

断層粒子画像速度測定法を用いた
弾性血管モデルに生じる
3次元ひずみ分布の計測手法の開発

Development of the Three-dimensional
Strain Measurement Method in an
Elastic Vessel Model using Tomographic
Particle Image Velocimetry

2018年7月

高橋 東

Azuma TAKAHASHI

断層粒子画像速度測定法を用いた
弾性血管モデルに生じる
3次元ひずみ分布の計測手法の開発

Development of the Three-dimensional
Strain Measurement Method in an
Elastic Vessel Model using Tomographic
Particle Image Velocimetry

2018年7月

早稲田大学大学院先進理工学研究科

生命理工学専攻

医用機械工学研究

高橋 東

Azuma TAKAHASHI

目次

page

第1章 序章

1.1	本研究の背景	2
1.2	本研究の位置付け	3
1.3	開発する三次元応力・ひずみ分布計測法のコンセプト	5
1.4	本研究の目的	6
1.5	本論文の構成	6

第2章 垂直ひずみに対する三次元ひずみ分布計測法の開発

2.1	本章の目的	10
2.2	トレーサ粒子入り透明モデルの製作方法の検討	10
2.2.1	本節の目的	
2.2.2	実験方法	
2.2.3	実験結果	
2.2.4	考察	
2.2.5	本節のまとめ	
2.3	引張試験によるひずみ分布計測の実験条件の検討	17
2.3.1	本節の目的	
2.3.2	実験方法	
2.3.3	実験結果	
2.3.4	考察	
2.3.5	本節のまとめ	
2.4	本章のまとめ	35

第3章 経時的に三次元変形する弾性管モデルに生じる三次元応力・ひずみ分布計測の妥当性の評価

3.1	本章の目的	39
3.2	実験方法	39
3.3	解析方法	43
3.4	実験結果および解析結果	45

3.4.1	実験結果	
3.4.2	解析結果	
3.5	考察	49
3.6	本章のまとめ	52

第4章 経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じるひずみ分布計測において三次元応力・ひずみ分布計測法の有用性の検証

4.1	本章の目的	55
4.2	経カテーテル大動脈弁留置術の 弁輪部破裂リスク評価のための大動脈弁モデルの開発	55
4.2.1	本節の目的	
4.2.2	実験方法	
4.2.3	実験結果	
4.2.4	本節のまとめ	
4.3	大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測	61
4.3.1	本節の目的	
4.3.2	実験方法	
4.3.3	実験結果	
4.3.4	考察	
4.3.5	本節のまとめ	
4.4	本章のまとめ	73

第5章 総括

5.1	本研究の成果と意義	76
5.2	本研究成果の今後の展望	77
	参考文献	79
	謝辞	81
	研究業績	

第 1 章

序章

1.1 本研究の背景

1.2 本研究の位置付け

1.3 開発する三次元応力・ひずみ分布計測法のコンセプト

1.4 本研究の目的

1.5 本論文の構成

1.1 本研究の背景

1.1.1 応力・ひずみ計測法について

製品開発において、信頼性や機能性を向上するためには製品を検証し、安全性の検証結果を開発にフィードバックすることが重要である。応力・ひずみは物体に生じる力や変形の大きさや方向を表す物理量であり、物体の変形や破壊等の評価を目的に広範な領域で用いられる評価項目である。1930年代に開発されたひずみゲージは汎用的なひずみ計測法で高い計測精度を有するが、計測領域は一点に限られる (Fig. 1.1) ¹⁾⁻³⁾。その後、画像相関法 (Digital image correlation, DIC) ^{4), 5)} やスペックル干渉法 ^{6), 7)} など、物体の表面に生じる応力・ひずみ分布の計測法が開発された。DICは、変形前後の物体を撮像した二次元画像間の相関性から求められる移動量からひずみ分布を算出する手法である。スペックル干渉法はレーザ干渉を利用し、レーザ光が粗面で散乱、反射してできるスペックルパターンを利用した計測法である。これらの技術はさまざまな物体の応力・ひずみ分布計測に用いられてきたが、計測領域は物体の表面に限定され、物体内部を含む三次元応力・ひずみ分布計測は不可能であった。

2000年以降の三次元画像撮像器の急激な進歩に伴い、三次元応力・ひずみ分布計測が可能となり、研究開発が活発に行われている ⁸⁾⁻¹⁶⁾。三次元画像相関法 (Digital volume correlation, DVC) は画像相関法の計測領域を二次元から三次元に拡張した技術であり、三次元画像から三次元応力・ひずみ分布を計測手法である。本研究では、三次元画像相関法による三次元応力・ひずみ分布計測法に焦点をあてる。次項で三次元画像相関法について説明する。

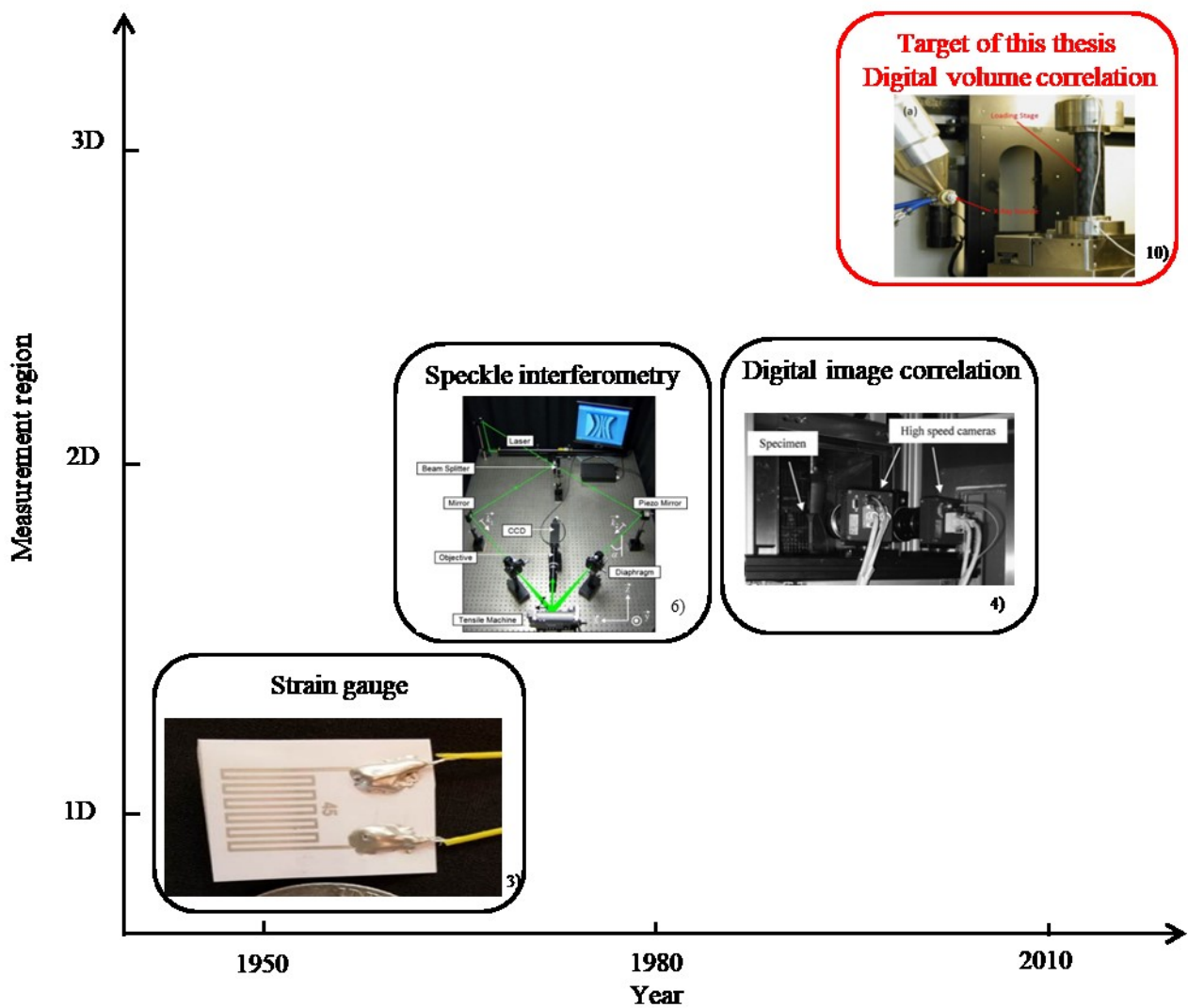


Fig. 1.1 The experimental stress and strain measurements and measurement region. Photos of strain gauge, speckle interferometry, digital image correlation, and digital volume correlation are used from the following references 3), 4), 6), 10)

1.2 本研究の位置付け

三次元画像相関法では、Computed Tomography (CT)やMagnetic Resonance Imaging (MRI)といった撮像機器によって撮像された三次元画像から画像相関法により応力・ひずみ分布を計測する (Fig. 1.2a)。計測原理の詳細は2章で述べるが、Fig. 1.2bに示すように変形前後の三次元画像の類似性から求められる三次元移動量分布から応力・ひずみ分布を算出する手法である。三次元画像相関法は、これまでに金属や高分子、セラミック、岩石、木材といった材料に生じる応力・ひずみ分布の計測に用いられてきた¹⁰⁾。画像相関法

に用いられる撮像機器は、最大時間分解能 10 Hz 程度で撮像可能である。しかし、応力・ひずみ分布計測法では、計測誤差に影響する三次元画像のノイズを軽減するため、時間分解能は 1 Hz 以下に制限される^{8)・16)}。そのため、従来のひずみ分布計測法では、動的に変形する対象物を撮像することが困難であり、計測対象は静的負荷により変形する対象物に限られてきた。そのため、高い時間分解能が求められる動的に変形する対象物に生じる応力・ひずみ分布の計測は三次元応力・ひずみ分布計測法の残された課題である。本研究では、高い時間分解能を有し、動的に変形を伴う対象物に生じる応力・ひずみ分布を経時的かつ定量的に計測可能な新規ひずみ分布計測手法を開発する(Fig.1.3)。

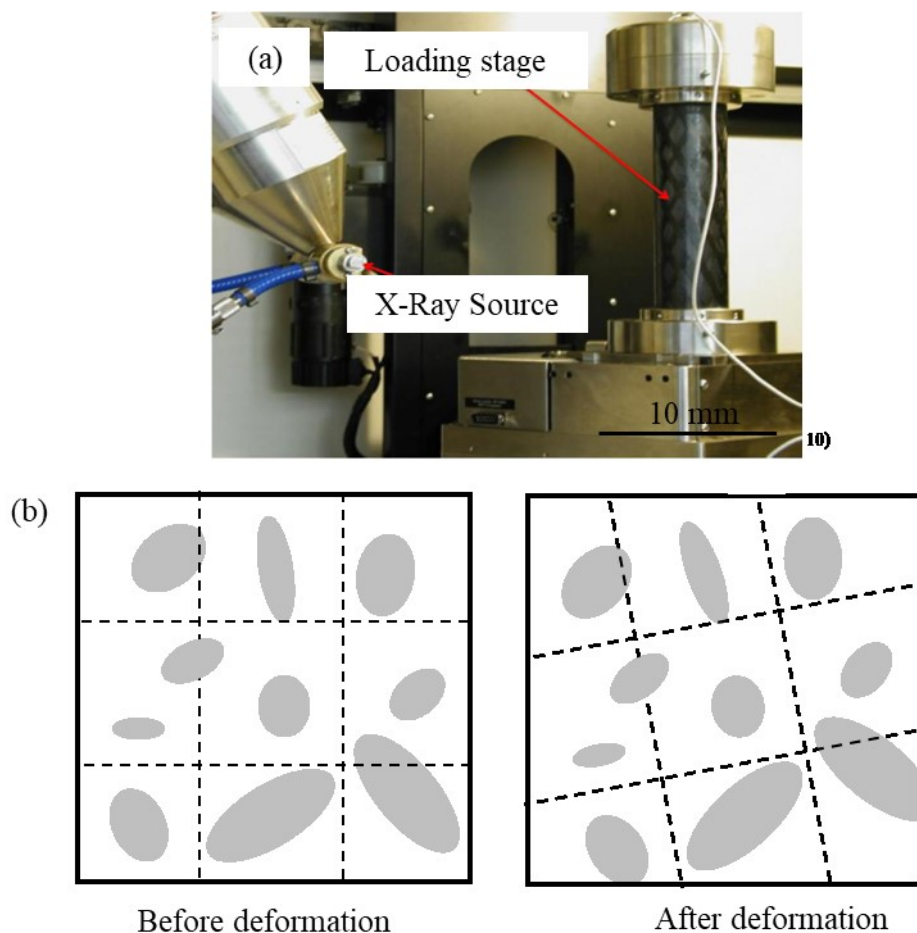


Fig. 1.2 The experimental strain measurement using digital volume correlation method¹⁰⁾, (a) The experimental setup to measure three-dimensional strain with X-ray CT, (b) The schematic of inner structure of material before and after deformation. Photo of digital volume correlation are used from the following reference 10)

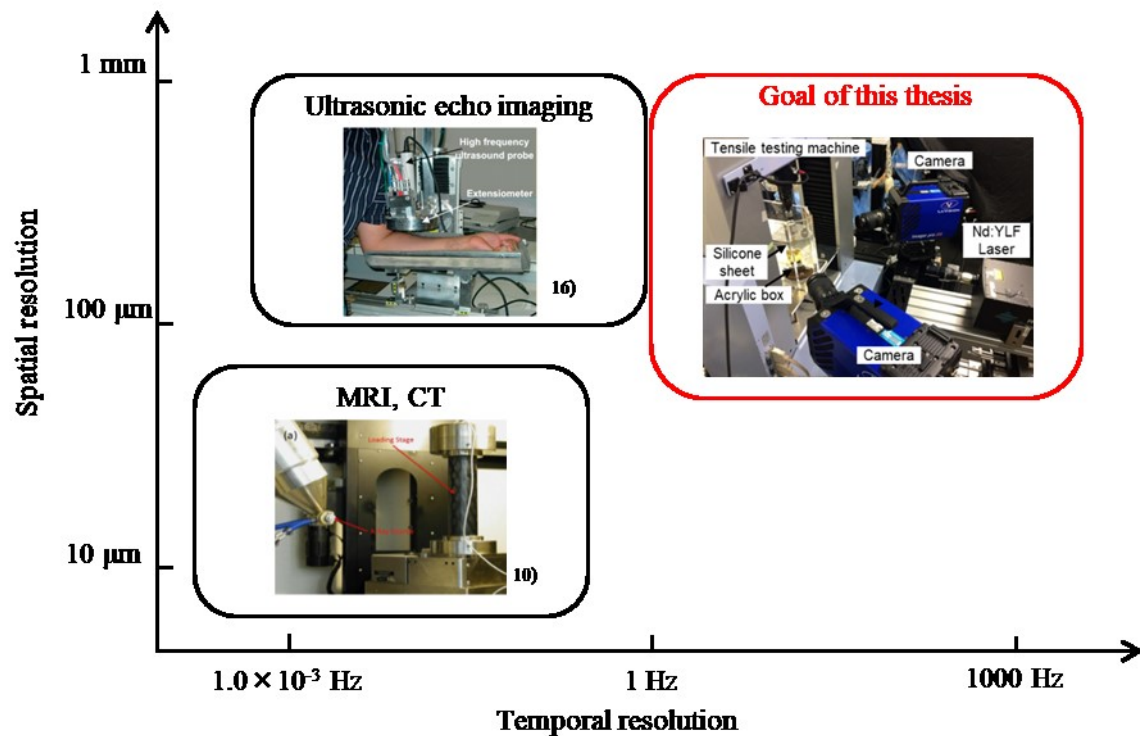


Fig. 1.3 Spatial and temporal resolution of imaging devices for three-dimensional strain measurement. Photos of digital volume correlation with CT and ultrasonic echo imaging are used from the following references 10), 16)

1.3 開発する三次元応力・ひずみ分布計測法のコンセプト

本研究では、従来の三次元応力・ひずみ分布計測法の時間分解能の課題を解決するため、三次元流速計測法である断層粒子画像速度測定法 (Tomographic particle image velocimetry, Tomographic PIV) に注目し、動的に変形する対象物に生じる応力・ひずみ分布を計測可能な応力・ひずみ分布計測手法の開発に取り組んだ。Tomographic PIV は、複数台のカメラで取得した流体中を流れるトレーサ粒子の粒子画像を用いて、トレーサ粒子を三次元画像相関法により追跡することで三次元流速分布を計測する技術であり、高い時間分解能で三次元流速分布を計測可能な手法である¹⁷⁾⁻²²⁾。Tomographic PIV で使用するカメラの時間分解能は最大 1000 Hz 程度であり、経時的に変化する流速分布の計測が可能である。Tomographic PIV を用いた流速分布計測の研究では、透明の弾性管モデル内部に流れる作動流体内のトレーサ粒子を追跡することで流速分布を計測する研究が行われる

21)。

本研究では、Tomographic PIV の計測対象を固体のひずみに適用し、トレーサ粒子を混合させた任意の透明モデル内の粒子パターンを追跡することで求まる移動量分布から固体に生じるひずみ分布を計測する方法を開発することを目指した。本ひずみ分布計測法により、従来困難であった高い時間分解能を有するひずみ計測を可能とする。

1.4 本研究の目的

医療行等の製品開発において、製品に生じる三次元応力・ひずみ分布を計測することは、安全性の評価や設計の最適化、人で生じる有害事象の原因究明に有用である。本研究では (1) Tomographic PIV を応用しトレーサ粒子を混合した透明モデルを用いて、動的に変形する対象物に生じる応力・ひずみ分布を動的かつ定量的に計測可能な応力・ひずみ分布を開発し、(2) その有用性を検証することを目的とした。

1.5 本論文の構成

本論文の構成の概要を以下に述べ、フローチャートを Fig.1.4 に示す。

第1章 序章

応力・ひずみ計測法に関する先行研究や計測法の課題に関して述べる。さらに、本研究の位置づけと目的を示す。

第2章 垂直ひずみに対する三次元ひずみ分布計測法の開発

三次元流速分布計測法の Tomographic PIV の計測対象を流体ではなく固体の応力・ひずみに適応し、透明材料内部のトレーサ粒子を追跡して、その移動量分布から応力・ひずみ分布を計測する新規ひずみ分布計測法を開発し、適切な実験条件を検討する。Tomographic PIV において粒子濃度や検査領域は計測精度に影響する。そこで、引張試験においてトレーサ粒子入り試験片に生じる垂直ひずみを三次元ひずみ分布計測法を用いて求め、標線間

距離から得られるひずみと比較し、最適な計測条件を検討する。

第 3 章 経時的に三次元変形する弾性管モデルに生じる三次元応力・ひずみ分布計測の妥当性の評価

第 2 章で開発した計測手法を三次元変形する弾性管モデルに対して適用し、三次元応力・ひずみ分布計測法の妥当性を検証する。圧力負荷を加えたトレーサ粒子入りの弾性管モデルに生じるひずみ分布を計測し、三次元変形する対象物に対する応力・ひずみ分布計測における妥当性を有限要素解析と比較して評価する。

第 4 章 経カテーテル大動脈弁留置時に弁輪部破裂が生じた症例の大動脈弁モデルに生じるひずみ分布評価

第 2, 3 章で開発した応力・ひずみ分布計測法を用いて、医工学分野に応用し、その有用性を検証する。

大動脈弁狭窄症の治療法である経カテーテル大動脈弁留置術における弁輪部破裂リスク評価に応力・ひずみ分布計測法を応用する。

第 5 章 総括

本研究の成果をまとめ、本研究における今後の展望や応用について述べる。

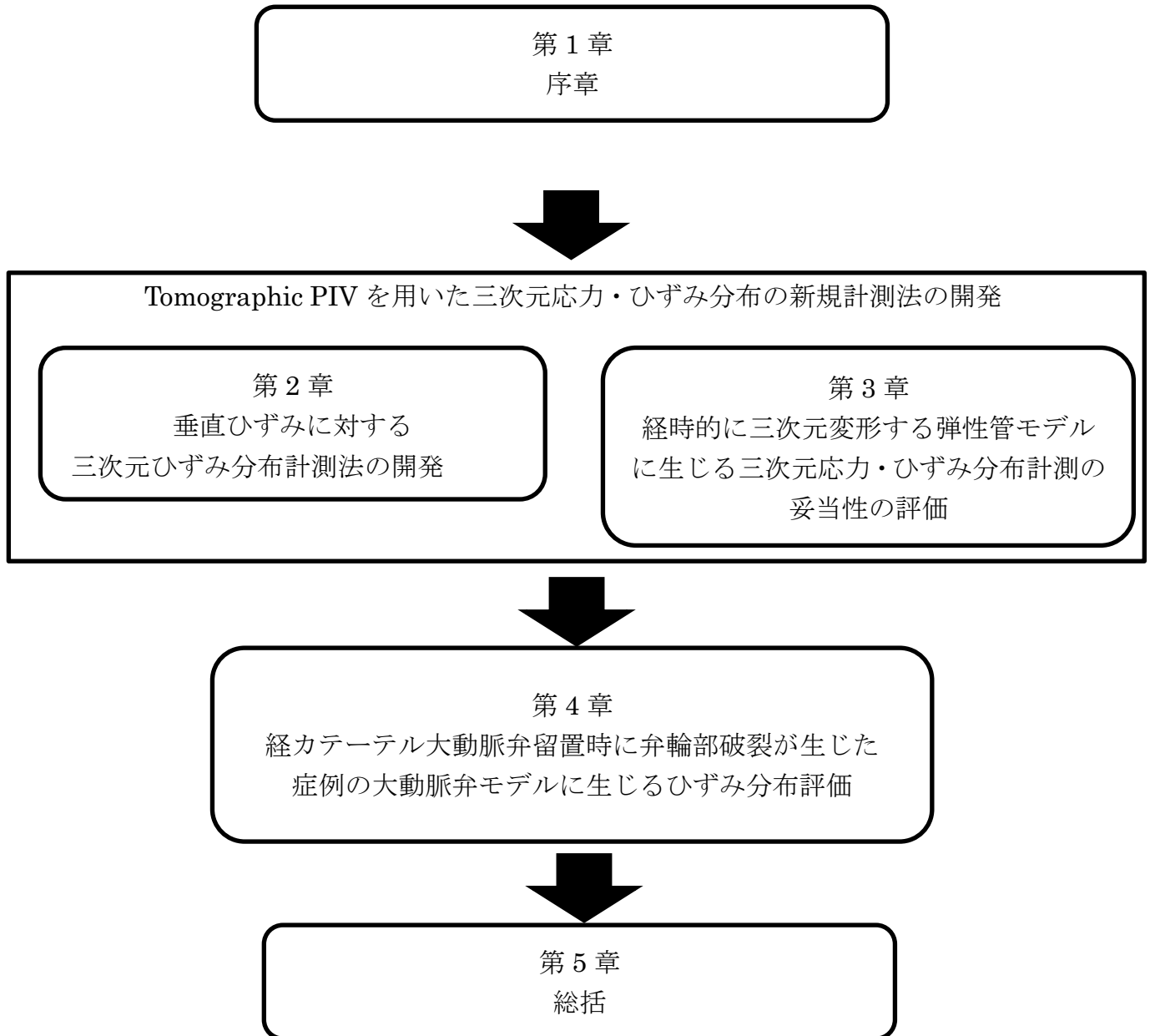


Fig.1.4 Flow chart

第 2 章

垂直ひずみに対する三次元ひずみ分布計測法の開発

2.1 本章の目的

2.2 トレーサ粒子入り透明モデルの製作方法の検討

2.2.1 本節の目的

2.2.2 実験方法

2.2.3 実験結果

2.2.4 考察

2.2.5 本節のまとめ

2.3 引張試験によるひずみ分布計測の実験条件の検討

2.3.1 本節の目的

2.3.2 実験方法

2.3.3 実験結果

2.3.4 考察

2.3.5 本節のまとめ

2.4 本章のまとめ

2.1 本章の目的

本章では、三次元流速分布計測法の Tomographic PIV の対象を固体の応力・ひずみに適応し、透明材料内部のトレーサ粒子を追跡することで求まる移動量分布から垂直ひずみ分布を動的に計測する手法を確立することを目的とする。Tomographic PIV では、計測対象の粒子濃度と計測の空間分解能は計測精度に影響する。そのため、本章では、

1. トレーサ粒子入り透明材料の製作方法
2. 透明材料内のトレーサ粒子の粒子濃度
3. 応力・ひずみ分布計測の空間分解能

を検討し、適切な計測条件を決定し、計測法を確立する。

2.2 トレーサ粒子入り透明モデルの製作方法の検討

2.2.1 本節の目的

本節では、応力・ひずみ分布計測の開発に向けてトレーサ粒子入り透明モデルの製作方法を検討する。Tomographic PIV において、計測対象の粒子濃度は計測における計測精度に影響するため²⁰⁾、計測対象に混合された粒子分布は局所的な粒子濃度のばらつきがなく、均一性が高いことが求められる。そのため、応力・ひずみ分布計測の開発に向けて、透明材料内にトレーサ粒子を均一に分布するトレーサ粒子入り透明モデルの製作方法を検討することを目的とする。

2.2.2 実験方法

(1) トレーサ粒子入りシリコーンの製作方法

本研究では、試験片材料として透明シリコーン(KE-1603 A/B, Shin-Etsu Chemical, Tokyo, Japan)およびシリコーンオイル(KE-96-50CS, Shin-Etsu Chemical, Tokyo, Japan)を使用することとした。本材料の選定理由は、①無色透明であること、②液状の二部材を混合することで固化する二部材混合型材料のため液状の材料内にトレーサ粒子を混

合可能であり，③成形が容易であり，④熱硬化性材料であり加熱によって弾性率を調整できるため様々な対象物の物性を模擬できるためである．透明シリコーンに混合するトレーサ粒子として直径 13 μm ，比重 1100 kg/m^3 の蛍光粒子 (FLUOSTAR, EBM, Tokyo, Japan) を使用した．Tomographic PIV では，トレーサ粒子にレーザを照射し，発色したトレーサ粒子を撮像する．本研究で用いる蛍光粒子は蛍光色素ローダミンが混合されており，波長 550 nm 前後の緑色のレーザを照射することで波長 580 nm 程度のオレンジ色に発色する特性を有する．そのため，550 nm 以下の波長を遮断する光学フィルタを用いて，発光波長が 580 nm であるトレーサ粒子を撮像することで緑色のレーザ光による背景輝度値を低減でき，信号雑音比 (signal to noise ratio, SN 比) を向上させることができる．

透明シリコーン (A 剤) 120 g，硬化剤 (B 剤) 120 g，シリコーンオイル 24 g，直径 13 μm トレーサ粒子 10 mg を自転・公転真空攪拌機 (ARV-310, Thinky, Tokyo, Japan) で回転数 2000 rpm で攪拌し，攪拌時間が透明シリコーン内部の粒子分布の均一性に及ぼす影響を検証した．攪拌時間は 15 秒，30 秒，60 秒，120 秒の 4 条件とした．温度 70°C で 80 分加熱することで高さ 63 mm，直径 Φ 72 mm の円柱型シリコーンを製作した (Fig.2.1(a))．

(2) 粒子分布の均一性評価のための実験装置

異なる攪拌時間で製作したトレーサ粒子入り円柱型シリコーンにおいて，内部に分布するトレーサ粒子の粒子分布の均一性を評価する．粒子分布の均一性評価は，トレーサ粒子入り円柱型シリコーンに対してレーザシートを照射し，発色したトレーサ粒子を解像度 2016 \times 2016 pixel の Complementary metal oxide semiconductor (CMOS) カメラ (Imager pro HS 4M, Lavision, Gottingen, Germany) で撮像することで行った．実験装置の概略図を Fig.2.1(b) に示す．円柱型シリコーン表面での屈折を排除するために，透明シリコーンの屈折率 ($n=1.417$, 25°C) に合わせたグリセリン水溶液で満たしたアクリル製チャンバ内に円柱型シリコーンを設置した．Fig.2.1(b) に示すように，Neodymium-doped yttrium lithium fluoride (Nd:YLF) レーザ (DS20-527, Photonics industries, Bohemia, NY, USA)

を用いて厚さ $100 \mu\text{m}$ のレーザシートを円柱型シリコンの中心軸を通るように照射した。カメラには高倍率撮影を可能とするため、マクロ撮影可能な焦点距離 85 mm の光学レンズ(Micro NIKKOR 85 mm , Nikon, Tokyo, Japan)を使用し、十分な焦点深度となるようにするため F 値を 20 とした。カメラの撮像倍率は、円柱型シリコン中心断面を撮像するのに十分に大きな撮像範囲として、撮像倍率 $M=0.25$ 、撮像範囲は幅 90 mm 、高さ 90 mm とした。Fig.2.1(c)に示す粒子画像から粒子同士の重なり合いがほとんど存在せず、撮像面全域にレーザ照射により発色した粒子が撮像できていることが確認できる。

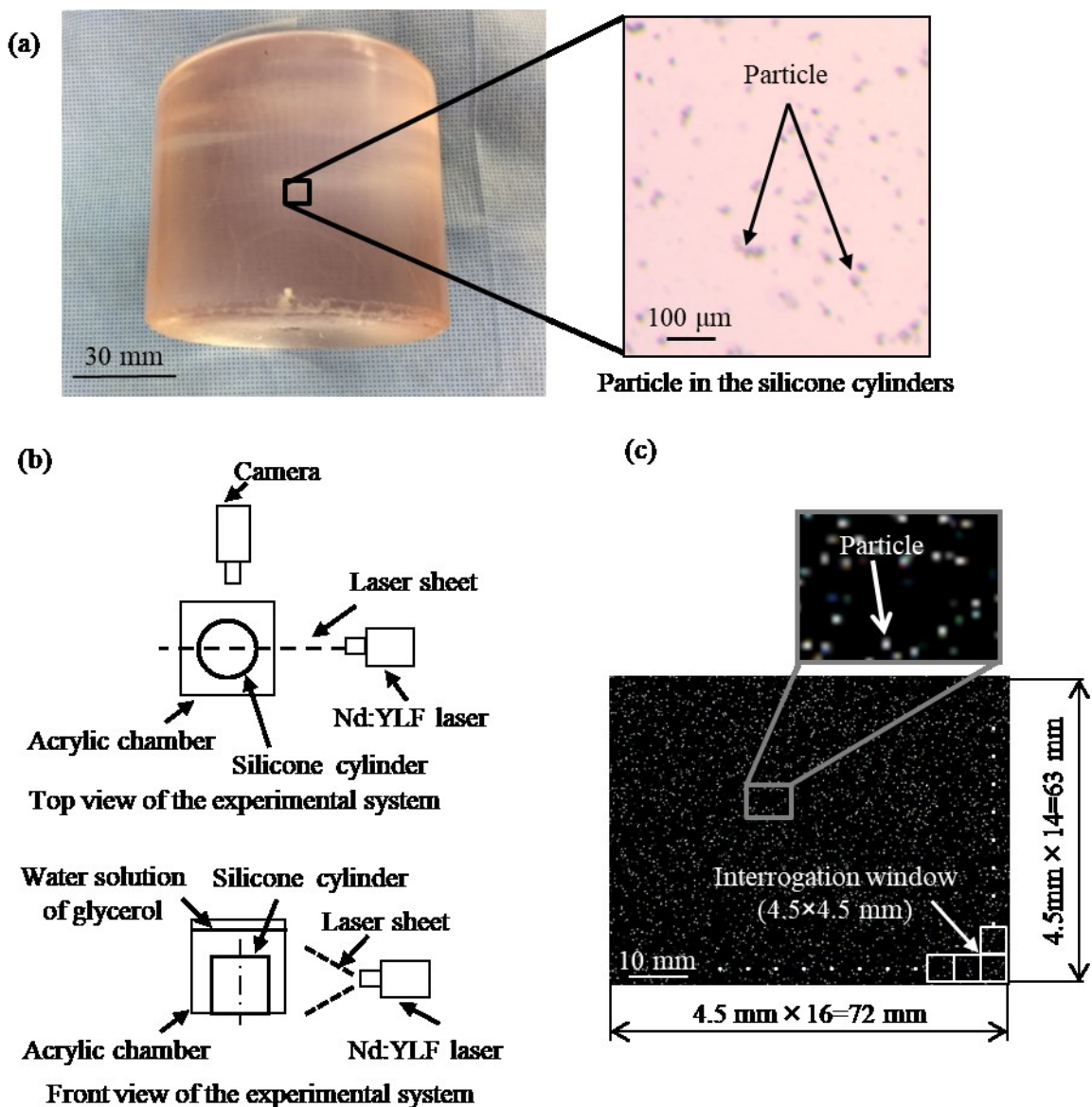


Fig. 2.1 The experimental system for measuring the distribution of particles. (a) The silicone cylinder mixed with tracer particles. (b) The view of the experimental system. (c) Particle in the silicone cylinders in the experimental setup

(3) 粒子分布に対する評価試験

上記の実験装置を用いて撮像した円柱型シリコン内のトレーサ粒子の撮像画像から粒子分布を定量評価した。Fig.2.1(c)に示すように、粒子画像内の検査領域を 4.5×4.5 mm (100×100 pixel) とし、円柱型シリコンのレーザシート照射面を横 16 分割、縦 14 分割し、各検査領域内の粒子数を計測する(Fig.2.2)。各検査領域の粒子数の標準偏差を円柱型シリコン内部の粒子分布の不均一性と定義し、各攪拌時間で製作した円柱型シリコン内部における粒子分布の不均一性を評価した。また、各混合時間において、試験片を 6 個作製し、検査領域内の粒子数の標準偏差に対して統計的に比較した。

(4) 統計処理方法

本試験で取得した実験結果の統計解析は、すべて統計解析ソフト SPSS Statistics version21 (IBM, NY, USA)を用いて実施した。各結果において、連続分布の正規性および等分散性の検定は、それぞれ Shapiro Wilks test, Levene test を行った。正規性および等分散性とみなせたため、多重比較として Tukey test を行った。有意確率 0.05 以下で統計学的に有意な差とみなした。

2.2.3 実験結果

円柱型シリコン中心断面の粒子画像から算出された各検査領域内の粒子数分布を Fig.2.2(a)に示す。粒子数分布から、攪拌時間 15 秒の円柱型シリコンのレーザシート照射面では、他の条件と比べても局所的な粒子分布の偏りが大きく、局所的に検査領域内の粒子数が 120 個より多く、20 個より小さくなる箇所があることが確認された。粒子数分布から算出した粒子数の平均値および偏差値をそれぞれ Fig.2.2(b), Fig.2.2(c)に示す。なお、粒子数の平均値は Fig.2.2(a)に示す各検査領域内の粒子数から算出し、偏差値の平均値は同様の円柱型シリコンに対して粒子数分布の計測を 6 回の実験を行った結果から算出した。Fig.2.2(b)より、攪拌時間によらず検査領域内の粒子数は同等となることがわかった。

一方で、Fig.2.2(c)より検査領域内の粒子数の偏差値は、攪拌時間 15, 30, 60, 120 秒において、それぞれ 14.0, 11.1, 9.7, 9.5 となった。攪拌時間 15, 30 秒と比べ 60, 120 秒で有意に粒子のシリコーン内の分散のばらつきが小さくなることがわかった。また、攪拌時間 15, 30 秒と比べ攪拌時間 60, 120 秒において検査領域内の粒子数の偏差値は同等であり、攪拌時間が長くなるにつれて粒子の均一性は漸近していく傾向を取得した。攪拌操作において透明シリコーンの固化が進み、成形が困難となるため、透明シリコーンモデルの成形性を考慮すると、攪拌時間は短いほうが望まれるため、攪拌時間を 60 秒とした。

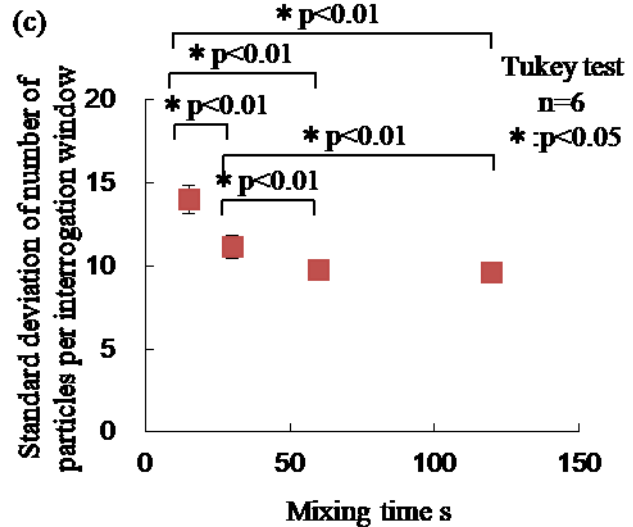
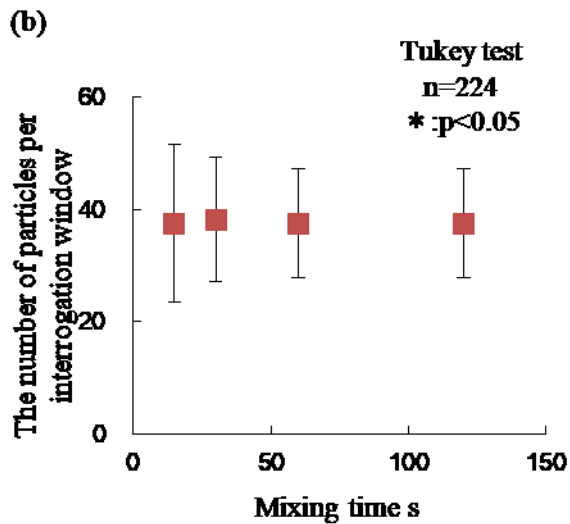
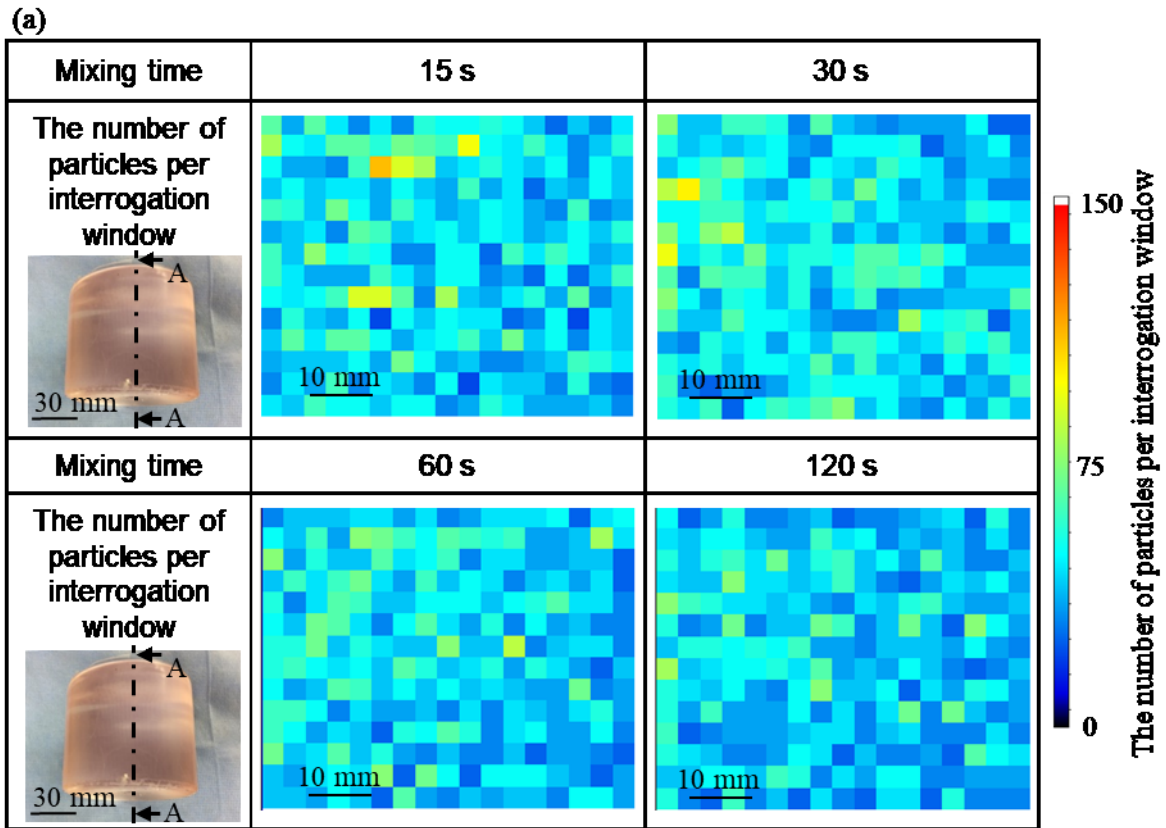


Fig. 2.2 The particle density distribution in silicone cylinders mixed with tracer particles for different time, (a) The distribution of the number of particles per interrogation window, (b) The number of particles per interrogation window, (c) The standard deviation of number of particles per interrogation window

2.2.4 考察

本節では、透明シリコーンに均一にトレーサ粒子を分布させるための透明シリコーンとトレーサ粒子の攪拌時間を検討した。本実験で使用した透明シリコーンおよびトレーサ粒子の比重が透明シリコーン内のトレーサ粒子の分布に与える影響に関して考察する。透明シリコーン A 剤/B 剤およびシリコーンオイルを攪拌した直後の透明シリコーンは密度 1024 kg/m^3 、粘度 $42 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ であり、トレーサ粒子は密度 1100 kg/m^3 、粒径 $13 \text{ } \mu\text{m}$ であった。なお、粘度は毛細管粘度計(026130-100, Sibata scientific technology, Tokyo, Japan)を用いて計測した。下記の粒子に加わる浮力と重力のつり合いの式によるストークスの式より、透明シリコーン内における粒子の沈降速度 v は重力加速度 g 、粒子の密度 ρ_p 、流体の密度 ρ_f 、粒径 d 、流体粘度 μ から下記式により算出される。

$$v = \frac{gd^2(\rho_p - \rho_f)}{18\mu} \quad (2.1)$$

重力加速度 $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ とすると、沈降速度 $v = 1.66 \times 10^{-4} \text{ } \mu\text{m/s}$ となる。本実験において、透明シリコーンを 70°C で加温した際、透明シリコーンの固化時間は約 20 分であった。透明シリコーンの粘度は加熱中に変化するが、変化しないと仮定するとトレーサ粒子の沈降移動量は $0.20 \text{ } \mu\text{m}$ となり検査領域 $4.5 \times 4.5 \text{ mm}$ に対して十分に小さい。また、加熱中には粘度が上昇するため沈降速度はさらに遅くなるため、十分に無視できるものだと考えられる。以上より、本実験で決定したトレーサ粒子入り透明シリコーンの製作方法をひずみ分布計測において用いることとする。

2.2.5 本節のまとめ

本節では、ひずみ分布計測に向けた計測対象製作において、混合するトレーサ粒子の透明シリコーンへの攪拌方法を検討した。Tomographic PIV において、粒子濃度は計測における計測精度に影響するため²⁰⁾、計測対象に混合された粒子分布は局所的な粒子濃度のばらつきが少なく、均一性が高いことが求められる。本研究では、透明シリコーンとして二部材混合型材料を使用するため、液状の二部材は混合した直後から固化が開始する。固化

が進むにつれて材料の柔軟性が低下してしまうため、成形において攪拌時間は短い方が望ましいが、短すぎる攪拌時間は粒子濃度の不均一性につながる。そのため、本節では、透明シリコーン内の粒子分布の均一性の点から、適切な攪拌時間を検討した。攪拌時間が長くなるにつれて粒子分布の不均一性は低くなり、漸近していく傾向を取得した。同等の均一性となる攪拌時間の中で最も攪拌時間が短くなる条件を攪拌時間として決定した。さらに、ひずみ分布を計測する分解能に対して加熱時間中の沈降移動量が非常に小さいことから、加熱固化中に粒子の沈降が均一性に与える影響は小さく、本節で提案した試験対象の製作方法をひずみ分布計測のために用いることに決定した。

2.3 引張試験によるひずみ分布計測の実験条件の検討

2.3.1 本節の目的

本節では、三次元流速分布計測法の Tomographic PIV の計測対象を固体の応力・ひずみに適応し、透明材料内部のトレーサ粒子を追跡することで求まる移動量分布から応力・ひずみ分布を計測する手法を開発し、適切な実験条件を検討することを目的とする。前節で述べたが、Tomographic PIV において、計測対象の粒子濃度や計測条件の検査領域は計測における空間分解能や計測精度に影響する。本項では、2.2 項で決定した透明シリコーンとトレーサ粒子の攪拌時間にもとづいて製作した試験片を用いた引張試験において、応力・ひずみ分布計測法と従来法の標線間距離から求めた垂直ひずみを比較することで、試験片の粒子濃度および検査領域が垂直ひずみの計測精度に及ぼす影響を検討し、適切な計測条件を決定する。

2.3.2 実験方法

(1) 引張試験片の作製

2.2 項で決定したトレーサ粒子と透明シリコーンの攪拌方法で試験片を以下の手順で製作した(Fig.2.3(a))。試験片は厚さ 2 mm の 2 号ダンベル状試験片 (JIS K 6251, ISO 37:

2011) とした。本実験において粒子濃度は 0.008, 0.014, 0.020, 0.026 particle per pixel (ppp)となるように、透明シリコンにトレーサ粒子を混合した。なお、試験片の粒子濃度は、2台のカメラを用いた Tomographic PIV による流体の速度分布計測において、三次元再構築の精度を示す再構築精度の推奨値 Reconstruction quality factor が、 $Q > 0.75$ 程度となる実験条件を参考に決定した²⁰⁾。また、標線間距離から垂直ひずみを計測するため、製作した試験片には標線を 20 mm 間隔で記載した。ひずみ分布の計測領域は Fig.2.3(b) に示す $5.2 \times 10 \times 2$ mm の領域とした。

(2) 引張試験におけるひずみ分布計測のための実験系の構築

本研究で用いた実験系、実験条件をそれぞれ Fig.2.4, Table2.1, Table2.2 に示す。実験系は、前項で使用した CMOS カメラ 2 台、および、マクロレンズ、Nd:YLF レーザ、アクリル製チャンバ、シリコン製試験片で構成した。Fig.2.4 に示すように、厚さ 6 mm のレーザーシートを引張試験片に垂直かつ中心軸に照射した。2 台の高速度カメラの光軸角度は 45 度でシャインプルーフ配置とした (Fig.2.4(a))²⁰⁾。撮像倍率 $M=0.49$ 、撮像範囲は幅 45 mm、高さ 45 mm とした。引張試験片表面での屈折を排除するために、試験片は試験片の屈折率 ($n=1.417$, 25°C) に合わせたグリセリン水溶液で満たしたアクリル製チャンバ内に設置した。また、空気とアクリル製チャンバの境界での屈折を排除するため、グリセリン水溶液で満たすアクリル製チャンバの側面は、2 台のカメラの光軸およびレーザーシートに対して垂直にプリズム面を設計した。各粒子濃度の試験片においてチャック間距離は 40 mm、引張速度は 50 mm/min で引張試験を行い³⁾、試験片内のトレーサ粒子の粒子画像を撮像した。Tomographic PIV では三次元画像相関法を行うフレーム間の粒子移動量は計測精度の観点から数 pixel であることが望ましい^{17), 20)}。キャリブレーションおよび三次元構築、移動量分布計測には Davis 8.2.2 (Lavisision, Gottingen, Germany)、以下に示すひずみ計測には Matlab (MathWorks, Massachusetts, USA)を使用した。また、Dual processors intel xeon CPU E5-2690 v2 3.00 GHz and 128 GB RAM memory を搭載した

PC を使用した。

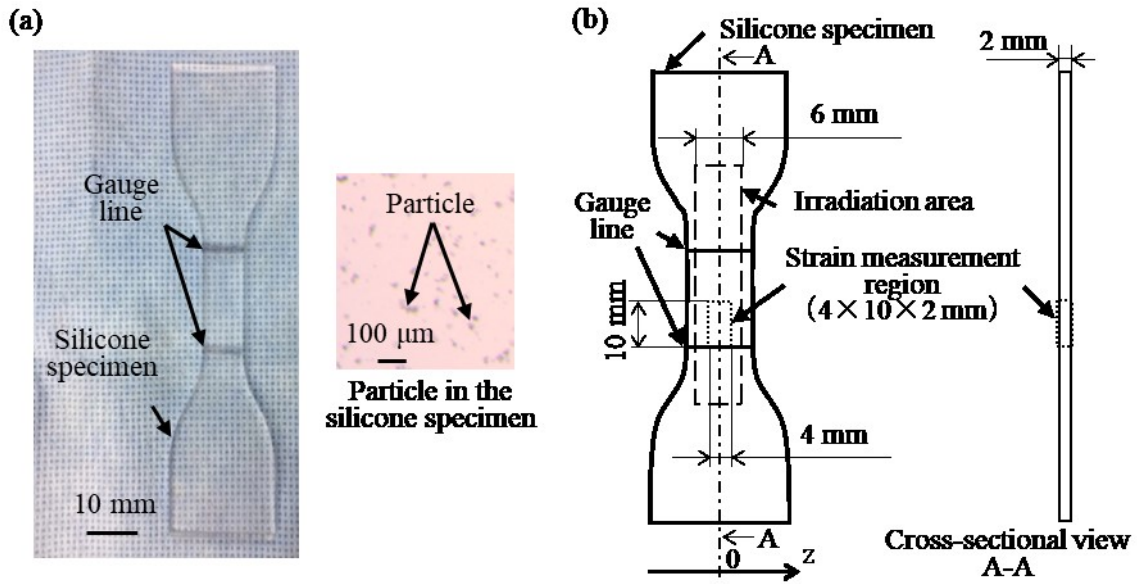


Fig 2.3. The tensile specimen for strain measurement. (a) Silicone specimen. (b) Schematic drawing of area of strain measurement²⁶⁾

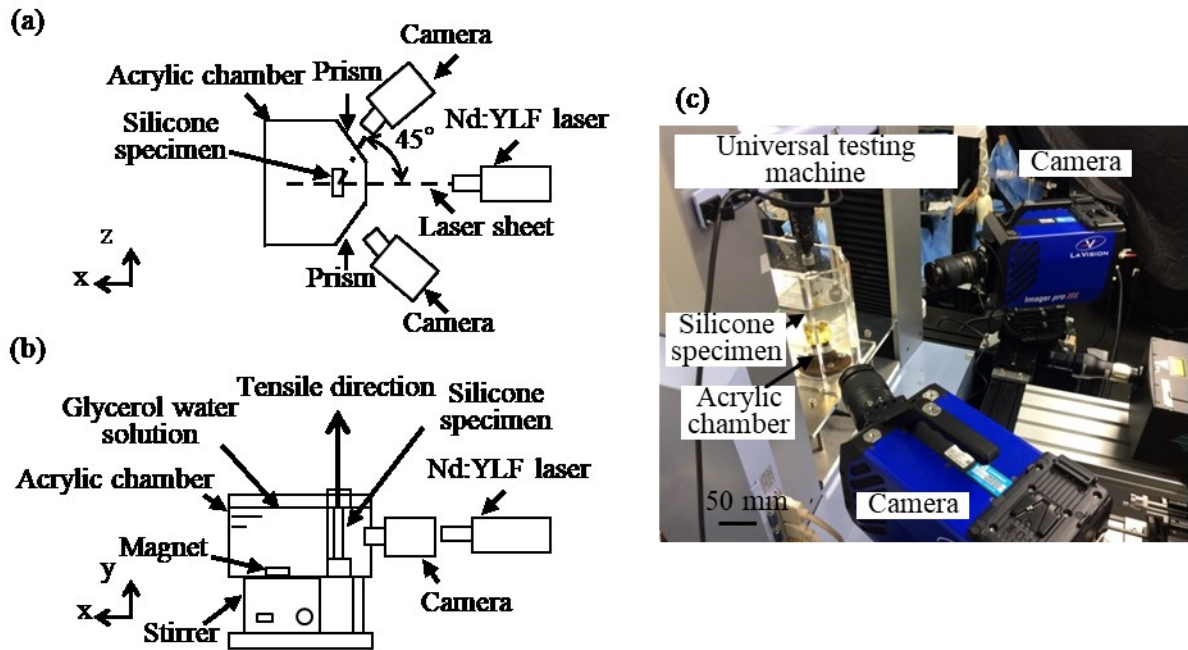


Fig 2.4. The schematic of the experimental system for measuring strain using tomographic particle image velocimetry. (a) Top view of the experimental system. (b) Front view of the experimental system. (c) Experimental system²⁶⁾

Table 2.1 The specification of the tensile specimen⁸⁾

Material	Silicone Refraction index n=1.417
Particle	Fluorescent particle Diameter: 13 μm, Density: 1.1 g/cm³
Particle density	0.008, 0.014, 0.020, 0.026 ppp
Shape	Type-2 dumbbell shaped specimen (JIS K 6251, ISO 37:2011)
Elastic modulus	2.9±0.1 MPa

Table 2.2 The experimental parameters for the strain measurement⁸⁾

Laser	Device	ND:YLF laser
	Thickness	6.0 mm
Camera	Resolution	2016×2016 pixel
	Sampling rate	10 Hz
Image properties	Lens focal length	85 mm
	Lens aperture	f=20
	Field of view	45×45 mm
	Image magnification	0.49
	Viewing angle	±45°

(3) Tomographic PIVを用いた移動量分布およびひずみ分布の計測

引張試験における試験片の粒子画像に Tomographic PIV を適用することで計測した試験片内部の移動量分布を用いてひずみ分布を算出した (Fig.2.5). 時間的に連続する 2 つの粒子画像における粒子移動量が大きいとトレーサ粒子を追従することができなくなる. そこで, 変形前後の移動量分布を一度に計測するのではなく, 分割計測し足し合わせることで変形前後の移動量を求めることとする.

本研究では, 流速計測における Tomographic PIV を参考に, 引張速度 50 mm/min で引張試験時にフレーム間の引張試験片内の粒子移動量を数 pixel にするため^{17), 20), 24)}, 高速度カメラのサンプリング周波数は 10 Hz と設定した. 引張試験において, 標線間距離から求

まる垂直ひずみが 10%となるまでの連続 42 枚の粒子画像を 2 台のカメラで撮像した (Fig.2.5(a)). 以下にひずみ分布計測法を示す.

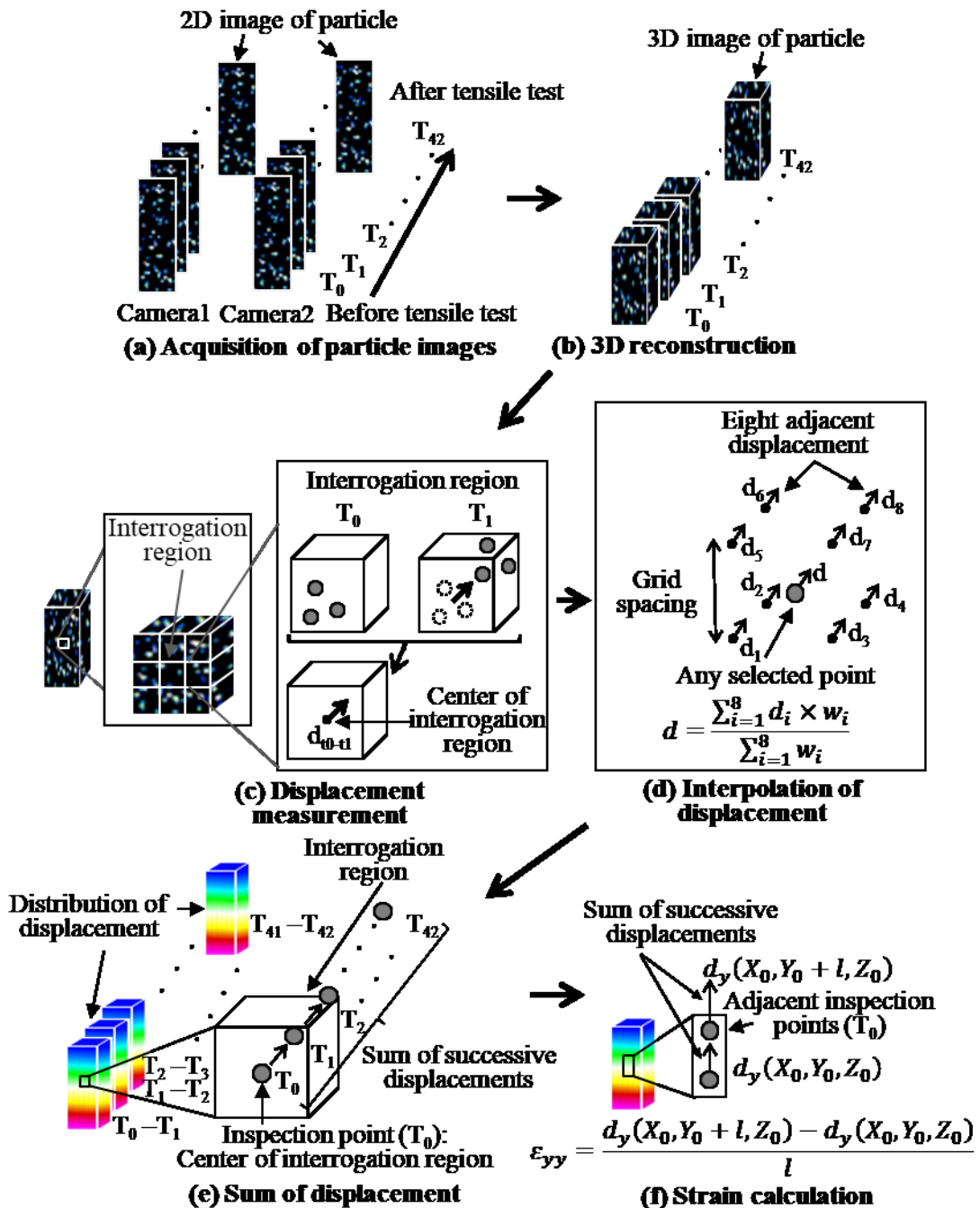


Fig 2.5. Procedure of 3D strain analysis in the specimens incorporating fluorescent particles using Tomo-PIV²⁶⁾

a. ピクセル座標のボクセル座標への変換

三次元粒子画像を取得するため、以下の計算式を用いて変換行列 C から、撮像した二次元画像のピクセル座標 $p(x, y)$ に対応する三次元ボクセル座標 $f(X, Y, Z)$ に変換する。

$$Cf = p \quad (2.2)$$

既知の $f(X, Y, Z)$ となる等間隔に点が刻印されたキャリブレーションターゲット (type 058-5, Lavision, Gottingen, Germany) をそれぞれのカメラで撮像した画像 $p_i(x_i, y_i)$ を用いて、キャリブレーションターゲット上の点において式(2.2)を用いて変換行列 C_i を算出した (Fig.2.6(a)). Fig.2.6(b) に示すように、計測領域の粒子 (X, Y, Z) が撮像される二次元画像のピクセル座標を (x_i, y_i) に対して、式(2.2)により算出されるピクセル座標 (x'_i, y'_i) は誤差が生じる。この誤差がキャリブレーション誤差であり、以下の式で定義される。

$$d_i = (x'_i - y'_i) - (x_i - y_i) \quad (2.3)$$

計測誤差の原因となるキャリブレーション誤差を低減するため、試験片内のトレーサ粒子を 2 台のカメラで撮像した粒子画像に対して以下に示す **Volume self-calibration** により変換行列 C_i の補正を行った¹⁷⁾。

$$C'_i(X, Y, Z) = C_i(X, Y, Z) - d_i \quad (2.4)$$

Volume self-calibration はキャリブレーション平均誤差が 0.3 pixel 以下となるまで 3 回繰り返して求めた変換行列 C_i からピクセル座標のボクセル座標に変換した¹⁷⁾。

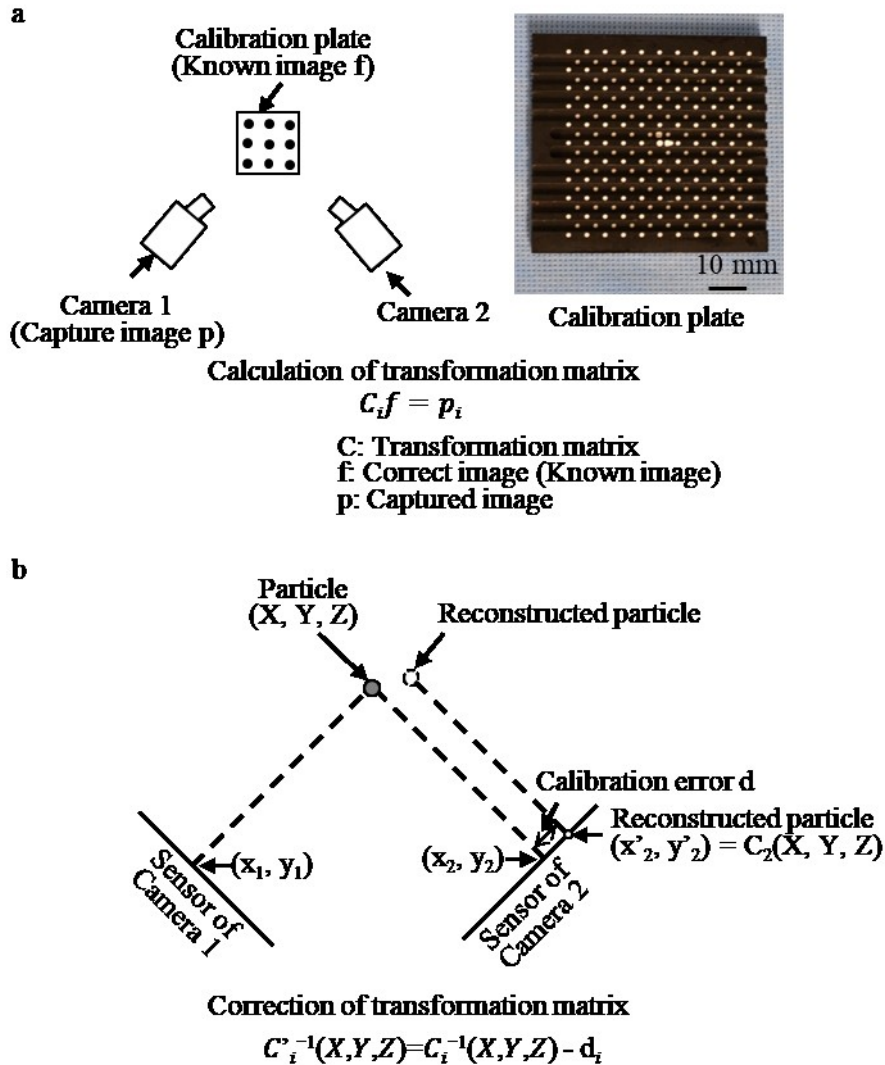


Fig 2.6. The calculation of transformation matrix for 3D reconstruction (a) The calculation of transformation matrix with calibration plate. (b) The correction of transformation matrix using self calibration

b. Multiplicative algebraic reconstruction technique (MART) による三次元再構築

三次元再構築は以下に示す Multiplicative algebraic reconstruction technique (MART) を用いた Motion tracking enhancement (MTE)により行った (Fig.2.5(b))^{17), 25)} . なお, 構築する三次元粒子画像の voxel 解像度は撮像条件の pixel 解像度 $22 \mu\text{m}/\text{pixel}$ に合わせて $22 \mu\text{m}/\text{voxel}$ とした^{17), 25)}. MTE のフローチャートを Fig.2.7 に示す. 三次元再構築において, 複数台のカメラから複数粒子への視線が粒子の実在しない箇所で交差することにより実在しない粒子 (Ghost particle) が構築される. Ghost particle は実在する粒子とは異なった移動をするため計測誤差につながるため, 三次元再構築では Ghost particle の低

減が重要となる (Fig.2.8) ²⁰⁾. MTE は, 実在する粒子とは異なった移動をする性質を応用して Ghost particle の輝度値を低減する手法である. 異なる 2 時刻に 2 台のカメラで撮像した二次元粒子画像に対して, MART により三次元粒子画像を取得した (Fig.2.7(a))

²⁵⁾. 三次元再構築精度を向上させるため三次元再構築の MART を 10 回繰り返して行った.

k+1 回目の MART は以下のように定義される.

$$\sum_{j \in N_i} w_{j,i} E_0(X_j, Y_j, Z_j) = I(x_i, y_i) \quad (2.5)$$

$$E_{k+1}(X_j, Y_j, Z_j) = E_k(X_j, Y_j, Z_j) \left(\frac{I(x_i, y_i)}{\sum_{j \in N_i} w_{j,i} E_k(X_j, Y_j, Z_j)} \right)^{\mu w_{j,i}} \quad (2.6)$$

ここで E はボクセル座標 (X, Y, Z) における三次元粒子画像の輝度値, I はピクセル座標 (x, y) における二元粒子画像の輝度値, μ は $\mu \leq 1$ の値となる収束までの演算回数を削減するための緩和パラメータである. w は三次元画像のボクセル体積 V とボクセル体積のうちピクセル座標 (x, y) に投影される体積 v の逆数で求まる重み係数である. $j \in N_i$ はボクセル (X_j, Y_j, Z_j) が撮像されるピクセル座標 (x_i, y_i) の集合を示す.

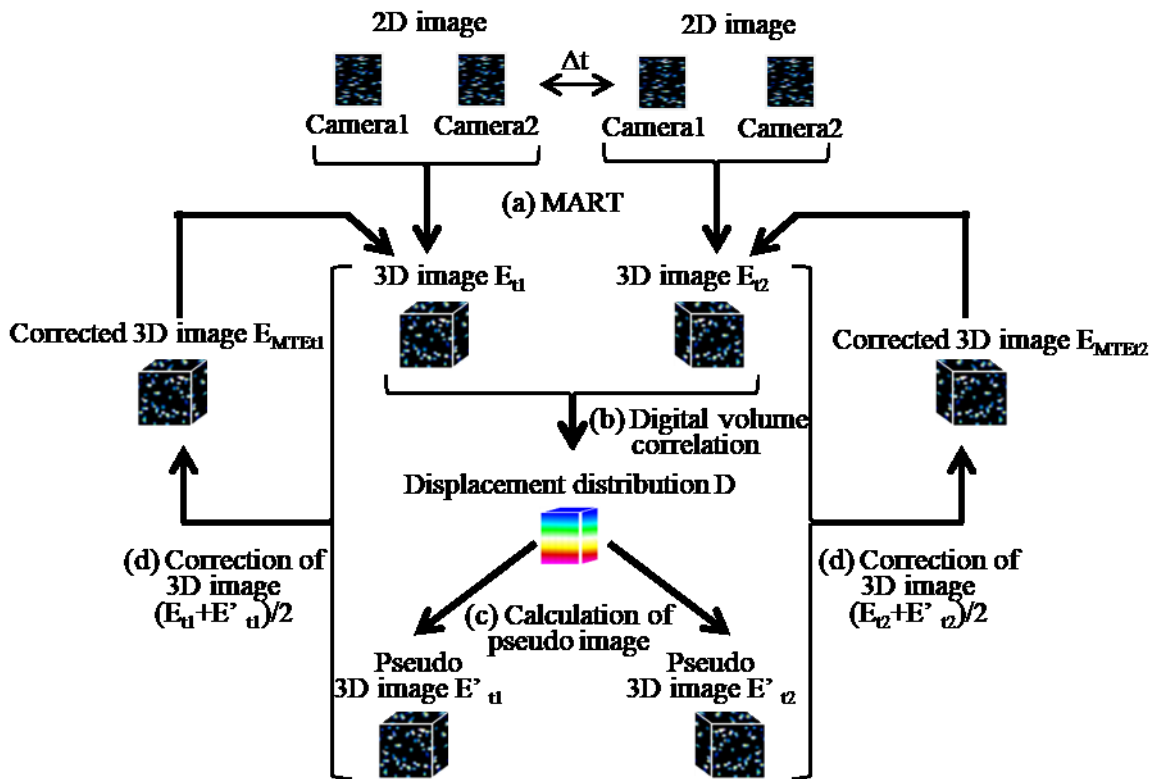


Fig 2.7. Flow chart of MTE for 3D reconstruction

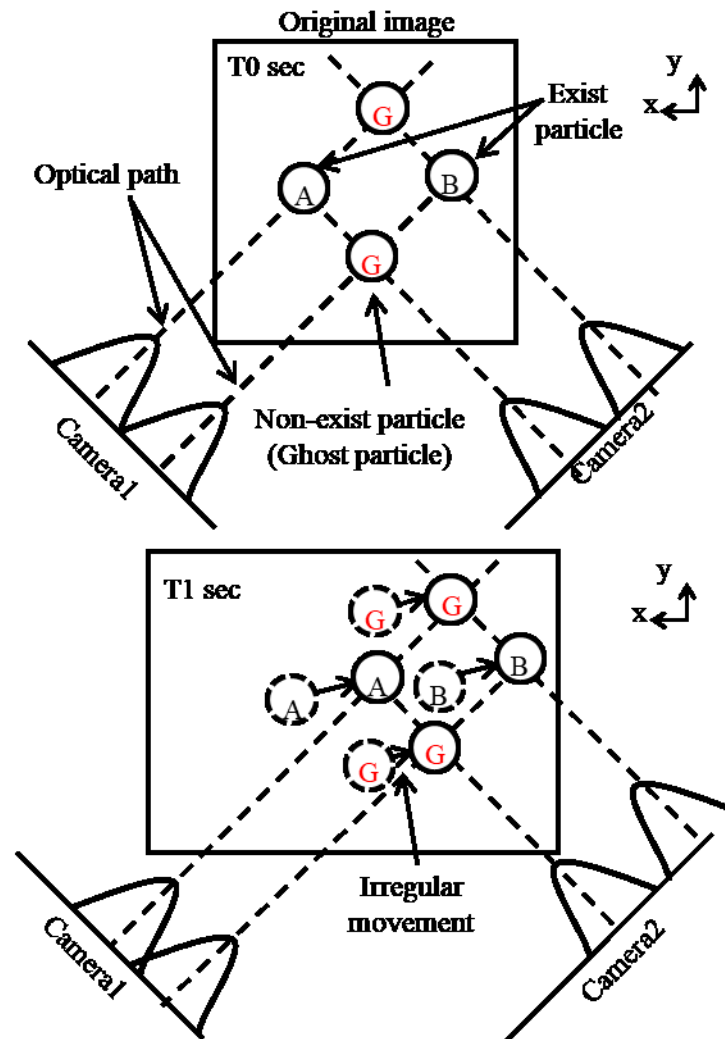


Fig 2.8. Reconstruction of non-exist particle (ghost particle) in 3D reconstruction

c. 三次元画像相関法による粒子移動量の算出

三次元画像を立方体形状の検査領域に分割し，検査領域の中心の移動量を算出する (Fig.2.5(c))．検査領域中心の移動量を算出するため検査領域の輝度値に対して下記の計算に示す Gaussian による重みづけを行った．

$$f(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.7)$$

三次元再構築により，2 時刻の三次元粒子画像 E_1 , E_2 を取得し，Fast Fourier transform-based (FFT)アルゴリズムを用いた三次元画像相関法を用いて， E_1 , E_2 間の検査

領域内の粒子移動量を算出する (Fig.2.7(b))²⁰⁾.

$$C = \frac{\sum_{X,Y,Z} E_1(X,Y,Z) E_2(X+i,Y+i,Z+i)}{\sqrt{\sum_{X,Y,Z} E_1(X,Y,Z)^2 E_2(X+i,Y+i,Z+i)^2}} \quad (2.8)$$

ここで、C は相関値、i は画像 E₁, E₂ 間の検査領域の移動量を示す。画像相関法では任意の検査領域において、相関値 C が最大となる移動量 i を算出する。

d. 三次元粒子画像の疑似画像の算出

式(2.8)で E₁, E₂ 間の移動量を求めたため、Fig.2.8 に示す画像 E₁ の粒子 A₁ に移動量を加算することで画像 E₁ から疑似的に画像 E'₂ を算出できる。式(2.8)により求めた E₁(X, Y, Z) と移動量 i から算出される E₂(X+i, Y+i, Z+i) の疑似的な輝度値 E'₂(X+i, Y+i, Z+i) は以下の式で表される (Fig.2.7(c)).

$$E'_2(X+i, Y+i, Z+i) = E_1(X, Y, Z) \quad (2.9)$$

式(2.9) と同様に E'₁(X+i, Y+i, Z+i) も算出する。

d. 疑似画像によるノイズ (Ghost particle) の低減

式(2.9)から求めた疑似画像 E'₁(X, Y, Z) と式(2.7)で構築した画像 E₁(X, Y, Z) からノイズを低減した画像 E_{MTE1}(X, Y, Z) は以下の式で求まる (Fig.2.7(d)).

$$E_{MTE1}(X, Y, Z) = \frac{1}{2} (E_1(X, Y, Z) + E'_1(X, Y, Z)) \quad (2.10)$$

さらに、取得した三次元粒子画像の更なる三次元再構築における精度向上を目的に Motion tracking enhancement (MTE) を 10 回繰り返すことにより再度三次元再構築を行った^{17), 25)}。以上より求めた画像 E₁, E₂ を用いて、式(2.10)の画像相関法により移動量分布を算出した。

e. 垂直ひずみ分布の算出

画像相関法で求めた移動量分布は離散化しているため、任意の点における移動量 d は最寄 8 点の移動量 d_i から下記の式に示す線形補間により求めた (Fig.2.5(d))。なお、重み係

数は任意の検査点から最寄 8 点の検査領域の中心座標までの距離の逆数 $w_i=1/L_i$ とした。

$$d = \frac{\sum_{i=1}^8 d_i \times w_i}{\sum_{i=1}^8 w_i} \quad (2.11)$$

各検査領域の中心点において各時刻の移動量を総和することで、変形前後の変位量 $d=(d_x, d_y, d_z)$ を求めた (Fig.2.5(e))。また、引張方向に隣り合う検査領域における変形前後の変位量から引張方向の垂直ひずみ ε_{yy} を求める (Fig.2.5(f))。検査領域の中心点は、一辺がベクトル間距離 l の立方格子上に並んでいるため、標点間距離 (gauge length) は l とすることができる。したがって、変形前後の引張方向の垂直ひずみ ε_{yy} は下記計算式により求まる。なお、座標軸は Fig.2.4(b, c) に示した。

$$\varepsilon_{yy} = \frac{d_y(X_0, Y_0 + l, Z_0) - d_y(X_0, Y_0, Z_0)}{l} \quad (2.12)$$

標線間距離を用いた垂直ひずみの計測は、Tomographic PIV で用いる高速度カメラで取得した画像を二値化し、引張試験前後の標線間距離を求め、垂直ひずみの定義式より垂直ひずみを算出した。

(4) 粒子濃度および検査領域が計測精度に与える影響の検討

粒子濃度および検査領域は計測精度に影響するため^{17), 20), 24)}、適切な粒子濃度および検査領域を検討した。Tomographic PIV の測定条件を Table2.3 に示す。Tomographic PIV において、粒子濃度を高くすることで、より高い分解能での移動量分布の計測が可能となる。一方で、Fig.2.8 で示したように Ghost particle は実在する粒子とは異なった移動をするため計測誤差につながる²⁰⁾。また、Tomographic PIV において、検査領域内に十分な数の粒子が存在しないと時間的に連続する 2 つの粒子画像の相関性が低下するため、検査領域内の粒子数は最低限 5-10 個必要だとされている¹⁷⁾。以上の条件を考慮して、流速分布計測に関する研究では検査領域 $24 \times 24 \times 24 - 64 \times 64 \times 64$ voxel、オーバーラップ率 75%が一般的に採用されている^{17), 19-21)}。なお、オーバーラップとは、隣り合う検査領域を重ね合わせることで、小さい流れ場を計測するために用いられる方法である。また、重ね合わせた隣り合う検査領域間の距離は下記の計算式で求まる。

検査領域間の距離

$$= \text{検査領域の大きさ} \times \frac{100 - \text{オーバーラップ率}}{100} \times \text{ボクセル解像度} \quad (2.13)$$

本研究では、試験片に生じる局所的なひずみ分布を計測するため、全条件においてオーバーラップ率 75%を採用した。

本節では、応力・ひずみ分布計測法と従来法の標線間距離から求めた垂直ひずみを比較し、試験片の粒子濃度および検査領域が垂直ひずみの計測精度に及ぼす影響を検討し、適切な計測条件を決定する。まず、十分に大きな検査領域で粒子濃度が計測精度に与える影響を検討し、適切な粒子濃度を決定する。決定した粒子濃度において検査領域を検討し、適切な検査領域を決定する。

Table 2.3 The parameters for Tomographic PIV⁶⁾

3D reconstruction	Method	MART (10 iterations) MTE (10 iterations)
	Resolution	22 μm/voxel
Digital volume correlation	Method	Iterative multi-grid volume deformation scheme
	interrogation voxel size	32×32×32, 40×40×40, 48×48×48, 56×56×56, 64×64×64 voxel
	Overlap	75%

a) 粒子濃度の検討

先述した Ghost particle による計測精度の低下を検討するために、十分に大きな検査領域を用いて 0.008, 0.014, 0.020, 0.026 ppp の中から適切な粒子濃度を選定した。検査領域 $64 \times 64 \times 64$ voxel において、各粒子濃度 0.008, 0.014, 0.020, 0.026 ppp において、検査領域内の平均粒子数がそれぞれ 45, 91, 152, 257 個となり、適切な計測を行う上で最低限必要となる 5-10 個を十分に超える粒子を有している条件で行った。全条件において検査領域 $64 \times 64 \times 64$ voxel でひずみ分布計測を行い、Ghost particle の発生が計測精度に与える影響を検討するため、各粒子濃度の計測精度を比較検討した。

b) 検査領域の検討

上記の実験で決定した粒子濃度において、検査領域 $32 \times 32 \times 32, 40 \times 40 \times 40, 48 \times 48 \times 48, 56 \times 56 \times 56, 64 \times 64 \times 64$ voxel の中で空間分解能および計測精度の点で最適な検査領域の検討を行った。検査領域 $32 \times 32 \times 32, 40 \times 40 \times 40, 48 \times 48 \times 48, 56 \times 56 \times 56, 64 \times 64 \times 64$ voxel, オーバーラップ率 75%における検査領域間の距離はそれぞれ 8, 10, 12, 14, 16 voxel (0.18, 0.22, 0.26, 0.31, 0.35 mm)となった。

2.3.3 実験結果

(1) 粒子濃度が計測精度に与える影響の検討

異なる粒子濃度を有する試験片の引張試験における粒子画像を三次元再構築し、三次元画像相関法を用いて解析した。各粒子濃度の試験片中心断面 ($Z=0$) の相関値、および、垂直ひずみ ϵ_{yy} の計測結果を Fig.2.9, Fig.2.10 に示す。Fig.2.9 より、三次元画像相関法により求めた相関値は各粒子濃度の試験片すべてで試験片中心断面全体 ($Z=0$) において 0.94 を超える値となった。また、Fig.2.10(a)より粒子濃度 0.008, 0.014 ppp では相関係数が同等である一方で、粒子濃度 0.014, 0.020, 0.026 ppp では、粒子濃度が高くなるにつれて相関値が低くなる傾向を得た。Fig.2.9 から各粒子濃度において、試験片中心断面全体 ($Z=0$)

において $\varepsilon_{yy}=10\pm 2\%$ の垂直ひずみを計測し、垂直ひずみ ε_{yy} の平均値は $\varepsilon_{yy}=10\pm 0.1\%$ となり (Fig.2.10(b)), 本ひずみ分布計測法により垂直ひずみを計測できていることを確認した。 Fig.2.10(c)から、計測誤差は粒子濃度 0.020, 0.026 ppp で 0.008, 0.014 ppp と比べて有意に高くなった。検査領域 $64\times 64\times 64$ voxel, オーバーラップ率 75%において粒子濃度 0.008, 0.014 ppp の試験片に対する垂直ひずみ分布計測では計測精度が同等である一方で、小さい検査領域で高い空間分解能で計測する際に粒子濃度が高い方が望ましいため、粒子濃度 0.014 ppp を適切な粒子濃度として決定した。

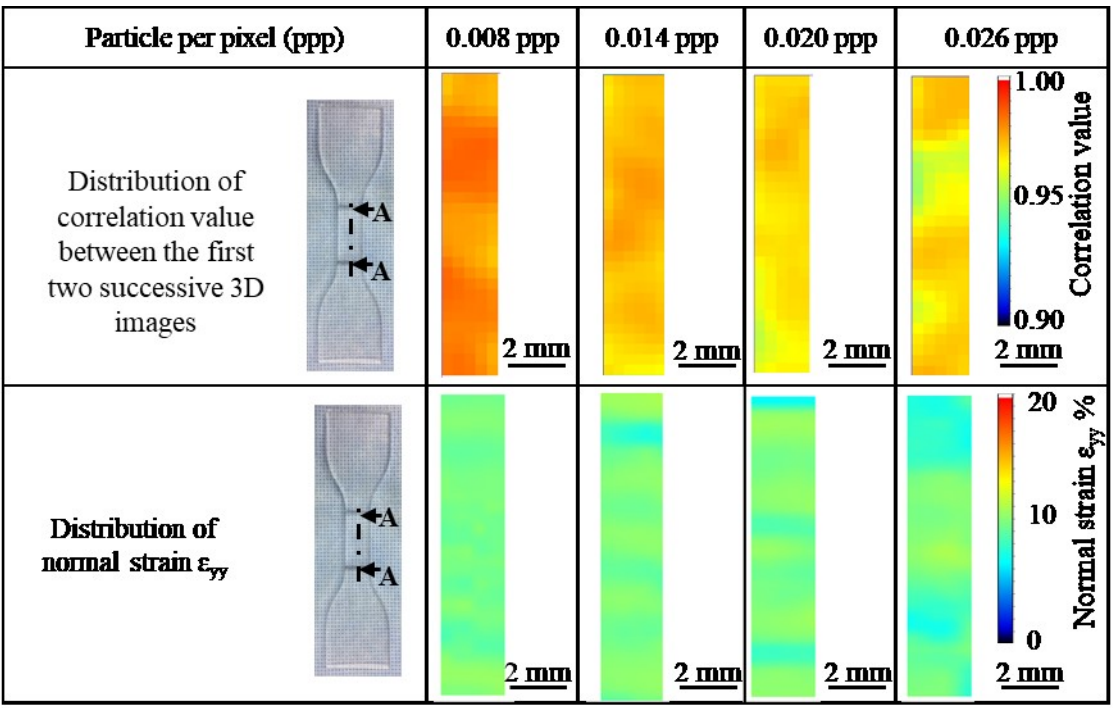


Fig 2.9 The distributions of correlation value between the first two successive 3D images and the normal strain at the cross-section ($Z=0$) measured by Tomographic PIV with interrogation voxel sizes of $64\times 64\times 64$ voxel for specimens with a particle density of 0.008, 0.014, 0.020, and 0.026 ppp²⁶⁾

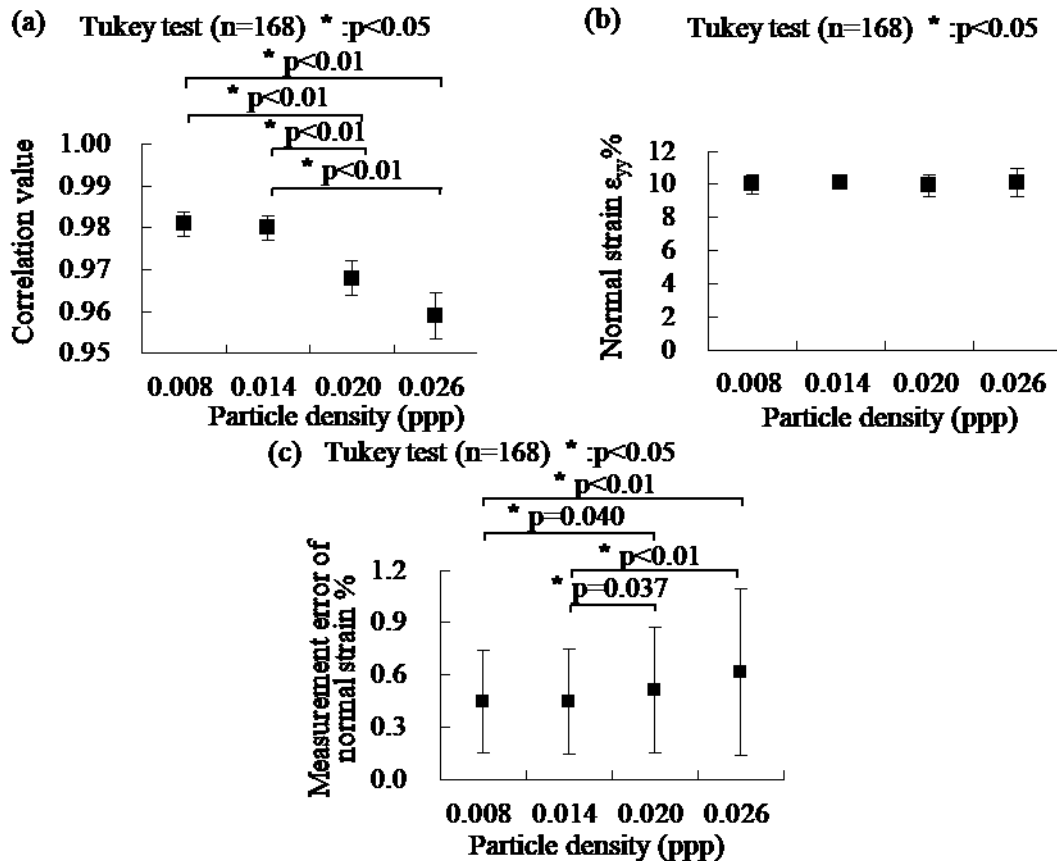


Fig 2.10 3D strain measurement by using Tomo-PIV with interrogation voxel sizes of $64 \times 64 \times 64$ voxel for specimens with a particle density of 0.008, 0.014, 0.020, and 0.026 ppp at the cross-section ($Z=0$). (a) Correlation value between the first two successive 3D images. (b) Normal strain. (c) Measurement error of normal strain²⁶⁾

(2) 検査領域が計測精度に与える影響の検討

適切な検査領域を検討するため、(1)で行った実験で決定した適切な粒子濃度0.014 pppの試験片に対して、検査領域 $32 \times 32 \times 32$, $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, $64 \times 64 \times 64$ voxelを用いて、垂直ひずみ分布を計測した。各検査領域を用いて計測した試験片中心断面 ($Z=0$) の相関値、および、垂直ひずみ ϵ_{yy} の計測結果をFig.2.11, Fig.2.12に示す。Fig.2.12(a)より、検査領域が小さくなるにつれて、相関値が低下する傾向が得られた。Fig.2.12(b)から、全ての検査領域において、垂直ひずみ ϵ_{yy} の平均値は $\epsilon_{yy}=10 \pm 0.1\%$ の範囲に入ることがわかった。一方、Fig.2.12(c)より、検査領域 $32 \times 32 \times 32$ voxelで計測した試験片中心断面 ($Z=0$) の垂直ひずみ分布では局所的に13%を超える垂直ひずみが計測された。また、検査領域 $32 \times 32 \times 32$ voxelで計測した試験片中心断面 ($Z=0$) の垂直ひずみ

の計測誤差は、他の検査領域で計測した垂直ひずみの計測誤差と比べて有意に大きいことが明らかとなった (Fig.2.12(c)). 検査領域 $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, $64 \times 64 \times 64$ voxelで計測した垂直ひずみの計測誤差は同等であるが、小さい検査領域の方が高い空間分解能でひずみ分布を計測できるため、検査領域 $40 \times 40 \times 40$ voxelが最適な検査領域とした。

さらに、粒子濃度0.014 pppの試験片に生じる垂直ひずみをひずみ分布計測法を用いて検査領域 $40 \times 40 \times 40$ voxelで計測した垂直ひずみと標線間距離から求めた垂直ひずみを比較した結果をFig.2.13に示す。Fig.2.13より、標線間距離および新規ひずみ分布計測法から求まる垂直ひずみの相関値は $R^2=0.99$ を超えており、開発した応力・ひずみ分布計測法は経時的に垂直ひずみを計測可能であることを明らかにした。

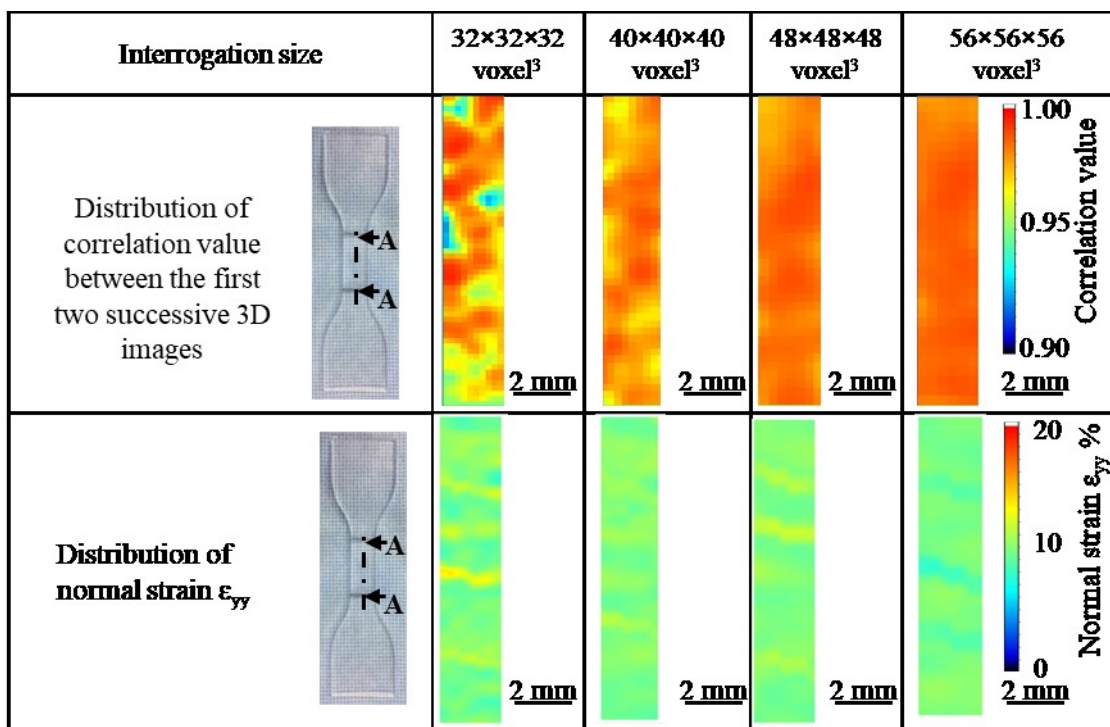


Fig 2.11 The distributions of correlation value between the first two successive 3D images and the normal strain at the cross-section ($Z=0$) measured by using Tomo-PIV with interrogation voxel sizes of $32 \times 32 \times 32$, $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, and $64 \times 64 \times 64$ voxel²⁶⁾

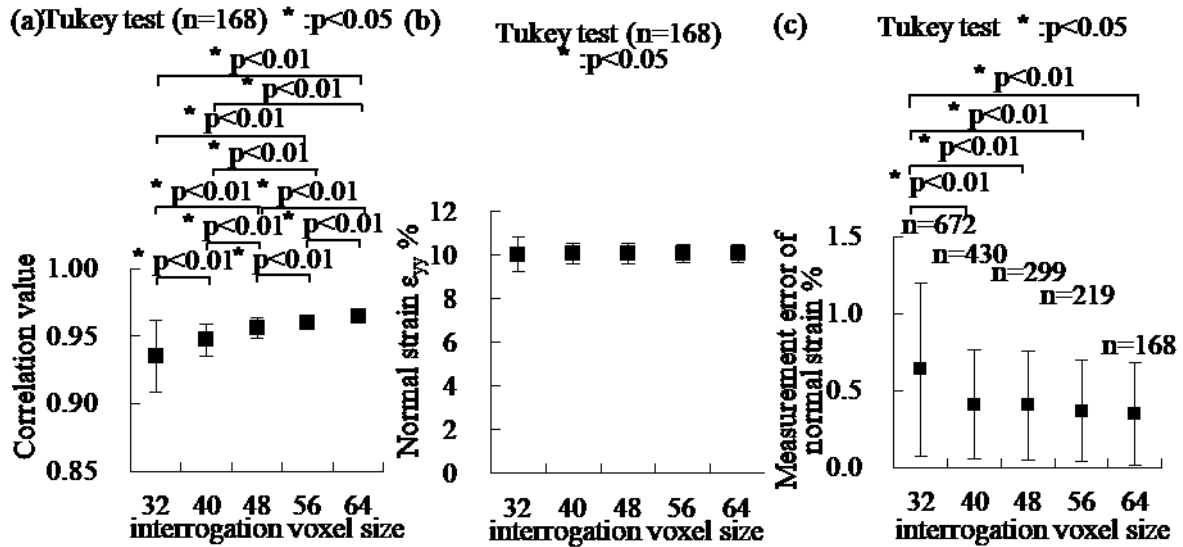


Fig 2.12 3D strain measurement by using Tomo-PIV with interrogation voxel sizes of $32 \times 32 \times 32$, $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, and $64 \times 64 \times 64$ voxel for specimen with particle density of 0.014 ppp at the cross-section ($Z=0$). (a) Correlation value between the first two successive 3D images. (b) Normal strain. (c) Measurement error of normal strain²⁶⁾

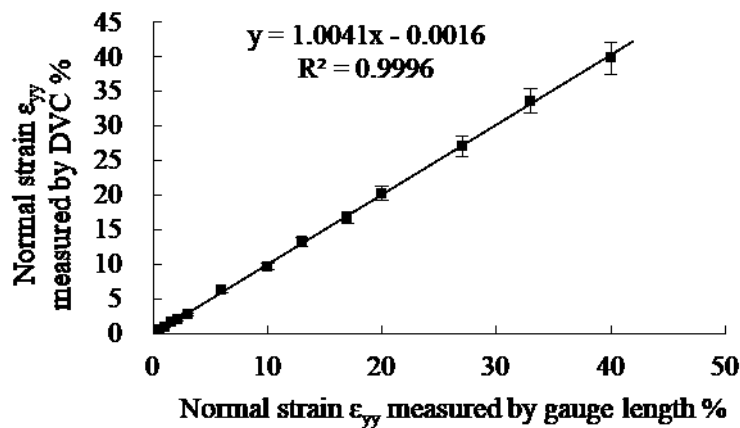


Fig. 2.13 Comparison between normal strain ϵ_{yy} measured by gauge length and normal strain ϵ_{yy} measured by Tomographic PIV

2.3.4 考察

本節では、Tomographic PIVを応用し、トレーサ粒子を混合した透明試験片に生じる垂直ひずみ分布を経時的に計測可能な応力・ひずみ分布計測法を開発した。開発した応力・ひずみ分布計測法において適切な粒子濃度および検査領域の条件はそれぞれ0.014 ppp, $40 \times 40 \times 40$ voxelであることを明らかにした。また、標線間距離から求まる垂直ひずみと比

較することで、応力・ひずみ分布計測法で垂直ひずみ分布を経時的に計測可能であることを示した。以下に本実験における考察を述べる。

開発した応力・ひずみ分布計測法において垂直ひずみ10%に対して平均計測誤差が0.4%生じたことに関して考察する。Tomographic PIVの計測誤差の要因として、2.3.2項で述べたGhost particleの構築や検査領域内の粒子数不足、画像相関法の計測精度が考えられる。本実験では、構築されるGhost particleの影響や検査領域内の粒子数不足の影響による計測誤差を低減する粒子濃度と検査領域を実験で明らかにした。そこで、Tomographic PIVにおける画像相関法の計測精度が垂直ひずみ計測精度に与える影響を考察する。式(2.6)に示したように、垂直ひずみは隣り合う二つの検査領域の中心間距離とそれぞれの移動量の差 $d_y(X_0, Y_0 + l, Z_0) - d_y(X_0, Y_0, Z_0)$ から算出される。本節で決定した検査領域 $40 \times 40 \times 40$ voxel, オーバーラップ率75%において、中心間距離は一定で10 voxelとなる。流速分布計測における画像相関法の計測精度は0.01 – 0.1 voxelとされている。本研究の計測でも同一の計測誤差 (0.01 – 0.1 voxel) であると仮定すると、隣り合う二つの検査領域の移動量の差 $d_y(X_0, Y_0 + l, Z_0) - d_y(X_0, Y_0, Z_0)$ の誤差が最大となるのは一方の誤差が+0.1 voxel, もう一方の誤差が-0.1 voxelとなった時で最大誤差は0.2 voxelとなる。この最大誤差から垂直ひずみは最大誤差2%であると算出される。垂直ひずみの最大誤差2%に対して、応力・ひずみ分布計測法において平均計測誤差が0.4%は低値であり、本計測法で垂直ひずみを計測できていることが明らかになった。

また、本節では一方向へ連続的に引っ張られる対象物に対して垂直ひずみ分布を計測したが、ばねの伸縮のように変形が繰り返されるような対象物に対してはサンプリング周波数 f に対してナイキスト周波数 $f/2$ を超える場合は、変形に追従できない。本実験で用いたカメラのサンプリング周波数1000 Hzであるため、ナイキスト周波数500 Hzを超えない繰り返し変形する対象物に生じる応力・ひずみ分布を開発した計測法で計測可能であると考えられる。

2.3.5 本節のまとめ

本節では、2.2項で決定した製法で製作したトレーサ粒子入り透明シリコン試験片を用いて三次元流速分布計測法のTomographic PIVを用いた応力・ひずみ分布計測法を開発し、適切な計測対象の実験条件を明らかにした。本研究で、粒子濃度0.020 pppを超える高い粒子濃度では実在しない粒子（Ghost particle）が生成されることにより計測精度が低下し、粒子濃度0.014 pppが計測精度・空間分解能の点で最適な粒子濃度であることを明らかにした。粒子濃度0.014 pppの試験片に対する検査領域が計測精度に及ぼす影響の検討では、検査領域 $32 \times 32 \times 32$ voxelでは検査領域内の粒子数不足により計測精度が低下するため、検査領域 $40 \times 40 \times 40$ voxelを適切な検査領域とした。さらに、引張試験で試験片に生じる垂直ひずみを経時的に計測し、開発した応力・ひずみ分布計測法は経時的に垂直ひずみを計測可能であることを明らかにした。

2.4 本章のまとめ

三次元流速分布計測法のTomographic PIVの対象を固体のひずみに適応し、透明材料内部のトレーサ粒子を追跡して求める移動量分布からひずみ分布を計測する新規ひずみ分布計測法を開発した。Tomographic PIVは、流体中を流れるトレーサ粒子の粒子画像を複数カメラで撮像して三次元画像を構築し、粒子パターンを三次元画像相関法により追跡して流速分布を計測する技術である。画像相関法での最大追跡距離には上限があり、大変形を伴う移動量分布を一度に計測するのは困難である。本章では、変形前後の移動量分布を複数回に分けて計測することで求めた変形前後の移動量分布からひずみ分布を求める新規ひずみ分布計測法を開発した。

画像相関法において粒子濃度や検査領域は計測精度に影響するため、粒子濃度均一性のための計測対象の製作方法および粒子濃度、検査領域の適切な条件を明らかにした。計測対象は、熱硬化性で加熱条件によって最大弾性率 1.8-13.0 MPa まで調整可能な液状の透明シリコンとトレーサ粒子を自転公転攪拌機で攪拌させた後、固化させることで製作した。

攪拌時間 15, 30, 60, 120 秒で攪拌したトレーサ粒子入り透明シリコーンを製作し、固化させたトレーサ粒子入り透明シリコーンの粒子濃度分布を計測し、粒子濃度が均一となる攪拌時間を検討した。攪拌時間 60, 120 秒では攪拌時間 15, 30 秒と比べて、有意に粒子濃度の均一性が高いことがわかった。攪拌時間 60 秒と 120 秒では同等の均一性であり、60 秒を超える攪拌時間では粒子濃度の均一性が漸近する傾向を取得した。透明シリコーンは攪拌時に硬化が始まるため計測対象の製作上は攪拌時間が短い方が望ましく、攪拌時間 60 秒を適切な条件とした。

Tomographic PIV において、高い粒子濃度では計測誤差を生じさせる原因となる実在しない粒子 (Ghost particle) が三次元再構築されて、低い粒子濃度では検査領域の粒子数の不足によって計測精度が低下する。検査領域は小さいほど空間分解能が高くなるが、小さすぎる検査領域は検査領域内の粒子数の低下により計測精度の低下を引き起こす。新規ひずみ分布計測法において適切な粒子濃度および検査領域を明らかにするため、引張試験で応力・ひずみ分布計測法と標線間距離から求まる試験片の垂直ひずみを比較して各条件における計測精度を評価した。画像相関法の解析条件として、十分に大きい検査領域 $64 \times 64 \times 64$ voxel, オーバーラップ率 75% で粒子濃度を検討し、適切な粒子濃度を決定した後に、検査領域を検討することとした。粒子濃度 0.008, 0.014, 0.020, 0.026 ppp のトレーサ粒子入り試験片を製作し、試験片に標線を記載した後、引張速度 50 mm/min で引張試験を行った。試験片内の粒子を移動量分布の分割計測のためサンプリング周波数 10 Hz で 2 台のカメラを用いて撮像した。なお、垂直ひずみ分布は移動量分布から垂直ひずみの定義式より計測した。全ての粒子濃度の試験片において、標線間距離から求まる垂直ひずみが $\varepsilon_{yy}=10\%$ となった時の試験片に生じる垂直ひずみ分布を新規ひずみ分布計測法により計測した。各粒子濃度の試験片の垂直ひずみ分布の計測結果から、垂直ひずみの平均値は $\varepsilon_{yy}=10 \pm 0.1\%$ の範囲内となり、新規ひずみ分布計測法でひずみ分布を計測できることを明らかにした。一方、粒子濃度 0.020, 0.026 ppp では、0.008, 0.014 ppp と比べて有意に計測誤差が大きくなることがわかった。粒子濃度 0.020 ppp を超える濃度では、粒子画像の三

次元再構築の精度が低下し、計測精度が低下したためだと考えられる。高い空間分解能でひずみ分布を計測するためには、高い粒子濃度の方が望ましいため、0.014 ppp を適切な粒子濃度と決定した。

検査領域を検討するために、粒子濃度0.014 pppの試験片に対して、異なる検査領域 $32 \times 32 \times 32$, $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, $64 \times 64 \times 64$ voxel, オーバーラップ率75%で垂直ひずみ分布を計測した。 $32 \times 32 \times 32$ voxelでは、検査領域内の粒子数不足により他の検査領域と比べ計測誤差が大きくなり、 $40 \times 40 \times 40$, $48 \times 48 \times 48$, $56 \times 56 \times 56$, $64 \times 64 \times 64$ voxelで同等の計測精度となった。小さい検査領域の方が空間分解能は高くなるため、 $40 \times 40 \times 40$ voxelを適切な検査領域と決定した。また、引張試験で試験片に生じる垂直ひずみを経時的に計測し、開発した応力・ひずみ分布計測法は経時的に垂直ひずみを計測可能であることを明らかにした。

第 3 章

三次元変形に対する三次元応力・ひずみ分布計測法の開発

3.1 本章の目的

3.2 実験方法及び解析方法

3.2.1 本節の目的

3.2.2 実験方法

3.2.3 解析方法

3.3 実験結果および解析結果

3.3.1 実験結果

3.3.2 解析結果

3.4 本章のまとめ

3.1 本章の目的

本章では、2章で開発した垂直ひずみ分布計測法を応用して三次元変形する対象物に対して三次元ひずみ分布計測法を開発する。トレーサ粒子入り弾性管モデルを製作し、内圧負荷時に弾性管モデルに生じる三次元 Mises 相当ひずみ分布をひずみ分布計測法で計測し、有限要素解析による同様の内圧負荷試験の解析結果と比較し、開発した三次元ひずみ分布計測法の妥当性を検証する。

3.2 実験方法

(1) トレーサ粒子入り透明シリコン製の弾性管モデルの製作

弾性管モデルは、ヒト大動脈を想定して内径 25 mm、外形 29 mm、長さ 100 mm の直管チューブ形状とした。なお、Fig.3.1(a)-(c)に示す実験系において、2.3 項と同様のレーザ、カメラを用いて撮像した Fig.3.1(d)に示す粒子画像の青色ハイライトで示す弾性管モデル計測範囲全体の粒子濃度の平均値が2章で決定した 0.014 ppp となるように弾性管モデルを2.2 項と同様の方法で製作した。弾性管モデルの最大弾性率は、ヒト大動脈の弾性率に合わせて $2.9 \pm 0.1 \text{MPa}$ とした²⁹⁾。

(2) 弾性管モデルへの圧力負荷試験

弾性管モデルの内圧負荷試験は、弾性管モデルの両端 10 mm をそれぞれアクリル円筒で弾性管モデル内部を密閉し、シリンジポンプ (PHD2000-HP, Harvard, Massachusetts, US) を用いて弾性管モデル内にグリセリン水溶液を加えることで行った (Fig.3.1)。安定して試験が行えるように、十分に低い流量 10 mL/s で流入した。弾性管モデル内圧は Pressure transducers (UK-801; Baxter, Irvine, CA, USA) で計測した。Fig.3.1(b)に示すように、厚さ 6 mm のレーザシートは弾性管モデル中心軸に対して垂直に照射し、計測領域 $45 \times 45 \times 4 \text{mm}$ のひずみ分布を計測した。弾性管モデル内部の粒子画像は光軸角度 45 度で斜めから撮像しているため、Fig.3.1(d)に示すように楕円形状の弾性管モデル断面が撮像される。

2.3 項と同様の方法で変形前後の移動量分布を計測した (Fig.3.2(a)-(e)).

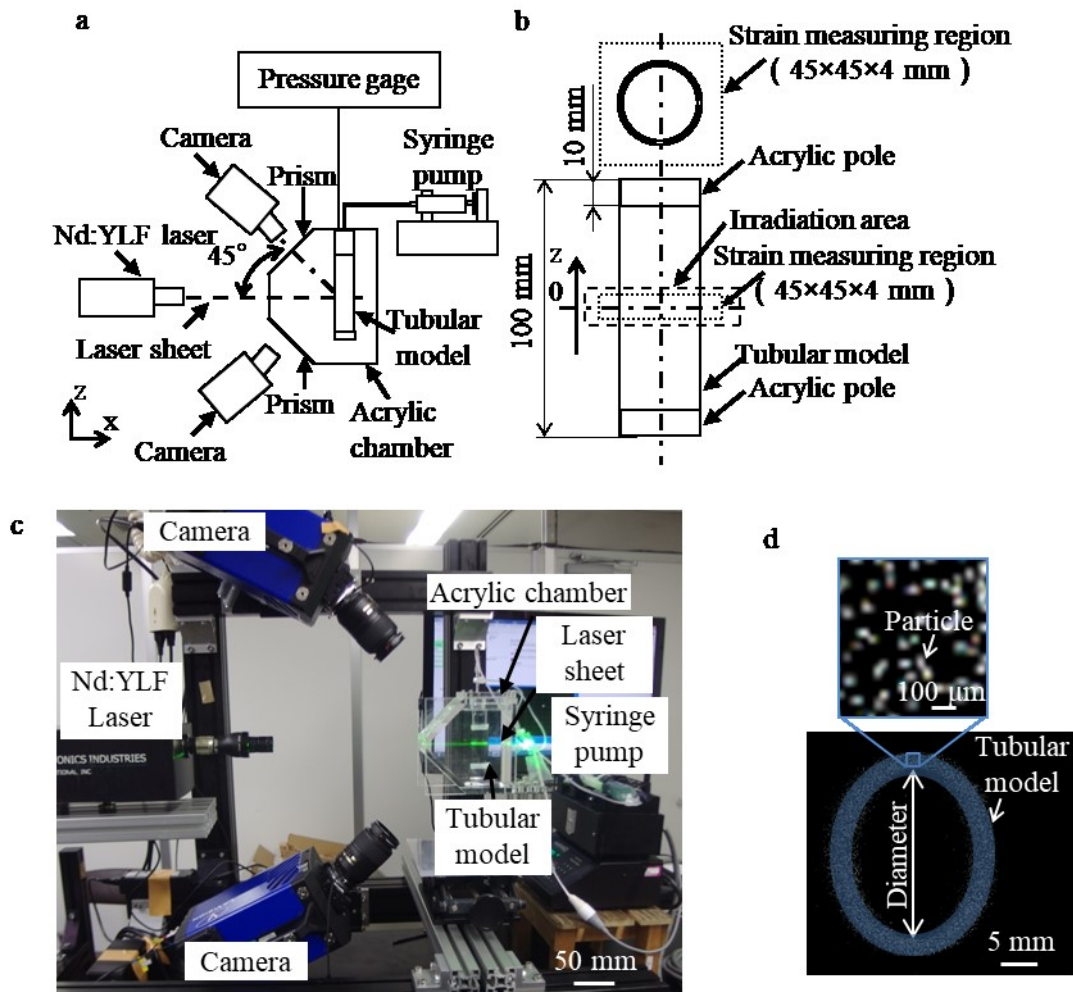


Fig. 3.1 Schematic of the experimental system for the strain measurement using tomographic PIV (a) The position of irradiation and strain measuring area (b). Experimental system (c). The particle image of the tubular model (d) ²⁶⁾.

(3) Tomographic PIV を応用した Mises 相当ひずみの計測方法

応力・ひずみ分布計測法における Green-Lagrange ひずみテンソルは, Germaneau らの報告を参考に上記で求めた移動量分布から以下の方法で算出した (Fig.3.2(f))²⁷⁾.

Green-Lagrange ひずみテンソルは, 変形勾配テンソル F , 変形勾配テンソルの転置行列 F^t , 単位テンソル I より以下の定義式で表される.

$$E = \frac{1}{2}(F^t F - I) \quad (3.1)$$

物質の任意の点 X およびその近傍の点 $X+dX$ が変形後にそれぞれ点 x および点 $x+dx$ に移動したときの変形勾配テンソルの定義式は下記で表される.

$$dx = FdX \quad (3.2)$$

また, 変形量を表すテンソルである右ストレッチテンソル U は下記の式で表される.

$$\partial x = \partial X + \partial U \quad (3.3)$$

上記 2 式より変形勾配テンソルは下記の式のように表される.

$$F = \frac{\partial x}{\partial X} = I + \frac{\partial U}{\partial X} \quad (3.4)$$

計測領域の任意の点 (a, b, c) における移動量 $d(a, b, c) = (d_x(a, b, c), d_y(a, b, c), d_z(a, b, c))$, 隣り合う検査点間の距離を l_0 とすると右ストレッチテンソルは下記の式で表される (Fig.3.2(f)).

$$\frac{\partial U}{\partial X} = \begin{bmatrix} \frac{\partial d}{\partial x} = \frac{d(X_0 + l_0, Y_0, Z_0) - d(X_0 - l_0, Y_0, Z_0)}{2l_0} \\ \frac{\partial d}{\partial x} = \frac{d(X_0, Y_0 + l_0, Z_0) - d(X_0, Y_0 - l_0, Z_0)}{2l_0} \\ \frac{\partial d}{\partial x} = \frac{d(X_0, Y_0, Z_0 + l_0) - d(X_0, Y_0, Z_0 - l_0)}{2l_0} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

上式で求まる値から変形勾配テンソルを, 算出した変形勾配テンソルから Green-Lagrange ひずみテンソルを求めた. Green-Lagrange ひずみテンソルから下記の式を用いて Mises 相当ひずみを求めた.

$$\sigma_m = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 3(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{xz}^2 + \sigma_{yx}^2 + \sigma_{yz}^2 + \sigma_{zx}^2 + \sigma_{zy}^2)} \quad (3.6)$$

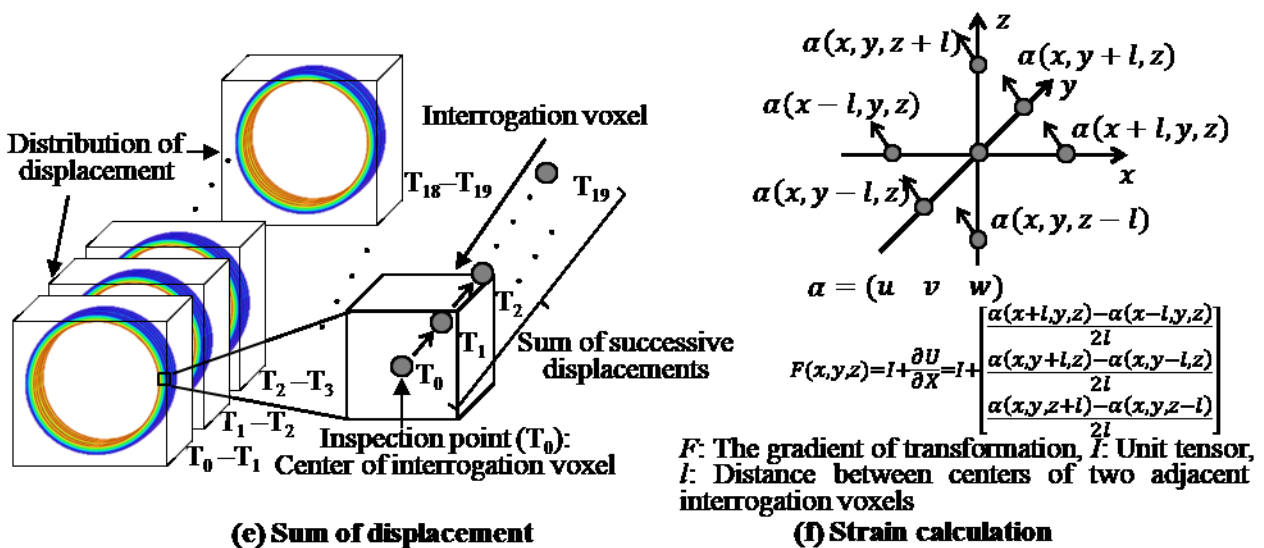
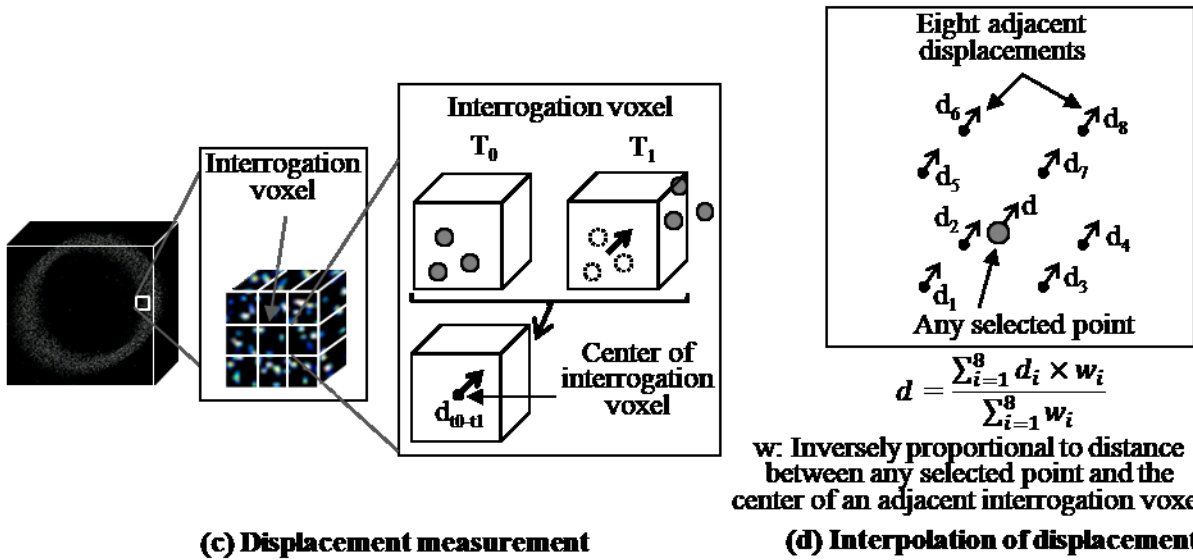
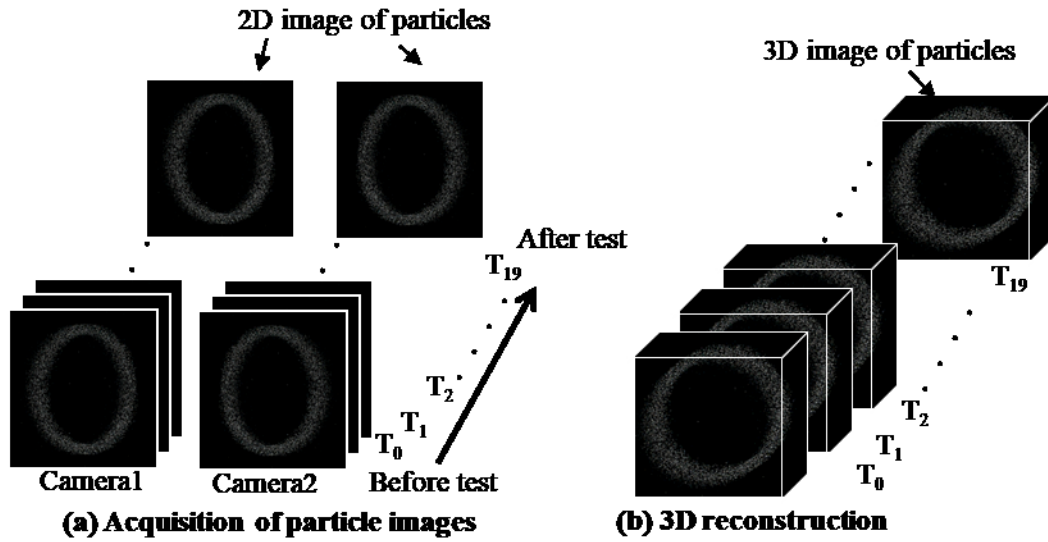


Fig. 3.2 Procedure of 3D strain measurement using Tomo-PIV in the specimens with fluorescent particles²⁶⁾

3.3 解析方法

上記の三次元応力・ひずみ分布計測法の有用性を検討するため、有限要素解析を用いて内圧負荷試験で弾性管モデルに生じるひずみ分布を解析した。弾性管モデルの内圧負荷時におけるモデル化は、有限要素解析ソフトウェア ADINA9.2 (ADINA R&D, Massachusetts, USA) を用いて行った。実験で用いた弾性管モデル実形状を模擬して、有限要素解析における弾性管モデルは内径 25 mm, 外形 29 mm, 長さ 90 mm とした。Fig.3.3 に示すように弾性管モデルの片側には弾性管モデル内部を密閉するための内径 25 mm, 長さ 10 mm のアクリル棒モデルを挿入した。弾性管モデルとアクリル棒モデルは、付帯拘束方程式によって 2 つのモデルを接続する ADINA の Glue mesh function で接続した。

弾性管モデルとアクリル棒モデルの要素の拡大図を Fig.3.3(c) に示す。弾性管モデルとアクリル棒モデルの要素は、6 面体一次要素 (8 node) とした。弾性管モデル壁は半径方向を 10 分割するため、最大要素長さは 0.2 mm とした。また、長軸方向は解析時間短縮のため、最大要素長さを 0.6 mm とした。アクリル棒モデルの最大要素長さは 0.6 mm とした。

弾性管モデルの物性は、弾性管モデルに用いるシリコーン材料の引張試験から得た応力ひずみ線図から高分子材料のモデル化に用いる以下の Moony-Rivlin のモデル式を使用することで定義した。

$$W = C_{01}(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{03}(I_2 - 3)^3 + C_{10}(I_1 - 3) + C_{11pq}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \\ + C_{12}(I_1 - 3)(I_2 - 3)^2 + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{21}(I_1 - 3)^2(I_2 - 3) + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (3.7)$$

材料定数 C_{pq} は Fig.3.3 に示す値を使用した。Fig.3.3 に示す Mooney-Rivlin model の値と実験値の比較の結果から、圧力負荷試験で想定されるひずみ $\varepsilon = 0-0.5$ において実験値と Mooney-Rivlin のモデル式の誤差率は 1%以下となり、弾性管モデルの物性を高い精度でモデル化できていることを確認した。有限要素解析による解析は、250 ステップで 1 mmHg 間隔で弾性管モデル内部に 0 mmHg の状態から 250 mmHg の内圧を負荷した。拘束条件は、アクリル棒モデルが挿入されていない方の弾性管モデル端面を完全固定することとした。圧力負荷時の弾性管モデル断面に生じる Mises 相当ひずみ分布の解析値を実験的に計測し

た Mises 相当ひずみ分布と比較した.

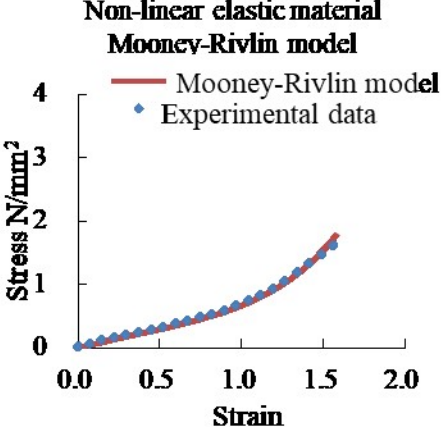
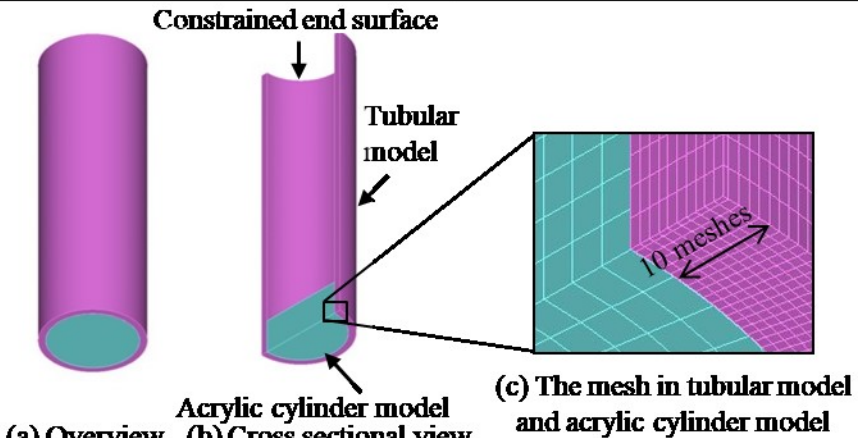
	Tubular elastic model	Acrylic cylinder model																									
Material	Silicone	Acrylic																									
Elastic modulus	<p>Non-linear elastic material Mooney-Rivlin model</p>  <p>— Mooney-Rivlin model ◆ Experimental data</p> <p>Stress N/mm²</p> <p>Strain</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="5">Material constants</th> </tr> <tr> <th>C₀₁</th> <th>C₀₂</th> <th>C₀₃</th> <th>C₁₀</th> <th>C₁₁</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>-0.09</td> <td>0.036</td> <td>0.053</td> <td>0.206</td> <td>-0.002</td> </tr> <tr> <th>C₁₂</th> <th>C₂₀</th> <th>C₂₁</th> <th>C₃₀</th> <td></td> </tr> <tr> <td>0.036</td> <td>-0.04</td> <td>-0.045</td> <td>0.016</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	Material constants					C ₀₁	C ₀₂	C ₀₃	C ₁₀	C ₁₁	-0.09	0.036	0.053	0.206	-0.002	C ₁₂	C ₂₀	C ₂₁	C ₃₀		0.036	-0.04	-0.045	0.016		<p>Linear elastic material Young's modulus: 3000 MPa</p>
Material constants																											
C ₀₁	C ₀₂	C ₀₃	C ₁₀	C ₁₁																							
-0.09	0.036	0.053	0.206	-0.002																							
C ₁₂	C ₂₀	C ₂₁	C ₃₀																								
0.036	-0.04	-0.045	0.016																								
Poisson ratio	0.499	0.30																									
Element	Eight-node hexahedral elements (3D solid)																										
Mesh size	0.2 mm in the circumferential direction 0.6 mm in the longitudinal direction	0.6 mm																									
Number of mesh	589,500	20,800																									
Model	 <p>Constrained end surface</p> <p>Tubular model</p> <p>Acrylic cylinder model</p> <p>(a) Overview (b) Cross sectional view (c) The mesh in tubular model and acrylic cylinder model</p>																										

Fig.3.3 Modeling, parameters, and boundary conditions in the finite element analysis²⁶⁾

3.4 実験結果および解析結果

3.4.1 実験結果

三次元応力・ひずみ分布計測法を用いて、内圧負荷時の弾性管モデルに生じる三次元 Mises 相当ひずみ分布を経時的に計測した。シリンジポンプを用いて 10 mL/s で弾性管モデルの内部容量を増加させた後、流入時間 0.15, 0.55, 0.95 秒後、内径 25.4, 26.5, 27.5 mm 時の三次元 Mises 相当ひずみ量を計測した。なお、直径変化量は弾性管モデルの粒子画像を用い、Fig.3.1(d)に示す直径から計測した。

各内径変化量におけるレーザシート中心 ($Z=0$) における弾性管モデル断面の Mises 相当ひずみ分布を Fig.3.4 に示す。Fig.3.4 から各内径変化量において弾性管モデル断面に生じる Mises 相当ひずみは内壁から外壁に向かうにつれて小さくなる傾向を確認した。さらに、内径変化量が大きくなるにつれて、弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみが大きくなるという、力学的に妥当な結果を得た。

実験的計測法において、断面 $Z=0$ における直径 27.5mm の弾性管モデルにおけるひずみテンソル成分 (ε_{xx} , ε_{yy} , ε_{zz}), 半径方向および周方向のひずみ (ε_r , ε_θ), Mises 相当ひずみ分布の結果を Fig.3.5 に示す。弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみと半径方向のひずみは内面から外面に向かうにつれて減少する、一方、周方向のひずみは増加した。局所的に大きな Mises 相当ひずみが生じる箇所があった。Fig.3.5(d)に、各計測点における弾性管モデル中心と計測点までの距離と Mises 相当ひずみの関係を示す。ピアソンの相関係数は、 $R^2 = 0.837$ であり、Mises 相当ひずみは弾性管モデル内で半径方向に沿って直線的に減少した。

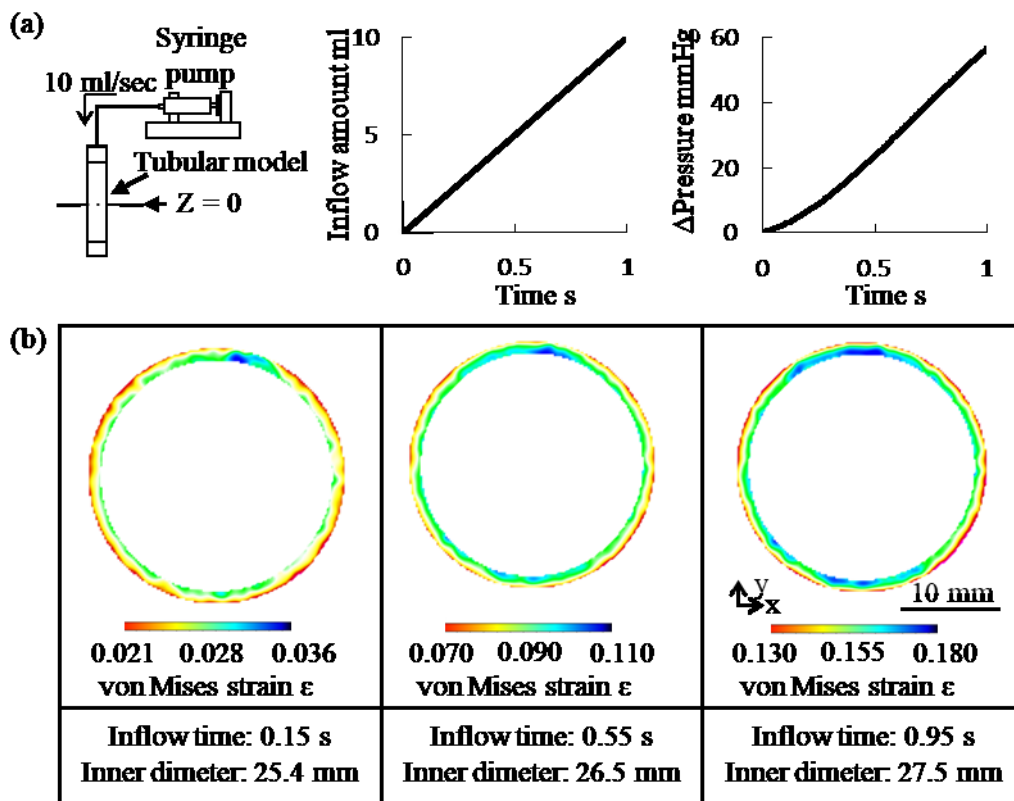


Fig. 3.4 Experimental von Mises strain distribution under the inflation process. (a) Inflation conditions of the tubular model. (b) von Mises strain distributions in the tubular models at the cross-section $Z = 0$. The diameters of 25.4 mm, 26.5 mm, and 27.5 mm correspond inflation times of 0.15, 0.55, and 0.95 s, respectively²⁶⁾

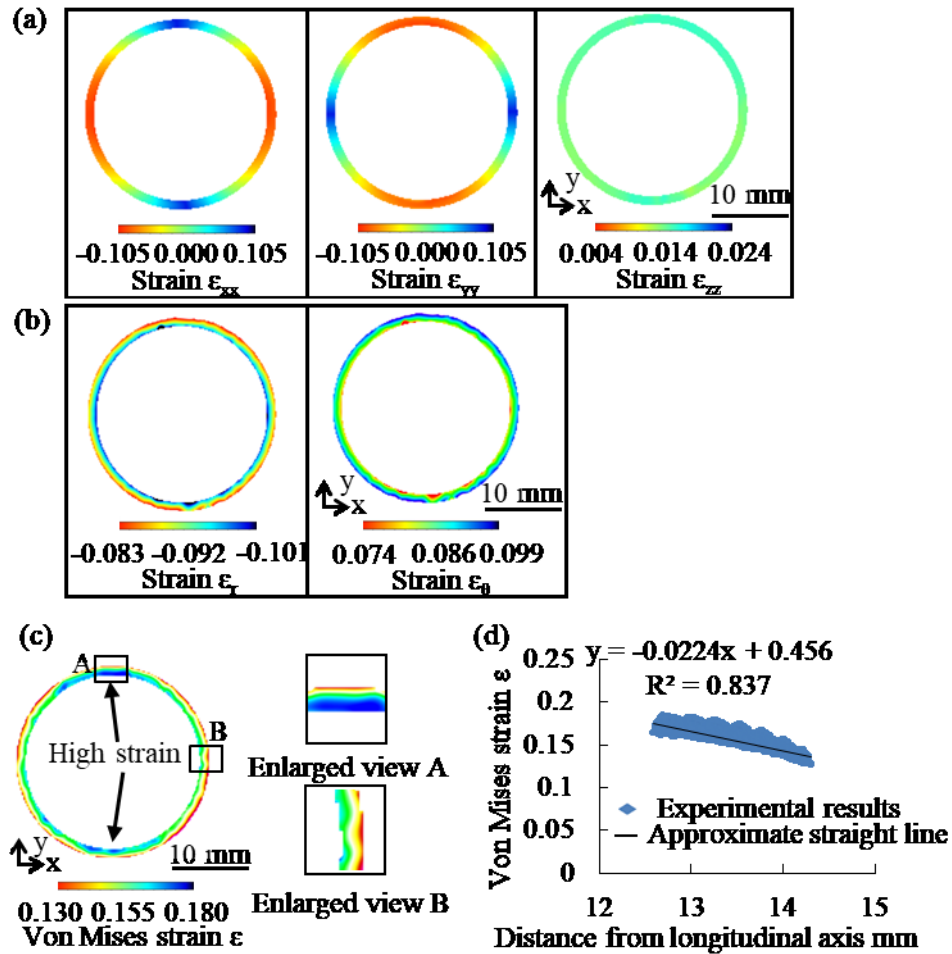


Fig. 3.5 Experimental strain distributions in the tubular model at the cross-section $Z = 0$. (a) Tensor component distributions (ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz}). (b) Radial and circumferential strain distributions (ϵ_r , ϵ_θ). (c) von Mises strain distribution. (d) Relationships between the von Mises strains and the distances from the longitudinal axis to each measuring point²⁶⁾

3.4.2 解析結果

有限要素解析において、断面 $Z = 0$ における直径 27.5mm の弾性管モデルにおけるひずみテンソル成分 (ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz}), 半径方向および周方向のひずみ (ϵ_r , ϵ_θ), Mises 相当ひずみ分布の結果を Fig.3.6 に示す. Fig.3.5 に示した実験結果と同様に、弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみは内面から外面に向かうにつれて減少した (3.6(c)). また実験および有限要素解析の両方で測定された平均 Mises 相当ひずみは、それぞれ 0.155 および 0.156 であった. Fig.3.6(d)に、各計測点における弾性管モデル中心と計測点までの距離と Mises 相当ひずみの関係を示す. Fig.3.5(d)と Fig.3.6(d)から、実験結果および解析結果のピアソン

の相関係数は、それぞれ $R^2 = 0.837$ および $R^2 = 0.997$ であった。実験および有限要素解析の両方において、Mises 相当ひずみは弾性管モデル内で半径方向に沿って直線的に減少した。有限要素解析の解析結果に対する実験値の測定乖離率を各計測点での実験値および有限要素解析の近似直線分布を用いて以下の計算式から算出した。

$$\text{測定乖離率} = \frac{\text{実験値} - \text{解析値}}{\text{解析値}} \quad (3.8)$$

実験における測定乖離率の平均値および最大値は、測定領域全体でそれぞれ 2.4% および 11.5% であった。

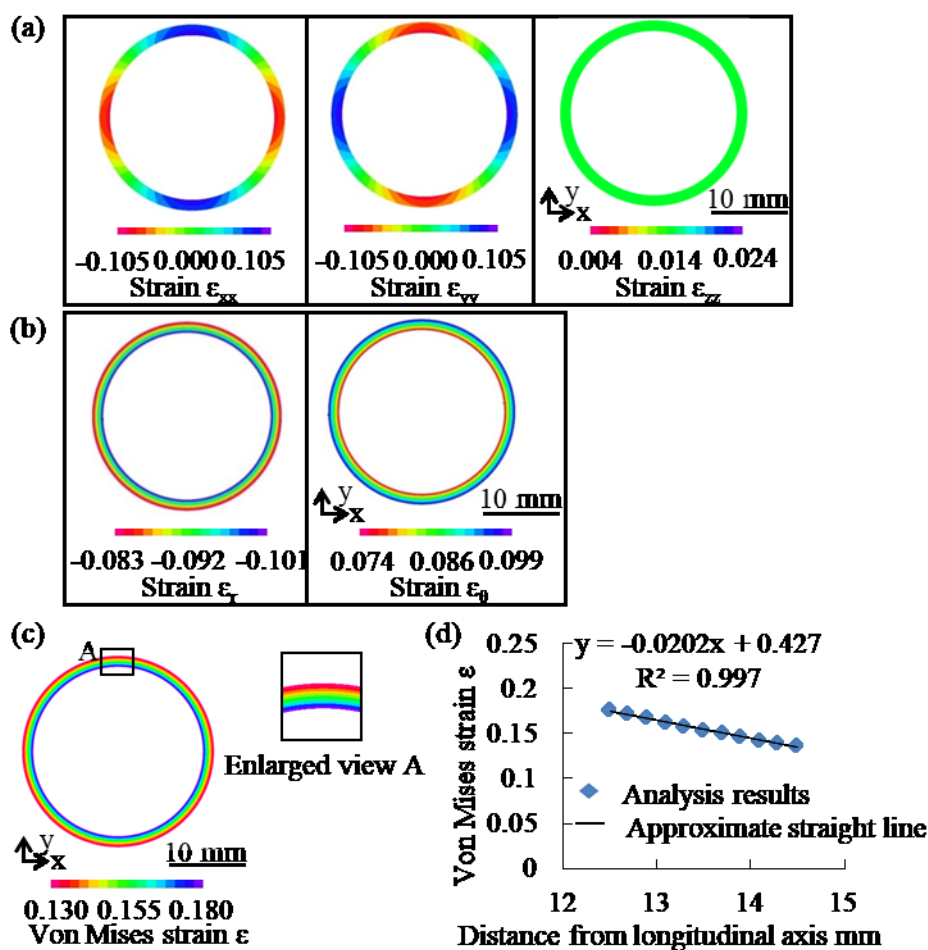


Fig. 3.6 Analyzed strain distributions in the tubular model at the cross-section $Z = 0$. (a) Tensor component distributions (ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz}). (b) Radial and circumferential strain distributions (ϵ_r , ϵ_θ). (c) von Mises strain distribution. (d) Relationships between the von Mises strains and the distances from the longitudinal axis to each measuring point²⁶⁾

3.5 考察

弾性管モデルの局所で Mises 相当ひずみが高くなったことに関して考察する。弾性管モデルは長軸対象であり、内圧負荷は弾性管モデル壁部に均等に負荷されるため、内圧を負荷した弾性管モデルに生じるひずみ分布は長軸に対して軸対象な分布となる。したがって Fig 3.5 で示した局所的に高い Mises 相当ひずみの計測結果は計測誤差による影響だと考えられる。

本計測手法において計測精度に影響する粒子濃度に注目する。2 章の引張試験における試験片と異なり、本章で対象とした弾性管モデルは三次元的な形状をしている。光軸角度

45度で斜めから弾性管モデル内の粒子を撮像しているため、計測対象の粒子分布が均一であっても、二次元粒子画像において弾性管モデル内の粒子は濃度勾配が生じる。

Fig.3.7(b)に示すように粒子画像の弾性管モデルは楕円形状をしており、楕円の長軸・短軸に対して対象となる。そのため、4つの対象領域のうち1つの対象領域を Fig.3.7(a, b)に示すように3つの領域に分割し、二次元粒子画像において領域内の粒子濃度を計測した。各領域の粒子濃度の結果を Fig.3.7(c)に示す。この結果から、領域3では領域1,2と比べて有意に二次元粒子画像上における粒子濃度が高いことが明らかとなった。領域3では見かけ上の粒子濃度が高くなり、三次元再構築で生じた **Ghost particle** によって計測精度が低下したため、局所的に大きなひずみを計測したと考えられる。

領域3で他の領域と比べて有意に粒子濃度が高くなったことに関して考察する。各計測領域におけるカメラの光路長を Fig.3.7(d)に示す。Fig.3.7(d)から領域3では他の領域に比べて計測領域におけるカメラの光路長が長く、この光路長の長さにより領域3の粒子濃度が高くなったと考えられる。高い粒子濃度による計測精度の低下に関しては、撮像するカメラの台数を増やすことでより高い粒子濃度の対象に対しても計測可能となると考えられる^{17), 20)}。Fig.3.8に本実験にカメラを追加した実験系の概略図を示す。カメラ1,2で構築される粒子において実在する粒子はカメラ3で検出できるのに対して、**Ghost particle**は検出できないことから **Ghost particle** を判定できる。判定した **Ghost particle** を削除して三次元画像を構築することができるため、より高い粒子濃度の対象物を用いた計測が可能となる。

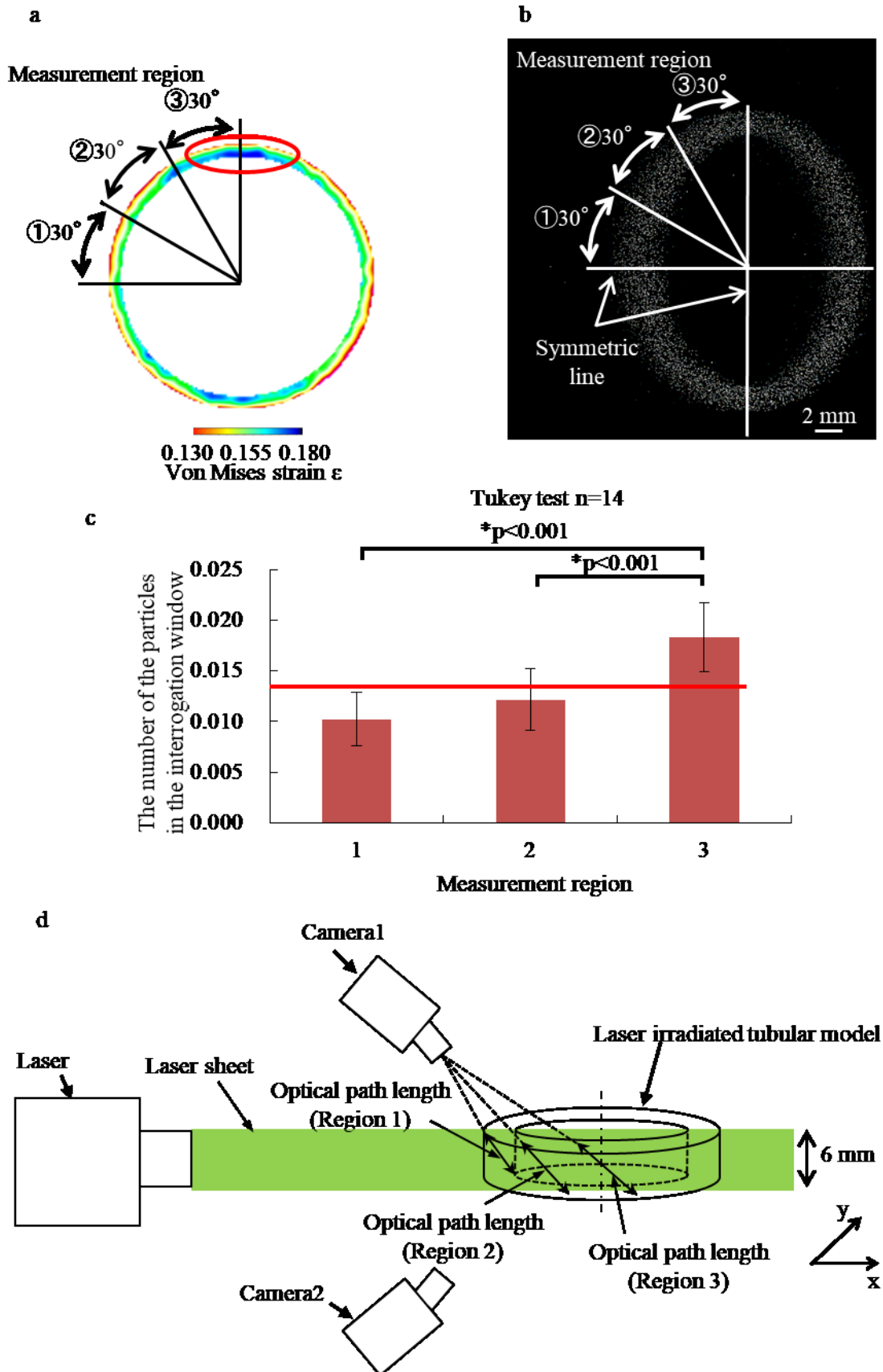


Fig. 3.7 The measurement region in strain distribution (a) and particle image (b) to evaluate distribution of particle density, the number of the particles in the interrogation window of 40×40 pixel in each measurement region (c), and the optical path length in each region²⁸⁾

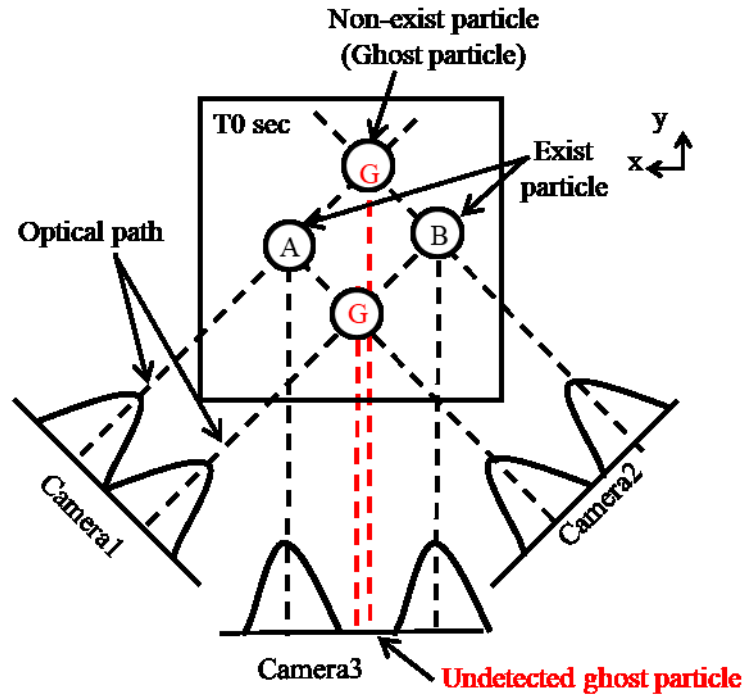


Fig 3.8 Reconstruction of non-existent particle (ghost particle) in 3D reconstruction

3.6 本章のまとめ

トレーサ粒子入り弾性管モデルを製作し，内圧負荷時に弾性管モデルに生じる三次元 Mises 相当ひずみ分布を新規ひずみ分布計測法で計測し，有限要素解析による同様の内圧負荷解析結果と比較することで新規ひずみ分布計測法の妥当性を検証した．三次元画像相関法では，検査領域内の複数粒子の粒子パターンを追跡することで移動量を求めるが，検査領域内にも移動量の勾配が生じるため，検査領域の中心点の推定の移動量を算出している．そのため，2 章で一様なひずみ分布に対して計測を行ったが，本章では一様ではないひずみ分布計測の検証を行い，検査領域の中心点の推定の移動量を十分に見積もれるかに関して検討を行った．

ヒト大動脈が心臓の収縮拡張で内径が 10%程度増加することを想定して，計測対象は内径 25 mm，外形 29 mm の弾性管モデルとし，内圧負荷で内径が 27.5 mm となった時の Mises 相当ひずみ分布を計測した．なお，Mises 相当ひずみは，変形前後の移動量分布から求まる Green-Lagrange ひずみテンソルを用いて計測した．内圧負荷試験は弾性管モデルを密閉し，弾性管モデル内部にシリンジポンプで流入することで新規ひずみ分布計測法

により Mises 相当ひずみ分布を計測した。

有限要素解析では、実形状を模擬した弾性管モデルに 0 mmHg から 250 mmHg まで内圧を負荷し、内径 27.5 mm となる時の弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布を解析した。弾性管モデルとアクリル棒モデルの要素は、6 面体一次要素 (8 node) とし、弾性管モデル壁は半径方向を 10 分割した。弾性管モデルは、引張試験で得た応力ひずみ線図を用いて超弾性材料の Mooney-Rivlin の式でモデル化した。本実験で想定されるひずみ $\varepsilon = 0-0.5$ において実験値と Mooney-Rivlin のモデル式の誤差率は 1%以下となり、弾性管モデルの物性を高い精度でモデル化できていることを確認した。新規ひずみ計測法と有限要素解析で弾性管モデルの内径変化量が同一となった際、それぞれの内径変化量において解析および計測に求めたそれぞれの圧力の誤差率は 2%以下となったことから、本解析の解析結果は妥当な結果だと考えた。

弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測結果から、解析結果と同様に弾性管モデル内壁から外壁に向かうにつれて Mises 相当ひずみが小さくなる線形的な相関関係が得られた。新規ひずみ分布計測法の計測結果と有限要素解析の解析結果における内径 27.5 mm になるよう内圧負荷した弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみの平均値はそれぞれ $\varepsilon = 0.155$, 0.156 と非常に近い値となり、新規ひずみ分布計測法の有用性が示された。さらに、撮像対象の形状やカメラの光軸角度によって生じる粒子濃度の勾配が計測精度に影響するものの、粒子濃度 0.014 ppp では適切にひずみ分布を計測できることを明らかにした。

第 4 章

経カテーテル大動脈弁留置術で

大動脈弁モデルに生じる三次元ひずみ分布の計測

4.1 本章の目的

4.2 経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価のための大動脈弁モデルの開発

4.2.1 本節の目的

4.2.2 実験方法

4.2.3 実験結果

4.2.4 本節のまとめ

4.3 大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測

4.3.1 本節の目的

4.3.2 実験方法

4.3.3 実験結果

4.3.4 考察

4.3.5 本節のまとめ

4.4 本章のまとめ

4.1 本章の目的

本章では、開発した三次元 Mises 相当ひずみ分布計測法を医療分野でひずみが原因だと考えられる合併症のリスク評価に応用し、その有用性を検証する。具体的には、大動脈弁の開閉機能が低下する大動脈弁狭窄症の治療法である経カテーテル大動脈弁留置術の合併症である弁輪部破裂のリスク評価に応用することを試みる。

4.2 経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価のための大動脈弁モデルの作製

4.2.1 本節の目的

本節では、経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価のための大動脈弁モデルを開発することを目的とする。経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価において、大動脈弁モデルの物性は弁輪部に生じるひずみ分布の結果に影響すると考えられる。大動脈弁狭窄症患者の大動脈弁は弾力性や柔軟性を失い硬くなった石灰化が分布しているため、石灰化の物性を模した石灰化付き大動脈弁モデルを患者実形状で製作する。さらに、大動脈弁モデルの正常部位の物性を調整して、大動脈弁モデルに経カテーテル大動脈弁を留置し、経カテーテル大動脈弁および大動脈弁モデルの弁輪面積が、臨床における術後 CT データと合致する大動脈弁モデルを開発する。

4.2.2 実験方法

(1) 経カテーテル大動脈弁留置術評価のための大動脈弁モデルの製作

本研究では、済生会横浜市東部病院において経カテーテル大動脈弁留置術を受けて弁輪破裂を起こした症例の患者 CT データを用いて患者実形状の大動脈弁モデルを製作した。以下に、1) 試験対象の症例、2) 三次元形状の構築方法、3) 大動脈弁モデルの製作方法を示す。

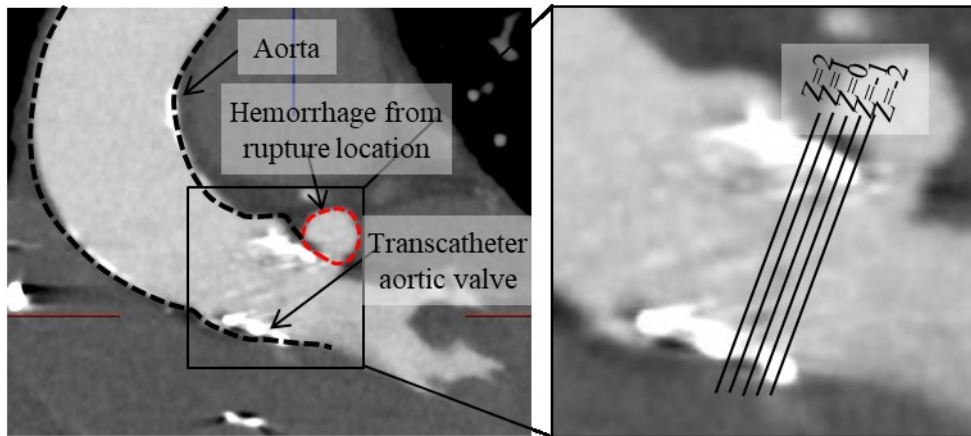
1) 経カテーテル大動脈弁留置術において弁輪部破裂を生じた症例

経カテーテル大動脈弁留置術において弁輪部破裂を生じた症例選択は済生会横浜市東部病院循環器内科副部長の山脇理弘医師らの協力のもと行い，経カテーテル大動脈弁留置術を受けた患者の CT データの提供を受けた（早稲田大学倫理委員会承認【2016-209】，済生会横浜市東部病院倫理委員会承認【2014066】）．本実験対象とする症例は，SAPIEN XT 23 mm（Edwards life science 社）をメーカー推奨の拡張容量 17 mL で経カテーテル大動脈弁を拡張留置し，弁輪部が破裂した後，心嚢ドレナージで救命された症例である．Fig.4.1 に三次元 CT 画像を示す．Fig.4.1(a)に示すように Z 座標は弁輪面に対して垂直な座標とし，弁輪面を Z=0 とした．Fig.4.1(b)に弁輪面に平行な各断面（Z=-2, -1, 0, 1, 2）の CT 画像を示す．Fig.4.1(b)の赤枠で示すように CT 画像から弁輪部破裂により出血を認めた．

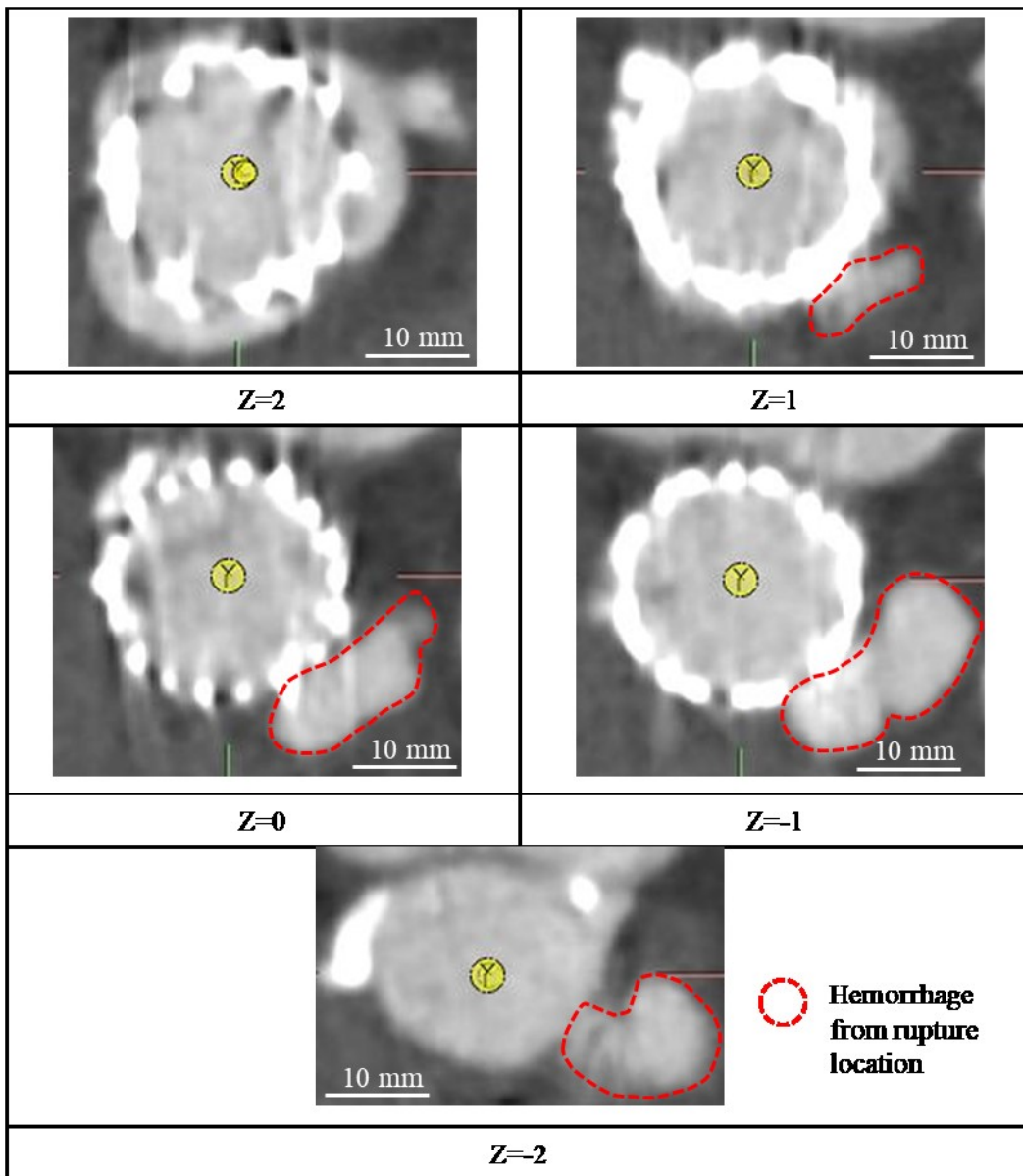
Fig.4.2 に術前 CT データから取得した患者大動脈弁の右冠尖，左冠尖，無冠尖のそれぞれの方向から見た三次元画像を示す．なお，三次元画像の構築方法は後に示す．本症例は，左冠尖-右冠尖間に大動脈側から左心室側にかけて連なる石灰化があり，無冠尖の弁尖部には巨大な石灰化がある解剖学的特徴を有する．本症例で使用した SAPIEN XT 23 mm と術前の患者弁輪面積はそれぞれ 415 mm²，275 mm²であり，下記計算式から求まる経カテーテル大動脈弁の患者弁輪面積に対するオーバーサイジング率は 34%である．なお，オーバーサイジング率は手術に用いる経カテーテル大動脈弁のサイズを決定するための指標である^{30), 31)}．

$$\text{オーバーサイジング率} = 100 \times \left(\frac{\text{SAPIEN XT の弁輪面積}}{\text{患者弁輪面積}} - 1 \right) \quad (4.1)$$

先行研究において，SAPIEN XT のオーバーサイジング率の推奨値は 10-20%とされており，10%以下では弁周囲逆流，20%以上では弁輪部破裂のリスクが高いとされている^{30), 31)}．オーバーサイジング率 34%と弁輪部破裂リスクが高くなる 20%以上であるにも関わらず，SAPIEN XT 23 mm を選定した背景には，本臨床の手術が行われた 2014 年には，2015 年より本邦でも導入された SAPIEN XT 20 mm（面積：314 mm²）が使用できず経カテーテル大動脈弁の選択肢が限られていたことがある．



(a) Long axis directional sectional view of CT 3D image



(b) Short axis directional sectional view of CT 3D image

Fig.4.1 Hemorrhage from the rupture location after transcatheter aortic valve implantation

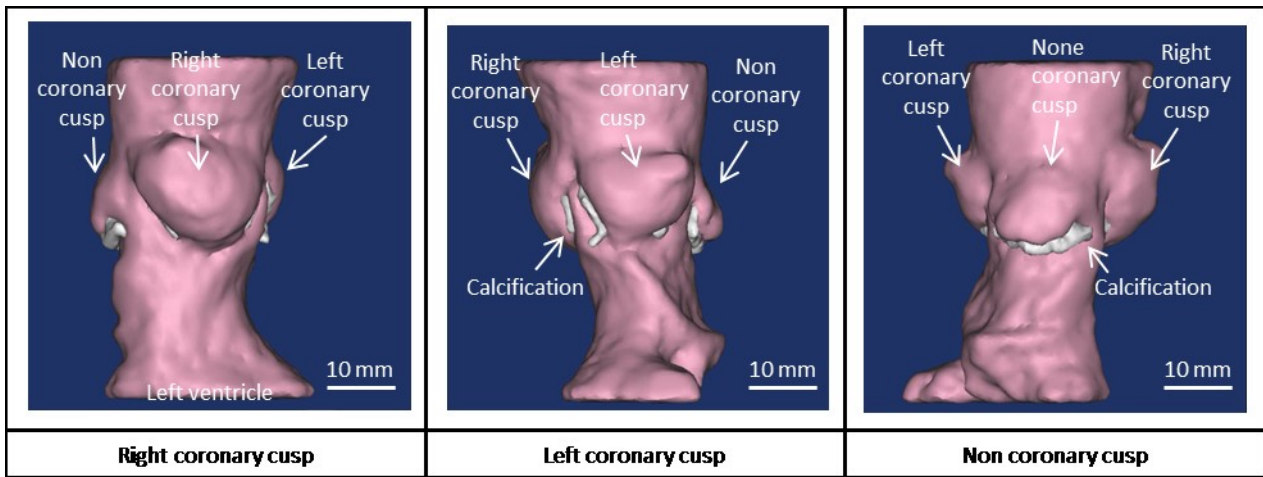


Fig.4.2 3D image of the patient's specific aortic valve

2) 患者 CT データを用いた大動脈弁の三次元形状の構築

CT データをもとに三次元画像セグメンテーション用ソフト Mimics (Materialise) を用いて、患者実形状の三次元大動脈弁形状を構築した (Fig.4.2)。三次元構築する範囲は、弁輪面に対する平行面において、大動脈弁から左心室側 20 mm、大動脈側 20 mm の間 (Z=-20 から Z=20 までの間) の範囲とした。石灰化形状の抽出は石灰化病変では、CT データの CT 値が高いことを利用することで行った。具体的には、患者 CT データにおいて、血管内腔から最大 CT 値を超える CT 値の領域を石灰化病変として、石灰化形状を抽出した。

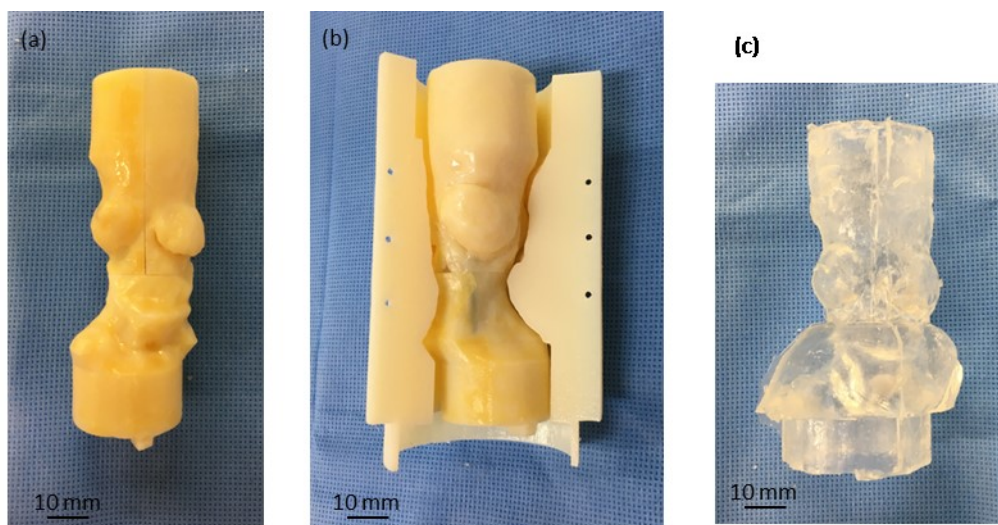


Fig.4.3 The mold of the aortic valve (a, b) and The elastic replica of calcified aortic valve based on a patient's CT data (c)

3) 大動脈弁モデルの製作

大動脈弁モデルは、光造形機 (Connex 500TM, Object 社) で製作した雄型モールドと目標の壁厚となるように製作した雌型モールドを組み合わせ、各モールドの隙間に液状シリコーンを流し込んだ後、加熱により固化することで製作した (Fig.4.3)。なお、大動脈弁モデルは石灰化部、大動脈弁外壁部の順に専用のモールドに流し込んで製作した。大動脈弁モデルの石灰化部はヒト石灰化病変の弾性率 12.6 ± 4.7 MPa に合わせるために²⁰⁾、シリコーン A 材と B 材を 1:1 の割合で混合した後、熱硬化性の特徴を生かして 120°C で 10 時間加熱することで最大弾性率 12.6 ± 0.1 MPa に合わせた。患者 CT データから血管壁厚を計測することは困難であるため、ヒト大動脈の厚さを参考に大動脈弁モデルは壁厚 2 mm とした¹⁷⁾。大動脈弁モデル外壁は A 材, B 材, オイルを 5:5:1 の割合で流し込み、物性を検討するため 120°C で 15, 30, 45, 60 分の 4 条件で加熱した。

(2) 弁輪面における経カテーテル大動脈弁断面積および弁輪面積の評価試験

各加熱条件で製作した大動脈弁モデルに臨床と同じ拡張容量 17 mL, 位置, 弁の回転向きで経カテーテル大動脈弁 Sapien XT 23 mm を留置し, マイクロ CT (TDM 1300-IS, ヤマト科学) を用いて留置後の大動脈弁モデルの三次元画像を取得した。得られた三次元画像から弁輪面における大動脈弁モデルおよび経カテーテル大動脈弁の弁輪面積および長軸・短軸, 周囲長を計測した。弁輪面における大動脈弁モデルの弁輪面積と経カテーテル大動脈弁の弁輪面積の差から非圧着面積を算出した。

4.2.3 実験結果

加熱条件の異なる大動脈弁モデルに対して, 経カテーテル大動脈弁を留置し, それぞれの経カテーテル大動脈弁の弁輪面積を計測し, 臨床の CT データから得られる弁輪面積と比較することで, 大動脈弁モデルの適切な加熱条件を検討した。Fig.4.4 に 120°C における加熱時間と経カテーテル大動脈弁の弁輪面積の関係を示す。Fig.4.4 より加熱時間を増加す

るにつれて経カテーテル大動脈弁の弁輪面積は減少する傾向を取得した。さらに、加熱時間 60 分の大動脈弁モデルでは経カテーテル大動脈弁の弁輪面積が患者における弁輪面積と同じ値になることがわかった。このことから加熱時間 60 分が適切な大動脈弁モデルの加熱時間として採用した。また、加熱時間 60 分で加熱した透明シリコーンの最大弾性率は 7.7 ± 0.1 MPa となった。Fig.4.5 に、経カテーテル大動脈弁を留置した患者大動脈弁と 120°C で 60 分加熱した大動脈弁モデルの弁輪面の断面画像および弁輪断面における経カテーテル大動脈弁と大動脈弁モデルの断面積，長軸長・短軸長，周囲長，さらに，経カテーテル大動脈弁周囲の非圧着面積を示す。Fig.4.5 より，経カテーテル大動脈弁留置により患者大動脈弁および大動脈弁モデルで断面積，周囲長が増加し，楕円状から円形状の断面となっていることがわかる。

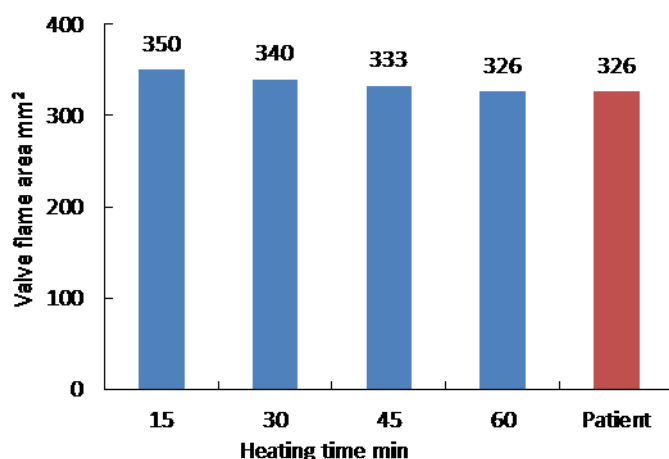


Fig.4.4 Valve flame area in several heating conditions for aortic model

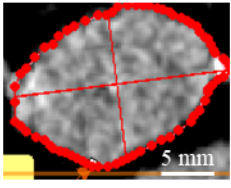
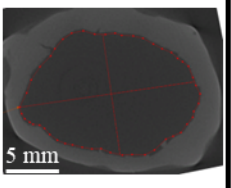
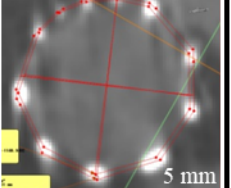
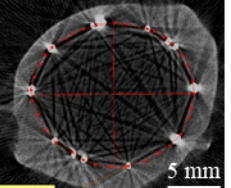
		Pre TAVI		Post TAVI	
		Patient	Model	Patient	Model
CT image in the annulus surface					
Sapien valve	Valve frame area mm ²	—	—	326	326
	Axis (Major/Minor) mm	—	—	21.2 / 20.0	21.9/19.5
	Perimeter mm	—	—	65.1	64.5
Aortic valve	Annulus area mm ²	275	275	357	357
	Axis (Major/Minor) mm	23.5 / 15.8	23.4/15.9	22.3 / 20.9	22.7/20.5
	Perimeter mm	63.0	62.8	68.2	67.6
Incompletely apposed are mm ²		—	—	31	31

Fig.4.5 The aortic annulus of patient's aortic valve and valve model before and after transcatheter aortic valve implantation

4.2.4 本節のまとめ

本節では、経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価のための患者実形状の石灰化付き大動脈弁モデルを開発した。経カテーテル大動脈弁留置術の弁輪部破裂リスク評価において、大動脈弁モデルの物性は得られる結果に影響を及ぼすと考えられる。大動脈弁狭窄症患者の大動脈弁は弾力性や柔軟性を失い硬くなった石灰化が大動脈弁壁面に分布しているため、物性を模した石灰化付き大動脈弁モデルを患者実形状で製作した。さらに、大動脈弁モデルの正常部位の物性を調整して、大動脈弁モデルに経カテーテル大動脈弁を留置し、経カテーテル大動脈弁および大動脈弁モデルの弁輪面積が、臨床における術後 CT データと合致する大動脈弁モデルを開発した。

4.3 大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測

4.3.1 本節の目的

本節では、三次元ひずみ分布計測法を用いて、経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測に応用し、計測法の有用性を検討することを目的とする。

4.3.2 実験方法

(1) 経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布計測のための実験系

本研究で用いた実験系概略図をそれぞれ Fig.4.6 に示す。第 3 章と同様に実験系は、解像度が 2016×2016 の 2 台の CMOS カメラ、および、Nd:YLF レーザ、アクリル製チャンバ、シリコン製大動脈弁モデルで構成した。厚さ 6 mm のレーザシートは大動脈弁モデル弁輪面 ($Z=0$) に照射した。経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデル内部に屈折の原因となる空気が入らないようにするために、臨床で実際に使用される経カテーテル大動脈弁留置用ポートを取り付けて、ポートからカテーテルを挿入して弁を留置した (Fig.4.6(a))。3.2 項に示した方法で経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布を計測した。

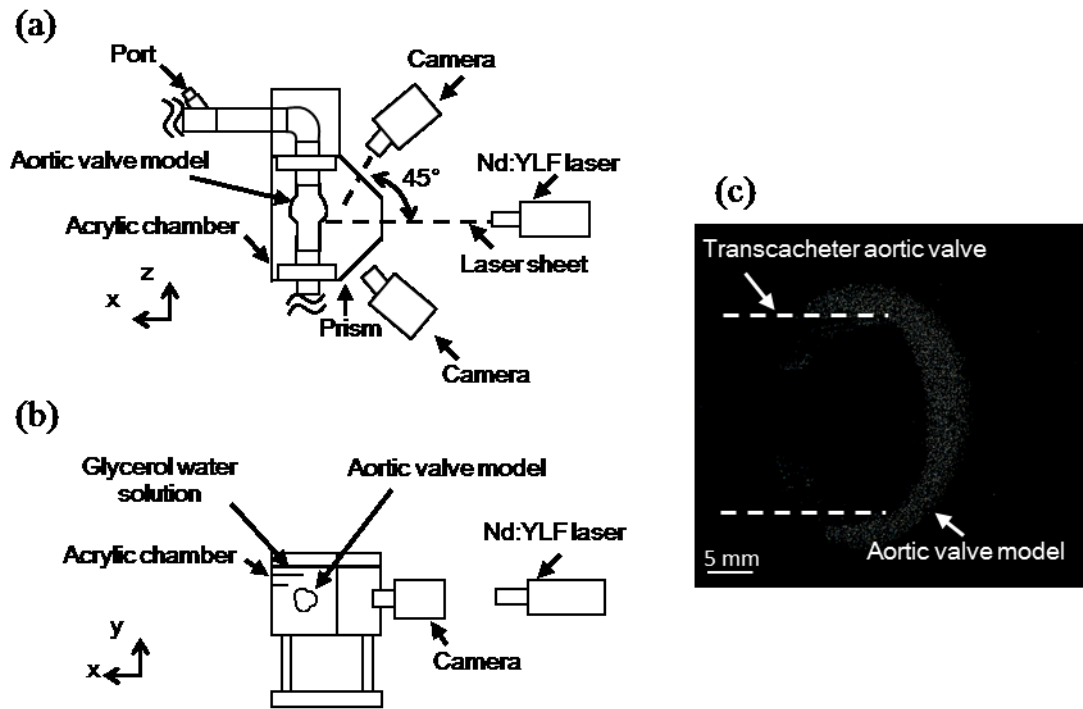


Fig. 4.6 The schematic of the experimental system for measuring strain in aortic valve model (a) Top view of the experimental system. (b) Front view of the experimental system. (c) The image of particles in aortic model

(2) 分割計測したひずみ分布の統合

経カテーテル大動脈弁留置における大動脈弁モデルの粒子画像は、経カテーテル大動脈弁の背後は死角となり、大動脈弁モデルの全周にわたって撮像することは困難となる (Fig.4.6(c)). そこで、大動脈弁モデルを全周にわたって撮像するため、大動脈弁モデル長軸を中心軸として 120 度間隔で 3 度に分けて撮像し、Mises 相当ひずみ分布を計測することとした。3つの領域に分けて計測する Mises 相当ひずみ分布を 1つの Mises 相当ひずみ分布に統合するためには、大動脈弁モデル長軸が計測領域に対してどのように位置しているかを計測する必要がある。大動脈弁モデル長軸の座標は、トレーサ粒子を二つのみを有する透明シリコン製円柱棒を用いて計測した (Fig.4.7)。Fig.4.7に示すように、二つのトレーサ粒子はレーザシートのレーザ強度が十分に得られる範囲として $Z=2$, $Z=-2$ の面内かつ中心軸近傍に配置した。トレーサ粒子には、粒径が大きく粒子を一粒ずつ操作できることから粒径 $100 \mu\text{m}$ の蛍光粒子 (Fluostar, EBM 社) を使用した。なお、三次元再構築において、実在しない粒子 (Ghost particle) の構築を防ぐため、粒子二つのみで軸中心の決定を行った。透明シリコン製円柱棒は Fig.4.6 に示すアクリル製チャンバに取り付け、Fig.4.7 に示すように透明シリコン製円柱棒を 120 度間隔で回転中心軸に従って回転させ、各角度で粒子画像を撮像した。撮像した各角度での粒子画像から三次元再構築を行い、 $Z=2$, $Z=-2$ の二つの面において、構築される 3 点の中心座標を合算して 3 分割して算出できる中心点を求め、それぞれの中心座標を結んだ直線を回転軸とした。

分割計測したひずみ分布の統合は算出した中心軸を用いて座標変換することで行った。まず、二次元座標において、点 $A(x, y)$ を点 $O(a, b)$ を中心に角度 θ だけ回転した時の点 $B(x', y')$ は下記計算式で求められる。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - a \\ y - b \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

これを三次元座標系で表すと、点 $A(x, y, z)$ を点 $O(a, b, c)$ を中心に X 軸の周りに角度 θ だけ回転した時の点 $B(x', y', z')$ は下記計算式で求められる。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x-a \\ y-b \\ z-c \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

同様に、Y 軸と Z 軸の周りの回転については下記計算式で求められる。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x-a \\ y-b \\ z-c \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x-a \\ y-b \\ z-c \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (4.5)$$

すなわち、点 A (x, y, z) を点 O (a, b, c) を中心に X, Y, Z 軸の周りにそれぞれ角度 α , β , γ だけ回転した時の点 B (x', y', z') は下記計算式で求められる。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\gamma & \sin\gamma & 0 \\ -\sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & -\sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & \sin\alpha \\ 0 & -\sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x-a \\ y-b \\ z-c \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

各角度で計測した 3 点の粒子の位置座標から、角度 α , β , γ は既知の値であるため、上記の計算式より (x, y, z) から各角度を回転させた座標 (x', y', z') が求め、120 度間隔で計測した 3 つの Mises 相当ひずみ分布を統合することで大動脈弁モデル全周の Mises 相当ひずみ分布とした。

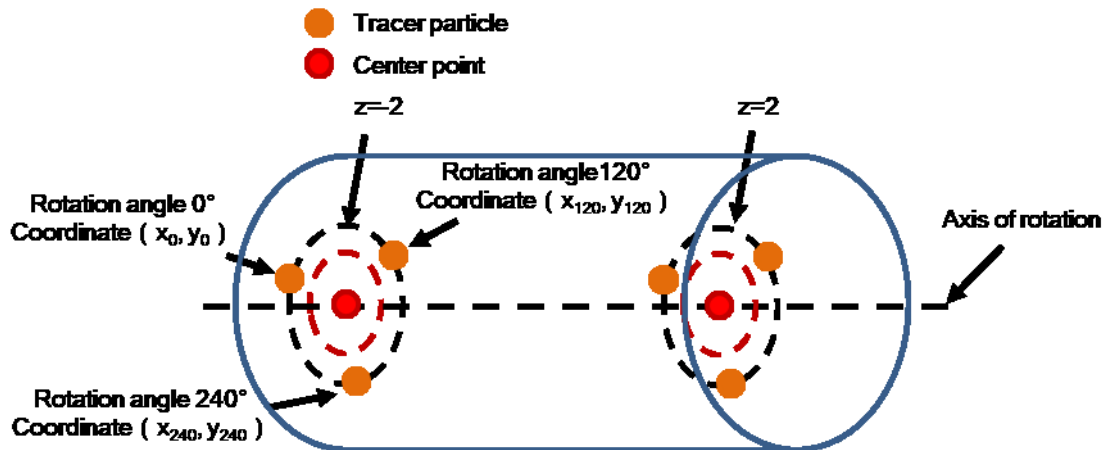


Fig. 4.7 The overview of the method to measure the axis of rotation

(3) 経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる相当ひずみ分布計測

経カテーテル大動脈弁 Sapien XT 23 mm は、事前に拡張バルーンの空気抜きを行った専用カテーテルにかしめて、挿入口となるポートから挿入し、経カテーテル大動脈弁を弁輪部まで運び、臨床と同一の拡張容量 17 mL でバルーンを拡張し、経カテーテル大動脈弁を大動脈弁モデルに留置した。経カテーテル大動脈弁の拡張開始と同時に、レーザシートを大動脈弁モデル弁輪面に平行に照射し、連続する二画像間の粒子移動量の最大値が 5 pixel を超えないようサンプリング周波数 20 Hz で大動脈弁モデル内の粒子を撮像した。2.3.2 項に示したように、撮像した粒子画像は三次元構築、及び、三次元画像相関法を用いることで、移動量分布を計測した。また、経カテーテル大動脈弁留置前後の移動量分布は 2.3.2 項と同様に分割計測し、線形補間を行い任意の点の移動量を求め、各時刻の移動量を足し合わせることで算出した。算出した留置前後の移動量から 3.2 項に示した方法で、Mises 相当ひずみ分布の計測を行った。なお、全周性の大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布は、大動脈弁モデルを 120 度間隔で長軸を中心軸として回転させ上記の工程を 3 回繰り返すことで計測した。

4.3.3 実験結果

(1) 大動脈弁モデルの粒子画像を用いた粒子分布の計測

経カテーテル大動脈弁留置において大動脈弁モデル内の粒子の二次元粒子画像に対して三次元再構築を行い、三次元画像相関法を用いることで大動脈弁モデル弁輪部の Mises 相当ひずみ分布を計測した。Fig.4.6(c)に高速度カメラで撮像した大動脈弁モデルの粒子画像を示す。粒子画像よりカメラから見て経カテーテル大動脈弁の背後の大動脈弁モデルが死角となっていることがわかる。

2.3 項において、新規ひずみ分布計測法では粒子濃度は計測精度に影響を及ぼし、さらに、粒子を均一に分布した大動脈モデルでも撮像している角度や撮像対象の三次元的な形状によって撮像された粒子画像において粒子濃度の勾配が生じ、見かけ上、局所的に粒子濃度

が高い箇所では計測精度が低下することを明らかにしてきた。本実験においても、粒子画像における粒子濃度勾配の影響を検討する。Fig.4.8に検査領域となる 40×40 pixelにおける粒子濃度分布を示す。3.4項で示した適切にひずみ分布が計測可能な粒子濃度 0.014 ppp以下の範囲で粒子が分布していることがわかる。したがって、3.4項で確認された計測精度の低下は生じていないことが考えられる。本実験で、3章の大動脈モデルの内圧負荷試験と比べて、粒子濃度勾配が小さくなったのは粒子濃度が高くなるような箇所が経カテーテル大動脈弁の死角となっていたためだと考えられる。

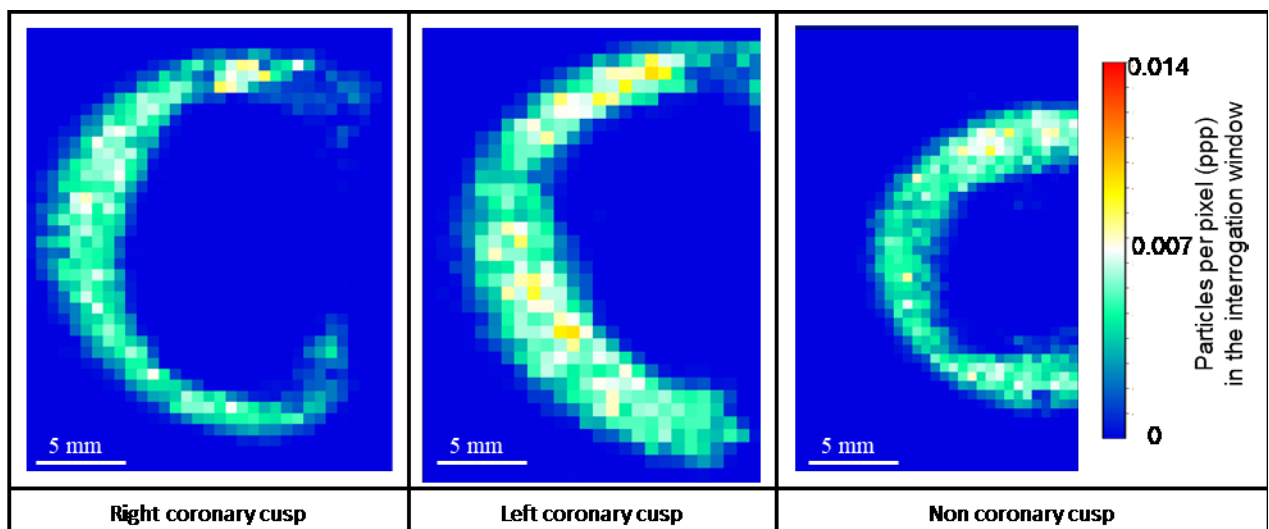


Fig.4.8 Particles per pixel in the interrogation window of 40×40 pixel

(2) 経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデル弁輪部に生じる Mises 相当ひずみ分布の計測

新規ひずみ分布計測法を用いて経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデル弁輪部に生じる Mises 相当ひずみ分布を計測した。Fig.4.9 に、経カテーテル大動脈弁留置後の患者 CT 画像、および、臨床と同じ経カテーテル大動脈弁 SAPIEN XT 23 mm を拡張容量 17 mL で拡張留置した際の大動脈弁モデル弁輪部に生じる Mises 相当ひずみ分布を示す。各 Mises 相当ひずみ分布は弁輪面に対して平行な断面を示し、Z 軸は Fig.4.6(d)に示すように弁輪面を Z=0 とし、大動脈側を正方向とした。

Fig.4.9 に示す経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測結果から、すべての断面において大動脈弁モデル石灰化病変近傍で大きな Mises 相当ひずみが生じていることがわかった。特に大動脈弁モデル外壁から内腔に突き出る形状の石灰化病変で大きな Mises 相当ひずみが生じることがわかった。さらに、弁輪面に対して大動脈側に 1 mm の断面(Z=1)で最も Mises 相当ひずみが大きくなった。また、最大 Mises 相当ひずみとなった箇所近傍で、経カテーテル大動脈弁留置後の患者 CT 画像において弁輪部破裂していることがわかった。

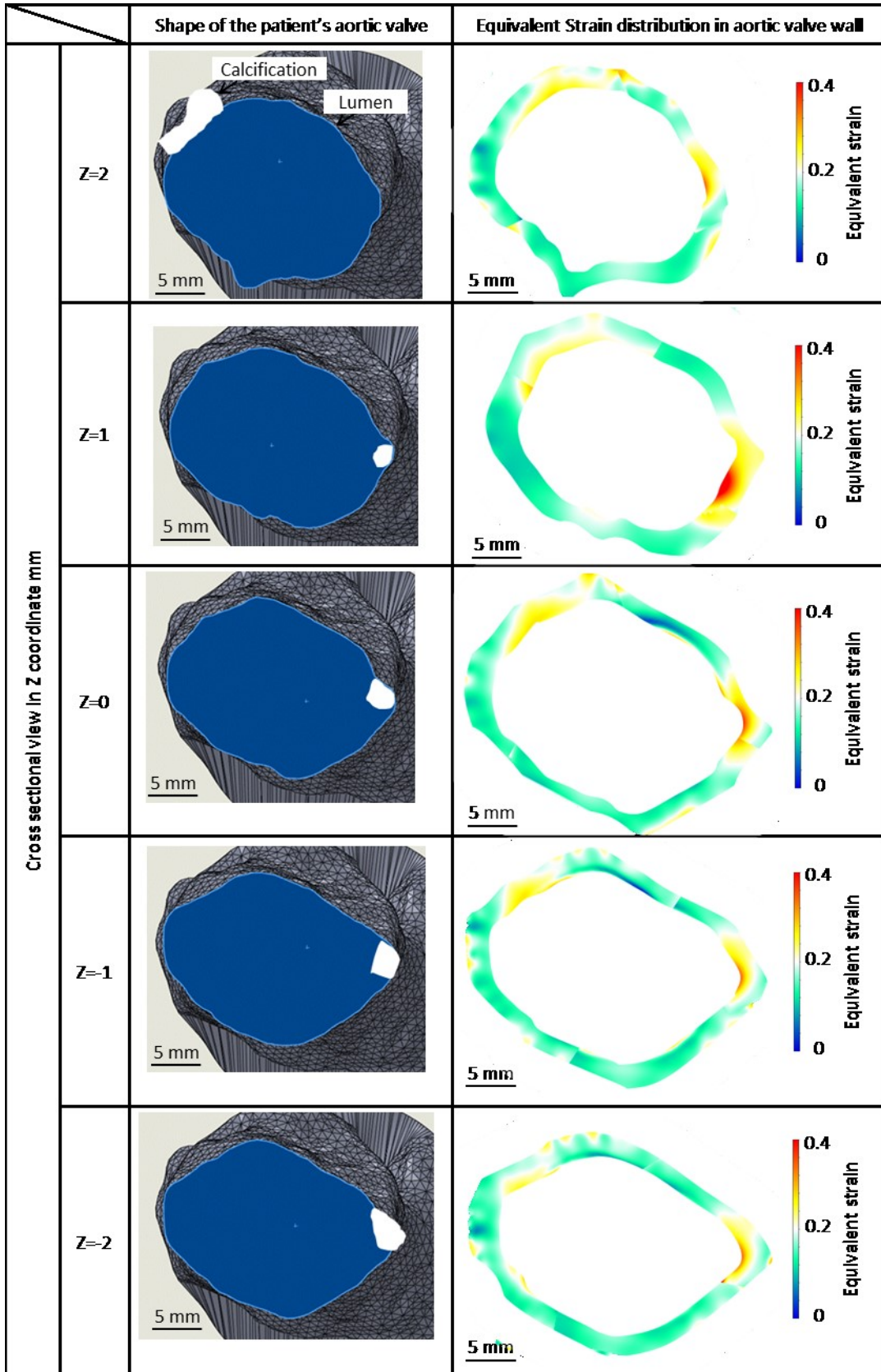


Fig.4.11 Equivalent strain distribution in aortic valve model and anatomical structure of the aortic valve with calcification in each cross-section

(3) 経カテーテル大動脈弁の減充満拡張法が大動脈弁モデルの Mises 相当ひずみに与える影響の検討

本試験で用いた SAPIEN XT 23 mm を含むバルーン拡張型の経カテーテル大動脈弁では、弁輪部破裂リスクが高いと考えられる症例に対して拡張容量をメーカー推奨の値よりも少ない容量で拡張する低充満留置法が採用される。拡張容量が少なすぎると弁周囲逆流が生じるため、臨床ではトレードオフの関係にある弁輪部破裂と弁周囲逆流のリスクを考慮して、先に述べた経カテーテル大動脈弁の患者弁輪面積に対するオーバーサイジング率を参考に拡張容量を決定する。本実験で使用する症例は、オーバーサイジング率 34%であり、弁輪部破裂のリスクが高いとされているオーバーサイジング率 20%^{30), 31)}よりも大きく低充満留置法による留置が適切だった可能性が考えられる。しかし、本臨床の手術が行われた 2014 年には低充満留置法の有用性に関して研究段階であり未解明であったため、メーカー推奨容量で拡張した経緯がある。

そこで、本試験で用いた SAPIEN XT 23 mm のメーカー推奨の拡張容量 (17 mL) および低充満留置における拡張容量 (15, 16 mL) を含む異なる拡張容量で経カテーテル大動脈弁を拡張留置した際の大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布を計測し、拡張容量が大動脈弁に生じる Mises 相当ひずみ分布に与える影響を検証した。Fig.4.10 に経カテーテル大動脈弁の拡張容量が 15 mL, 16 mL, 17 mL の時に Fig.4.9 で最も Mises 相当ひずみが大きくなった断面 (Z=1) における大動脈弁モデル断面に生じる Mises 相当ひずみ分布を示す。この結果、各拡張容量において同様に石灰化病変が分布する箇所には大きな Mises 相当ひずみが生じていることがわかった。また、Mises 相当ひずみの最大値が生じる箇所は各拡張容量ともに血管内腔に突き出る石灰化病変が存在する位置であることがわかった。経カテーテル大動脈弁の拡張容量が小さくなるにつれて、大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみが小さくなる傾向を取得した。

Fig.4.11 に、各拡張容量における大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみの最大値を示す。拡張容量が小さくなるにつれて、大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみの最大

値も小さくなることがわかった。また、拡張容量が 17 mL と 16 mL を比較すると、Mises 相当ひずみはそれぞれ $\varepsilon = 0.394$ から $\varepsilon = 0.378$ となり、Mises 相当ひずみは 4.0%減少していることがわかる。一方、拡張容量が 16 mL と 15 mL を比較すると、Mises 相当ひずみは 19.3%減少していることがわかり、拡張容量が 17 mL, 16 mL と比べ Mises 相当ひずみの低減率が大きいことがわかった。

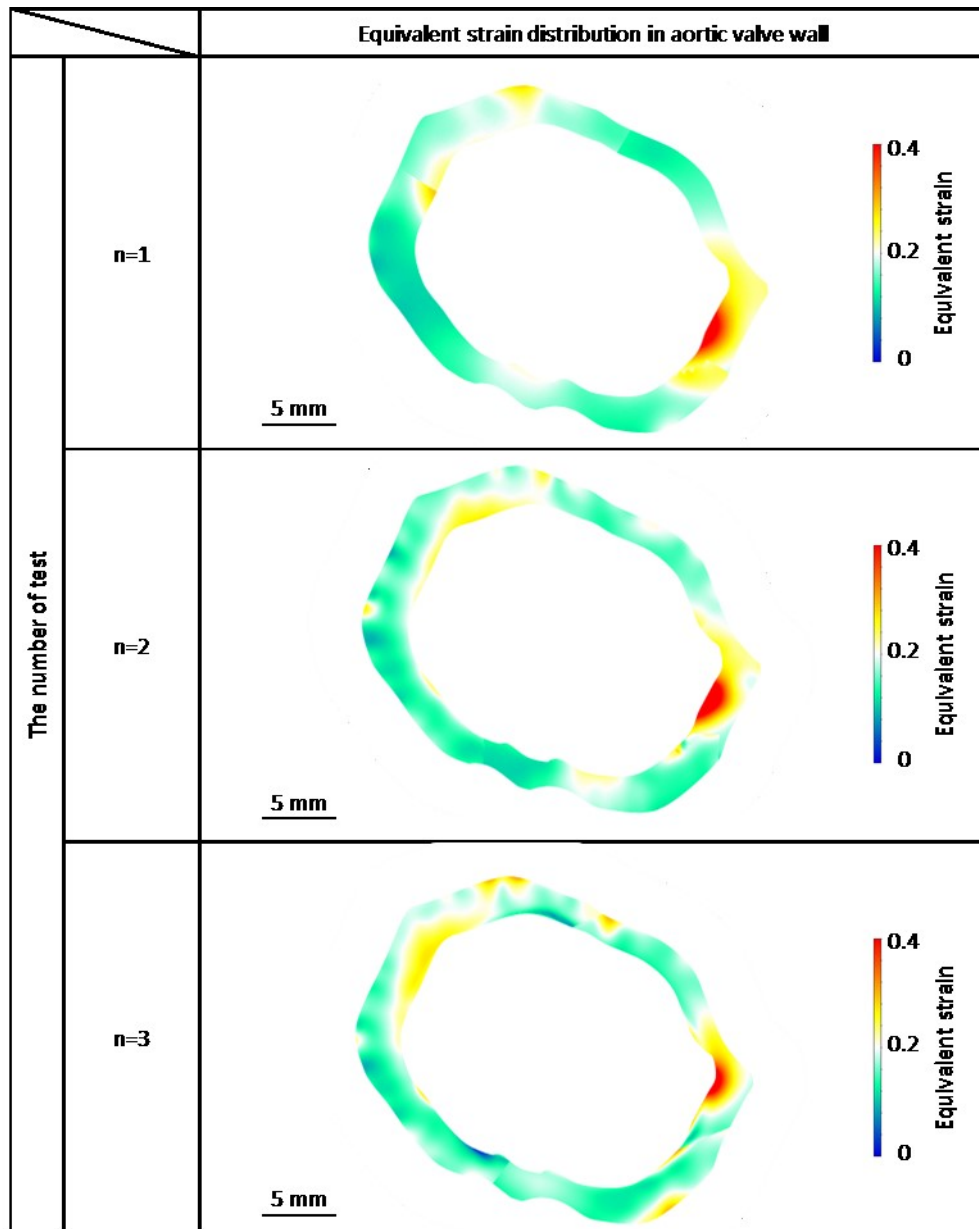


Fig.4.10 Equivalent strain distribution in aortic valve model with calcification in a cross-section (n=3)

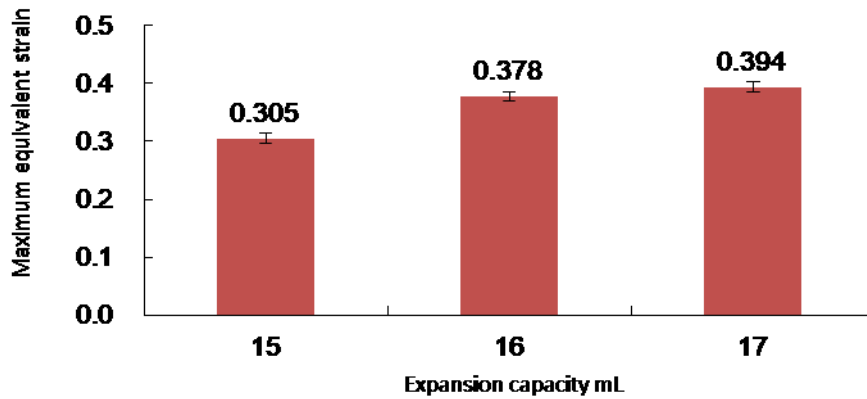


Fig.4.11 Maximum equivalent strain in aortic valve model under transcatheter aortic valve implantation in different expansion capacity

4.3.4 考察

大動脈弁の解剖学的特徴と Mises 相当ひずみ分布の関係、および、Mises 相当ひずみ分布と弁輪部破裂箇所に関して考察する。経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布の計測結果から、大動脈弁モデル石灰化病変近傍で大きな Mises 相当ひずみが生じていることを確認した。特に大動脈弁モデル外壁から内腔に突き出る形状の石灰化病変で大きな Mises 相当ひずみが生じていることがわかった。これは、大動脈弁壁の壁面に沿って薄く広がる石灰化病変では、壁部に石灰化病変が押し付けられるのに対して、大動脈弁から内腔へ突き出る石灰化病変では、石灰化病変と大動脈弁の付け根で石灰化が折れるようにして壁面に倒れるこむため、付け根に大きなひずみが生じたと考えられる。また、臨床の弁輪部破裂箇所と Mises 相当ひずみの最大値が生じた箇所が一致したことから、Mises 相当ひずみは弁輪部破裂のリスク評価のための有効な指標となることが示唆された。

4.3.5 本節のまとめ

本節では、Tomographic PIV を用いた新規ひずみ分布計測法を用いて、経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布を計測し、弁輪部破裂と Mises 相当ひずみ分布の関係を検討した。まず、3 章で開発した Mises 相当ひずみ分布計

測法を用いて、経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる **Mises** 相当ひずみ分布を弁の死角で計測できない領域を分割計測し統合することで大動脈弁モデル全周に生じるひずみ分布を計測した。経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデルに生じる **Mises** 相当ひずみ分布の計測結果から、石灰化近傍、なかでも血管内腔に突き出る石灰化近傍で高い **Mises** 相当ひずみを計測した。血管内腔に突き出る石灰化は弁輪部破裂の一因であることが示唆された。本研究から、**Mises** 相当ひずみが最も高くなった箇所と弁輪部破裂が生じた箇所が一致することがわかり、**Mises** 相当ひずみは弁輪部破裂の評価に有用な指標であると考えられた。

4.4 本章のまとめ

本章では、新規開発したひずみ分布計測法を用いて、経カテーテル大動脈弁留置術において大動脈弁モデルに生じる **Mises** 相当ひずみ分布を計測し、経カテーテル大動脈弁留置術の合併症である弁輪部破裂のリスク評価に応用することを試みる。本章では、まず、経カテーテル大動脈弁留置術を受けた患者の術前 CT データから患者実形状の大動脈弁モデルを製作した。大動脈弁モデルの石灰化部および壁部の最大弾性率はそれぞれヒト石灰化病変の最大弾性率の文献値、留置後の経カテーテル大動脈弁と大動脈モデルの弁輪面積が臨床の計測結果を一致する最大弾性率とした。大動脈弁モデル壁部は透明シリコーンの熱硬化性であることから、異なる加熱条件で製作した大動脈弁モデルに経カテーテル大動脈弁を留置し、各弁輪面積を比較し適切な加熱条件を検討して製作した。

本研究では計測対象をカメラで撮像する必要があるが、経カテーテル大動脈弁留置時には弁の背後は死角となるため撮像困難である。そのため、大動脈弁モデルの弁輪部重心を通る長軸を回転軸として 120 度間隔で 3 度に分けて計測を行い、弁輪部全周の **Mises** 相当ひずみ分布を計測した。臨床と同様に経カテーテル大動脈弁 SAPIEN XT 23 mm はメーカー推奨の拡張容量 17 mL で大動脈弁モデル弁輪部に拡張留置した。

経カテーテル大動脈弁留置時に大動脈弁モデルに生じる **Mises** 相当ひずみ分布を計測し

た結果、大動脈弁モデル石灰化病変近傍で大きな Mises 相当ひずみが生じることを確認した。特に大動脈弁モデル外壁から内腔に突き出る形状の石灰化病変で大きな Mises 相当ひずみが生じることがわかった。また、Mises 相当ひずみの最大値が生じた箇所と臨床における弁輪部破裂した箇所が一致する結果を得た。さらに、拡張容量をメーカー推奨の 17 mL より少ない容量で経カテーテル大動脈弁の拡張を行う低充満留置法に関する検討を行った。計測結果から拡張容量が小さくなるにつれて弁輪部に生じる Mises 相当ひずみは小さくなる傾向を取得した。弁輪部破裂を起こす Mises 相当ひずみの正確な閾値はわかっていないが、低充満拡張法により弁輪部破裂を低減できることを明らかにし、本研究で開発した手法の有用性を示した。

第 5 章

総括

5.1 本研究の成果と意義

5.2 今後の展望

5.1 本研究の成果と意義

(1) 動的な変形を伴う対象物に生じるひずみ分布を経時的かつ定量的に計測可能なひずみ分布計測法の開発

高い時間分解能を有する三次元流速分布計測法の Tomographic PIV の対象を固体のひずみに適応し、動的な変形を伴う対象物に生じるひずみ分布を経時的かつ定量的に計測可能なひずみ分布計測法を開発した。単軸引張試験においてひずみ分布計測法と標線間距離から求まる試験片の垂直ひずみを比較し、適切な粒子濃度および検査領域を明らかにした。実験結果より、粒子濃度 0.014 particle per pixel, 検査領域 $40 \times 40 \times 40$ voxel³ が適切な条件と決定した。決定した条件で経時的に計測した垂直ひずみと標線間距離から求まる垂直ひずみとの相関値は $R^2=0.99$ を超え、本手法でひずみ分布を経時的に計測可能であることを明らかにした。さらに、内圧負荷時に弾性管モデルに生じる三次元ひずみ分布をひずみ分布計測法と有限要素法解析で比較し、三次元変形する対象物に対するひずみ計測において開発した計測法の妥当性を検証した。ひずみ分布計測法と有限要素解析により求めた弾性管モデルに生じる Mises 相当ひずみ分布は同等な結果となり、ひずみ分布計測法で三次元変形する対象物のひずみ分布を計測可能であることを明らかにした。

(2) 開発したひずみ分布計測法を用いた経カテーテル大動脈弁留置術で大動脈弁モデル弁輪部に生じる Mises 相当ひずみ分布の計測

経カテーテル大動脈弁留置術において弁輪部破裂が生じた患者の大動脈弁を模擬した大動脈弁モデルを製作し、経カテーテル大動脈弁留置で大動脈弁モデル弁輪部に生じる Mises 相当ひずみ分布を計測し、ひずみ分布計測の有用性を検証した。経カテーテル大動脈弁の背後が死角となり、大動脈弁モデルのひずみ分布を計測することができないため、ひずみ分布を 3 度に分けて計測し、全周性のひずみ分布を計測する手法を開発した。Mises 相当ひずみの最大値が生じた箇所と臨床における弁輪部破裂した箇所が一致し、弁輪部破裂において、ひずみ分布が重要な評価項目であることを明らかにした。拡張容量を少なく

する低充満拡張法により，大動脈弁モデル弁輪部に生じるひずみが小さくなることを定量評価することができ，弁輪部破裂リスクを低減できることを明らかにし，本研究で開発した手法の有用性を示した．

5.2 本研究成果の今後の展望

本研究で開発したひずみ分布計測法は，経カテーテル大動脈弁留置術における弁輪部破裂に限らず様々な医療機器や治療法における組織の破裂や損傷といったリスクを予想する上で極めて有用であると考えられた．粒子画像を撮像するカメラの台数を増やすことで計測領域を拡大することが可能であり，死角に対しても本研究と同様に計測領域を分割計測することで様々な対象物の計測が可能である．また，本研究で計測対象の材料として使用した透明シリコーンは熱硬化性であり，加熱条件によって幅広い物性に製作可能であり，様々な生体組織モデルの製作も可能である．さらに，三次元再構築法の精度向上のための活発な研究が進められており，更なる研究開発によって本ひずみ分布計測法もより高い計測精度，より広い領域での計測が可能になると考えられる^{18),19)}．

経カテーテル大動脈弁留置において大動脈弁モデルに生じるひずみ分布の計測結果から，大動脈弁の内壁に突き出る石灰化病変は弁輪部破裂の一因であり，大きなひずみが計測された箇所と術中の弁輪部破裂箇所が一致する結果を得た．この結果から，術前に患者実形状の大動脈弁モデルを製作し，経カテーテル大動脈弁留置において大動脈弁モデルに生じるひずみ分布を計測することで，弁輪部破裂のリスクを前もって定量的に見積もることが可能であると考えられる．さらに，より多くの症例に対してひずみ分布の計測を行い，弁輪部破裂リスクの高い解剖学的な特徴を明らかにすることで，CT画像から弁輪部破裂リスクを見積もることも可能となると考えられる．さらに，弁輪部破裂リスクの低い経カテーテル大動脈弁の開発や留置方法の研究開発につながることを考えられる．また，本研究で開発したひずみ分布計測法は，さまざまな対象物に応用可能であるため，上記に示した研究開発が発展することで，より有効性・安全性の高い医療行為が行える環境が整っていく

ことが期待される。

本研究は、計測工学や医工学といった学問領域において基盤技術として活用され、計算工学の妥当性検証としても有用であり、幅広い学問領域への貢献が期待される。

参考・引用文献

- (1) Menciassi A, et al, Force sensing micro instrument for measuring tissue properties and pulse in microsurgery, *IEEE Trans Mech*, 8(1), pp.10-17, 2003.
- (2) Someya T, et al, Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes, *Proc Nat Acad Sci*, 102(35), pp.321-325, 2005.
- (3) Maddipatla D, et al, A Novel Flexographic Printed Strain Gauge on Paper Platform, *IEEE Sens Proc*, pp.1-4, 2015.
- (4) Jerabek M, et al, Strain determination of polymeric materials using digital image correlation, *Polym Test*, pp.407-416, 2010.
- (5) Almeida F, et al, Analysis by a 3D DIC technique of volumetric deformation gradients: application to polypropylene/ EPR/talc composites, *Composites Part A*, 39, pp.1210-1217, 2008.
- (6) Petit J, et al, Strain rate measurements by speckle interferometry for necking investigation in stainless steel, *Int J Solids Struct*, 51(2), pp.540-550, 2014.
- (7) Petit J, et al, Speckle interferometry: a review of the principal methods in use for experimental mechanics applications. *Strain*, 44, pp.57-69. 2008
- (8) Zauel R, et al, Comparison of the linear finite element prediction of deformation and strain of human cancellous bone to 3D digital volume correlation measurements. *J Biomech Eng*, 128(1), pp.1-6, 2006.
- (9) Gillard F, et al, The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression, *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, pp.480-499, 2014.
- (10) Madi K, et al, Computation of full-field displacements in a scaffold implant using digital volume correlation correlation and finite element analysis, *Med Eng Phys*, 35, pp.1298-1312, 2013.
- (11) Roberts BC, et al, Application of the digital volume correlation technique for the measurement of displacement and strain fields in bone: A literature review, *J Biomech*, 47, pp.923-934, 2014.
- (12) Verhulp E, et al, A three-dimensional digital image correlation technique for strain measurements in microstructures, *J Biomech*, 37, pp.1313-1320, 2004
- (13) Hussein AI, et al, Digital volume correlation for study of the mechanics of whole bones, *Procedia IUTAM*, 4, pp.116-125, 2012.
- (14) Benoit A, et al, 3D analysis from micro-MRI during in situ compression on cancellous bone, *J Biomech*, 42, pp.2381-2386, 2009.
- (15) Wells PNT, et al, Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity, *J R Soc Interface*, 8, pp.1521-1549, 2011

- (16) Gahagnon S, et al, Skin anisotropy in vivo and initial natural stress effect; A quantitative study using high-frequency static elastography, *J Biomech*, 45, pp.2860-2865, 2012
- (17) Scarano F, Tomographic PIV: principles and practice, *Meas Sci Technol*, 24, 012001, 2013.
- (18) Novara M, et al, Motion tracking enhanced MART for tomographic PIV, *Meas Sci Technol*, 21, 035401, 2010.
- (19) Elsinga GE, et al, Ghost hunting: an assessment of ghost particle detection and removal methods for tomographic PIV, *Meas Sci Technol*, 25, 084004, 2014.
- (20) Elsinga GE, et al, Tomographic particle image velocimetry, *Exp Fluids*, 41(6), pp.933-947, 2006.
- (21) Buchmann NA, et al, Tomographic particle image velocimetry investigation of the flow in a modeled human carotid artery bifurcation, *Exp Fluids*, 50(4), pp.1131-1151, 2011.
- (22) Wieneke B, Volume self-calibration for 3D particle image velocimetry, *Exp Fluids*, 45, pp.549-556, 2008.
- (23) Itoh H, and Yamada Y. Measurement of silicone rubber using impedance change of a quartz-crystal tuning-fork tactile sensor. *J. Appl. Phys.* 45:4643-4646, 2006.
- (24) Novara M, et al. Performances of motion tracking enhanced Tomo-PIV on turbulent shear flows, *Exp Fluids*, 52, pp.1027-1041, 2012.
- (25) Dominik E and Noel TC. Simultaneous high-speed 3D flame front detection and tomographic PIV. *Meas Sci Technol*, 27, 035303, 2016.
- (26) Takahashi A, et al, A three-dimensional strain measurement method in elastic transparent materials using tomographic particle image velocimetry. *PLoS ONE*, 12(9), e0184782.
- (27) Germaneau A, et al. Full 3D measurement of strain field by scattered light for analysis of structures. *Exp Mech*, 47, pp.523-532, 2007.
- (28) Takahashi A, et al, Three-dimensional Strain Measurements of a Tubular Elastic Model using Tomographic Particle Image Velocimetry. *Cardiovasc Eng Technol*, s13239-018-0350-5, p 1-10, 2018.3.
- (29) Burton AC, Relation of structure to function of the tissues of the wall of blood vessels. *Physiol Rev*, 34, pp.619-642, 1954.
- (30) Barbanti M, et al, Underexpansion and ad hoc post-dilation in selected patients undergoing balloon-expandable transcatheter aortic valve replacement. *JACC*, 63 (10), pp.976-981, 2014.
- (31) Barbanti M, et al, Anatomical and procedural features associated with aortic root rupture during balloon-expandable transcatheter aortic valve replacement. *Circulation*, 128(3), pp.244-253, 2013.

謝辞

本研究を進めるにあたり、学部4年時から7年間にわたって、厳しく、暖かく、熱心にご指導くださいました早稲田大学 岩崎清隆教授に心より感謝申し上げます。岩崎教授には、早稲田大学博士後期課程への進学を後押ししていただいた他、研究活動を温かく応援していただき、物事の見方・考え方をご教授下さりました。特に、岩崎教授との実験では、実験準備の重要性や研究の進め方を学ぶ経験をさせていただきました。ここに厚くお礼申し上げます。

本研究に関してご指導を賜りました早稲田大学 梅津光生教授に心より感謝申し上げます。梅津教授には、学部3年時に生体工学分野での研究機会を与えていただいた他、温かく指導していただき、公私にわたり大変お世話になりました。梅津研究室では、改良した補助人工心臓の初臨床という貴重な場にも立ち会うことができ、その機会が私の人生の良い分岐点になったと感じております。ここに深く感謝申し上げます。

本研究をまとめるにあたり、早稲田大学理工学部の高西淳夫教授、大谷淳教授には、機械工学の幅広いバックグラウンドから多角的に適切な御助言また御議論を賜りました深く感謝申し上げます。

本研究を進めるにあたり湘南鎌倉総合病院 循環器部長 田中穰先生には医学的な知見から助言してくださいました。また、研究に対する姿勢に関してもご指導いただき、客観的・謙虚であることの重要性を痛感し、今後さらに自己研鑽を積んでいきます。ここに感謝申し上げます。

本研究を進めるにあたり済生会横浜市東部病院 循環器内科副部長 山脇理弘先生には実験で使用するデータの提供や臨床経験から様々な助言をしてくださいました。山脇先生には特に、臨床意義のある研究という観点で丁寧に指導していただき、大変勉強になりました。ここに感謝申し上げます。

本研究で用いた粒子画像流速測定法に関して、早稲田大学 八木高伸准教授に技術的なアドバイスをいただきました。ここに感謝申し上げます。

早稲田大学 坂口勝久准教授には、組織工学の異なるバックグラウンドから研究指導いただいた他、公私にわたりお世話になり、人生観に関しても多くを学ばせていただきました。ここに感謝申し上げます。

早稲田大学 軽部裕代助教には、博士論文をまとめるにあたり、資料製作の点で幅広くご指導いただきました。ここに感謝申し上げます。

実験機器の設計・製作という面で適切な御指導を賜りました有限会社安久工機の田中隆氏に感謝申し上げます。

これまで、楽しく有意義な研究生活をともにした早稲田大学 梅津・岩崎研究室の利根川明宏氏、松橋祐輝氏、宮川充氏、中島惇氏、岡田尚也氏、平田麻由紀氏、山本祥宜氏、小浜和人氏、鈴木砂良氏、青山祐介氏、鮫島啓氏、流石朗子氏に感謝致します。特に、松橋祐輝氏とは、7年間にわたって苦楽をともにした戦友であり、心から感謝申し上げます。また、博士論文の研究成果をまとめるにあたり協力いただいた小浜和人氏、鈴木砂良氏、青山祐介氏、流石朗子氏に深く感謝申し上げます。

最後に、博士課程まで進学するにあたり支援して下さい、研究生活を温かく見守ってくださった両親に心より感謝し、本論文を終えることと致します。

2018年4月 高橋 東

業績

研究業績書

(2018年4月 現在)

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
論文	Academic papers ○ (1) <u>A Takahashi</u> , S Suzuki, Y Aoyama, M Umezu, K Iwasaki, Three-dimensional strain measurement methodology in elastic transparent material using tomographic particle image velocimetry, PLOS ONE, e0184782, p 1-14, 2017.9
論文	○ (2) <u>A Takahashi</u> , X Zhu, Y Aoyama, M Umezu, K Iwasaki, Three-dimensional strain measurements of tubular elastic model using tomographic particle image velocimetry, Cardiovasc Eng Technol, s13239-018-0350-5, p 1-10, 2018.3
口演	Conferences (3) <u>A Takahashi</u> , Y Aoyama, M Umezu, K Iwasaki, A novel measurement method to evaluate the strain in the aortic vessel model, The 16th International Conference on Biomedical Engineering, 2016.12 (Singapore)
口演	(4) S Sasuga, Y Tanaka, <u>A Takahashi</u> , K Obama, Y Aoyama, M Umezu, S Saito, K Iwasaki, Japan Quantification of Incompletely-apposed Gap after Transcatheter Aortic Valve Replacement Using Patient-specific Models for Understanding the Mechanism of Paravalvular Leak, Journal of the American college of cardiology, 22nd Cardiovascular summit TCTAP2017, 2017.4 (Seoul)
口演	(5) S Sasuga, Y Tanaka, K Obama, <u>A Takahashi</u> , Y Aoyama, M Umezu, S Saito, K Iwasaki, Influence of calcification shape around aortic valve annulus on paravalvular leak after TAVI: investigation using patient specific pulsatile circulation model, EURO PCR 2017 The World-Leading Course in Interventional Cardiovascular Medicine, 2017.3 (Paris)
口演	(6) 鮫島啓, 岩崎清隆, 前田真宏, 松橋祐輝, <u>高橋東</u> , 山崎健二, 梅津光生, チップレス脱血管を用いた EVAHEART を接続した左心室内部の流れ場の可視化, 第 45 回人工心臓と補助循環懇話会, p.32, 山梨, 2017.2
口演	(7) <u>高橋東</u> , 小浜和人, 山脇理弘, 青山祐介, 流石朗子, 梅津光生, 岩崎清隆, 径カテーテル大動脈弁留置術における大動脈モデルに生じるひずみ分布の計測に関する研究, 日本機械学会第 29 回バイオエンジニアリング講演会, 愛知, 2017.1
口演	(8) 鮫島啓, 岩崎清隆, 松橋祐輝, <u>高橋東</u> , 山本祥宜, 鈴木砂良, 青山祐介, 山崎健二, 梅津光生, 左心補助人工心臓用脱血管近傍の流れ場が脱血管外周の血栓形成と成長に与える影響の検討, 第 54 回日本人工臓器学会大会予稿集, 第 54 回日本人工臓器学会大会, s-90, 鳥取, 2016.11
口演	(9) <u>高橋東</u> , 青山祐介, 梅津光生, 岩崎清隆, 断層粒子画像速度測定法を用いた血管モデルに生じるひずみ分布の新規計測法に関する研究, 第 27 回バイオフィロントニア講演会論文集, pp.83-84, 北

口演	海道, 2016.10
口演	(10) K Sameshima, K Iwasaki, <u>A Takahashi</u> , A Aoyama, Y Matsuhashi, Y Yamamoto, K Yamazaki, M Umezu, Visualization of a flow field of the inflow cannula of EVAHEART using particle imaging velocimetry, Program & abstract book, 24th Congress of the International Society for Rotary Blood Pumps, p.114, 2016.9, (Mito)
口演	(11) Y Matsuhashi, <u>A Takahashi</u> , S Suzuki, Y Aoyama, K Sameshima, Y Yamamoto, M Hirata, M Umezu, K Iwasaki, Investigation of the relationship between thrombus formation and hemodynamic characteristics at the head of sustained type hemofilter, Program & abstract book, 34th Congress of the International Society of Blood Purification, p.105, 2016.9, (Hiroshima)
口演	(12) 青山祐介, <u>高橋東</u> , 小浜和人, 鈴木砂良, 田中穰, 齋藤滋, 梅津光生, 岩崎清隆, 粒子イメージ流速計測法を用いた経カテーテル大動脈弁の弁周囲逆流の可視化法の開発, 第 32 回ライフサポート学会大会予稿集, pp.472-473, 宮城, 2016.9
口演	(13) <u>高橋東</u> , 松橋祐輝, 鈴木砂良, 青山祐介, 梅津光生, 岩崎清隆, 断層粒子画像速度測定法を用いた引張試験中の血管モデルに生じるひずみ分布の計測手法の検討, 第 44 回可視化情報学会論文集, G104, 東京, 2016.7
口演	(14) 山本祥宜, 岩崎清隆, <u>高橋東</u> , 鮫島啓, 青山祐介, 松橋祐輝, 平田麻由紀, 山崎健二, 梅津光生, 粒子画像流速計測法を用いた EVAHEART 脱血管近傍の流れ場の可視化, 第 44 回人工心臓と補助循環懇話会学術集会・抄録集, p.117, 松島, 2016.3
口演	(15) 小浜和人, 福山大貴, <u>高橋東</u> , 青山祐介, 田中穰, 梅津光生, 齋藤滋, 岩崎清隆, 経カテーテル大動脈弁の弁周囲逆流の評価のための石灰化付大動脈弁モデルの開発: 第 28 回バイオエンジニアリング講演会プログラム, 第 28 回バイオエンジニアリング講演会, 1A16, 東京, 2016.1
口演	(16) <u>高橋東</u> , 須藤健太, 戸部康貴, 松橋祐輝, 鈴木砂良, 八木高伸, 佐々木崇史, 滝沢研二, Stereo PIV を用いた大動脈弁モデル近傍の流れ場の可視化手法の開発, 第 28 回バイオエンジニアリング講演会プログラム, 第 28 回バイオエンジニアリング講演会, 1E35, 東京, 2016.1
口演	(17) <u>高橋東</u> , 松橋祐輝, 鈴木砂良, 青山祐介, 梅津光生, 岩崎清隆, 断層粒子画像速度測定法を用いた弾性血管モデルに加わるひずみの計測手法の検討, 第 28 回バイオエンジニアリング講演会プログラム, 第 28 回バイオエンジニアリング講演会, 2F35, 東京, 2016.1
口演	(18) 鈴木砂良, 岩崎清隆, <u>高橋東</u> , 青山祐介, 松橋祐輝, 平田麻由紀, 山本祥宜, 梅津光生, 持続緩徐式血液濾過器のヘッダ形状による流速分布の違いがヘッダ内部の血栓形成に及ぼす影響の検討, 人工臓器第 53 回日本人工臓器学会大会予稿集, pp.180, 東京, 2015.11
口演	(19) 岩崎清隆, 加瀬川均, 佐々木健一, 関雅浩, 國原孝, 田中穰, 齋藤滋, 山脇理弘, 松村俊哉, <u>高橋東</u> , 松橋祐輝, 山本匡, 梅津光生, 先進的人工弁・弁膜治療法の実用化と安全な普及を加速する非臨床評価試験法の開発, 人工臓器第 53 回日本人工臓器学会大会予稿集, pp.18, 東京, 2015.11

口演	(20) 鈴木砂良, 岩崎清隆, <u>高橋東</u> , 青山祐介, 松橋祐輝, 平田麻由紀, 山本祥宜, 梅津光生, 持続緩徐式血液濾過器ヘッダ部の流速分布がヘッダ内部の血栓形成に及ぼす影響の検討, 第26回日本急性血液浄化学会学術集会予稿集, pp.81, 東京, 2015.10
口演	(21) <u>A Takahashi</u> , K Iwasaki, S Suzuki, Y Aoyama, Y Matsuhashi, M Hirata, Y Yamamoto, M Umezu, Investigation of influences of flow field in the pert of hemofilters on thrombus formation, Biorheology The official journal of the international society of biorheology, pp.155, 2015.5 (Seoul) 以下, 余白