

修士論文

機械式リニアガイドによる 3 次元超音波画像を用いた  
筋線維方向推定および筋肉の 4 次元動態復元

佐野 徳美

2018 年 2 月 1 日

奈良先端科学技術大学院大学  
情報科学研究科 情報科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に  
修士（工学）授与の要件として提出した修士論文である。

佐野 徳美

審査委員：

|           |         |
|-----------|---------|
| 佐藤 嘉伸 教授  | （主指導教員） |
| 小笠原 司 教授  | （副指導教員） |
| 大竹 義人 准教授 | （副指導教員） |
| 横田 太 助教   | （副指導教員） |

# 機械式リニアガイドによる 3 次元超音波画像を用いた 筋線維方向推定および筋肉の 4 次元動態復元\*

佐野 徳美

## 内容梗概

スポーツ科学やリハビリテーションの分野において、筋肉内部の構造や動態を解析することは重要である。筋線維動態の解析には一般に、高時間分解能で撮像可能な 2 次元超音波画像が用いられるが、撮像範囲が平面に限定されるため 3 次元的な情報は得られない。一方で 3 次元超音波画像は時間分解能が極めて低く動態を観察することは容易でない。そこで本研究では、筋肉全体の静的 3 次元画像に対して、座標系の一致した疎な位置での動的 2 次元画像を、slice-to-volume 非剛体位置合わせすることで全体の動的な変形場を予測し、この変形場を用いた動的 3 次元画像の再構成システムを提案する。まず、計測時のスライス位置の再現性を担保するリニアガイドによる撮像装置を作成し精度検証実験を行った。さらに、本システムを用いて取得した画像を用いて動態表現における非剛体位置合わせのアルゴリズムの精度をシミュレーション実験により検証した。また実画像を用いた位置合わせ実験を行い、本システムがどの程度動きを再現できるのかを確認すると共に、より精度よく再現するための要素を調査した。

## キーワード

超音波，筋動態解析，筋線維，3 次元再構成，機械式リニアガイド，slice-to-volume 非剛体位置合わせ

---

\* 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報科学専攻 修士論文, NAIST-IS-MT1651055, 2018 年 2 月 1 日.

# Reconstruction of 4D ultrasound image of muscle and estimation of muscle fiber direction using 3D ultrasound image by mechanical linear guide system\*

Tokumi Sano

## Abstract

abstract: Analysis of three-dimensional structure of muscles and its movement is important for sports science and rehabilitation. A dynamic-2D ultrasound image is widely used for analyzing muscle function. However, Three-dimensional information outside the imaging plane cannot be observed. On the other hand, static-3D image does not have real-time information by reconstructed ultrasound image. In this study, we developed a mechanical guide system for reconstructing large 3D ultrasound volume with high accuracy. We create dynamic-3D volume by integration of static-3D and dynamic-2D for analyzing muscle function with the mechanical guide system. We used slice-to-volume non-rigid registration for dynamic-3D data. In the experiments, we compared the reconstruction accuracy of the freehand system and the proposed linear guide system using a block shape phantom and we validated the accuracy of slice-to-volume non-rigid registration by simulation and real image.

## Keywords:

Ultrasound, Muscle function analysis, Muscle fiber analysis, Three-demensional reconstruction, Mechanical linear guide, slice-to-volume non-rigid registration

---

\*Master's Thesis, Department of Information Science, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-MT1651055, February 1, 2018.

# 目次

|       |                                               |    |
|-------|-----------------------------------------------|----|
| 図目次   |                                               | v  |
| 第 1 章 | はじめに                                          | 1  |
| 1.1   | 背景 . . . . .                                  | 1  |
| 第 2 章 | 方法                                            | 3  |
| 2.1   | 方法概要 . . . . .                                | 3  |
| 2.2   | 超音波画像 3 次元再構成システム . . . . .                   | 5  |
| 2.3   | 動的 3 次元画像再構成の概要 . . . . .                     | 7  |
| 2.3.1 | slice-to-volume 非剛体位置合わせ . . . . .            | 9  |
| 2.3.2 | 筋線維方向を考慮した位置合わせ . . . . .                     | 10 |
| 2.3.3 | 3 次元変形場の作成 . . . . .                          | 11 |
| 第 3 章 | 実験                                            | 12 |
| 3.1   | 機械式リニアガイドシステムの精度検証 . . . . .                  | 13 |
| 3.1.1 | 実験条件 . . . . .                                | 13 |
| 3.1.2 | 実験結果 . . . . .                                | 15 |
| 3.2   | 機械式リニアガイドシステムによる 3 次元再構成実験 . . . . .          | 16 |
| 3.2.1 | 実験条件 . . . . .                                | 16 |
| 3.2.2 | 実験結果 . . . . .                                | 17 |
| 3.3   | slice-to-volume 非剛体位置合わせのシミュレーション実験 . . . . . | 19 |
| 3.3.1 | 実験条件 . . . . .                                | 19 |
| 3.3.2 | 実験結果 . . . . .                                | 21 |
| 3.4   | 実画像を用いた slice-to-volume 非剛体位置合わせ実験 . . . . .  | 23 |
| 3.4.1 | 実験条件 . . . . .                                | 23 |
| 3.4.2 | 実験結果 . . . . .                                | 24 |
| 第 4 章 | 考察                                            | 27 |
| 4.1   | 機械式リニアガイドシステムの精度検証 . . . . .                  | 27 |

|       |                                             |    |
|-------|---------------------------------------------|----|
| 4.1.1 | 剛体ファントムを用いた精度比較 . . . . .                   | 27 |
| 4.1.2 | 実画像を用いた静的 3 次元再構成実験 . . . . .               | 27 |
| 4.2   | slice-to-volume 非剛体位置合わせによる筋動態再構成 . . . . . | 28 |
| 4.2.1 | 生成画像を用いたシミュレーション実験 . . . . .                | 28 |
| 4.2.2 | 実画像を用いた動的 3 次元再構成実験 . . . . .               | 30 |
| 第 5 章 | 総括                                          | 31 |
|       | 謝辞                                          | 32 |
|       | 参考文献                                        | 33 |
|       | 発表リスト                                       | 35 |

## 図目次

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                       |    |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1  | 提案手法の概要 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                     | 4  |
| 2.2  | 作成したリニアガイドシステムのモデルと制御フロー . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                    | 6  |
| 2.3  | slice-to-volume 非剛体位置合わせによる動的 2 次元画像と静的 3<br>次元画像の位置合わせフロー . . . . .                                                                                                                                                                                                                  | 8  |
| 2.4  | MRF による slice-to-volume 非剛体位置合わせの簡易図 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                        | 9  |
| 2.5  | 超音波画像からの線維情報の取得 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                             | 10 |
| 2.6  | slice-to-volume 非剛体位置合わせによって得られた変形場の 3 次<br>元補間 . . . . .                                                                                                                                                                                                                             | 11 |
| 3.1  | フリーハンドシステムの概要 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                               | 14 |
| 3.2  | 比較実験に用いた剛体ファントムと正解モデル . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                       | 14 |
| 3.3  | 機械式リニアガイドシステムを用いた再構成結果とレジストレー<br>ション誤差 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                      | 15 |
| 3.4  | 実験環境 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                        | 16 |
| 3.5  | 実験に用いた肢位変化パターン . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                              | 16 |
| 3.6  | 再構成した 3 次元画像と線維情報の比較 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                        | 17 |
| 3.7  | リニアガイドシステムを用いた肢位変化による 3 次元再構成結果.<br>(a):掌握運動の肢位パターン, (b):A 面から見た再構成モデルデー<br>タ, (c):再構成に用いた Axial 断面, (d)B 面から見た再構成モデ<br>ルデータ, (e):再構成モデルデータの Sagittal 断面, (b) と (d) の<br>ポリゴンモデル「薄茶色:皮膚」「茶色:筋肉層」「薄緑:橈側主根屈<br>筋」「緑:橈側主根屈筋内部の腱», (c) と (e) の断面:「薄緑:橈側主<br>根屈筋」「緑: 橈側主根屈筋内部の腱」 . . . . . | 18 |
| 3.8  | シミュレーション実験に使用した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像                                                                                                                                                                                                                                                    | 20 |
| 3.9  | 作成した生成変形場の 1 例 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                              | 20 |
| 3.10 | フレーム毎の slice-to-volume 非剛体レジストレーション誤差 . . . .                                                                                                                                                                                                                                         | 22 |
| 3.11 | slice-to-volume 位置合わせによって推定した変形場 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                            | 22 |
| 3.12 | 実画像実験に使用した肢位姿勢, 左:屈曲なし, 右:屈曲あり . . . .                                                                                                                                                                                                                                                | 25 |

|      |                                                                                                                                               |    |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.13 | 実画像実験に使用した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像 . . . . .                                                                                                       | 25 |
| 3.14 | 実画像実験に使用したマスク領域:Slice 1 は 50 スライス目, Slice<br>2 は 100 スライス目, Slice 3 は 150 スライス目 . . . . .                                                     | 25 |
| 3.15 | 実画像を用いた slice-to-volume 非剛体位置合わせの実験結<br>果:(A)1 フレーム目, (B)10 フレーム目, (C)20 フレーム目, (D)30<br>フレーム目, 左列の線維情報の色は推定した各軸方向の変形場の<br>ユークリッド距離 . . . . . | 26 |
| 4.1  | slice-to-volume 位置合わせによる推定誤差のカラーマップ:(A) 10<br>フレーム目, (B) 20 フレーム目, (C) 30 フレーム目, (D) 40 フ<br>レーム目 . . . . .                                   | 29 |
| 4.2  | 推定誤差が大きくなった位置合わせ結果:30 フレーム目 . . . . .                                                                                                         | 29 |
| 4.3  | 動的 2 次元画像の特徴的な動き:赤線矢印は赤色でマスクした筋肉<br>内の動き, 赤点線矢印は赤色のマスクと緑色のマスクの境界に存<br>在する筋膜の動き, 緑矢印は緑色でマスクした筋肉内の動き . . . .                                    | 30 |

# 第 1 章 はじめに

## 1.1 背景

筋骨格における筋機能解析は、術後の状態観測や予測だけでなく、リハビリテーションにおいても有効であると考えられる。正確な筋機能を知ることにより、手術計画において術後経過を含めた患者個人の最適な手術に繋がることや、スポーツ選手の能力の定量化やパフォーマンスの向上に役立つことが期待される。筋機能の測定では、筋構造が良く見える断面上の線の長さや、その成す角を用いて筋機能解析を行っているが筋束や腱膜を直線や曲線で簡易化したモデルを用いることが多い。例えば、Noorkoiv らは筋線維角度から線維長の推定 [1] を、Zhou らは筋電と筋線維角度の解析 [2] を行っているが、簡易化したモデルでは固有の筋構造を表現しきれないため、詳細な解析には至っていない。一方で、Takako らによる CT 画像を用いた筋肉量の解析 [3] や Uluc らの MRI を用いた筋線維解析 [4] などの 3 次元画像を用いた研究があるが、これらの撮像装置より短時間で撮像可能であり、高時間分解能な画像を取得できる超音波診断装置は、常に変化する筋肉の解析に適したモダリティと言える。例えば、Cristi らは肩付近の筋骨格解析 [5] において超音波診断装置を筋肉や腱の観測に用いているが、超音波プローブは撮像範囲が狭く、筋全体の動きを得ることは難しいため、広範囲の筋動態や筋形状を観察する研究が行われている。2D 超音波解析としては、Christa[6], Ando ら [7] が、超音波から得られた 2 次元断面をつなぎ合わせることで、撮像範囲を拡張し、通常の撮像範囲よりも長い筋束の解析を行っている。しかし、2 次元断面をつなぎ合わせるだけでは 3 次元的な解析が難しいことや、あらかじめ筋走行が明瞭に取得できるようなスキャン方向を定めなければいけないといった問題がある。3D 解析においては、広範囲なボリュームデータを取得するために、3 次元位置計測センサを用いたフリーハンドシステムを使用した研究が数多く行われている [8][9][10][11]。しかし、フリーハンドの掃引による 3 次元再構成では筋構造の正確な再構成が容易ではなく、再現性が乏しいために精度の良い再構成が行いにくい。また、これらの解析では時間軸を考慮せずに静的な解析を行うため、リアルタイムな情報が欠落してしまい動態解析には適さない。そこで、本研究では、術後の筋動態観察やスポーツ分野への応用を

目的とし，時系列データである 2 次元画像と再構成による 3 次元画像を統合することによる動態表現可能な 3 次元画像再構成を目指す．まず安定した撮像を可能にするために機械式リニアガイドシステムを製作し，従来のプローブの持つ撮像範囲よりも広範囲かつ明瞭な超音波ボリュームを取得することが可能なシステム構築した．このシステムによって，画像再構成による 3 次元画像と，高時間分解能を有する 2 次元画像を同一座標系で扱うことができる．以上より，リニアガイドシステムを用いて，2 次元画像と 3 次元画像を取得し，その 2 つのデータを Ferrante らの MRF による slice-to-volume 非剛体位置合わせ [12] を用いて統合する．本論文では，構築したリニアガイドシステムと，動態表現に向けた slice-to-volume 非剛体位置合わせの有用性をシミュレーション実験によって確認し，実画像における初期的検討結果について述べる．

## 第 2 章 方法

### 2.1 方法概要

本研究では、動的 2 次元画像と静的 3 次元画像を slice-to-volume 非剛体位置合わせすることで、詳細な筋動態解析のための動的 3 次元画像再構成を行う。動的 2 次元画像とは、肢位変化による動きを高時間分解能で表現できる画像を指す。また、静的 3 次元画像は静止状態における骨格筋の状態を表現できる画像を指す。本研究で目的とするのは、肢位変化による動態を高時間分解能で表現でき、かつ筋骨格の状態を 3 次的に有する動的 3 次元画像の再構成である。本研究で提案する再構成システムの流れを図 2.1 に示す。本システムの構成は大きく 2 つに分かれる。1 つは、機械式リニアガイドによる再構成システムである。もう 1 つは、リニアガイドシステムによって取得したデータを用いて、動的 3 次元再構成を行う 2 次元画像と 3 次元画像の統合部である。全体の流れとしては、まず超音波診断装置と構築したリニアガイドシステムによって動的 2 次元画像と静的 3 次元画像を取得する。動的 2 次元画像に関しては、複数位置において画像を取得する。その後、再構成した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像を位置合わせによって統合し、各 2 次元画像の変形場を取得する。この複数位置の 2 次元画像から得られた変形場を 3 次元空間において補間することにより、時間情報に密な変形場を取得することができる。なお、通常の非剛体位置合わせでは自由度が高すぎるため、静的 3 次元画像から筋線維情報を取得し、線維方向を拘束条件として用いた。

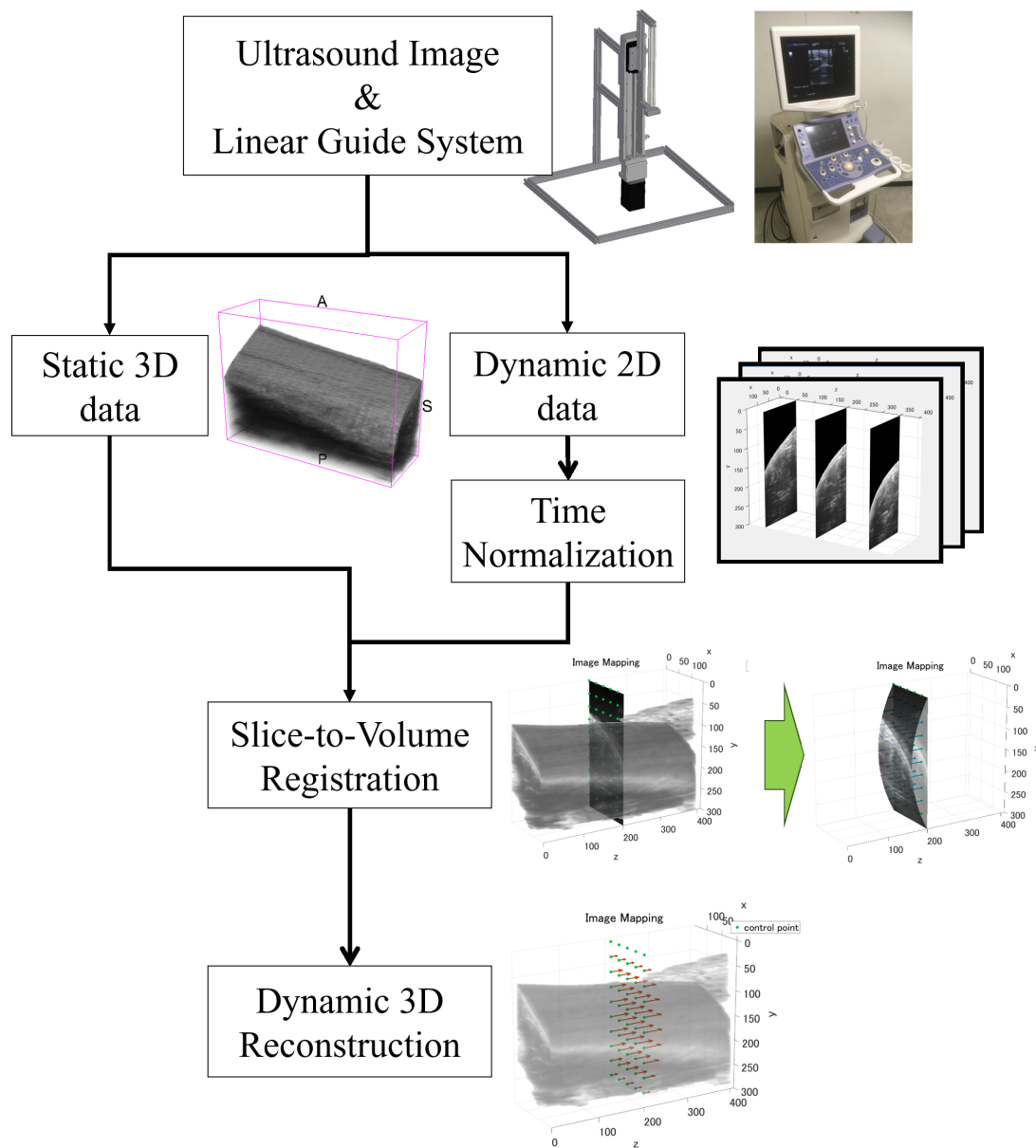


図 2.1 提案手法の概要

## 2.2 超音波画像 3 次元再構成システム

我々は静的 3 次元画像と動的 2 次元画像を同一座標として扱うために、再現性の高い機械式リニアガイドシステムを構築した。本システムは、PC と制御マイコン、モータドライバ、リニアガイド本体、超音波診断装置 (ProSound Alpha7, 日立製作所) から構成されている。安定したスキャンを実現するため、直動式 1 軸アクチュエータ (LXM4510C リニアガイド, MISUMI) をステッピングモータにより制御することで、一定のスピードで直線的なスキャンを行う事ができるため、高精度な位置決めや高い再現性を実現することが可能となる。作成したリニアガイドのモデルと制御フローを図 2.2 に示す。プローブの固定部はプローブの形に合わせ 3D プリンタを用いて作成した。制御フローの内容としては、まず PC からシリアル通信を使用して制御マイコンへ信号を送る。制御マイコンがモータドライバに駆動信号を送ると同時に、超音波診断装置から断層像をキャプチャする。保存した超音波画像をリニアガイドの移動量に合わせて再構成することで、撮像範囲を拡張した広範囲な超音波ボリュームの取得が可能になる。使用した制御マイコンと使用モータ、最大可動範囲、リニアガイドの 1 ステップあたりの分解能を表 2.1 に示す。

表 2.1 リニアガイドシステムのスペック

|        |                      |
|--------|----------------------|
| 制御マイコン | Arduino MEGA         |
| モータ    | 5 相ステッピングモータ (PK566) |
| 最大可動範囲 | 360 [mm]             |
| 分解能    | 1 ステップあたり 0.13 [mm]  |

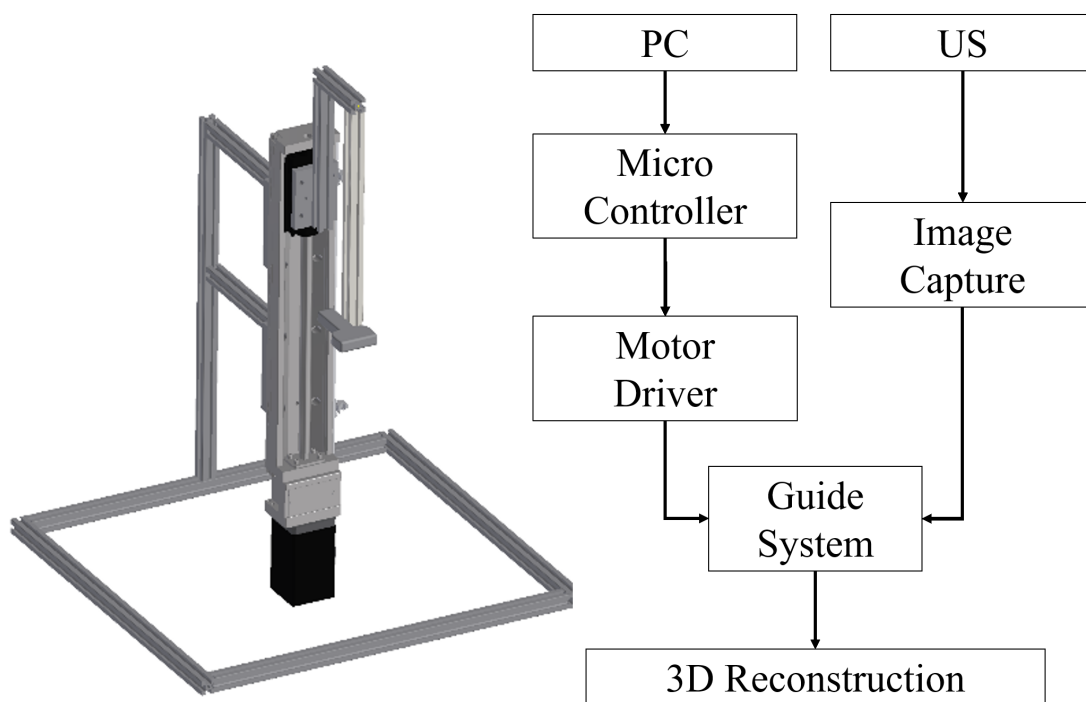


図 2.2 作成したリニアガイドシステムのモデルと制御フロー

## 2.3 動的 3 次元画像再構成の概要

リニアガイドシステムによって取得した動的 2 次元画像と静的 3 次元画像を slice-to-volume 非剛体位置合わせすることで動的 3 次元画像再構成を行う．リニアガイドによって取得した動的 2 次元画像と静的 3 次元画像の統合による動的 3 次元画像再構成の流れを図 2.3 に示す．図 2.3 の左上に示す静的 3 次元画像はリニアガイドシステムを用いて撮像し，再構成することで取得する．ここで，静的 3 次元画像を取得した時刻を  $t = 0$  とする．次に，同システムを用いて，同じ空間上において動的 2 次元画像を取得する．取得した 2 次元画像の時刻を  $t = t_1$  から  $t = t_2$  とする．この 2 つの画像に対して slice-to-volume 非剛体位置合わせを適用することによって，ある時刻のときの 2 次元画像が，時刻  $t = 0$  の 3 次元画像のどの位置に存在しているのかを取得する．この位置合わせを複数位置の 2 次元画像に対して適用する．この位置合わせによって，図 2.3 の中央の列に示すような各 2 次元画像の変形場を取得することができる．位置合わせに用いるスライス位置を  $z$  とすると時刻  $t$  での変形場  $\mathbf{T}_{z,t}$  は式 (2.3.1) のように表される．

$$\mathbf{T}_{z,t} \ni \delta \mathbf{V}_0, \delta \mathbf{V}_1, \dots, \delta \mathbf{V}_m \quad (2.3.1)$$

ここで， $\mathbf{V} = (\delta x_i, \delta y_i, \delta z_i)$  は変形に用いるコントロールポイント  $i (i = 0, 1, \dots, m)$  における変位ベクトルである．変形場  $\mathbf{T}_{z,t}$  は平面上の変形場であり，スライス位置を  $z_1, z_2, \dots, z_n$  と変えて同様の変形場を得た後，それらを補間して式 (2.3.2) に示す 3 次元変形場を得る．

$$\tilde{\mathbf{T}}_{t \rightarrow 0} = C(\mathbf{T}_{z_1,t}, \mathbf{T}_{z_2,t}, \dots, \mathbf{T}_{z_m,t}) \quad (2.3.2)$$

得られた変形場  $\tilde{\mathbf{T}}_{t \rightarrow 0}$  は，時刻  $t$  のボリューム画像から時刻 0 のボリューム画像への変形場であるため逆変換によって元のボリューム画像から各時刻への変形場を得ることができる．

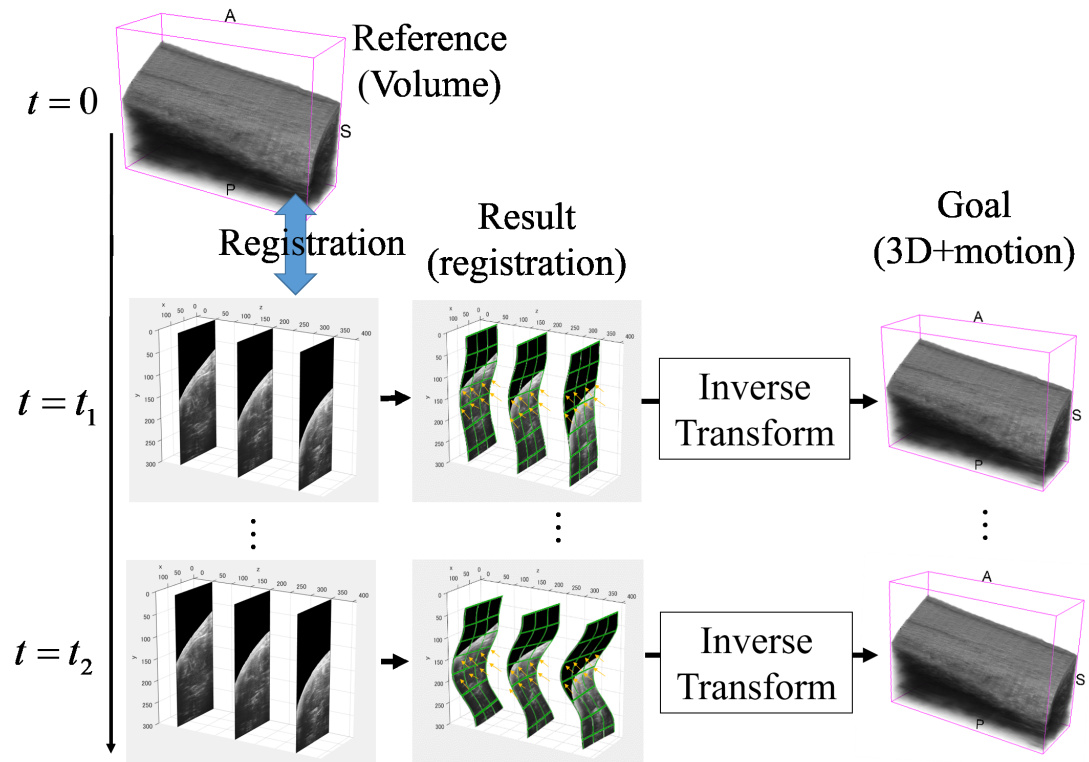


図 2.3 slice-to-volume 非剛体位置合わせによる動的 2 次元画像と静的 3 次元画像の位置合わせフロー

### 2.3.1 slice-to-volume 非剛体位置合わせ

構築したシステムを用いて取得した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像の位置合わせにおいては, Ferrante らの MRF による slice-to-volume 非剛体位置合わせ [12] を用いる. 手法の簡易的な模式図を図 2.4 に示す. この手法では, 画像上に設定したノードを MRF として考える. この各ノードに探索範囲にラベルを付けその変形量をラベル分類問題と置き換えることによって変形場を推定する. 各ノードにおいて 5 自由度のラベルを持ち, その各ラベルに対して類似度を計算し, この類似度を  $g_i$  (Unary 項) として定義する. また, 隣り合うノード間の関係を  $f_{ij}$  (Pairwise 項) とする. この 2 つの項を計算し, 式 (2.3.3) を最小化する. 最小化には, MRF の最適化アルゴリズムを用いてラベルを推定する.

$$MRF(g, f) = \min \sum_{i \in V} g_i(\mathbf{u}_i) + \sum_{(i,j) \in E} f_{ij}(\mathbf{u}_i, \mathbf{u}_j) \quad (2.3.3)$$

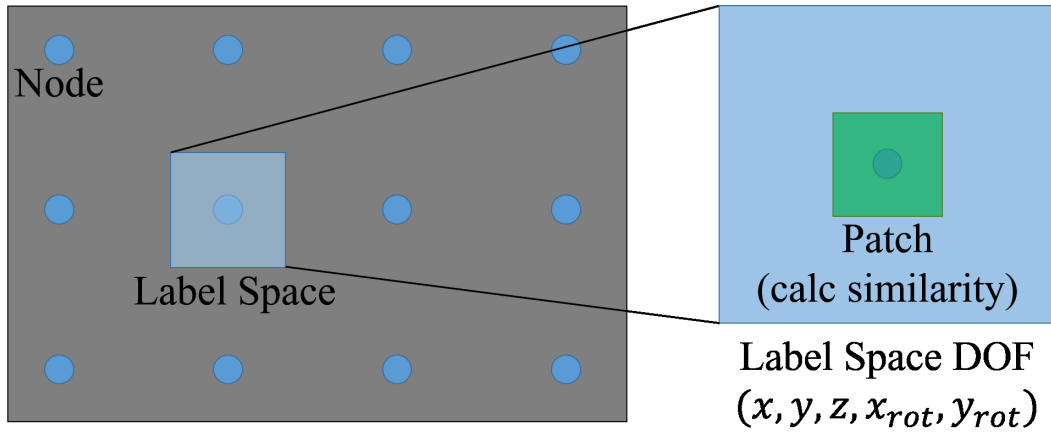


図 2.4 MRF による slice-to-volume 非剛体位置合わせの簡易図

### 2.3.2 筋線維方向を考慮した位置合わせ

今回用いた非剛体位置合わせでは，各方向への自由度が高すぎるため，筋肉が動く方向への拘束条件として筋線維情報を用いる．超音波画像では，他のモダリティと比べると筋線維方向が良く見えるため，筋線維の方向が比較的分かりやすい．筋肉は筋線維方向に収縮するため，線維の方向に変形がしやすくなるように制約を持たせる．筋線維の方向を取得するために，Otake ら [13] の手法を用いた．機械式リニアガイドシステムによって再構成した 3 次元画像に対して，この手法を適用することで，従来の 3 次元再構成よりノイズの少ない線維情報を取得することが可能となる．図 2.5 に筋線維情報の 1 例を示す．

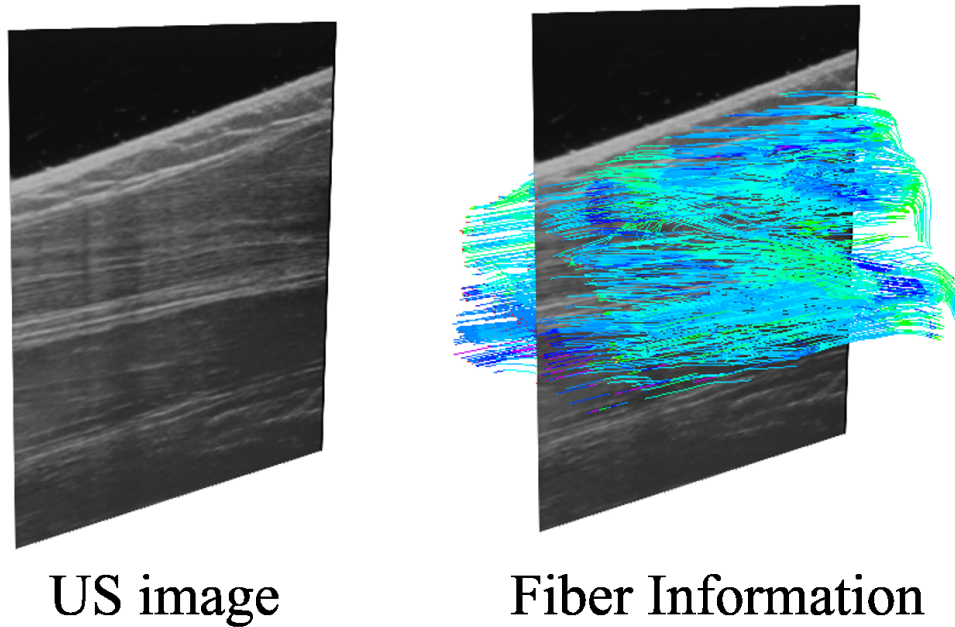


図 2.5 超音波画像からの線維情報の取得

### 2.3.3 3次元変形場の作成

slice-to-volume 非剛体位置合わせを複数の断面に適応すると図 2.6 の左に示すような各断面における変形場を取得することができる．この複数の 2 次元変形場を図 2.6 の右に示すような 3 次元変形場へと B-Spline によって補間する．slice-to-volume 非剛体位置合わせでは，基準時刻への変形場を推定しているため，補間によって得られた 3 次元変形場を逆変換することで特定の時刻への変形場を取得する．

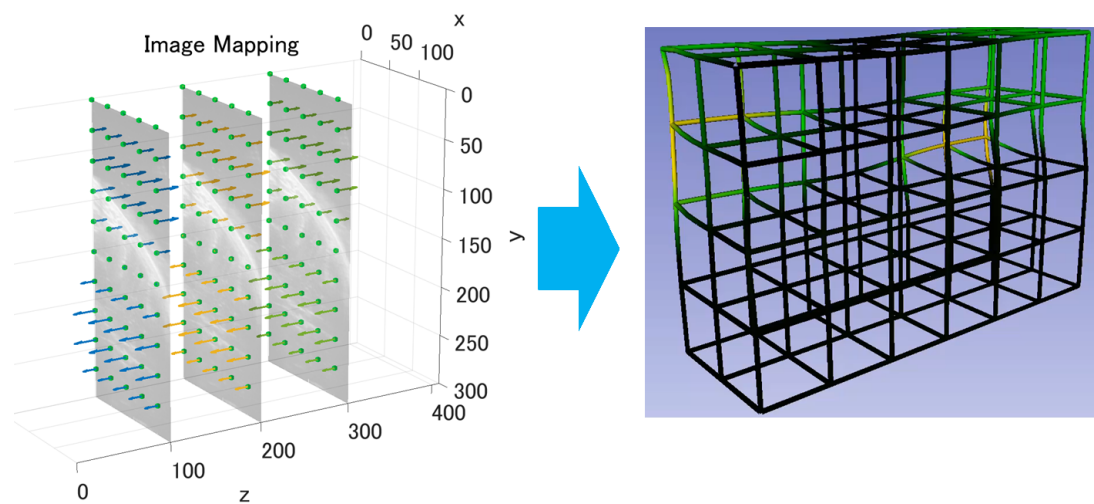


図 2.6 slice-to-volume 非剛体位置合わせによって得られた変形場の 3 次元補間

## 第 3 章 実験

本研究では，以下に示す実験を行った．

### 1. 機械式リニアガイドシステムの精度検証

- 剛体ファントムを用いた精度比較
  - － 安定した画像取得のために製作した機械式リニアガイドの有用性を調べるために，フリーハンドによる再構成システムとの精度比較実験を行い，平均誤差と類似度を計算して再構成精度を比較した．
- 実画像を用いた静的 3 次元再構成実験
  - － フリーハンドによる再構成システムと機械式リニアガイドシステムの比較を実画像を用いて行った．再構成画像から得られる線維情報の有用性や，再構成による筋肉形状変化を確認した．

### 2. slice-to-volume 非剛体位置合わせによる筋動態再構成

- 生成画像を用いたシミュレーション実験
  - － 動的 3 次元画像を取得するために用いる slice-to-volume 非剛体位置合わせのシミュレーション実験を行った．提案したシステムによって動的 3 次元画像を再現できるのかを確認した．
- 実画像を用いた動的 3 次元再構成実験
  - － 実画像を用いた動的 3 次元画像再構成実験を行った．実画像における動的 3 次元画像再構成において本システムがどの程度動きを再現できるのかを確認すると共に，より精度よく再現するための要素を調査した．

### 3.1 機械式リニアガイドシステムの精度検証

#### 3.1.1 実験条件

今回構築した機械式リニアガイドシステムの精度検証として、フリーハンドによる3次元再構成システムとの比較を行った。3次元位置センサを用いて撮像範囲を拡張するシステムを用いた Steven ら [8] と同様のシステム概要を図 3.1 に示す。精度検証の比較として、フリーハンドシステムを構築した。3次元位置計測には光学式トラッカー (POLALIS, Northern Digital Inc., Canada) を用いており、マーカーを取り付けているプローブの位置・姿勢情報を得ることができる。取得した超音波断層像をプローブの位置・姿勢情報によって変換し、3次元再構成することでボリュームデータを得ることができる。精度検証を行うにあたり、ゴムを用いて剛体ファントムを作成した。また正解データとして、3DCAD でファントムと同形状のモデルを作成した。作成したファントムと正解モデルを図 3.2 に示す。まず、フリーハンドシステムと機械式リニアガイドシステムの両システムで、ファントムを3次元再構成し、各データに対して手動セグメンテーションを行う。セグメンテーションを行った後にモデルを作成し、セグメンテーション済モデルと正解モデルとのレジストレーションを行う。レジストレーション後の表面誤差と正解モデルとの一致度として Jaccard Index と Dice Coefficient を求め、再構成精度の検証を行った。

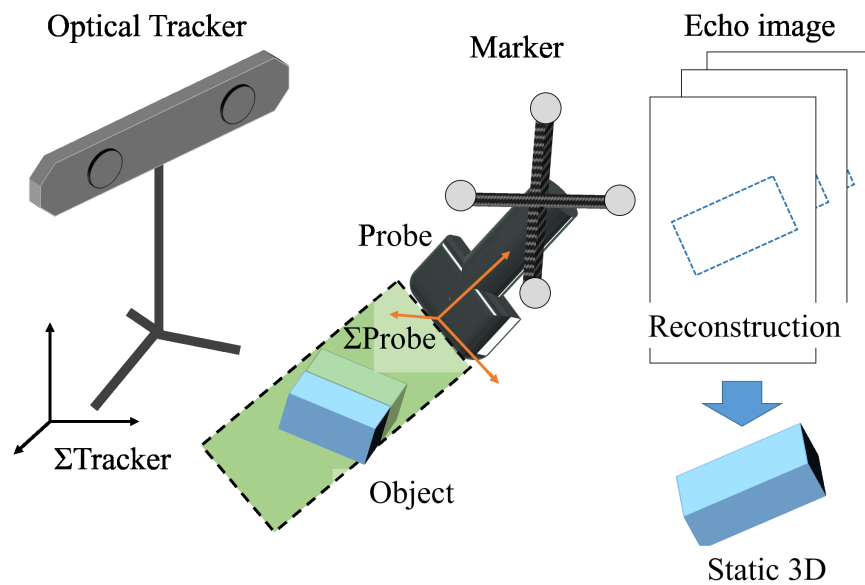


図 3.1 フリーハンドシステムの概要

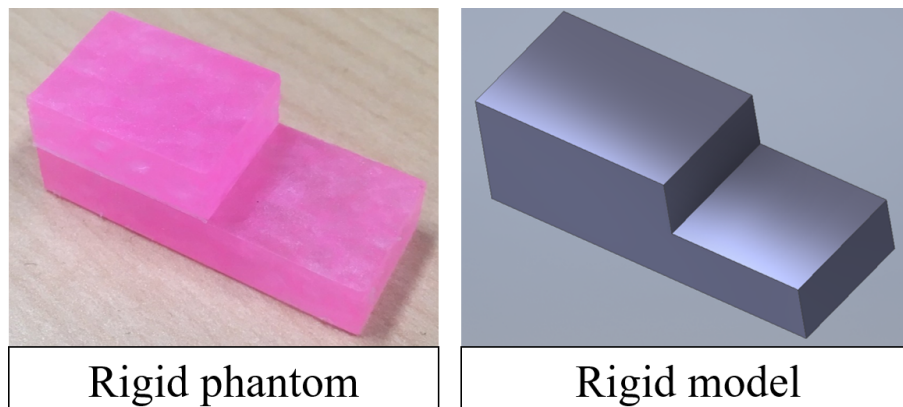


図 3.2 比較実験に用いた剛体ファントムと正解モデル

### 3.1.2 実験結果

再構成結果と正解モデルとの位置合わせ結果を図 3.3 に，レジストレーションした後の平均表面誤差と一致率を表 3.1 に示す．精度検証に用いるために，再構成したボリュームサイズは  $145 \times 300 \times 267$  となった．

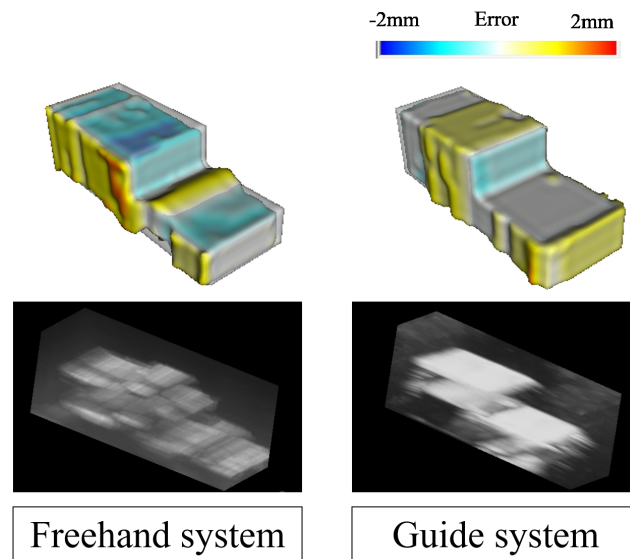


図 3.3 機械式リニアガイドシステムを用いた再構成結果とレジストレーション誤差

表 3.1 表面誤差と一致率

|             | Freehand System | Guide System |
|-------------|-----------------|--------------|
| 平均表面誤差 [mm] | 0.626           | 0.269        |
| Dice        | 0.855           | 0.924        |

## 3.2 機械式リニアガイドシステムによる 3 次元再構成実験

### 3.2.1 実験条件

筋動態解析の初期検討として、前腕を対象として実験を行った。実験風景を図 3.4 に示す。実験内容としては、前腕部に対して、フリーハンドシステムと機械式リニアガイドシステムを用いて再構成した 3 次元画像の両方を用いて、筋線維情報を取得し、再構成精度が筋線維情報にどのような影響を与えるのかを比較する。さらに、本システムを用いて 4 段階の肢位で変化が大きく表れる前腕の筋腹部分をスキャンした。肢位変化を行う際は力発揮を行わず、肢位による筋変化にのみに着目した。手を開いた状態と、手を握った状態の間を 4 段階に分け、手の掌握運動を段階的に表現することで掌握運動を再現した。掌握運動の例を図 3.5 に示す。4 段階の肢位においてスキャンを行い、3 次元再構成によってボリウムデータを得た後に、各部位のセグメンテーションを行うことで、肢位変化によって前腕の筋のふるまいを可視化する。実験中は、モーションアーチファクトをなくすためベルトにより手首部分と肘部分を固定した。また、1 回の撮像時間を数十秒程度となるようにスキャンスピードを設定した。今回は筋を対象とするため、表在部位が鮮明に観察可能なリニア型の超音波プローブ (UST-5543, 日立製作所) を用いた。

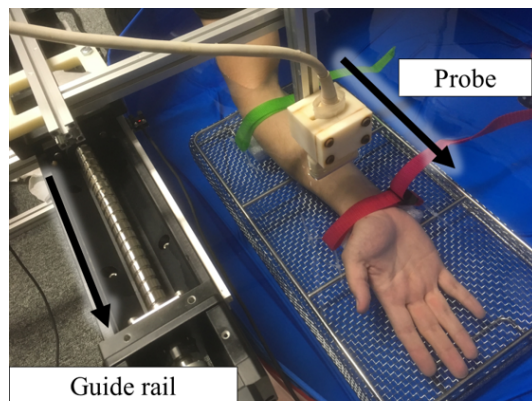


図 3.4 実験環境

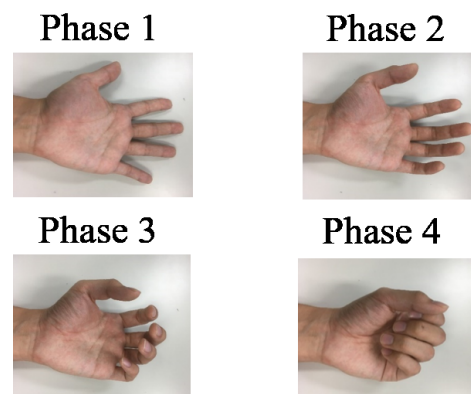


図 3.5 実験に用いた肢位変化パターン

### 3.2.2 実験結果

フリーハンドシステムと機械式リニアガイドシステムを用いて再構成した 3 次元画像の両方を用いて筋線維情報を可視化した結果を図 3.6 に示す。また、機械式リニアガイドによって再構成した 3 次元画像から、体表、筋肉層、撓側主根屈筋（以下 FCR）とその内部の腱を手動セグメンテーションし、その形状をポリゴンで可視化した。取得したデータによって得られた断面と、4 段階の肢位変化における前腕の再構成結果を図 3.7 に載せる。

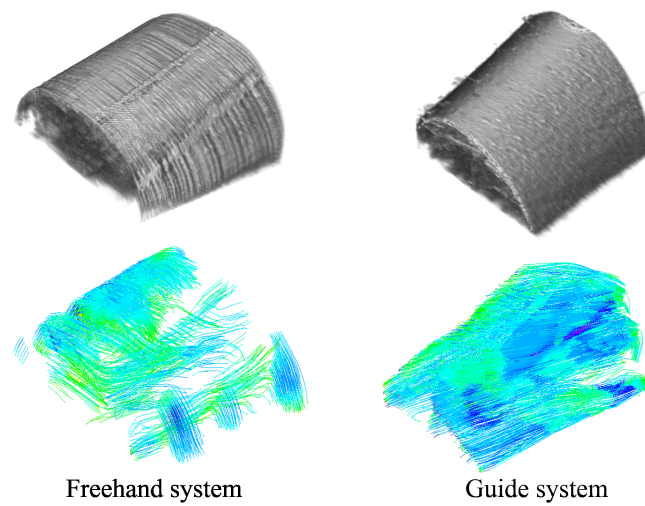


図 3.6 再構成した 3 次元画像と線維情報の比較

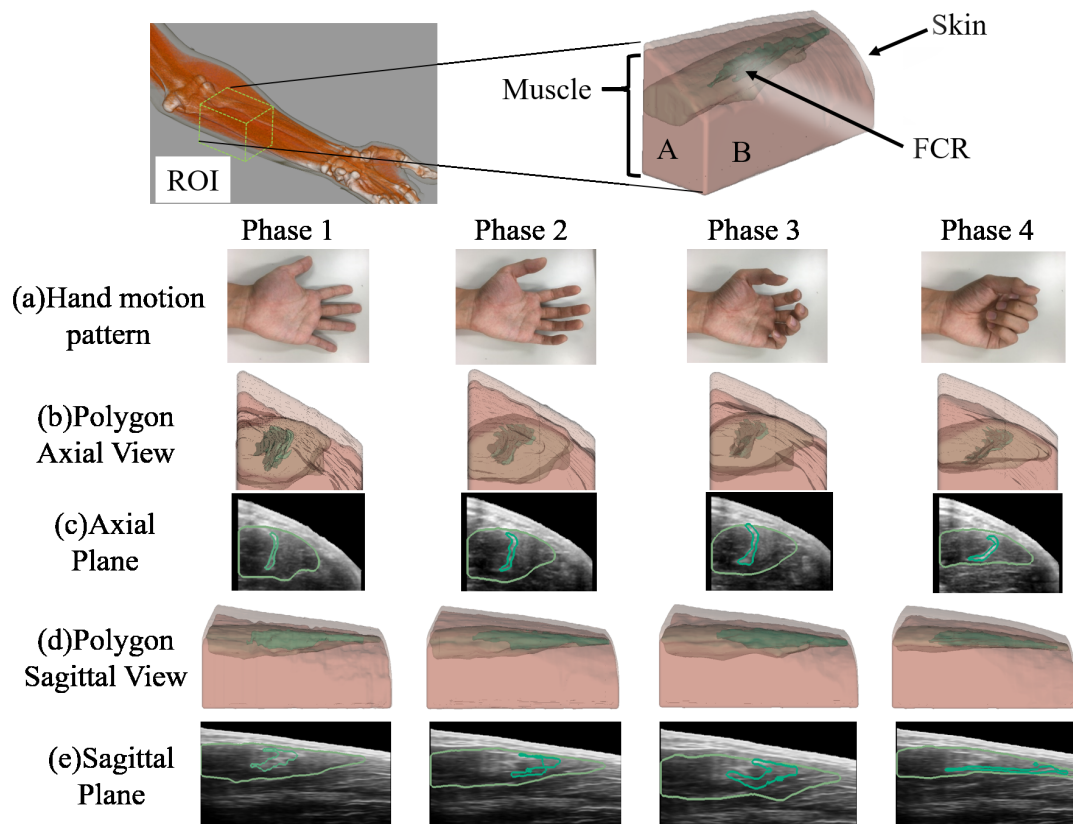


図 3.7 リニアガイドシステムを用いた肢位変化による 3 次元再構成結果. (a): 掌握運動の肢位パターン, (b):A 面から見た再構成モデルデータ, (c):再構成に用いた Axial 断面, (d)B 面から見た再構成モデルデータ, (e):再構成モデルデータの Sagittal 断面, (b) と (d) のポリゴンモデル「薄茶色:皮膚」「茶色:筋肉層」「薄緑: 橈側主根屈筋」「緑:橈側主根屈筋内部の腱」, (c) と (e) の断面:「薄緑: 橈側主根屈筋」「緑: 橈側主根屈筋内部の腱」

### 3.3 slice-to-volume 非剛体位置合わせのシミュレーション実験

#### 3.3.1 実験条件

動的 3 次元画像再構成に必要となる slice-to-volume 非剛体位置合わせの精度検証として、既知の変形場を用いたシミュレーション実験を行った。使用画像は左腕前腕部の超音波画像を用いる。実験に使用した超音波画像を図 3.8 に示す。画像サイズは  $145 \times 300 \times 409$  で、1 ピクセル当たりのサイズは  $0.22 \times 0.22 \times 0.22$  [mm] である。ここで超音波画像はリニアガイドシステムによって得られた 3 次元画像である。動的 2 次元画像は、静的 3 次元画像に段階的な変形場を適用し、変形後の 3 次元画像の特定の断面を抜き出すことによって生成したシミュレーション画像を用いる。シミュレーション実験に用いる生成変形場の例を図 3.9 に示す。なお、実験では 40 段階の変形場を生成し、40 フレームの動的 2 次元画像を生成した。動的 2 次元画像の各ピクセルの各軸方向の生成した変形場を  $\delta \mathbf{V}_{truth} = (\delta x_{truth}, \delta y_{truth}, \delta z_{truth})$ 、推定された変形場を  $\delta \mathbf{V}_{estimated} = (\delta x_{estimated}, \delta y_{estimated}, \delta z_{estimated})$  として誤差の評価には式 (3.3.1) を用いる。また、今回は slice-to-volume 位置合わせを高速に行うため、Ferrante らの手法 [12] を CUDA により実装した。今回使用した PC のスペックを表 3.2 に示す。MRF を用いた非剛体位置合わせの実験条件は、パッチサイズ 24 ピクセル四方とした。またノードレベルを 3 段階としてノードの数を階層的に  $2 \times 4$ ,  $3 \times 7$ ,  $6 \times 13$  個と変化させた。ノードの値の範囲は平行移動-5.75 ~ 5.75 [voxel] で回転が-1 ~ 1 [deg] とした。また、位置合わせの評価値には SSD を用いて、最適化アルゴリズムには FastPD[14] を用いた。

$$\begin{pmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{pmatrix} = \begin{cases} \frac{1}{m} \sum_i^m |\delta x_{truth} - \delta x_{estimated}| \\ \frac{1}{m} \sum_i^m |\delta y_{truth} - \delta y_{estimated}| \\ \frac{1}{m} \sum_i^m |\delta z_{truth} - \delta z_{estimated}| \end{cases} \quad (3.3.1)$$

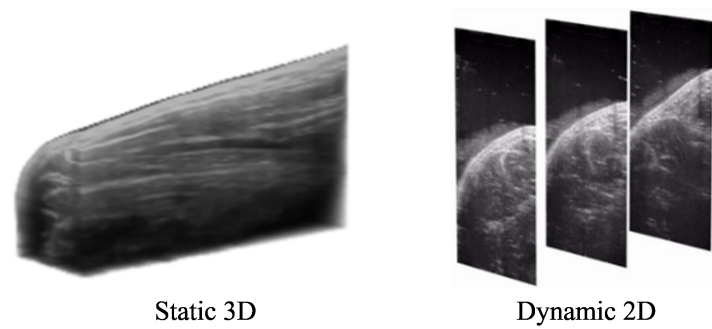


図 3.8 シミュレーション実験に使用した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像

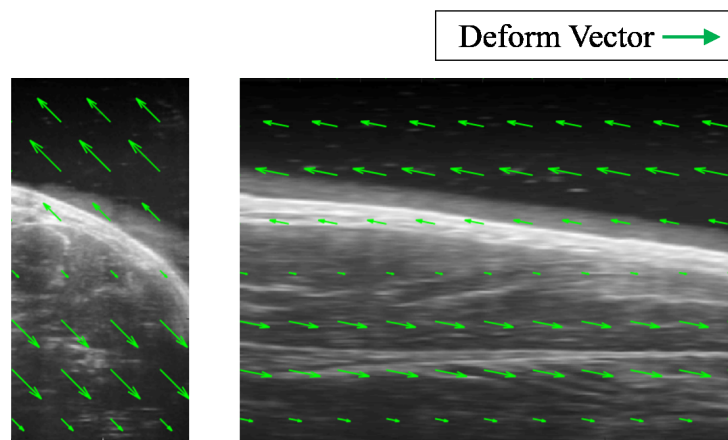


図 3.9 作成した生成変形場の 1 例

表 3.2 シミュレーション実験に使用した PC スペック

|     |                                     |
|-----|-------------------------------------|
| OS  | Windows 10 Enterprise               |
| CPU | Intel(R) Xeon(R) E5-1603 v3 2.80GHz |
| RAM | 32.0GB                              |
| GPU | NVIDIA Quadro K420 1GB              |

### 3.3.2 実験結果

slice-to-volume 非剛体位置合わせの結果を正解変形場と比較した。超音波画像を用いた各フレームの位置合わせ誤差を図 3.10 に示す。図 3.10 に示す赤の実線は  $x$  軸方向，緑の破線は  $y$  軸方向，青の点線は  $z$  軸方向の変形場の誤差である。この誤差は，マスクを適応した後の各ピクセル当たりの平均誤差である。また，位置合わせによって求めた変形場を可視化したものを図 3.11 に示す。緑色の矢印が，今回生成した既知の正解変形場である。赤の矢印は，slice-to-volume 非剛体位置合わせによって推定した変形場である。図 3.11 の A は 10 フレーム目，B は 20 フレーム目，C は 30 フレーム目，D は 40 フレーム目の位置合わせ結果を示す。なお，計算時間は 1 フレーム当たりおよそ 30 秒であった。

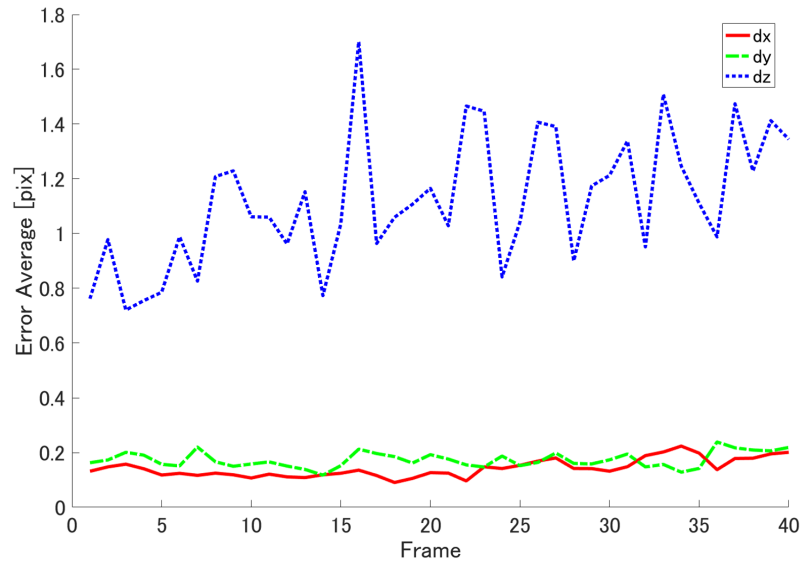


図 3.10 フレーム毎の slice-to-volume 非剛体レジストレーション誤差

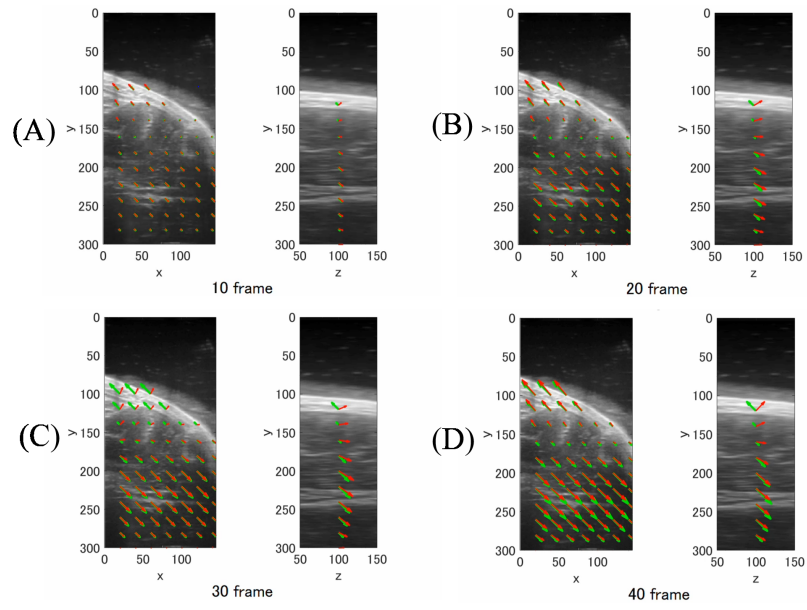


図 3.11 slice-to-volume 位置合わせによって推定した変形場

### 3.4 実画像を用いた slice-to-volume 非剛体位置合わせ実験

#### 3.4.1 実験条件

今回構築したシステムを用いて、動態表現実験を行った。使用画像は右腕前腕部の超音波画像を用いる。リニアガイドシステムによって得られた 3 次元超音波画像のサイズは  $240 \times 290 \times 200$  で、1 ピクセル当たりのサイズは  $0.3125 \times 0.3125 \times 0.3125$  [mm] である。動的 2 次元画像は、図 3.12 に示すように手首の屈曲運動を対象とし、50 スライス毎に 3 箇所において取得した。また基準ボリュームは図 3.12 の左側に示す屈曲していない場合のボリュームを使用する。実際に使用した 3 次元画像と 2 次元画像を図 3.13 に示す。シミュレーション実験では、out-plane 方向の誤差が大きくなる傾向が見られたため、動的 2 次元画像を線維方向が分かりやすい断面を選択して取得した。位置合わせを行う際に、図 3.13 の左側に示した静的 3 次元画像を用いて線維情報を取得し、その方向を位置合わせに反映させた。その際に、図 3.14 に示すような筋肉領域のマスクを作成し、個別に位置合わせを行った後に、推定した変形場を線維情報に適用させ、解剖学的に線維方向への動きが見えるのかを確認する。非剛体位置合わせの実験条件は、パッチサイズ 16 ピクセル四方とした。またノードレベルを 3 段階としてノードの数を階層的に  $4 \times 4$ ,  $8 \times 7$ ,  $15 \times 13$  個と変化させた。ノードの値の範囲は平行移動  $-5.75 \sim 5.75$  [voxel] で回転が  $-1 \sim 1$  [deg] とした。

### 3.4.2 実験結果

実画像を用いた，slice-to-volume 非剛体位置合わせの結果を図 3.15 に示す．図 3.15 には，各スライス位置合わせすることによって推定した変形場と線維情報を可視化した．図 3.15 の左の列は 100 スライス目の  $x$ - $y$  平面の変形場で，中央の列は  $z$ - $y$  平面の変形場を示す．また，右の列には図 3.14 に示したマスク画像部分から抽出した線維方向情報に対して，変形場を適用したモデルの 100 スライス目付近を可視化した．また，A は 1 フレーム目，B は 10 フレーム目，C は 20 フレーム目，D は 30 フレーム目の位置合わせ結果である．線維情報には，推定した各軸方向の変形場のユークリッド距離を色情報によって可視化している．

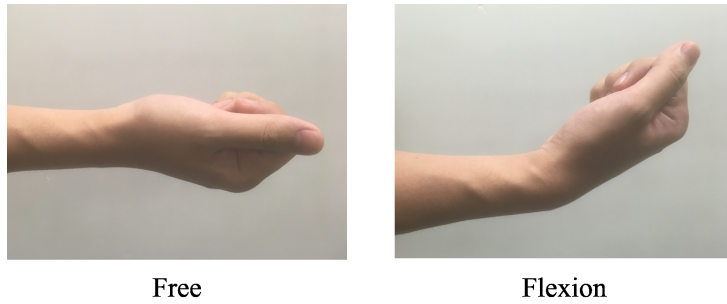


図 3.12 実画像実験に使用した肢位姿勢，左:屈曲なし，右:屈曲あり

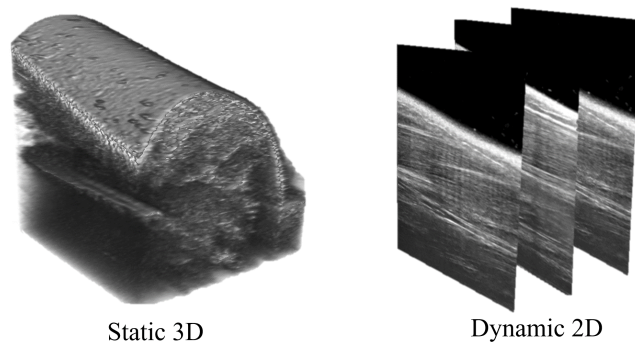


図 3.13 実画像実験に使用した静的 3 次元画像と動的 2 次元画像

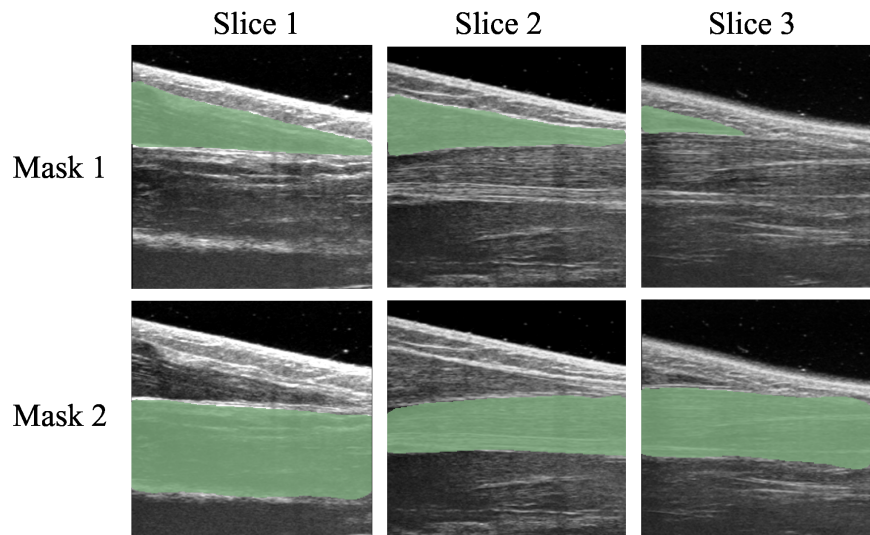


図 3.14 実画像実験に使用したマスク領域:Slice 1 は 50 スライス目，Slice 2 は 100 スライス目，Slice 3 は 150 スライス目

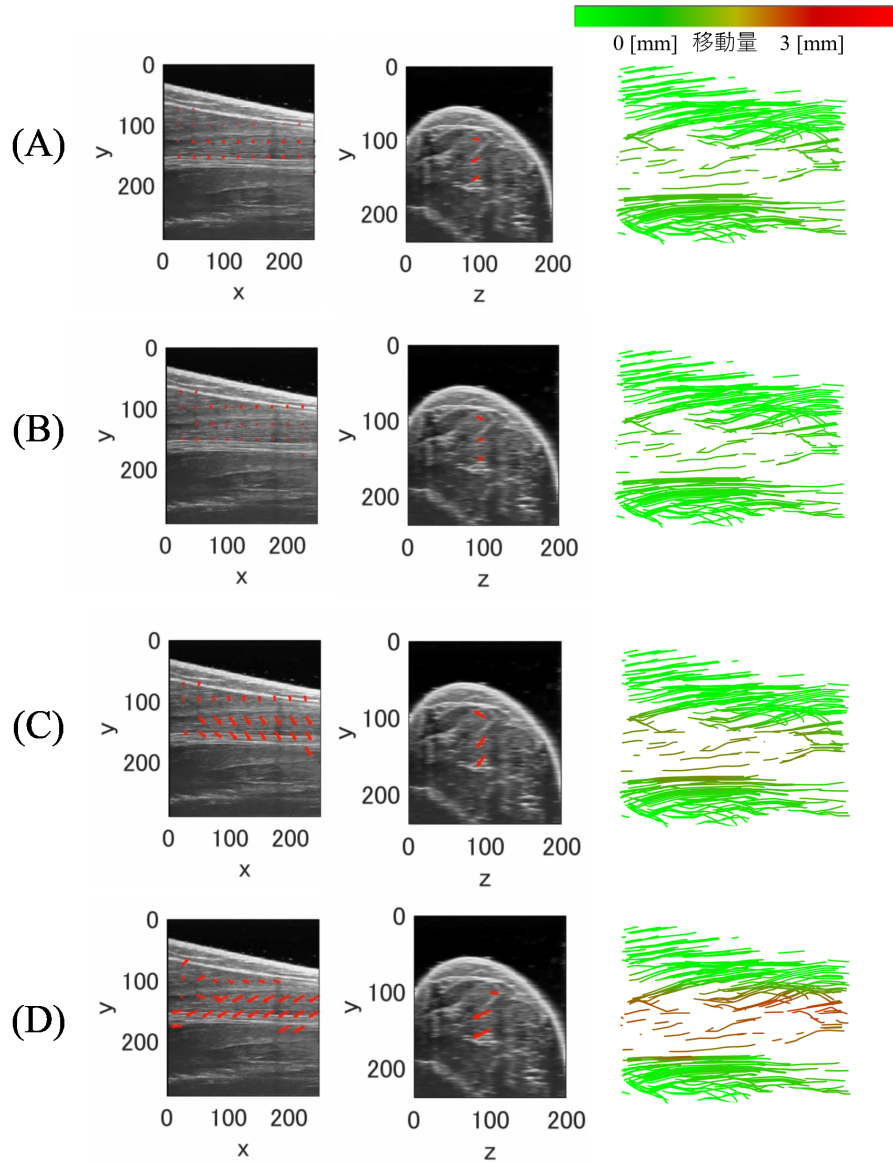


図 3.15 実画像を用いた slice-to-volume 非剛体位置合わせの実験結果:(A)1 フレーム目, (B)10 フレーム目, (C)20 フレーム目, (D)30 フレーム目, 左列の線維情報の色は推定した各軸方向の変形場のユークリッド距離

## 第 4 章 考察

### 4.1 機械式リニアガイドシステムの精度検証

#### 4.1.1 剛体ファントムを用いた精度比較

フリーハンドシステムでは，平面形状に少し段差が生じていることや歪んでいる箇所が見られた．対して機械式リニアガイドシステムでは，リニアガイドによる安定したスキャンが行えるため，平均距離誤差や Dice 係数においてガイドシステムの方が，精度は良い結果となった．特に，実験結果から，平面が明瞭に再構成されていることが分かる．このようにリニアガイドを用いることで，安定した画質で精度の良い 3 次元再構成を行う事が可能であることが確認された．

#### 4.1.2 実画像を用いた静的 3 次元再構成実験

フリーハンドシステムでは，人間がプローブを把持して走査することから，一定のスピードでの操作や微細なブレによって再構成精度に影響が出る．図 3.6 から分かるように，走査中のブレによって体表にノイズが見られる．このノイズによって本来の線維方向とは異なる線維を検出しているため，リニアガイドによってより正確な線維情報を取得できると考えられる．また，図 3.7 に示した再構成結果からは，Sagital Plane では明瞭に筋走行が得られることを確認した．また，ポリゴンによる形状や再構成した断層像から，掌握運動によっ FCR の形状が薄くなっていることが見て取れる．これは収縮した深・浅指屈筋が FCR を押し上げることにより形状が変化していると考えられる．また FCR 内部の腱も掌握運動によって位置が変化しており，特に Phase 4 では，押し上げられた FCR 内部で大きく変化している様子を観察することができた．

## 4.2 slice-to-volume 非剛体位置合わせによる筋動態再構成

### 4.2.1 生成画像を用いたシミュレーション実験

シミュレーション実験では，従来の超音波画像からは得られない 3 次元的な動きを推定することができた．これによって，動的 2 次元画像を用いることで，時間情報を持たない静的 3 次元画像に時間変化の動きを再現できるようになった．また，位置合わせに用いた動的 2 次元画像の平面内 ( $x$ - $y$  平面) の位置合わせ誤差と比べ，平面外 ( $z$ - $y$  平面) 方向への位置合わせ誤差が大きい結果となった．この結果より，動的 2 次元画像を取得する方向が位置合わせ精度に影響を与えられられる．つまり，平面内の変形に関しては，平面外への変形より精度よく推定することが可能であると考えられる．運動時には，筋線維の収縮や腱が引っ張られることにより，ある 1 軸方向に筋肉が動くため，動的 2 次元画像を取得する際に，筋肉の収縮方向と平行な断面を選択するといった工夫によって位置合わせ精度を改善できる可能性があると考えられる．次に，誤差が大きい箇所の特徴を見る．図 4.1 に，レジストレーション誤差のカラーマップを示す．この結果では，体表付近の誤差が大きく出ていることが分かる．この誤差が大きい箇所の一例を図 4.2 に示す．この図から分かるように，誤差が大きい箇所では，与えた変形場の向きが逆方向に変化している．このように，急に変形の向きが変わる点においては，正確に変形場を推定できないことが示唆される．

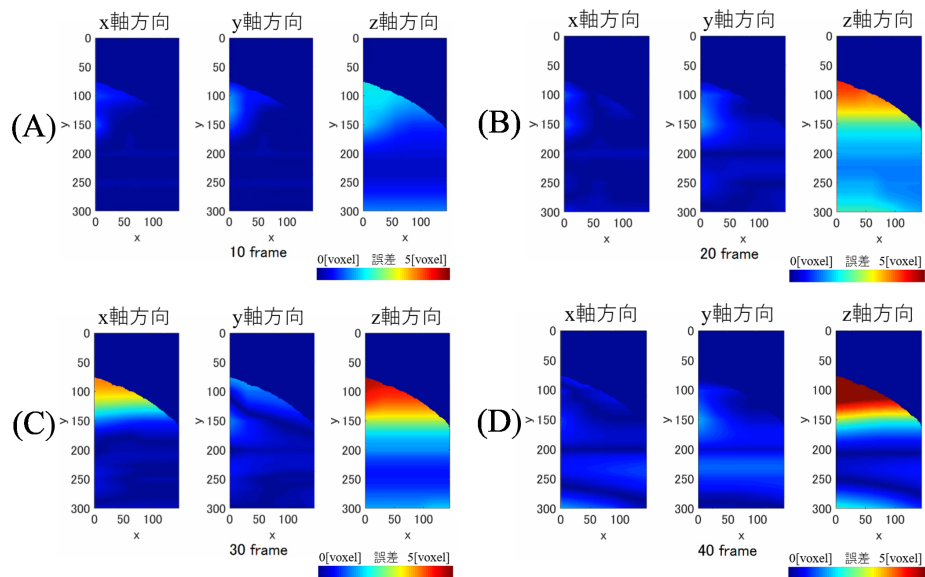


図 4.1 slice-to-volume 位置合わせによる推定誤差のカラーマップ:(A) 10 フレーム目, (B) 20 フレーム目, (C) 30 フレーム目, (D) 40 フレーム目

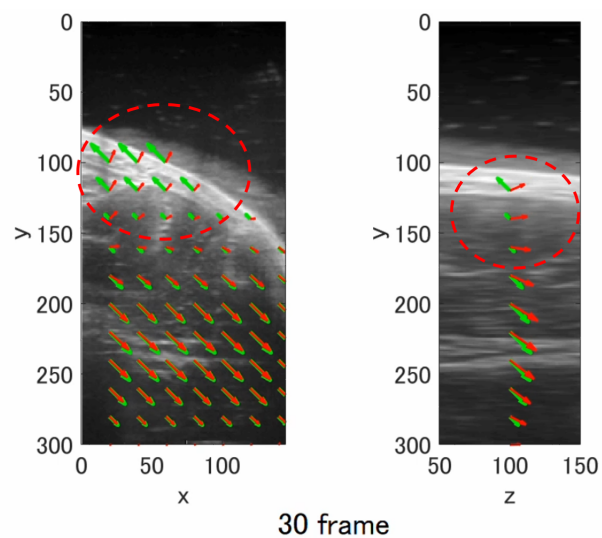


図 4.2 推定誤差が大きくなった位置合わせ結果:30 フレーム目

#### 4.2.2 実画像を用いた動的 3 次元再構成実験

実画像を用いた位置合わせ実験では，線維方向と同じ方向へ変形している様子が見て取れた．筋肉は筋線維方向に収縮をするという解剖学的な知見からも，動態を表現することができていると考えられる．さらに，図 3.15 に示す，A から B への 10 フレームではほぼ変化がないが，C から D に向けて変形場が出ていることから，非線形的な動きに関して再現することが可能であると考えられる．特に筋肉内では，線形的な動きが少ないため，時間情報を持たない静的 3 次元画像同士の位置合わせよりも，時間の表現能力が高いと考えられる．しかし，動的 2 次元画像と比較すると細部の動きまでは再現できていないことも確認した．輝度の高い筋膜などの形状に位置合わせしてしまうことで，筋肉内を滑るような動態を再現するまでには至らなかった．図 4.3 に実験に用いた動的 2 次元画像の動きを矢印で示す．図に示すように，赤色の点線で示した筋膜の動きとその周りの筋肉の動きは異なっていることが分かる．さらに，赤色の点線は手首の運動によって引っ張られ，周りの筋肉に比べ動きが大きく変化する．シミュレーション実験においても示唆されたように，このような個別の動きをする境界付近の動態を再現するためには，筋線維情報だけでなく，筋肉固有の柔らかさや引っ張られる腱のモデルを位置合わせに用いることが必要だと考えられる．

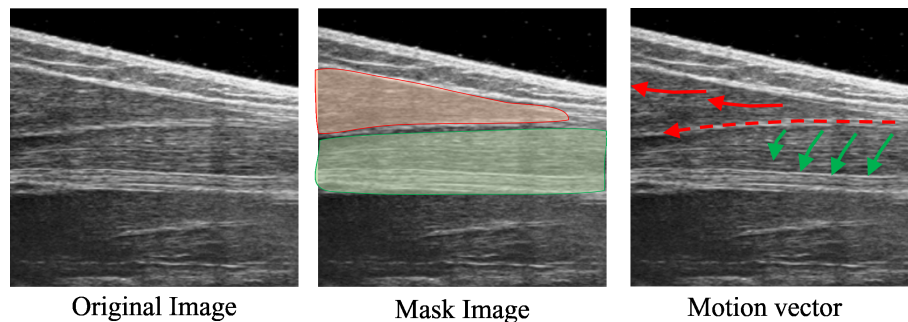


図 4.3 動的 2 次元画像の特徴的な動き:赤線矢印は赤色でマスクした筋肉内の動き，赤点線矢印は赤色のマスクと緑色のマスクの境界に存在する筋膜の動き，緑矢印は緑色でマスクした筋肉内の動き

## 第 5 章 総括

本研究では、動的 2 次元画像と静的 3 次元画像を統合することによる動的 3 次元画像再構成の実現を目的とし、機械式リニアガイドを用いた画像取得システムと slice-to-volume 非剛体位置合わせによる動態表現を提案した。まず、従来の超音波による 3 次元画像解析で行われているフリーハンドによる 3 次元再構成の問題を解決するために、機械式リニアガイドを用いた再構成システムを構築し、精度検証を行った。また、本システムを用いて静的 3 次元画像と動的 2 次元画像を取得し、slice-to-volume 非剛体位置合わせによる動的 3 次元画像再構成法の検証を生成画像を用いたシミュレーション実験と、実画像を用いた実験によって行った。

フリーハンドによる 3 次元再構成と機械式リニアガイドを用いた再構成システムの精度比較では、同モデルにおいて平均表面誤差は 0.357[mm] 小さくなった。また、類似度の指標に用いた Dice 係数では一致率が約 6.9% 上昇した。このシステムを用いて 4 段階の肢位で変化が大きく表れる前腕の筋腹部分をスキャンした。4 段階の肢位変化において 3 次元画像を再構成し、筋形状の変化を確認したところ、肢位変化によって形状が変化している様子を確認することができた。また、フリーハンドによる再構成の問題であった画素値のムラや画像欠けも改善し、再現性が高く安定した画像取得が可能となった。

動的 3 次元画像再構成法の検証における生成画像を用いたシミュレーション実験では、平面内の位置合わせ誤差と比べ、平面外方向への位置合わせ誤差が大きい結果となった。さらに、変形場が急激に変化する箇所においては誤差が大きくなることも示唆された。

実画像を用いた実験では、筋動態が筋線維方向に依存すると仮定して、線維情報を考慮した位置合わせアルゴリズムを用いて実験を行った。筋肉内を滑るように移動する動きは再現しきれなかったが、腱膜や皮膚といった外形的な部分の動態はある程度表現できる結果となった。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり，日ごろより有益な助言と丁寧なご指導ご鞭撻を賜りました 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生体医用画像研究室 佐藤 嘉伸 教授に深く感謝申し上げます．また，研究発表の際，貴重なご助言を賜りました 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 ロボティクス研究室 小笠原 司 教授に厚く御礼申し上げます．本研究を遂行するにあたり，日ごろより多くの有益な御助言と丁寧な御指導を頂きました 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生体医用画像研究室 大竹 義人 准教授，横田 太 助教に深く感謝申し上げます．

本研究を進めるにあたり，超音波診断における撮像や筋肉の解剖学的知見に関するご協力，また多くの有益な御討論を賜りました 大阪大学大学院 医学系研究科 健康スポーツ科学講座（運動制御学） 近田 彰治 助教，大阪大学大学院医学系研究科 器官制御外科学 阿部 真悟 先生に厚く御礼申し上げます．

本研究を遂行するにあたり，機器製作から実験に至るまで丁寧な御指導を頂きました 福田 紀生 氏，鈴木 裕紀 氏，日朝 祐太 氏 に心より感謝致します．また，大学院生活全般にわたり様々な面で支えて頂きました 田川 郁代 秘書をはじめ，奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生体医用画像研究室 の皆様に心からの感謝を申し上げます．最後に，大学院修了まで多大な支援を頂いた父，母，祖母，祖父，叔父，曾祖母に深く感謝し，ここに謝辞とさせていただきます．

## 参考文献

- [1] Noorkoiv M, Stavnsbo A, Aagaard P, Blazevich AJ, “In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography.” , J Appl Physiol 109(2010):1974–1979.
- [2] Guangquan Zhou, Yong-ping Zheng, “Human motion analysis with ultrasound and sonomyography.” Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(2012):6479-6482.
- [3] Takako Momose, Yutaka Inaba, Hyonmin Choe, Naomi Kobayashi, Taro Tezuka, Tomoyuki Saito, “CT-based analysis of muscle volume and degeneration of gluteus medius in patients with unilateral hip osteoarthritis.” , BMC Musculoskeletal Disorders(2017)18:457.
- [4] Uluc Pamuka, Agah Karakuzua, Cengizhan Ozturka, Burak Acarb, Can A.Yucesoy, “Combined magneticresonanceanddiffusionensor imaging analysesprovideapowerfultoolfor in vivo assessment ofdeformationalonghuman muscle fibers.” , journal of the mechanical behavior of biomedical materials 63(2016):207-219.
- [5] Cristi R. Cook, “Ultrasound Imaging of the Musculoskeletal System.” Vet Clin North Am Small Anim Pract.46(3)(2016):355-371.
- [6] Christa M. Nelson, Julius P.A. Dewald, Wendy M. Murray, “In vivo measurements of biceps brachii and triceps brachii fascicle lengths using extended field-of-view ultrasound.” Journal of Biomechanics 49:9(2016):1948-1952.
- [7] Ando R, Nosaka K, Inami T, Tomita A, Watanabe K, Blazevich AJ, Akima H, “Difference in fascicle behaviors between superficial and deep quadriceps muscles during isometric contractions.” Muscle & Nerve53:5(2016):797-802.
- [8] Steven J.Obst, Richard Newsham-West, Rod S.Barrett, “In vivo measurement of human achilles tendon morphology using freehand 3-D ultrasound.” Ultrasound in medicine and biology40:1(2014):62-70.
- [9] Rana, Manku, Ghassan Hamarneh, and James M. Wakeling, "3D fascicle

- orientations in triceps surae." *Journal of Applied Physiology* 115, no. 1 (2013): 116-125.
- [10] Rana, Manku, and James M. Wakeling, "In-vivo determination of 3D muscle architecture of human muscle using free hand ultrasound." *Journal of biomechanics* 44, no. 11 (2011): 2129-2135.
  - [11] Barber, Lee, Rod Barrett, and Glen Lichtwark, "Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle." *Journal of biomechanics* 42, no. 9 (2009): 1313-1319.
  - [12] Ferrante E, Paragios N, "Non-rigid 2D-3D medical image registration using markov random fields." *International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*:16(2013):163-70.
  - [13] Otake Yoshito, Kohei Miyamoto, Axel Olliver, Futoshi Yokota, Norio Fukuda, Lauren J. O' Donnell, Carl-Fredric Westin, Masaki Takao, Nobuhiko Sugano, Beom Sun Chung, Jin Seo Park and Sato Yoshinobu, "Reconstruction of 3D muscle fiber structure using high resolution cryosectioned volume.", 20th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI), MSKI workshop (Computational Methods and Clinical Applications in Musculoskeletal Imaging), Sep.(2017)
  - [14] Komodakis N, Tziritas G, Paragios N, "Fast, Approximately Optimal Solutions for Single and Dynamic MRFs." *Computer Vision and Pattern Recognition*(2007):1-8.

## 発表リスト

[1] 佐野徳美, 福田紀生, Zahnd Guillaume, 大竹義人, 阿部真悟, 近田彰治, 佐藤嘉伸 (2017), “筋機能解析のための機械式リニアガイドを用いた 3 次元超音波画像再構成”, 電子情報通信学会技術研究報告 (MI), MI2016-95, vol.116, no.393, pp.89-92.

[2] 佐野徳美, 福田紀生, 大竹義人, 阿部真悟, 近田彰治, 佐藤嘉伸 (2017), “筋機能解析のための機械式リニアガイドを用いた超音波時系列 3 次元画像再構成 – slice-to-volume 非剛体位置合わせの検証 –”, 電子情報通信学会技術研究報告 (MI), MI2017-59, vol.117, no.281, pp.53-57.