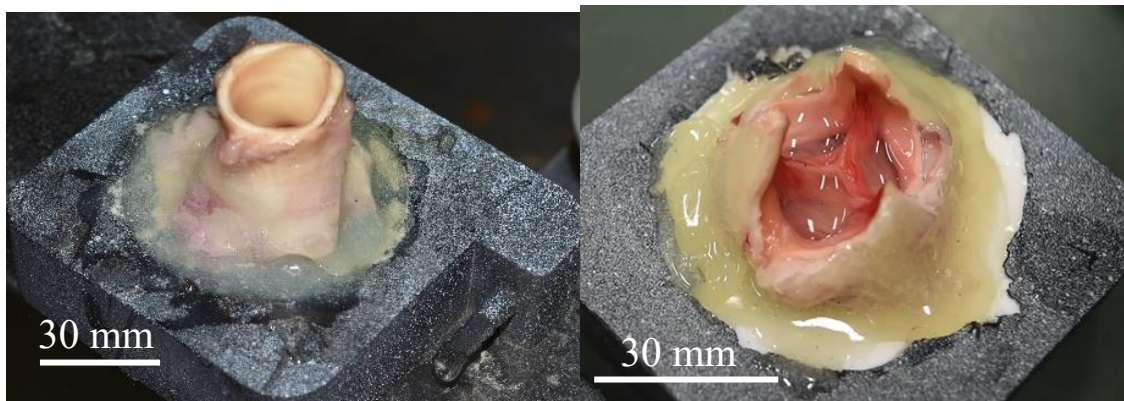


図 4.3-4 エポキシ樹脂で弁輪とバルサルバ洞を固めた図(左) とバルサルバ洞をエポキシ樹脂ごと切除した図(右)

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析



図 4.3-5 実験装置を組み立てた図

(手前の2台のカメラ間に設置するレフ版は見やすさのため外している)

4.4 数値解析

先述のブタ大動脈弁への加圧実験を模した有限要素解析を行った．解析は LS-Dyna を用いた準静的陽解法を Intel Core i7-4770 3.4GHz の環境下で実行した．

4.4.1 有限要素モデリング

4.3 節でワンショット 3D 測定により測定した無応力状態の 3 次元形状の STL データ Altair 社のソフトウェア SolidThinking Evolve2017.3.2 に読み込み，PolyNurbs 曲面をフィッティングし弁膜表面形状を Nurbs 化する．

以上のようにして得られた形状データを igs 形式に出力し LS-PrePost に読み込み AutoMesher でメッシュサイズ 0.5 でメッシングを行う．

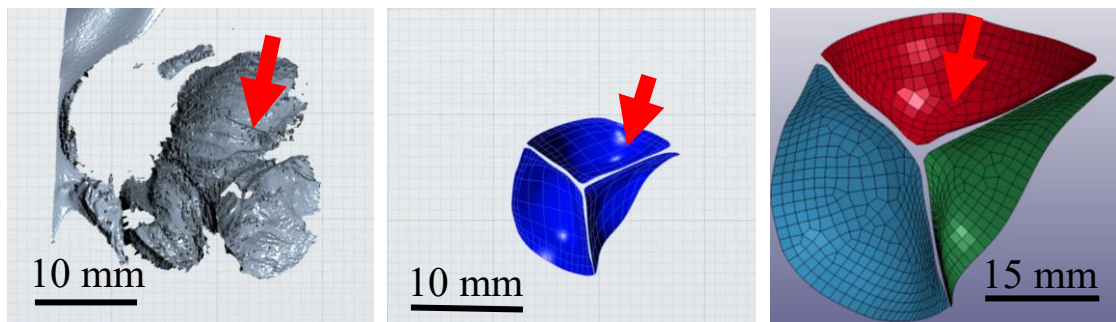


図 4.4-1 測定した 3 次元形状(左) と Nurbs 化した形状(中) ， FEM メッシュ形状
(図中赤矢印で示した弁膜が左冠尖)

4.4.2 直交異方性の定義

弁膜は直交異方性弾性体を用いた． $\vec{a}$ を繊維方向， $\vec{b}$ を繊維垂直方向， $\vec{c}$ を $\vec{a}$ と $\vec{b}$ に垂直な基底ベクトルとして， $\vec{n}$ をシェル面の法線ベクトル， $\vec{z}$ を z 軸とし以下のように材料座標系を定めた．また，解析を安定化させるためポアソン比 γ_{ab} を 0.2 とした．

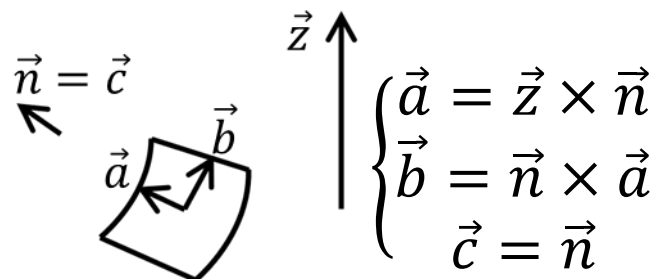


図 4.4-2 材料座標系

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

表 4.4-1 直交異方性材料の物性値

繊維方向ヤング 率 E_a	垂直方向ヤング 率 E_b	ポアソン比 γ_{ab}	せん断弾性率	密度 ton/mm^3
7 MPa	0.15 MPa	0.14 MPa	0.6 MPa	0.95×10^{-10}

4.4.3 解析条件

解析条件は以下である。

表 4.4-2 解析条件

解析ソフト	LS-Dyna 準静的陽解法
要素	3,4 ノード混合 Belytschko-Tsay シェル要素 978 要素 厚み: $t=0.2 \text{ mm}$
境界条件	弁膜と弁輪の接合部をピン支持 全体にシェル要素垂直方向に 4 kPa
接触	ペナルティ法
解析時間	6sec (5sec で加圧後 1sec 維持)
摩擦係数	0.1
単位系	[ton] [mm] [sec] [Mpa]

4.5 結果

ブタ大動脈弁への加圧実験と数値解析の結果をまとめる．測定できたのは 1~4 回の測定のいずれも左冠尖で 0 kPa 負荷時(初期状態) の弁 1 枚の全領域で形状が測定できた．また反射によるパターンの白飛びもなかった．

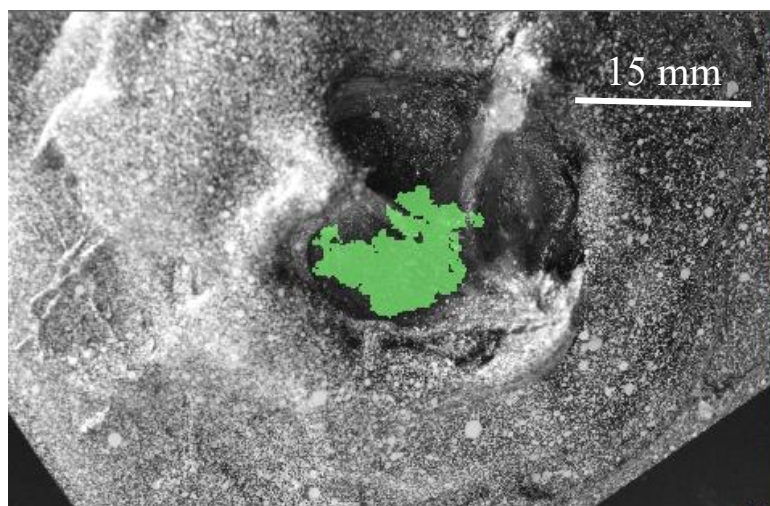


図 4.5-1 DIC のよる計測範囲 画面中央緑色の領域(左冠尖) で計測を行った

4.5.1 実験による合成変位の計測結果

ブタ大動脈弁への加圧実験においてデジタル画像相関法で計測した合成変位のコンター図を以下に示す．図は 0 kPa, 1 kPa, 4 kPa, 10 kPa 負荷時それぞれについて 1~5 回目の測定結果を各々掲載している．左図がコンター図でおよそ弁膜中央部を繊維方向に横断する左図内の曲線上の合成変位分布をプロットしたグラフが右図だ．10 kPa 負荷時は 1, 2, 5 回目の計測はできず, 3 回目の計測はできたが測定可能領域が小さすぎたため曲線上のプロットはできなかった．

0 kPa 負荷時(初期形状) の合成変位 :

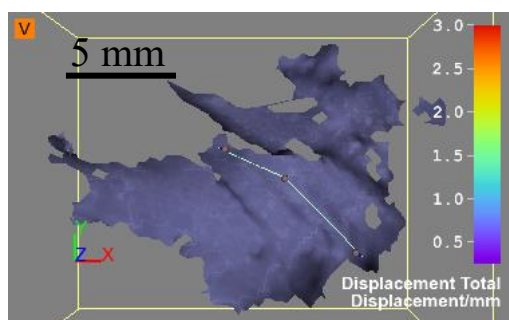


図 4.5-2 1 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

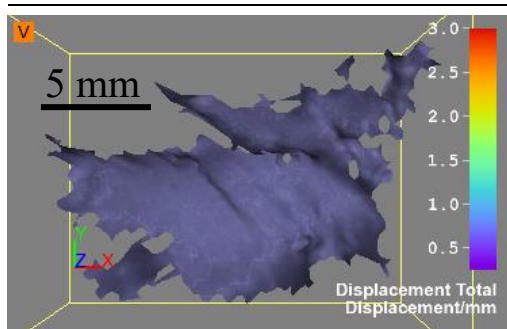


図 4.5-3 2回目

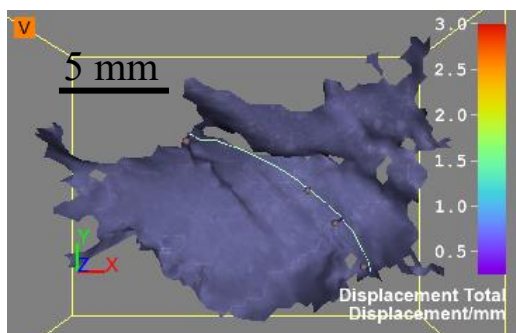


図 4.5-4 3回目

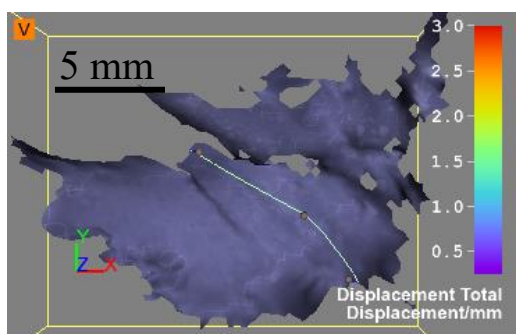


図 4.5-5 4回目

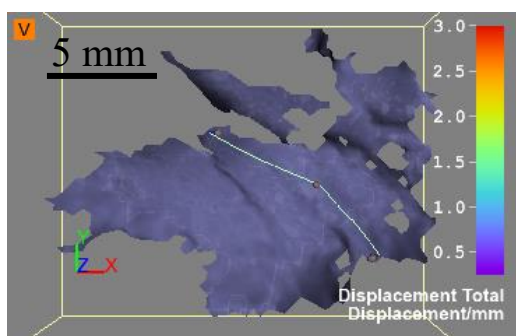


図 4.5-6 5回目

1 kPa 負荷時の合成変位：

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

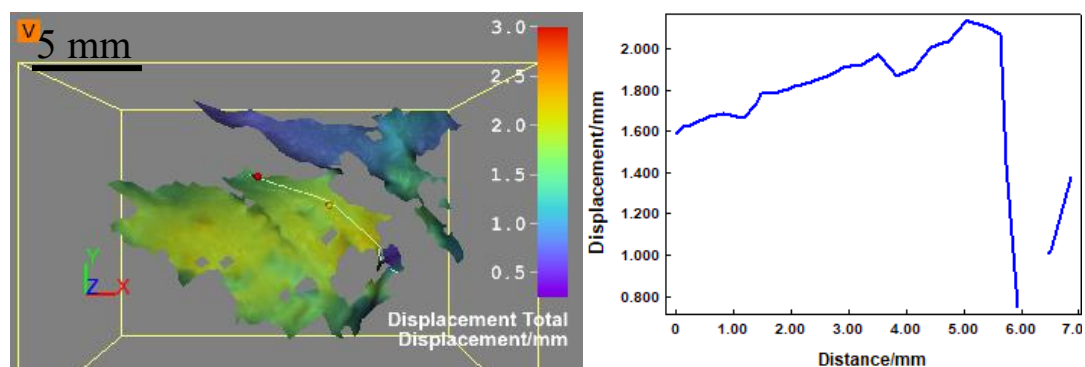


図 4.5-7 1 回目

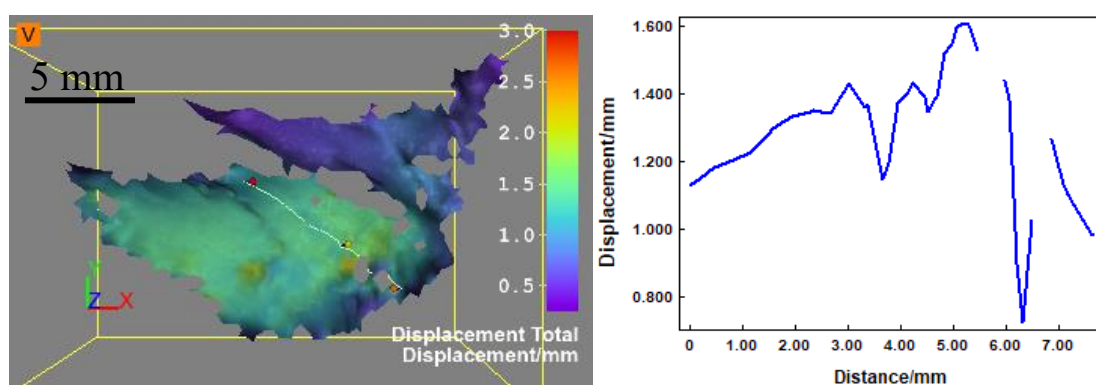


図 4.5-8 2 回目

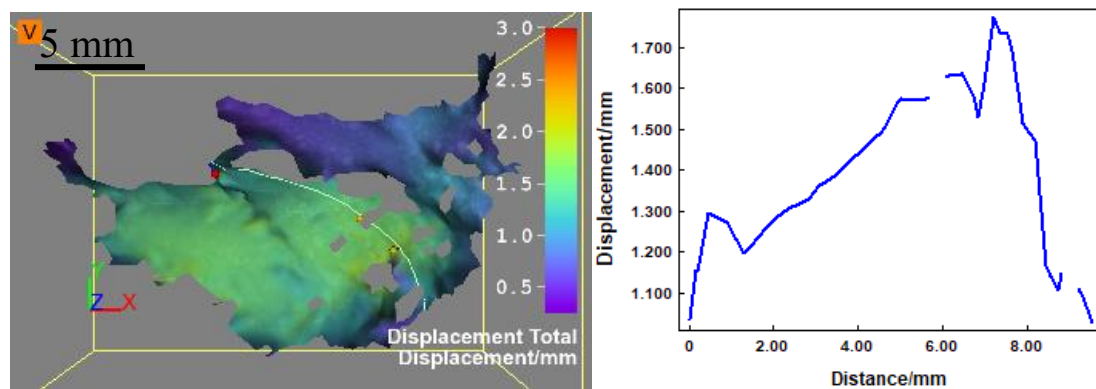


図 4.5-9 3 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

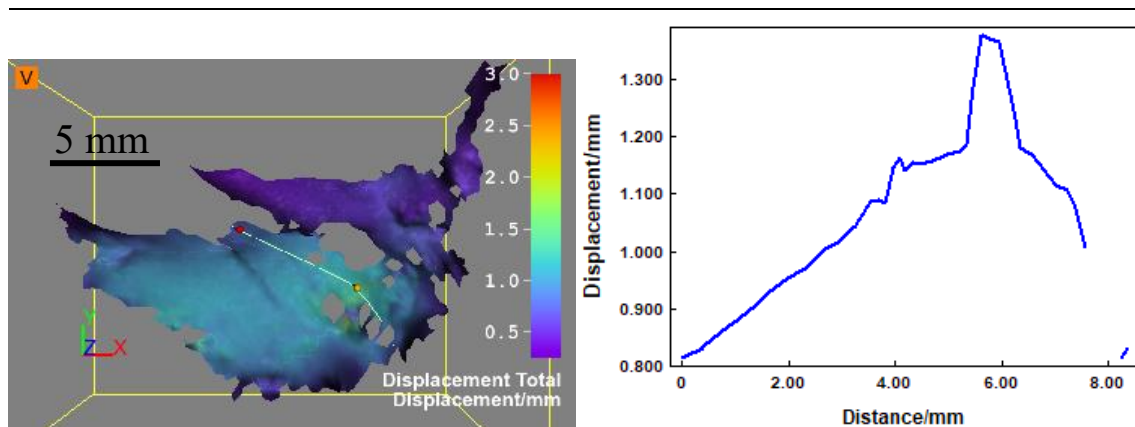


図 4.5-10 4 回目

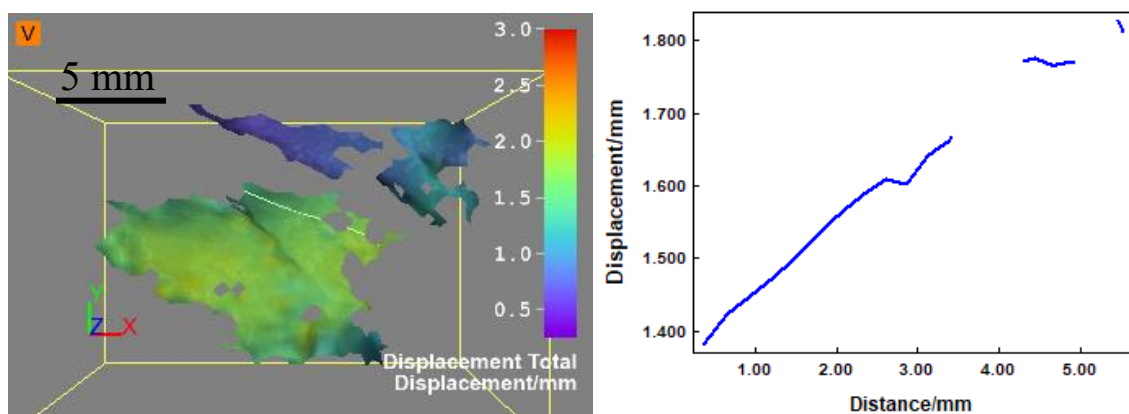


図 4.5-11 5 回目

4 kPa 負荷時の合成変位 :

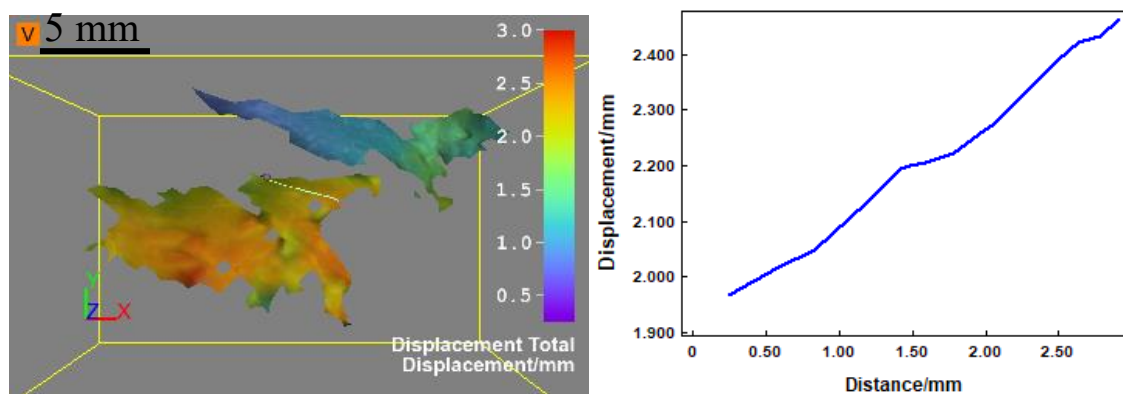


図 4.5-12 1 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

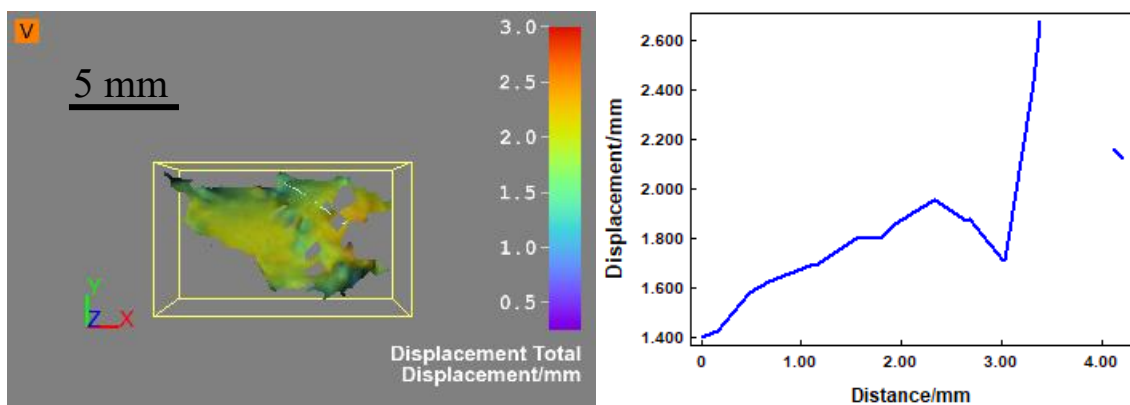


図 4.5-13 2 回目

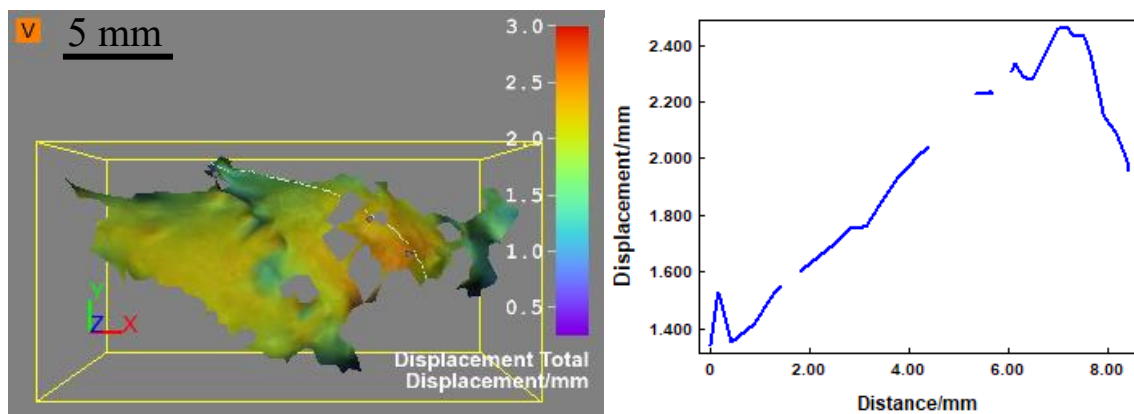


図 4.5-14 3 回目

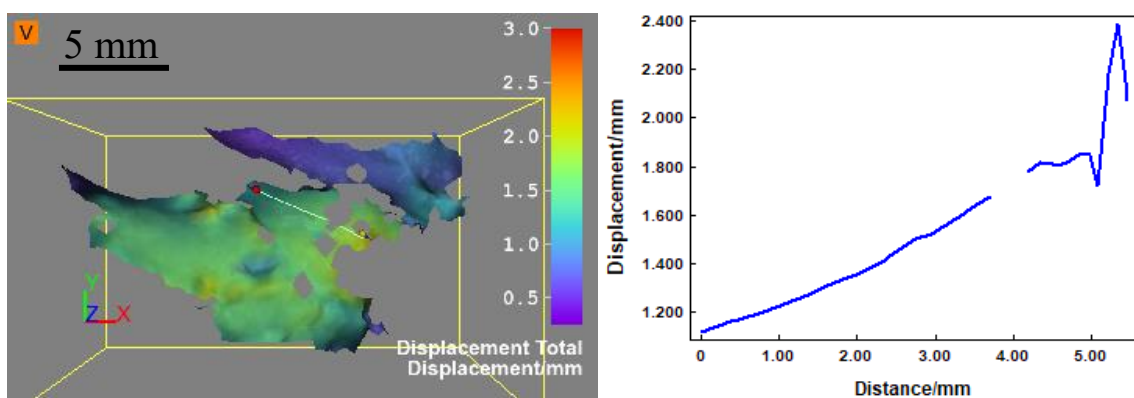


図 4.5-15 4 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

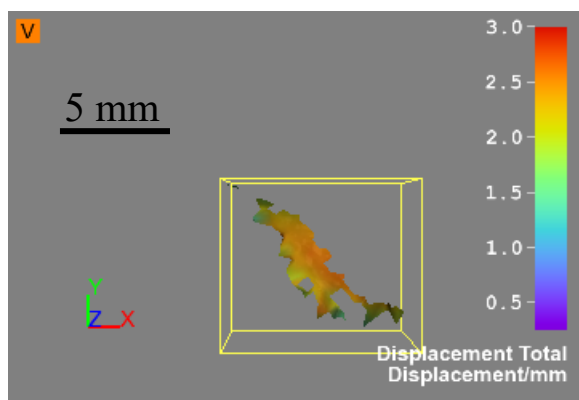


図 4.5-16 5 回目 曲線に乗るサブセットで測定できなかったためコンター図のみ.

10 kPa 負荷時の合成変位 :

1 回目は解析が回らなかった.

2 回目は解析が回らなかった.

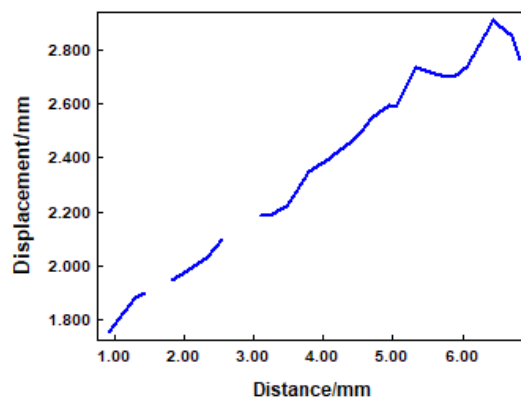
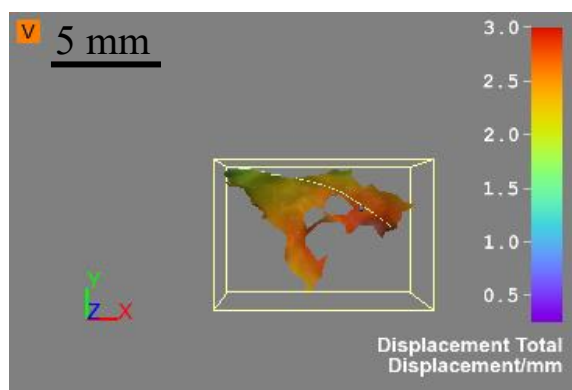


図 4.5-17 3 回目

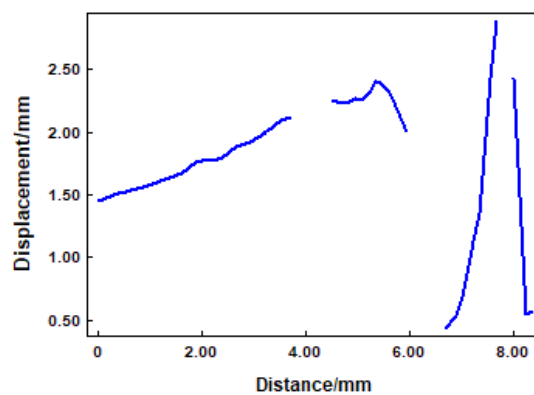
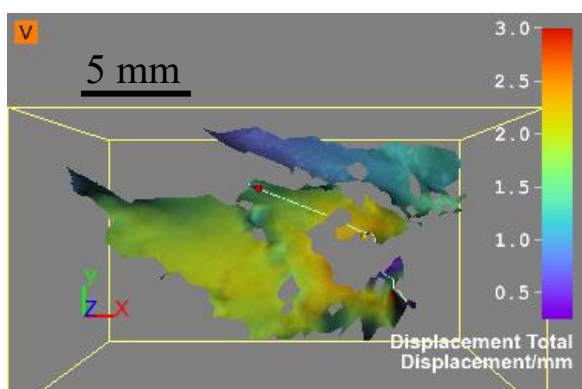


図 4.5-18 4 回目

5 回目は解析が回らなかった.

4.5.2 実験による第1主ひずみの計測結果

ブタ大動脈弁への加圧実験においてデジタル画像相関法で計測した第1主ひずみのコンター図と主方向線図を以下に示す。図は0 kPa, 1 kPa, 4 kPa, 10 kPa 負荷時それぞれについて1~5回目の測定結果を各々掲載している。左図がコンター図と主方向線図でおよそ弁膜中央部を繊維方向に横断する左図内の曲線上の合成変位分布をプロットしたグラフが右図だ。10 kPa 負荷時は1, 2, 5回目の計測はできず、3回目の計測はできたが測定可能領域が小さすぎたため曲線上のプロットはできなかった。

0 kPa 負荷時(初期形状) の第1主ひずみ：

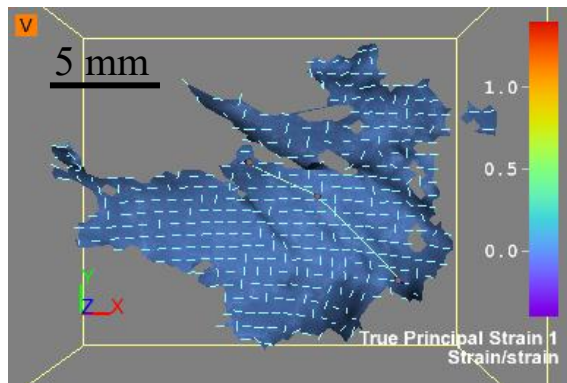


図 4.5-19 1 回目

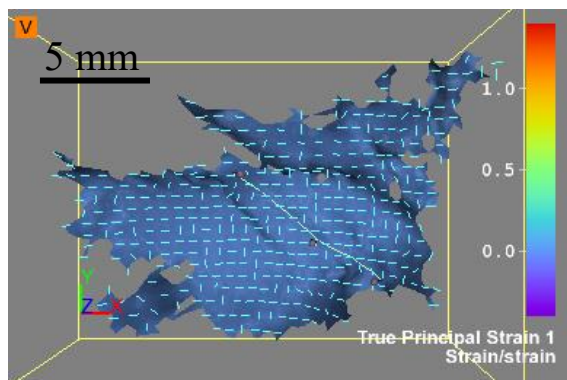


図 4.5-20 2 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

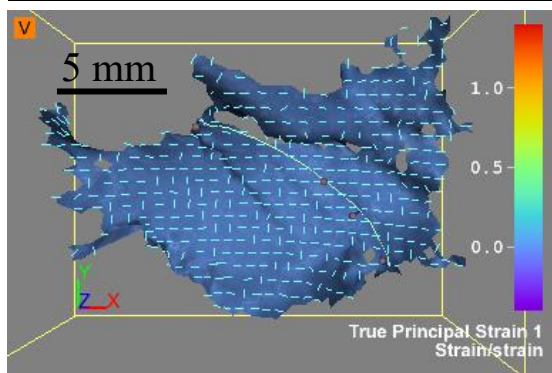


図 4.5-21 3 回目

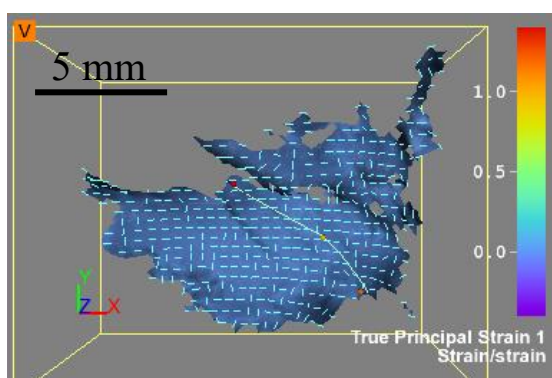


図 4.5-22 4 回目

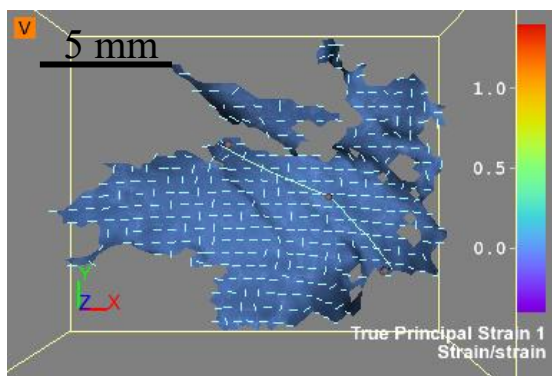


図 4.5-23 5 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

1 kPa 負荷時の第 1 主ひずみ：

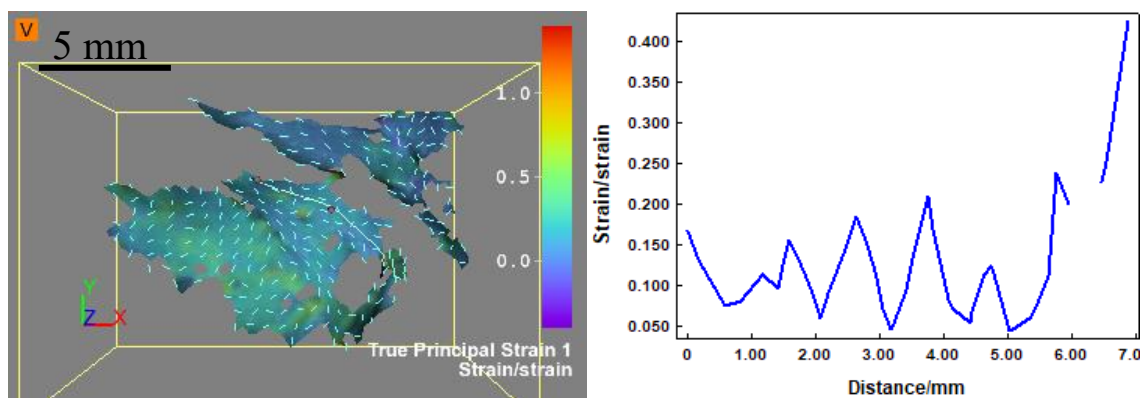


図 4.5-24 1 回目

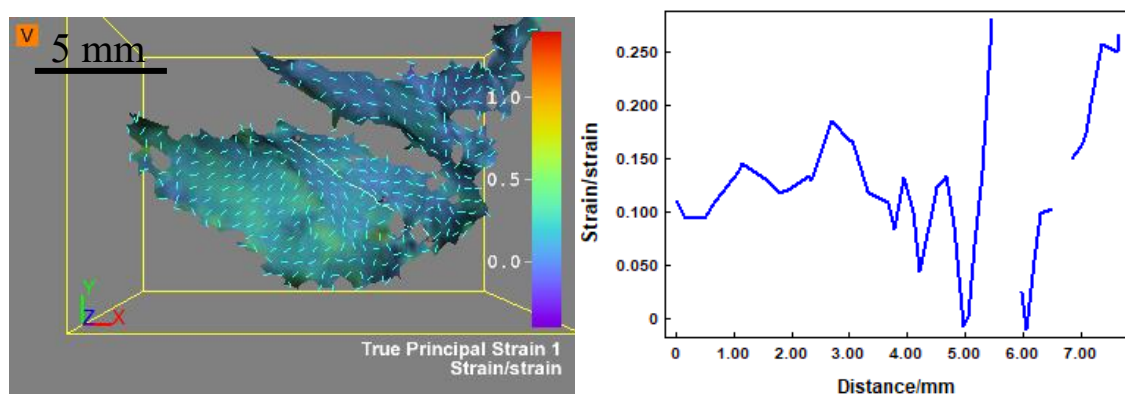


図 4.5-25 2 回目

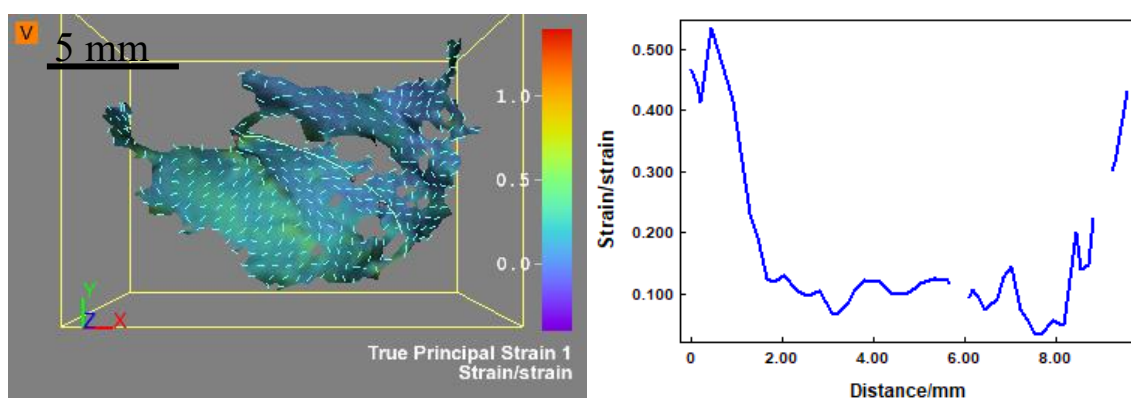


図 4.5-26 3 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

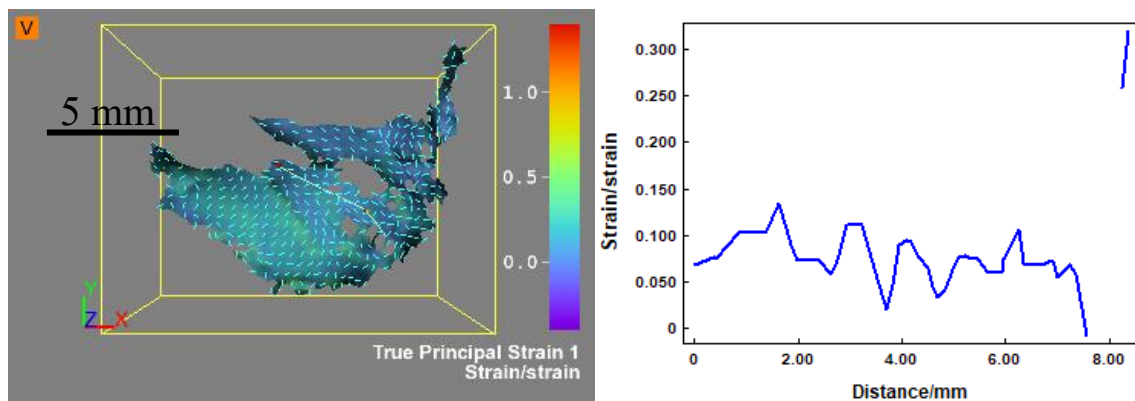


図 4.5-27 4 回目

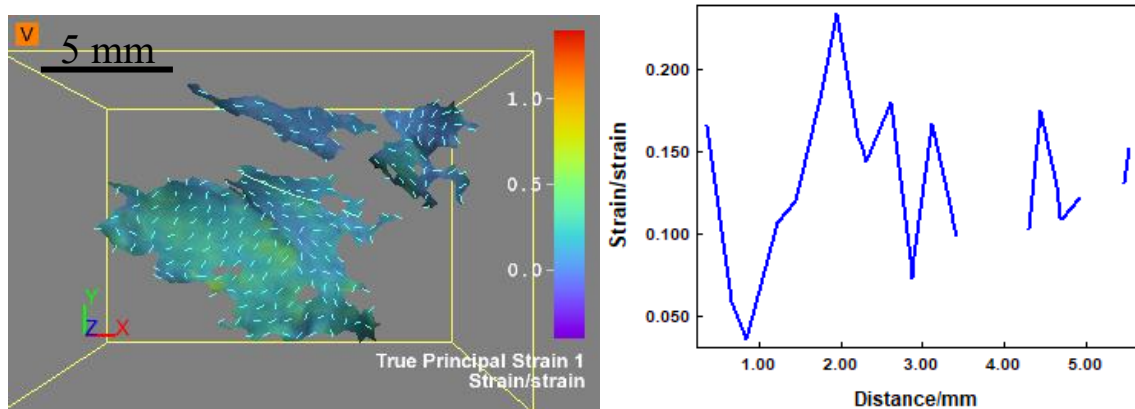


図 4.5-28 5 回目

4 kPa 負荷時の第 1 主ひずみ :

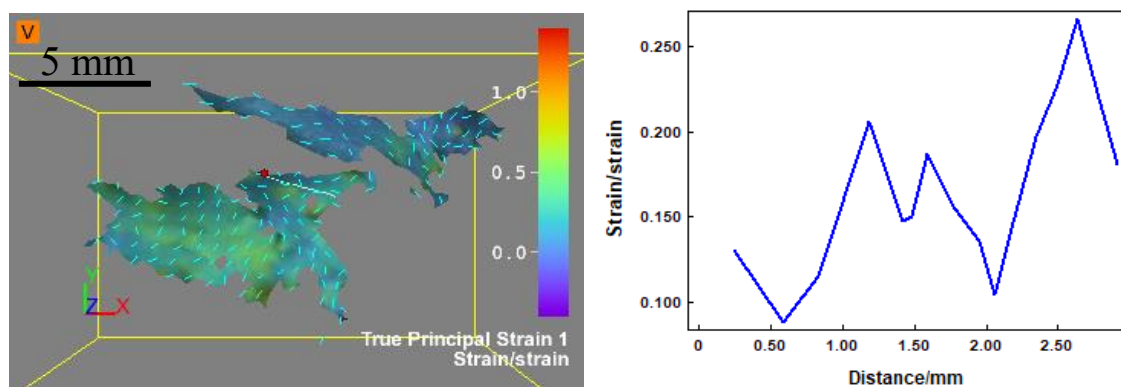


図 4.5-29 1 回目

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

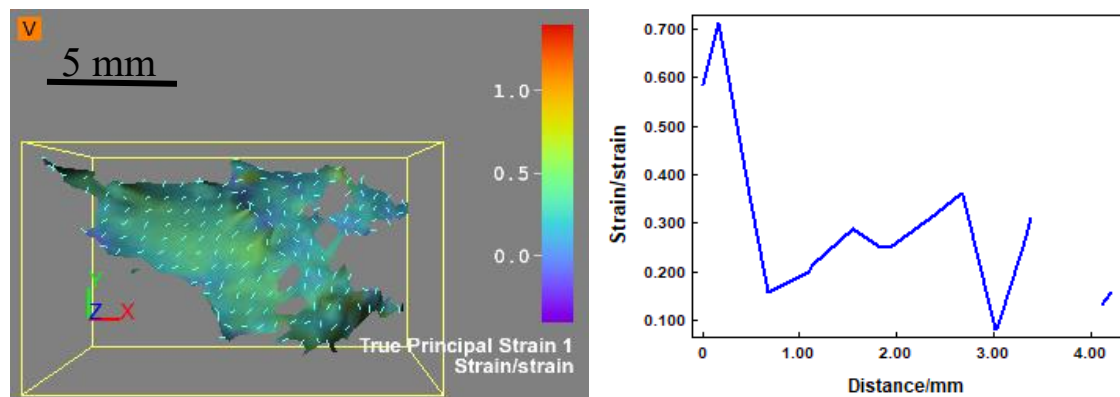


図 4.5-30 2 回目

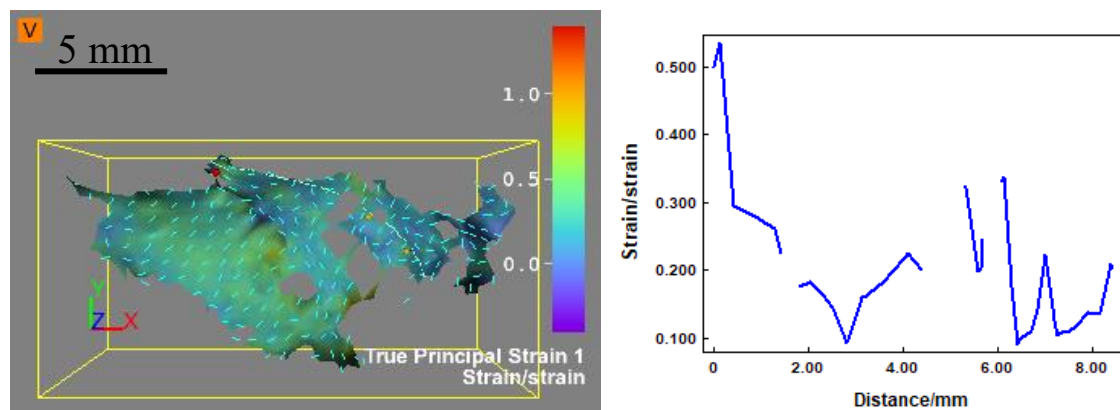


図 4.5-31 3 回目

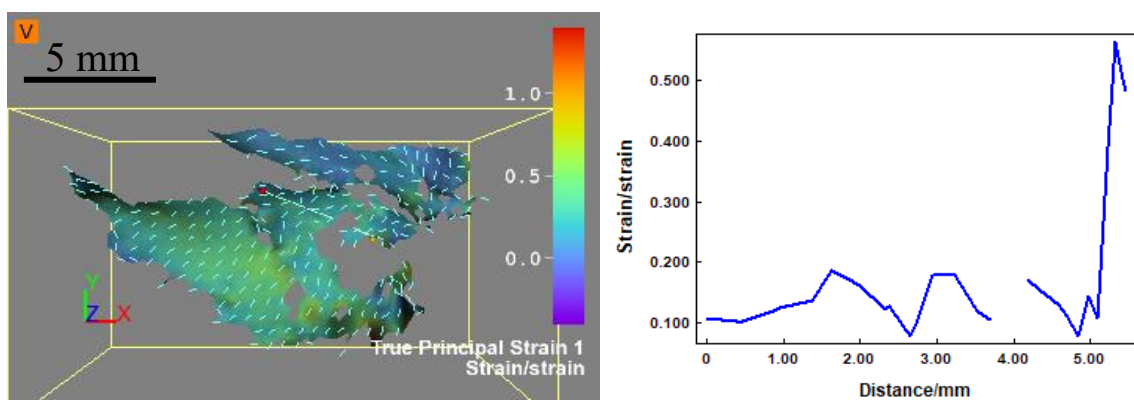


図 4.5-32 4 回目

5 mm

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

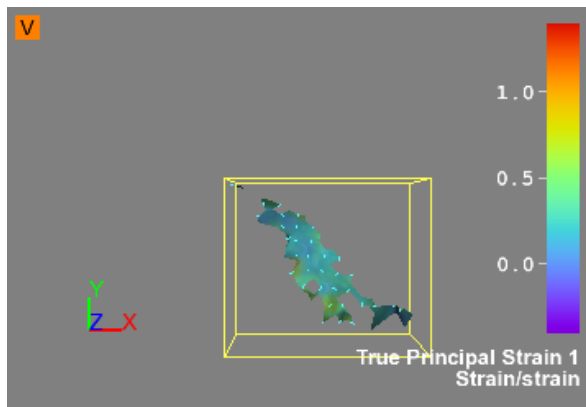


図 4.5-33 5回目 曲線に乗るサブセットで測定できなかったためコンター図のみ

10 kPa 負荷時の第1主ひずみ：

1 回目は解析が回らなかった。

2 回目は解析が回らなかった。

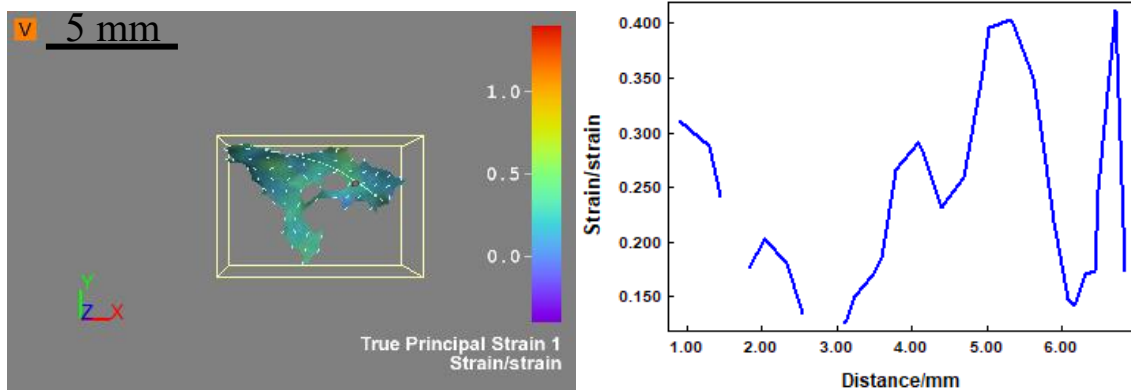


図 4.5-34 3回目のみ。

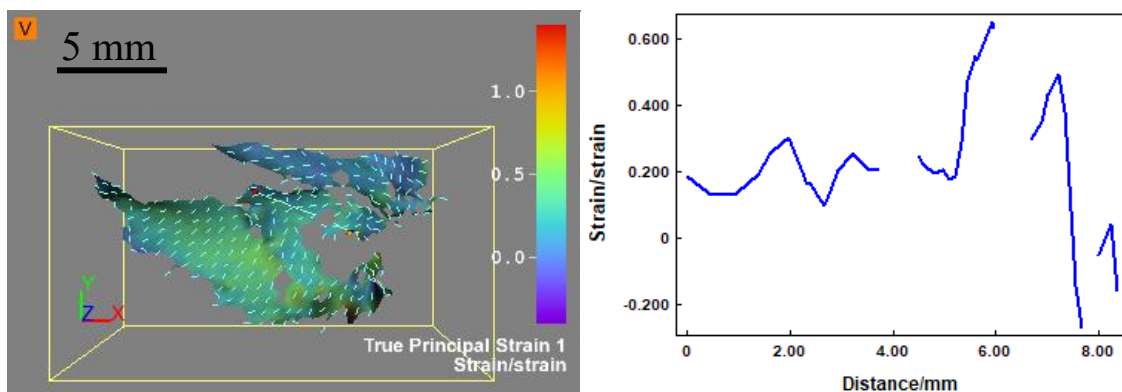


図 4.5-35 4回目

5 回目は解析が回らなかった。

4.5.3 数値解析

LS-Dyna による変形の様子が以下である。弁膜中央で完全に閉じていない。

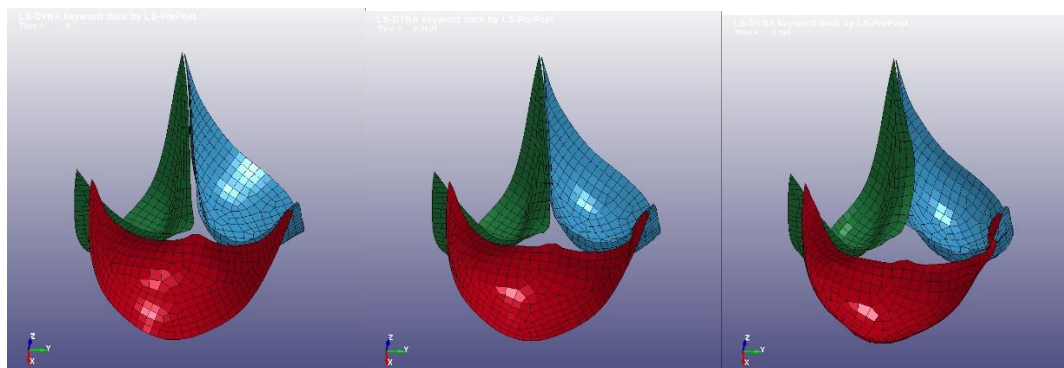


図 4.5-36 初期形状(左) と 1 kPa 負荷時(中) , 4 kPa 負荷時(右) の変形図。

下図が合成変位のコンター図である。

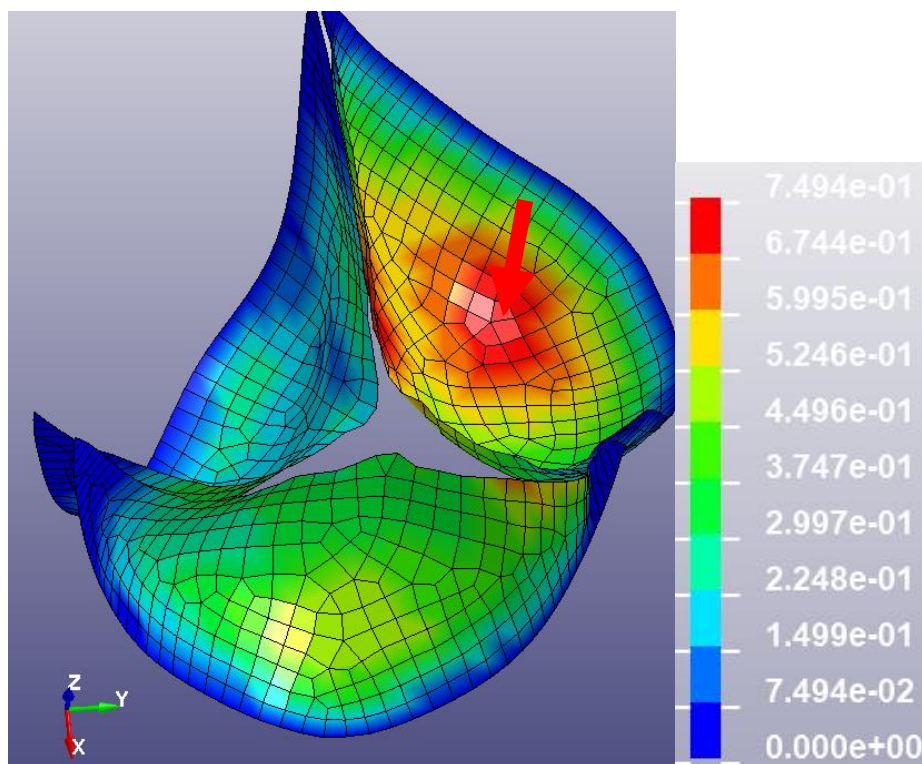


図 4.5-37 1 kPa 負荷時の変位のコンター図。図中赤矢印が最大点となった。

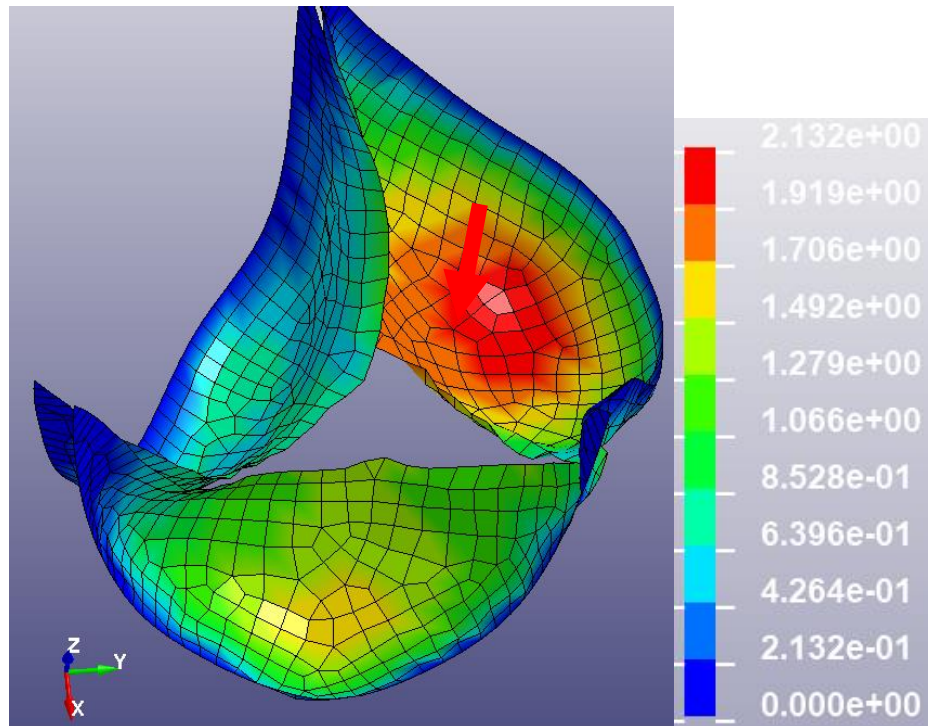


図 4.5-38 変位のコンター図．図中赤矢印が最大点となった．

下図が第1主ひずみのコンター図とベクトル線図だ．

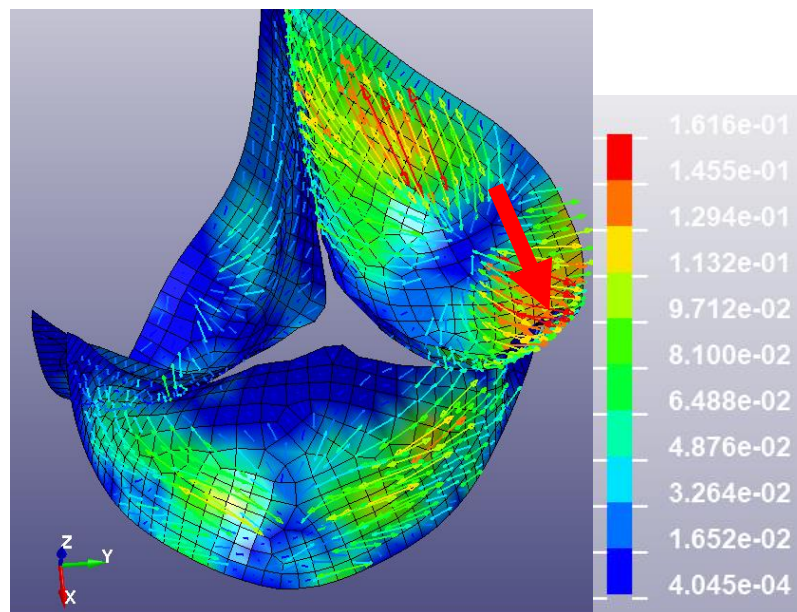


図 4.5-39 第1主ひずみのコンター図とベクトル線図．図中赤矢印が最大点．

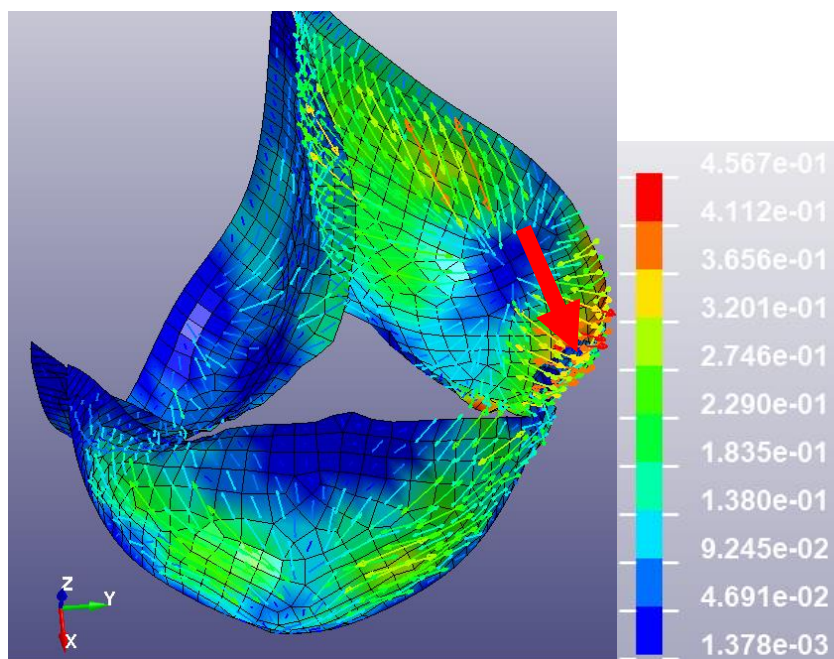


図 4.5-40 第1主ひずみのコンター図とベクトル線図。図中赤矢印が最大点。

応力に関しては4.6節 考察に記載する。

4.6 考察

4.6.1 デジタル画像相関法の計測範囲

デジタル画像相関法による計測ではカメラの視野角に収まった左冠尖の中央部の広い範囲で測定ができた。その一方で 10 kPa 負荷時には 1,2,5 回目で計測ができず、3 回目に関しても十分広い範囲では計測ができなかった。これは、4 回目の 10 kPa を負荷した計測でもそのほかの解析でも 0.5 Strain を超えている点で、局所的には計測できている点もあるが、弁膜中央部で計測できていないことがわかる。例として、1 回目の計測の解析に用いたパターンについてみると変形量が大きすぎてパターンがつぶれてしまっている様子がわかる。ここからもひずみの大きすぎるために計測できていないと推測できる。

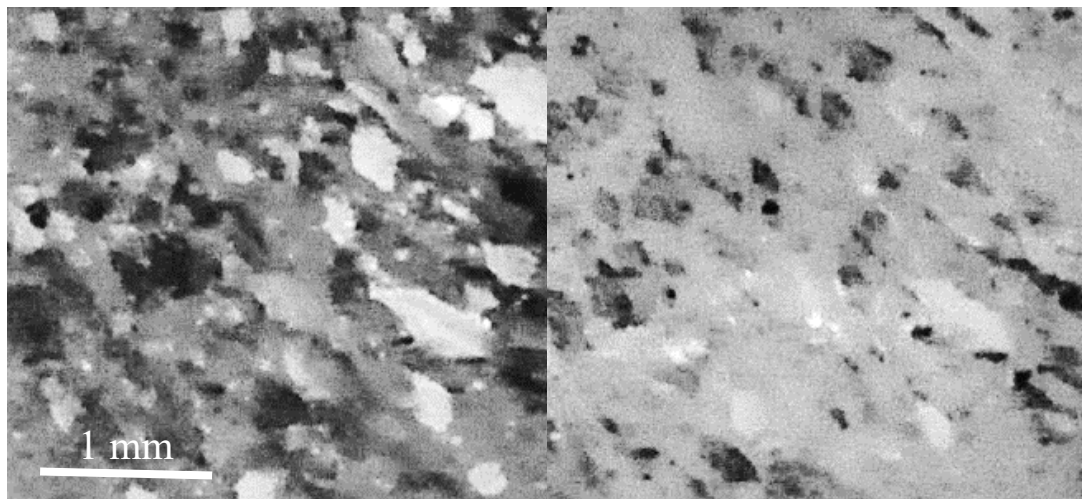


図 4.6-1 1 回目の計測に用いた画像の弁膜中央部のパターン。(左 : 0 kPa, 右 : 10 kPa)

また、4 kPa 負荷時の弁膜中央部でのひずみ分布を比較すると、5 回目と 3 回目は弁膜中央部で分布の増減が少し激しいものの 1~5 回目を通して一貫して大きなずれはなく、弁膜のひずみ測定についてデジタル画像相関法によるひずみ測定の再現性が確認できる。

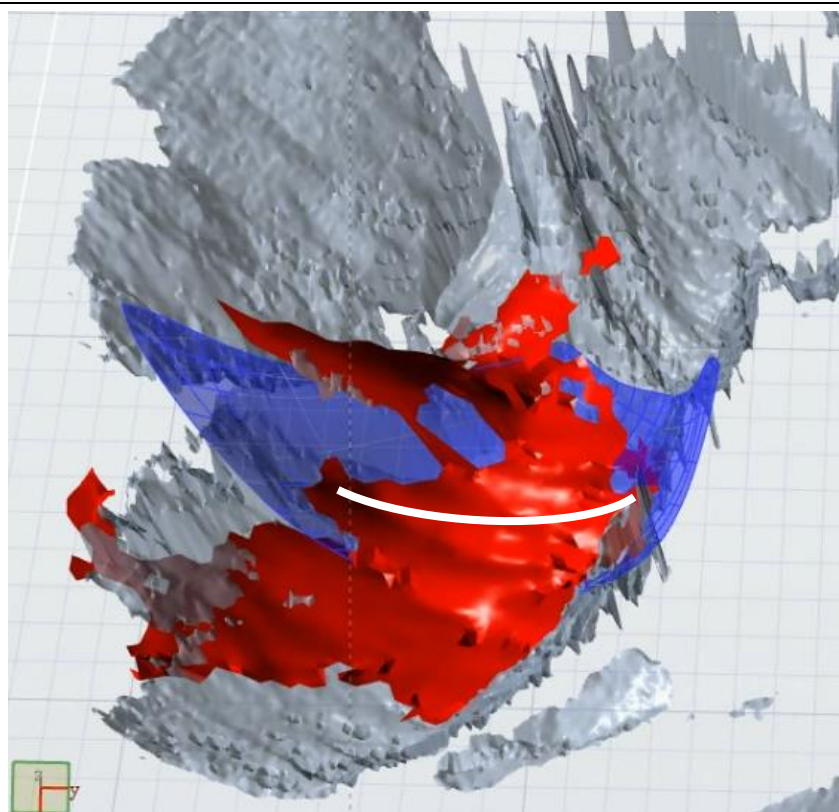


図 4.6-2 3次元形状測定面(灰)とNurbes化したシェル面(青)とDICによる測定面(赤)

図中央の白線上の変位、主ひずみ分布を比較した。

4.6.1 実験と数値解析における変位の比較

また、図 4.6-2 の弁膜中央の曲線上の合成変位の分布をプロットした図が数である。デジタル画像相関法による変位計測については、上下のシフトはあるものの弁膜中央部で変位が極大となる傾向は 1~5 回目を通して一致した。また、1 kPa と 4 kPa 負荷時でシフト量が変わっていないことからこのシフトは初期形状の違いによるものと考えられる。このように 5 回の計測を通して結果に大きな差が表れなかったことから弁膜の変位測定についてデジタル画像相関法によるひずみ測定の再現性が確認できる。

また、デジタル画像相関法と数値解析の結果を比較すると数値解析の変位の方が小さくなったが、この差は変形が大きくなると小さくなるという結果になった。

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

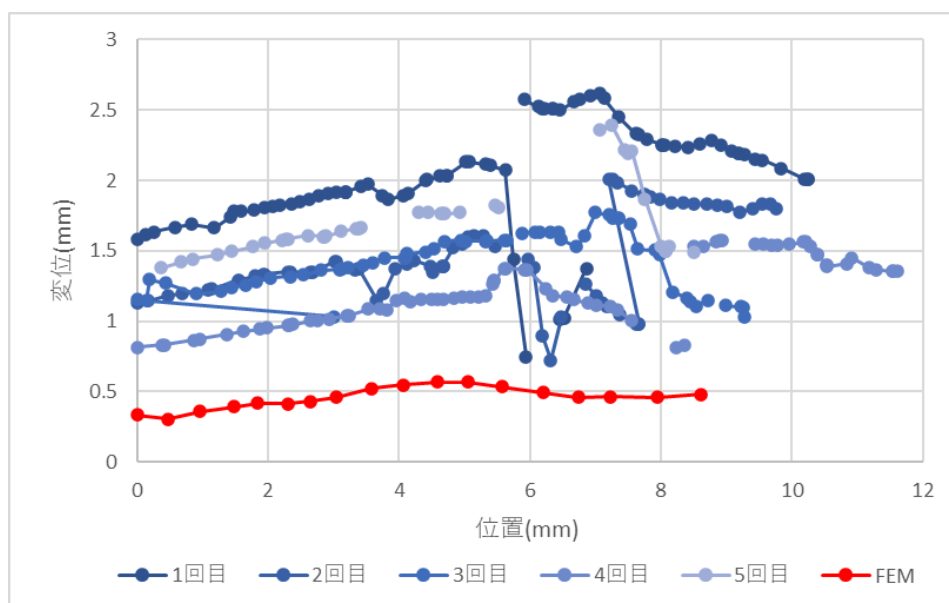


図 4.6-3 1 kPa 負荷時の弁膜中央を横切る曲線上合成変位分布

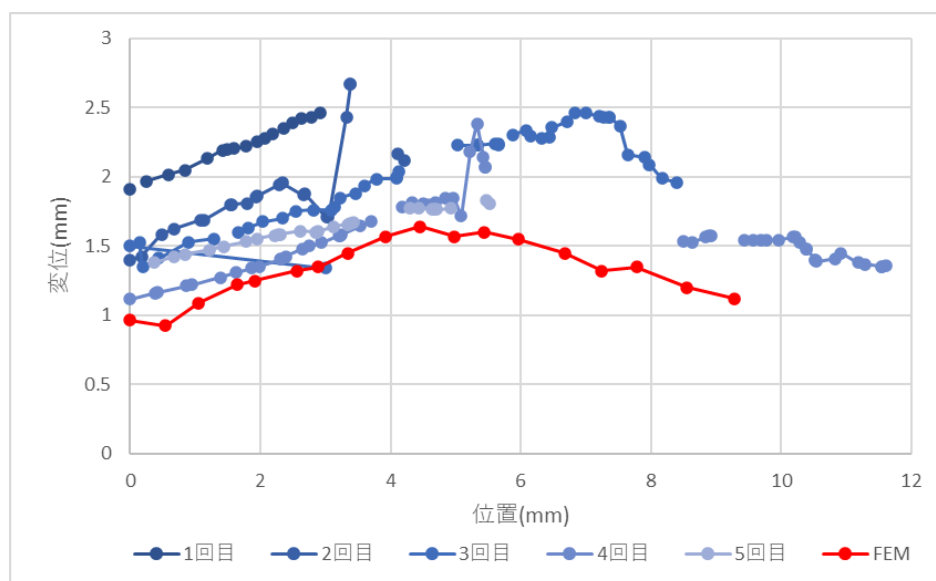


図 4.6-4 4 kPa 負荷時の弁膜中央を横切る曲線上合成変位分布

4.6.2 実験と数値解析におけるひずみの比較

実験と数値解析による第 1 主ひずみのコンター図とベクトル線図(図 4.5-29~32,-38) を比較すると実験では弁中央部の値が大きく自由端部(接触部) に近づくにつれひずみが小さくな

4 ブタ大動脈弁閉鎖時の弁膜上のひずみ測定と応力解析

るという傾向がみられたがこれは数値解析でも見られ、分布の傾向は一致しているといえる。また、主方向も弁膜中央部では大動脈中心方向を向いているという傾向は数値解析でも再現できた。しかし、弁が完全に閉じなかった。これは繊維垂直方向の弾性率の非線形性が影響していると考えられる。繊維垂直方向は微小変形領域でヤング率が極端に小さいが数値解析では線形で近似してしまっているの、微小変形の領域で弁膜が繊維垂直方向に十分に伸長せず弁の閉鎖が不完全になってしまったと考える。

また、上図中中央の曲線上の第1主ひずみの分布をプロットした図が下図である。デジタル画像相関法によるひずみ計測については、端部で大きくなる傾向がみられるものとみられなかったものがあつたが、これは見られなかったものは測定範囲が狭かったために端の領域が測定できていないためと考えられる。弁膜中央部についてはがたつきはあるものの、弁膜のひずみ測定についてデジタル画像相関法によるひずみ測定の再現性が確認できる。このがたつきは初期形状において表面に凹凸があるためにがたつくと考えられ、数値解析では表面の凹凸が省略されるのでがたつきがないが、この影響を考慮すればおおよそひずみは一致した。

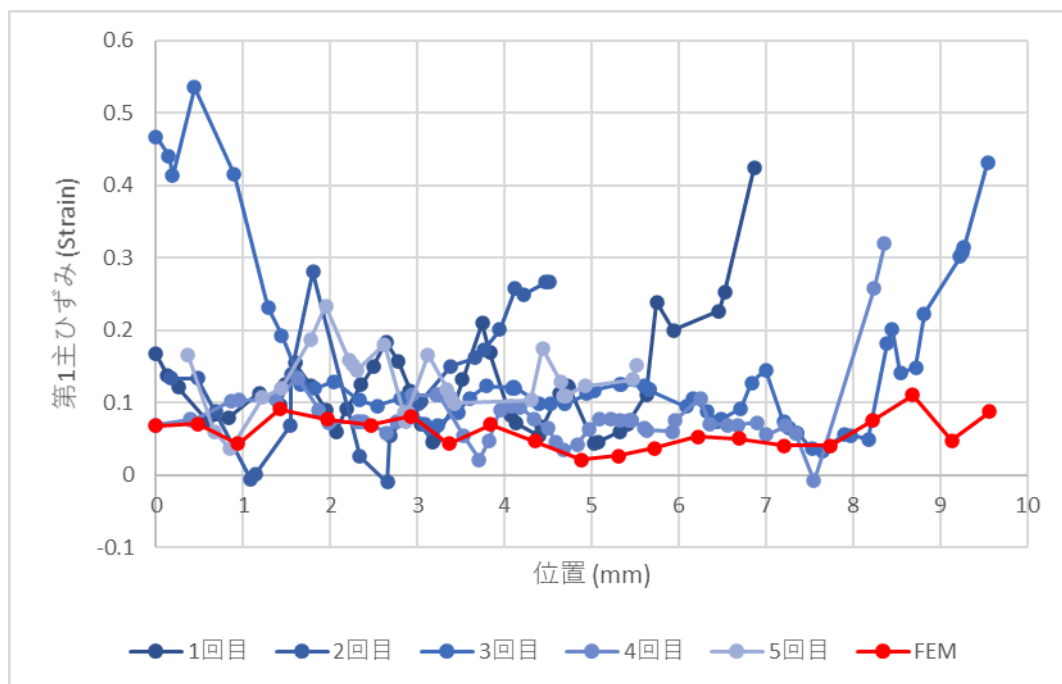


図 4.6-5 1 kPa 負荷時の弁膜中央部における第1主ひずみ分布

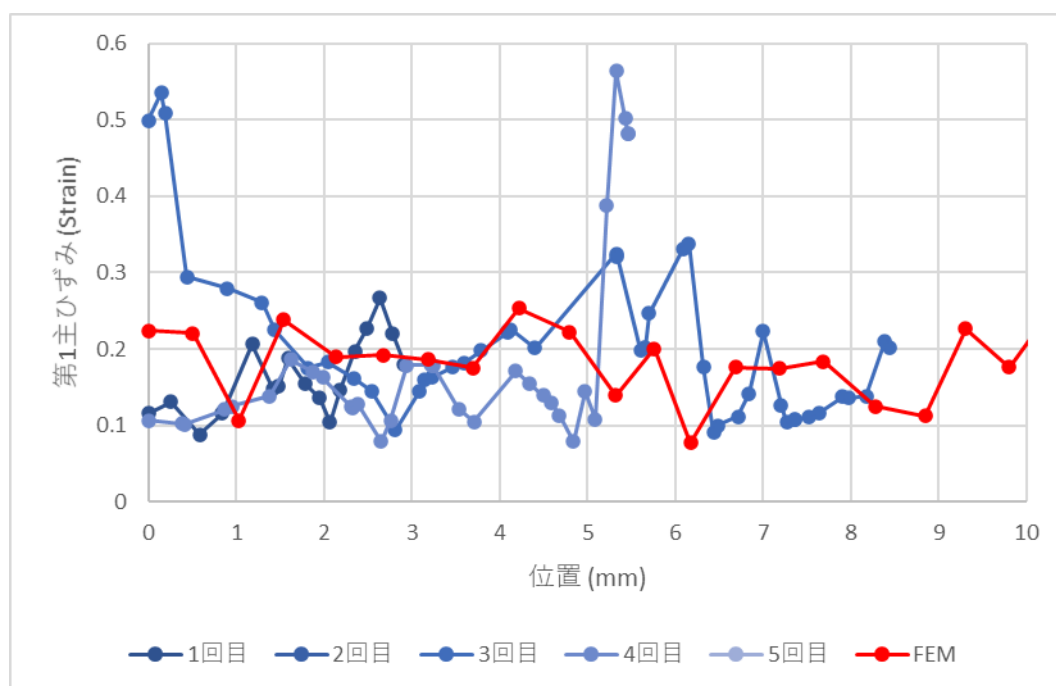


図 4.6-6 4 kPa 負荷時の弁膜中央部における第 1 主ひずみ分布

一方、デジタル画像相関法と数値解析でひずみが一致した一方で数値解析の変位が小さく算出されたことについては固定端の条件が影響していると考えられる。すなわち、実験では固定端部が変形し沈み込むような変形をしていることに対し数値解析では固定してしまっているという違いの影響だ。生体内では大動脈側から正圧を受けるためバルサルバ洞が広がることで弁輪が沈み込むような変形はしないと考えられる。

4.6.3 数値解析における応力に関する考察

ミーゼス応力のコンター図が以下である。自由端部での応力が大きくなっており、弁膜中央部で小さくなっている。しかし、3.6.3 節でファントムモデルでは弁膜の接触部ではひずみが小さくなるため応力も小さくなるはずである。この解析でも弁膜が接触している領域では応力も小さくなっており、弁の閉鎖が不完全であるためにこのような応力分布をしていると考えられる。ここから、この数値解析で実験の応力解析を行うことは不十分ということはもちろんだが、一方で弁の閉鎖不全が応力分布に多大な影響を与えることが言える。

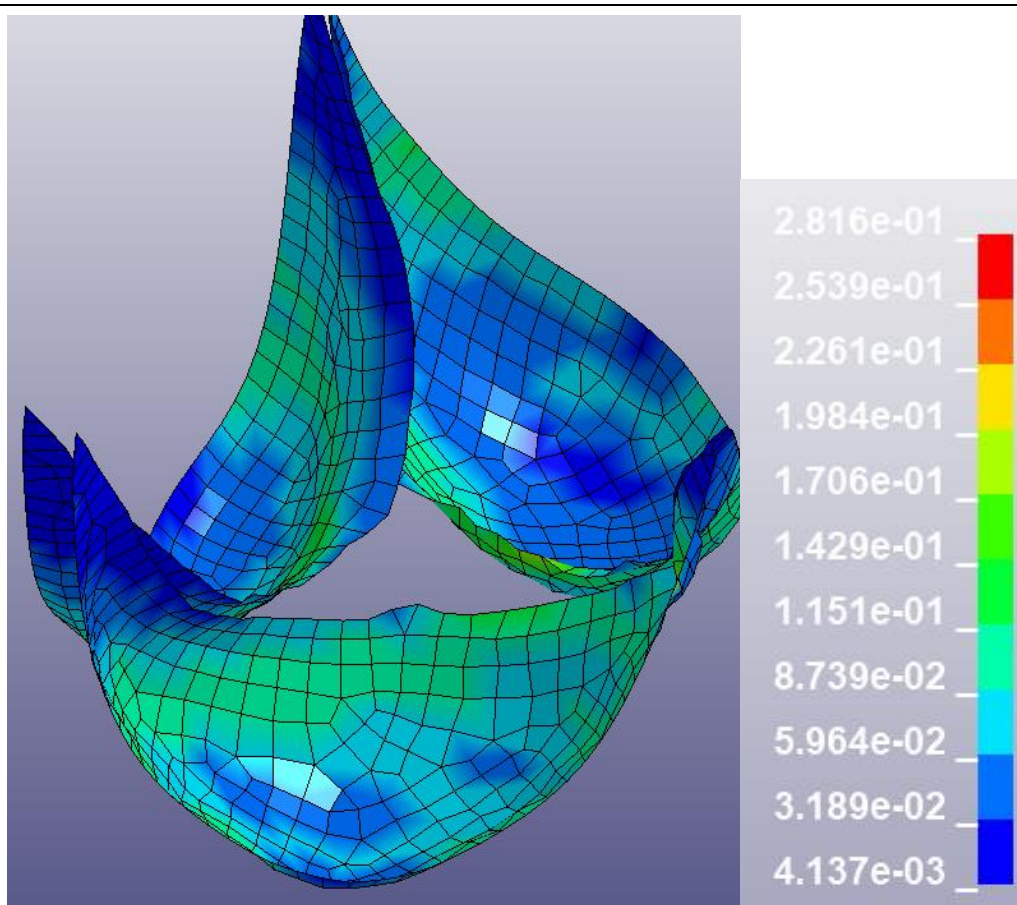


図 4.6-7 ミーゼス応力のコンター図

4.7 結言

ブタ弁膜の引張試験では繊維方向と垂直方向と 45° の 3 種類について引張試験を行いヤング率とせん断弾性率を求めた。これらの結果は先行研究の値と大きな違いはなく妥当な値といえた。また、ヒト弁膜の値とも比較することで物性においては近い値を持つことも確認した。

ブタ弁膜への加圧実験では 5 回繰り返し測定を行うことでデジタル画像相関法によるひずみ測定の再現性を確かめた。

一方この結果を用いて数値解析の妥当性を確認した。変位は数値解析が実験より小さくなったという結果になったがひずみはよく一致した。弁膜の変形も弁が完全に閉まらず実験を再現することができなかった。

このことから大動脈弁の数値解析において実験による妥当性の確認の重要性を確認した。

5 結論と課題

5.1 本研究の結論

ファントム実験では等方弾性体を用いた大動脈弁モデルについてデジタル画像相関法による変位，ひずみの実測値を用いて数値解析結果の妥当性の検証を行うことでより信頼のできる応力解析を行った．この手法を用いることで大動脈弁再建術だけでなく患者個人に合わせた様々な治療法の提案を支援することが期待できる．さらに，等方材料を用いた様々な人工弁の応力解析を行うことができる．また，今回は閉口時を再現した解析を行ったが定常的であれば開口状態の解析も可能であり様々な応用が期待できる．

ブタ大動脈弁への加圧実験では実際のヒト大動脈弁に近い環境でも先述の手法が適用できることを示した．これによって David 術のような自己弁膜を温存した手術法の支援に加え狭窄，閉鎖不全といった病理の進行メカニズムの解明にも応用されることが期待できる．

5.2 本研究の課題

ファントム実験ではデジタル画像相関法には見られたが数値解析では再現しきれなかったひずみ分布が存在した。このため、数値解析上では見られなかった応力集中が存在する可能性もあるため数値解析手法の改良が目下の課題である。今回は無視した応力緩和などの動的な挙動、非粘着性ではあるが通常の高分子材料より吸着性のあるシートを使用したことによる接触への影響のなどを再現することでさらなる解析の改良が期待できる。

ブタ大動脈弁への加圧実験の目下の課題は数値解析手法の改良だ。今回の解析では弁の閉じる、中心方向への変形が再現できず3枚の弁が完全には閉まらなかった。この原因として、今回定義した繊維方向が実際とは異なる方向を向いていること、微小変形領域での繊維垂直方向のヤング率が小さすぎるため解析が安定しないという理由から大きい値を使わざるを得なかったことが挙げられる。一方、測定実験では左冠尖1枚分の撮影で4 kPaまでの加圧時の測定しかできなかった。実際には3枚の弁膜は形状が少しずつ異なりまた生体内ではおよそ10 kPaの圧力を受けているため、撮影領域を広げることと大変形時の計測も可能とすることが課題だ。

謝辞

本研究を進めるにあたり，ご指導及びご協力頂いた全ての方に深く感謝を申し上げます。

波田野先生には指導教員として，研究室配属から2年間長い間ご指導いただきました。研究に行き詰ったとき，先生に頂いたアドバイスのおかげで本研究を大きく進めることができ心から感謝しております。また，妊娠，出産，育児とお忙しい中，何とか時間を融通して私たちの指導の時間を捻出し家庭と仕事を両立されていた姿はとても立派で，今後私が社会人になり家庭を持った時に見習いたいと強く感じました。

泉先生は研究だけでなく研究室での生活全般でも多大なサポートしていただきました。修士1年で研究室に配属した頃の頃就職活動でなかなか研究室に顔を出せなくてすみませんでした。あの頃気にかけてくださったおかげでこの2年を通して研究の進捗が大きく遅れることなく済みました。大変感謝しております。

労働安全衛生研究所の山際様，緒方様はデジタル画像関連法の機材と実験場所の提供だけでなく実験に関しても多大なご意見を頂きました。また，コロナウイルスによって研究環境が大きく変わった際にも柔軟な対応をしていただけたおかげで当初の計画通りに研究を進めることができました。本当にありがとうございました。

東大 COI メンバーの医学系，工学系の先生方，キャノンメディカルシステムズの方々には定期的にディスカッションの場を設けていただいた上に本研究に関して様々な観点からご意見を頂きました。生体の扱いに慣れない中で本研究を進めることができたのは本プロジェクトメンバーの方々のサポートのおかげです。

研究室の先輩・同期・後輩の皆さまには日頃の生活を通して，大変お世話になりました。ほとんどの時間を共同研究先で過ごしていましたが，久しぶりに研究室に行った時でも気兼ねなく楽しく過ごせる雰囲気がとても好きでした。

最後に，本研究および研究生活に携わって頂いた全ての皆様に深甚の感謝を申し上げ，以上を謝辞と致します。

参考文献

- [1] Y. C. Fung, Biomechanics Circulation, Springer, 1996.
- [2] Peter Libby et al, Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular, Saunders, 2007.
- [3] 山科ら, 心臓血管アトラス, 協和企画.
- [4] K. M. J, Hemodynamic Rounds, Weiley Liss, pp.10, 1993.
- [5] Marc R et al, Calcific Aortic Stenosis, Journal of the American College of Cardiology, Vol. 60, No. 19, 2012.
- [6] 内閣府, “平成 27 年度版高齢社会白書,” 内閣府, 2015.
- [7] Committee for Scientific Affairs, The Japanese Association for Thoracic Surgery, Thoracic and cardiovascular surgery in Japan in 2016, General Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2016.
- [8] Wan He, Daniel Goodkind, Paul Kowal, An Aging World: 2015, U.S. Government Publishing Office, 2016.
- [9] 岩出宗代, “機械弁置換術後患者における非心臓手術時の抗凝固療法,” 日本臨床麻酔学会誌, 15 巻, 7 号, 1995.
- [10] Alexander Turpie, Michael Gent, Andreas Laupacis, et al, “A Comparison of Aspirin with Placebo in Patients Treated with Warfarin after Heart-Valve Replacement,” The New England Journal of medicine, 1993.
- [11] 林修司, “ワーファリン内服中に発症した頭蓋内出血性病変への対応,” 脳卒中の外科, 36 巻, 5 号, 2008.
- [12] Broom D. Neil, “Fatigue-induced damage in glutaraldehyde-preserved heart valve tissue,” The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Vol76, pp202-211, 1978.
- [13] Shigeyuki Ozaki et al, “Aortic valve reconstruction using self-developed aortic valve plasty system in aortic valve disease,” Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery, Vol.12, pp. 550-553,, 2011.
- [14] Shigeyuki Ozaki et al, “Midterm outcomes after aortic valve neocuspidization with glutaraldehyde-treated autologous pericardium,” The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Vol. 155, No. 6, 2017.
- [15] 荻野均, “自己弁温存大動脈基部置換術,” 胸部外科, 72 巻, 1 号, 2019.
- [16] ATIEH YOUSEFI, DAVID L. BARK, and LAKSHMI P. DAS, “Effect of Arched Leaflets and

-
- Stent Profile on the Hemodynamics of Tri-Leaflet Flexible Polymeric Heart Valves,” *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 45, No. 2, pp 464-475, 2017.
- [17] Tsutomu TAJIKAWA, Kenkichi OHBA, Shin-ichi IIDA, Masataka YOSHIDA and Fuyo TSUKIYAMA, “Influence of Valsalva Sinus on Flow Field around the Aortic Valve and the Valve Characteristics,” *日本機械学会論文集*, 73 巻, 725 号, 2007.
- [18] 梅崎 栄作, 光弾性法による応力分布測定技術の現状と展望, *精密工学会誌*, 79 巻, 7 号, pp. 607-61, 2013.
- [19] 宮崎桜子, “患者個別大動脈弁モデルの流体構造連成解析による血流動態の評価,” 東京大学工学部 卒業論文, 2020.
- [20] Kenji Takizawa, Tayfun E. Tezduyar, Takuya Terahara, Takafumi Sasaki, “Hart valve flow computation with the integrated Space-Time VMS, Slip Interface, Topology Change and Isogeometric Discertization,” *Computers and Fluids*, vol. 158, pp.176-188, 2017.
- [21] 片山進, “流体構造連成有限要素法による大動脈弁の機能に及ぼす弁養鶏場の影響解析,” 東京大学院新領域創成学研究科人間環境学専攻 修士論文, 2009.
- [22] Anna Maria et al, “Validation and Extension of Fluid-Structure Interaction Model of the Healthy Aortic Valve,” *Cardiovascular Engineering and Technology*, Vol 9, No 4, pp 739-751, 2018.
- [23] T.tajigawa et al, “心拍に伴い開閉する大動脈弁の変形が大動脈弁硬化症の発症に及ぼす影響 (3次元計測手法による弁膜モデルに生じる応力・歪みの測定),” *生体医工学*, Vol 51, pp52-60, 2013.
- [24] 米山聡, DIC(デジタル画像相関法)の基礎と応用 講習会, 日本機械学会, 2019.
- [25] T.C.Chu, W.F. Ranson, M.A. Sutton and W.H. Peters, “Applications of digital-image-correlation techniques to experimental,” *Experimental Mechanics*, 1985.
- [26] 井口学, 松井剛一, 横山隆, 実験力学ハンドブック, 朝倉出版, 2007.
- [27] 山崎弘郎, 安藤繁, 石川正俊, 計測工学ハンドブック, 朝倉出版, 2001.
- [28] 脇 裕之, 西川 出, 小倉 敬二, デジタル画像相関法によるセラミックス遮熱コーティング材の高温疲労き裂開校変位測定, *日本機械学会*, 77 巻, 2002.
- [29] 今井道夫ら, 高速動画撮影をデジタル画像相関法によるコンクリート構造物の動的挙動把握, *土木学会論文集*, Vol. 72, No1, pp. 279-289, 2016.
- [30] Thomas Becker, Larsten Splitthof, Thorsten Siebert, Peter Lletting, “Error Estimations of 3D Digital Image Correlation Measurements,” *The International Conference Speckle06*, 2006.
- [31] Vinventelli A, Zegdi Rm Prat A, Lajos P, “Mechanical modifications to human pericardium after a brief immersion in 0.625% glutaraldehyde,” *The Journal of Heart Valve Disease*, Vol.7,
-

-
- pp.24-29, 1998.
- [32] Shigeyuki Ozaki et al., “Aortic valve reconstruction using self-developed aortic valve plasty system in aortic valve disease,” *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, Vol.12, pp. 550-553, 2011.
- [33] A. A. H. J. Sauren, M. C. van Hout, A. A. van Steenhoven, F. E. Veldpaus, and J. D. Janssen, “THE MECHANICAL PROPERTIES OF PORCINE AORTIC VALVE TISSUES,” *Biomechanics*, Vol.16, No.5, pp.327-337, 1983.
- [34] Missirlis, Y. F. and M. Chong,, “Aortic Mechanics-Part I: Material Properties of Natural Porcine Valves,” *Journal of Bioengineering*, 2, pp. 287-300, 1978.
- [35] Missirlis, Y. F., “In vitro studies of human aortic valve mechanics,” *Rice University, Ph.D. thesis*, 1973.

以上

修士論文

デジタル画像相関法と有限要素法による
大動脈弁閉鎖時の応力解析

p.1 — p.93 完

2021 年 2 月 8 日

指導教員 波田野 明日可 講師

37-196256 渡部 拓哉