

修士論文

立位 MRI 装置を用いた筋骨格の生理的応答解析

栗田 侑樹

2019 年 3 月 8 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。

栗田 侑樹

審査委員：

佐藤 嘉伸 教授	（主指導教員）
池田 和司 教授	（副指導教員）
大竹 義人 准教授	（副指導教員）
スーフィー マーゼン 助教	（副指導教員）

立位 MRI 装置を用いた筋骨格の生理的応答解析*

栗田 侑樹

内容梗概

筋骨格疾患は荷重負荷時に症状を誘発するものが多いため、直立時の荷重下において筋骨格の状態を 3 次元的に評価することは大変重要である。しかし、立位でそのような三次元評価を行うことは難しく、これまでは二次元評価を工夫して行われてきた。そこで本研究では立位での三次元 MR 画像が取得できる立位 MRI 装置 G-scan brio(Esaote 社, イタリア)を用いた、立位負荷に対する筋骨格の応答を三次元で解析する手法を提案する。21 人の健康な被験者(22–29 歳)を対象に立位 MRI 装置で撮像した骨盤周辺の三次元 MR 画像を使用し、仙腸関節を対象とした解析では剛体位置合わせによる仙腸関節の運動計測、中殿筋を対象とした解析では姿勢変化による筋線維構造の変形予測を行う。健康な被験者において、仙腸関節は立位負荷に対して $1[deg]$ 程度回転していることを確認した。また、姿勢変化による中殿筋の筋線維構造の変形の予測を行うことができる可能性を確認した。

キーワード

立位 MRI, 運動解析, 仙腸関節, 中殿筋, 画像位置合わせ

*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, 2019 年 3 月 8 日.

Analysis of musculoskeletal physiological responses using upright MRI*

Yuki Kurita

Abstract

Three-dimensional evaluation of musculoskeletal anatomy when standing is very important because many musculoskeletal disorders provoke symptoms under load. However, the evaluation is usually performed by using 2D images because it is difficult to acquire 3D images in the standing position. In this study, we propose a method to evaluate musculoskeletal physiological responses by using an upright MRI scanner, (G-scan brio, Esaote Spa, Italy), which can acquire 3D-MR images while the subject is in a standing position. MR images of 21 healthy subjects (age: 22-29 yrs) were acquired. In our analysis we focused on the responses of the sacroiliac joint(SIJ) and the gluteus medius muscle. The analysis of SIJ was performed based on rigid registration. In the analysis of the gluteus medius muscle, the deformation of the muscle fiber structure between supine and standing positions is predicted. As a result, we found that SIJ was rotated about $1[deg]$ because of the standing load for healthy subjects. The possibility of predicting the deformation of the muscle fiber structure of the gluteus muscle by posture change was confirmed.

Keywords:

upright MRI, kinematics analysis, sacroiliac joint, gluteus medius, image registration

*Master's Thesis, Department of Information Science, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, March 8, 2019.

目次

図目次		v
第 1 章	はじめに	1
第 2 章	方法	3
2.1	方法概要	3
2.2	実験データ	3
2.2.1	立位 MRI 装置	3
2.2.2	撮像条件	4
2.3	仙腸関節の運動計測	7
2.3.1	画像位置合わせ	7
2.4	姿勢変化による筋線維構造の変形予測	7
2.4.1	筋線維構造推定	7
2.4.2	姿勢変化による筋線維構造の変形予測	8
第 3 章	実験・結果	10
3.1	仙腸関節の運動計測	10
3.1.1	実験条件	10
3.1.2	実験結果	11
3.2	姿勢変化による中殿筋の変形予測	15
3.2.1	実験条件	15
3.2.2	評価指標	15
3.2.3	実験結果	16
第 4 章	考察	19
4.1	仙腸関節の運動計測	19
4.2	姿勢変化による中殿筋の変形予測	21
第 5 章	総括	23

謝辞	24
参考文献	25
発表リスト	28

図目次

1.1	仙腸関節と大殿筋	2
2.1	撮像された MR 画像の例	5
2.2	仰臥位撮像時の被験者の姿勢	6
2.3	立位撮像時の被験者の姿勢	6
2.4	テンプレートモデルによる筋線維構造の推定	8
2.5	姿勢変化による筋線維構造の変形予測	9
3.1	回転軸	10
3.2	仙腸関節の運動計測値	13
3.3	腸骨の移動量	13
3.4	MR 画像上での位置合わせ結果の可視化	14
3.5	Fiber distance の測定方法	15
3.6	筋線維構造の推定結果と予測結果 (a:HJ01, b:HJ02)	17
3.7	予測前と予測後の Fiber distance (a:HJ01, b:HJ02)	18
4.1	仙腸関節の運動計測を行った先行研究	20
4.2	MR 画像上での大殿筋の変形	21
4.3	姿勢変化による大殿筋の筋線維構造の変形	22

第 1 章 はじめに

人体の立位姿勢は，最小限の筋肉活動で姿勢を維持することができる適切な骨格配列によって実現されており [1]，異常な骨格配列が筋骨格疾患の原因の一つであるとされている [2]．筋骨格疾患は立位姿勢による荷重下で症状を誘発するものが多いため，立位負荷に対する病的な関節運動や筋収縮が疾患に影響していると考えられている．そのため患者固有の筋線維構造を含んだ筋骨格の，立位負荷に対する三次元的な応答を解析することは，そのような筋骨格疾患の病的関節運動の解釈，治療計画や手術計画に役立つと期待される．

立位負荷に対する筋骨格の応答はこれまで，仰臥位で撮像された三次元の CT 画像と立位で撮像された二次元の X 線画像を用いた，立位負荷に対する下肢の骨格配列の変化の計測 [3] や，EOS system(EOS Imaging, フランス) を用いた二方向 X 線投影像による立位骨格配列の計測 [4]，三次元 CT を用いた仰臥位，屈曲，伸展の三姿勢間での仙骨に対する腸骨の相対的運動の三次元的計測 [5] など，X 線装置による二次元評価や，仰臥位で器具により擬似的な立位負荷をかけた状態での三次元評価がされてきた．しかし，通常の CT や MRI は立位での撮像が困難なため，立位で実際に負荷がかかった状態で筋肉などの軟組織を含めた三次元評価は困難であった．一方，患者固有の筋線維構造の解析のために，仰臥位で撮像された医用画像を用いた患者固有の筋肉の外形状の自動抽出 [6] や筋線維構造の解析 [7]，筋肉と骨の付着領域の推定 [8] などが行われている．しかしこれらの研究では立位で取得された医用画像は用いられておらず，立位姿勢の重力による負荷は考慮されていない．

そこで我々は現在，立位姿勢で撮像を行うことができる立位 MRI 装置を用いて，まず骨盤周辺の筋骨格を対象に立位負荷に対する応答の解析・評価方法の構築を試みている．本研究では骨盤周辺の筋骨格である仙腸関節と中殿筋を対象に解析を行う．

対象である仙腸関節とは骨盤の仙骨と腸骨をつなぐ関節（図 1.1 (a)）で，脊椎に対する衝撃吸収の役割があり，仰臥位を除けば常に上体の負荷を担っている．しかしながら仙腸関節の動きは小さく，画像診断によりその運動を観測することは容易でないため，立位負荷に対する仙腸関節の正常な応答，病的な応答はいずれも不

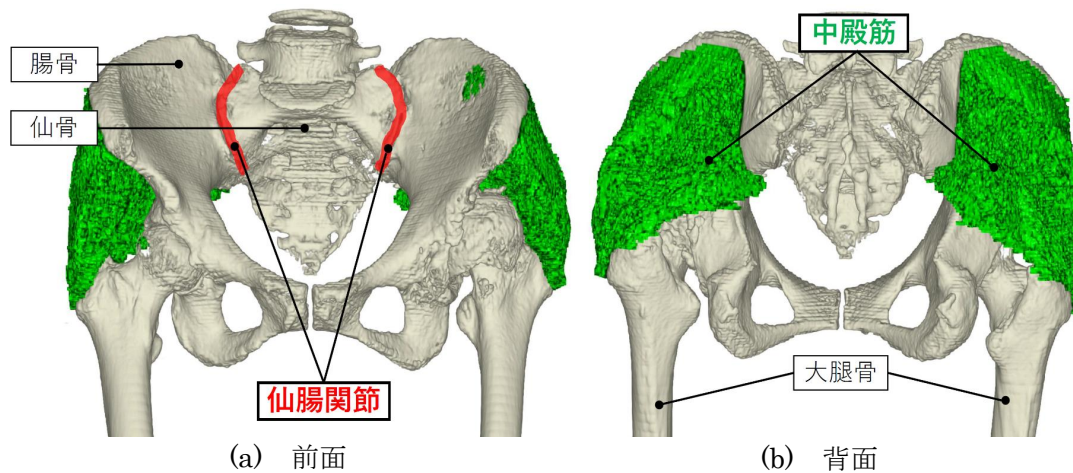


図 1.1 仙腸関節と大殿筋

明である．そのため，仙腸関節の病的な応答を解釈するためには，仙腸関節の立位負荷に対する正常な応答を計測し，その正常値を定義する必要がある．

もう一つの対象である中殿筋とは，骨盤と大腿骨をつなげる筋肉（図 1.1 (b)）であり，歩行や姿勢制御において重要な機能を持っている [9][10]．そのため，立位姿勢における中殿筋の筋線維構造を解析することは重要である．しかし通常の医療機関では，立位で CT や MRI を撮像することは困難であるため，立位姿勢時の筋線維構造を推定することは困難である．

そこで本研究では以下を目的とする．

1. 健康な被験者の仙腸関節の立位負荷に対する応答を計測する．
2. 仰臥位から立位への姿勢変化による，中殿筋の筋線維構造の変形を予測する．

第 2 章 方法

2.1 方法概要

本研究では仰臥位および立位で撮像された骨盤周辺の三次元 MR 画像を用いて、立位負荷に対する筋骨格の応答を解析する。解析する対象は大きく二つに分かれる。一つは仙腸関節を対象とした骨格配列の変化，もう一つは中殿筋を対象とした筋線維構造の変形である。骨格配列の変化は，仙骨と腸骨を手動で抽出した仰臥位と立位の三次元 MR 画像同士の剛体位置合わせを用いて計測する。筋線維構造の変形予測は，まず高精細筋線維構造テンプレートモデルを用いて中殿筋の筋線維構造を推定する。その後，推定した筋線維構造をもとに仰臥位から立位への姿勢変化による筋線維構造の変形を予測する。筋線維構造の変形予測はパイロット実験として 2 名の MR 画像を用いて行い，交差検証による評価を行った。

2.2 実験データ

本研究では 21 人の健康な被験者（22 – 29 歳）の骨盤周辺の三次元 MR 画像を使用する。三次元 MR 画像は，立位姿勢で撮像を行うことが可能な立位 MRI 装置を用いて左側の仙腸関節と股関節を画像の中心として，仰臥位と立位でそれぞれ撮像された。使用したデータセットの概要を表 2.1，撮像された MR 画像の例を図 2.1 にそれぞれ示す。撮像平面の横断面とは身体を上下に分ける水平面，矢状面とは体の正中に対し平行に，体を左右に分ける面である。

2.2.1 立位 MRI 装置

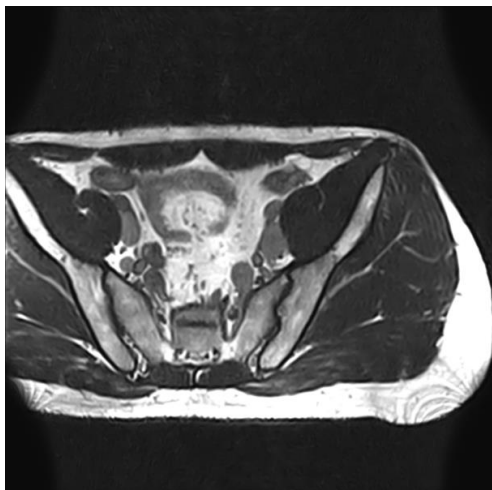
0.25T の立位 MRI 装置（G-scan brio, esaote 社，イタリア）を用いて仰臥位および立位で三次元 MR 画像を撮像する。この MRI 装置はベッドの傾斜角を 0 度から 90 度の範囲で設定可能なため，立位姿勢での撮像を行うことができる。

表 2.1 データセットの概要

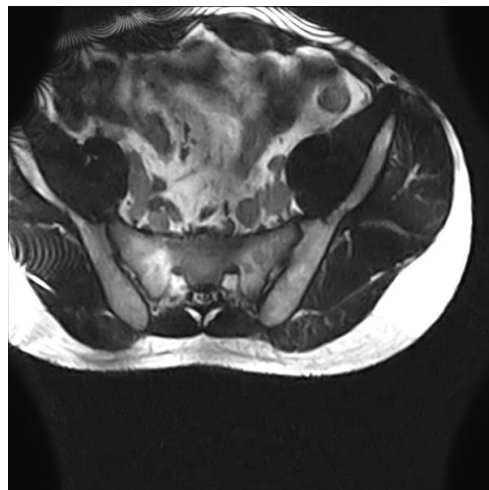
画像中心	仙腸関節	股関節
被験者数	男性 10 名 女性 9 名	女性 2 名
被験者 ID	SIJ01 - SIJ10 (男性) SIJ11 - SIJ19 (女性)	HJ01,HJ02
撮像姿勢	仰臥位・立位	仰臥位・立位
撮像平面	横断面	矢状面
Field of View[mm ³]	300 × 300 × 115	300 × 300 × 115
マトリックスサイズ	512 × 512 × 126	512 × 512 × 126

2.2.2 撮像条件

仙腸関節，股関節を画像の中心として，それぞれ仰臥位と立位で撮像を行う．撮像シーケンスは 3D HYCE($TR = 8[ms]$, $TE = 4[ms]$) を使用し，撮像時間は 7 分 15 秒であった．撮像時の被験者の姿勢を仰臥位と立位でそれぞれ図 2.2，図 2.3 に示す．仰臥位・立位ともに足の位置は被験者が最もリラックスできるように設定した．また立位姿勢時は，撮像中の身体の動きを軽減するために，両腕の位置を MRI 装置のマグネットの上に設定した．



(a) 仙腸関節（仰臥位）



(b) 仙腸関節（立位）



(c) 股関節（仰臥位）



(d) 股関節（立位）

図 2.1 撮像された MR 画像の例



(a) 全体



(b) 足の位置

図 2.2 仰臥位撮像時の被験者の姿勢



(a) 全体



(b) 手の位置



(c) 足の位置

図 2.3 立位撮像時の被験者の姿勢

表 2.2 剛体位置合わせパラメータ

項目	詳細
Transform	EulerTransform
Metric	NormalizedMutualInformation[12]
Optimizer	AdaptiveStochasticGradientDescent[13]
入力画像サイズ [<i>voxel</i>]	$512 \times 512 \times 126$

2.3 仙腸関節の運動計測

2.3.1 画像位置合わせ

画像位置合わせを用いて仙骨に対する腸骨の相対位置関係の変化を計測する．*elastix* (<http://elastix.isi.uu.nl/>) のオイラー変換による Intensity-Based 剛体位置合わせを [11] を用いる．仰臥位と立位の MR 画像から抽出された対象の骨にそれぞれ剛体位置合わせを行うことで仰臥位から立位への，骨格配列の変化を計算する．剛体位置合わせに用いたパラメータを表 2.2 に示す．

2.4 姿勢変化による筋線維構造の変形予測

2.4.1 筋線維構造推定

Otake ら [14] の手法による中殿筋の筋線維構造の推定を行う．中殿筋を手動で抽出した MR 画像から構造テンソルを用いて筋線維のベクトル場を推定する [15][7]．次に，高精細連続切片標本画像 [16] から作成した高精細筋線維構造テンプレートモデルと MR 画像から推定した筋線維に対し，筋肉の外形状と筋線維のベクトル場の非剛体位置合わせを行い，テンプレートモデルを MR 画像に当てはめることで筋線維構造を推定する（図 2.4）．

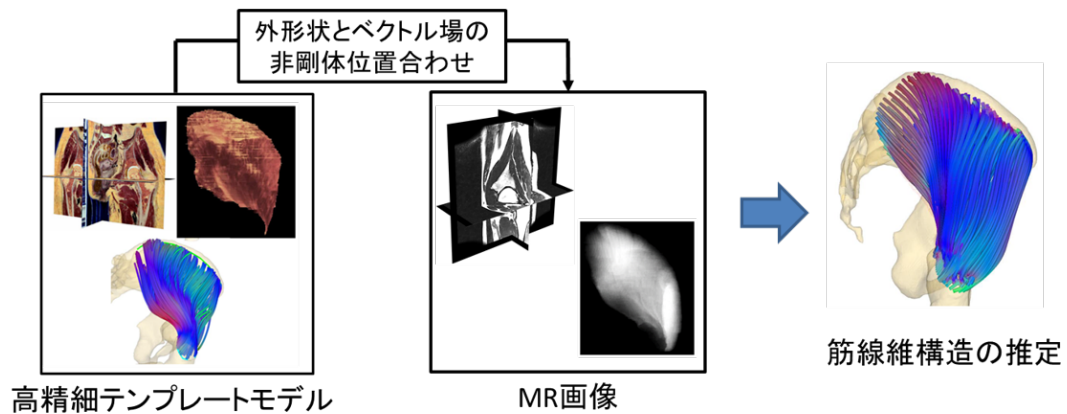


図 2.4 テンプレートモデルによる筋線維構造の推定

2.4.2 姿勢変化による筋線維構造の変形予測

第 2.4.1 節で推定した筋線維構造はテンプレートモデルをもとにしているため、仰臥位と立位でそれぞれ推定した筋線維構造は線維同士の対応が取られている。対応のある線維から、一方の被験者の中殿筋の仰臥位から立位への変形場を求める。求めた変形場を空間正規化し、もう一方の被験者の仰臥位の筋線維に適用することで立位の筋線維構造を予測する。空間正規化は骨盤を基準に、6 自由度とスケールリングの位置合わせにより行う。予測の流れを図 2.5 に示す。

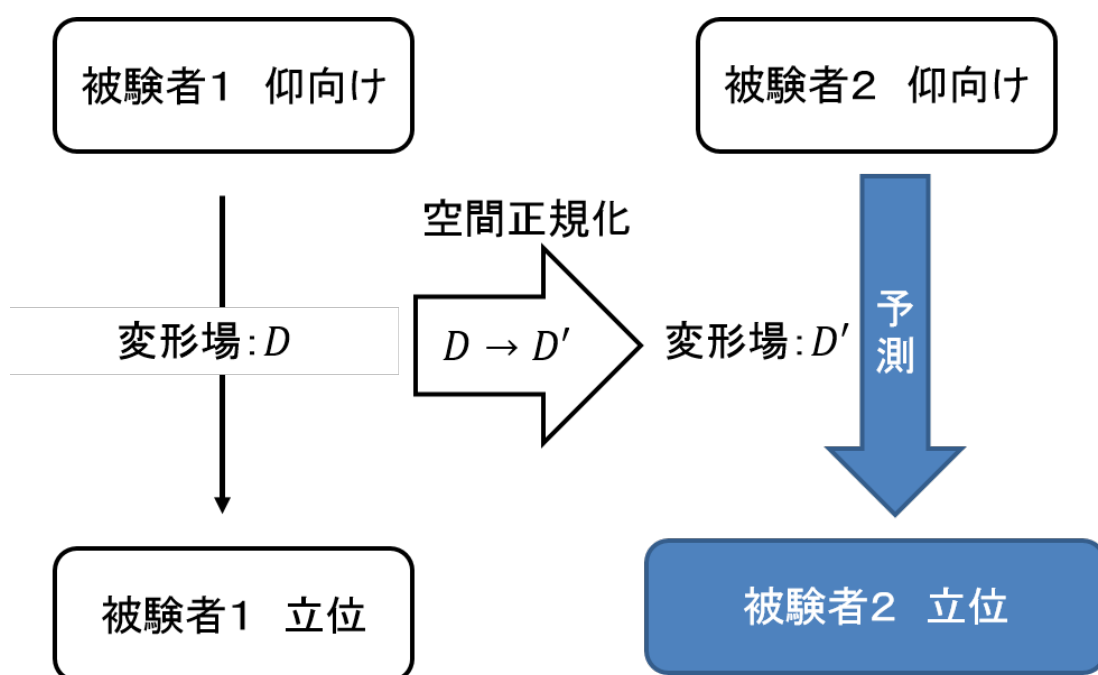


図 2.5 姿勢変化による筋線維構造の変形予測

第 3 章 実験・結果

3.1 仙腸関節の運動計測

3.1.1 実験条件

仙腸関節を中心に 19 名の被験者で撮像した MR 画像のデータセット（表 2.1）を用いる。仙骨と腸骨はそれぞれ仰臥位および立位の MR 画像からマニュアルトレースで抽出された。剛体位置合わせを用いて、仰臥位から立位への仙骨に対する腸骨の相対位置関係の変化を三軸の回転角により計測する。被験者から見て右から左、腹から背、頭から足を結ぶ軸をそれぞれ x ， y ， z 軸とする。（図 3.1）。

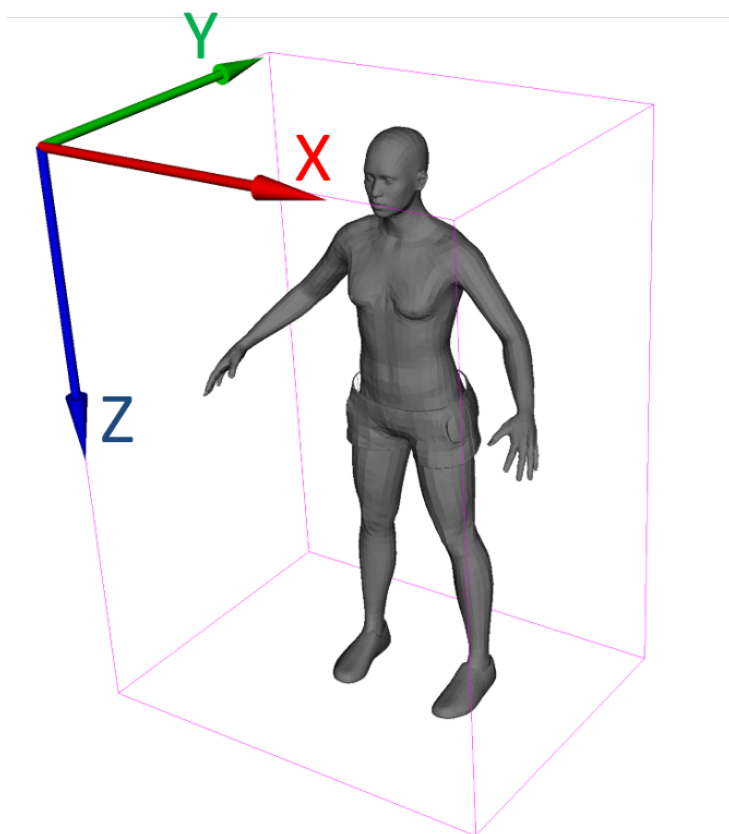


図 3.1 回転軸

3.1.2 実験結果

剛体位置合わせを用いて計測した，立位負荷に対する仙腸関節の応答を表 3.1 と図 3.2 に示す．回転角の平均はそれぞれ $RX = -1.32[deg]$, $RY = -0.19[deg]$, $RZ = -0.02[deg]$ となった．回転角が最大であった被験者 SIJ14 の腸骨の各頂点の移動量のベクトルを図 3.3 に示す．図 3.3(a) は骨盤を左側から，(b) は正面から見たものを表す．またこの被験者で，特に移動量の大きかった腸骨前方の位置合わせ結果を MR 画像上で図 3.4 に示す．図 3.4(a) は立位の MR 画像と腸骨のラベル，(b) は仰臥位の MR 画像と腸骨のラベル，(c) は位置合わせ前のそれぞれのラベルを重ね合わせたもの，(d) は位置合わせ後のそれぞれのラベルを重ね合わせたものを表している．

表 3.1 仙腸関節の運動計測値

被験者 ID	性別	RX[deg]	RY[deg]	RZ[deg]
SIJ01	男性	-0.30	-0.61	-0.30
SIJ02	男性	0.15	-0.47	-0.22
SIJ03	男性	-1.21	-0.76	0.22
SIJ04	男性	-0.77	-0.15	-0.51
SIJ05	男性	-1.26	-0.31	-0.20
SIJ06	男性	-2.11	0.34	-0.19
SIJ07	男性	-0.83	0.71	0.11
SIJ08	男性	-1.55	-0.21	0.50
SIJ09	男性	-0.48	-0.44	0.25
SIJ10	男性	-1.37	-0.02	-0.44
SIJ11	女性	-2.25	-0.12	0.27
SIJ12	女性	-1.63	0.32	0.33
SIJ13	女性	-0.41	-0.75	0.01
SIJ14	女性	-2.69	0.02	0.22
SIJ15	女性	-0.72	0.05	-0.58
SIJ16	女性	-2.33	-0.70	-0.42
SIJ17	女性	-1.98	0.11	0.25
SIJ18	女性	-2.02	-0.81	0.13
SIJ19	女性	-1.26	0.13	0.13
Average		-1.32	-0.19	-0.02
STD		0.79	0.43	0.32

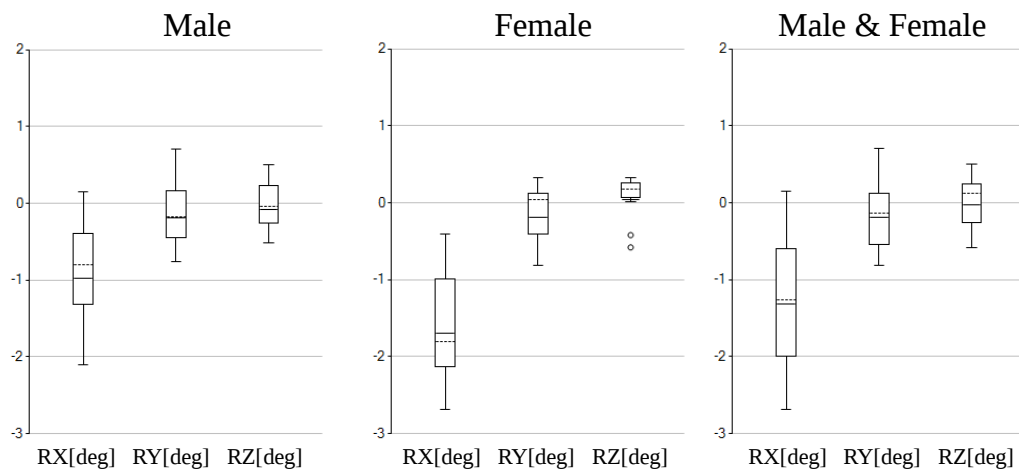


図 3.2 仙腸関節の運動計測値

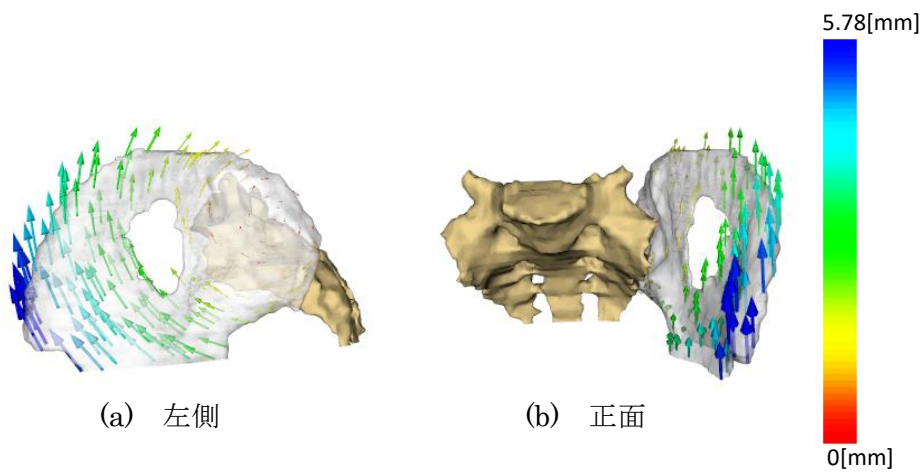


図 3.3 腸骨の移動量

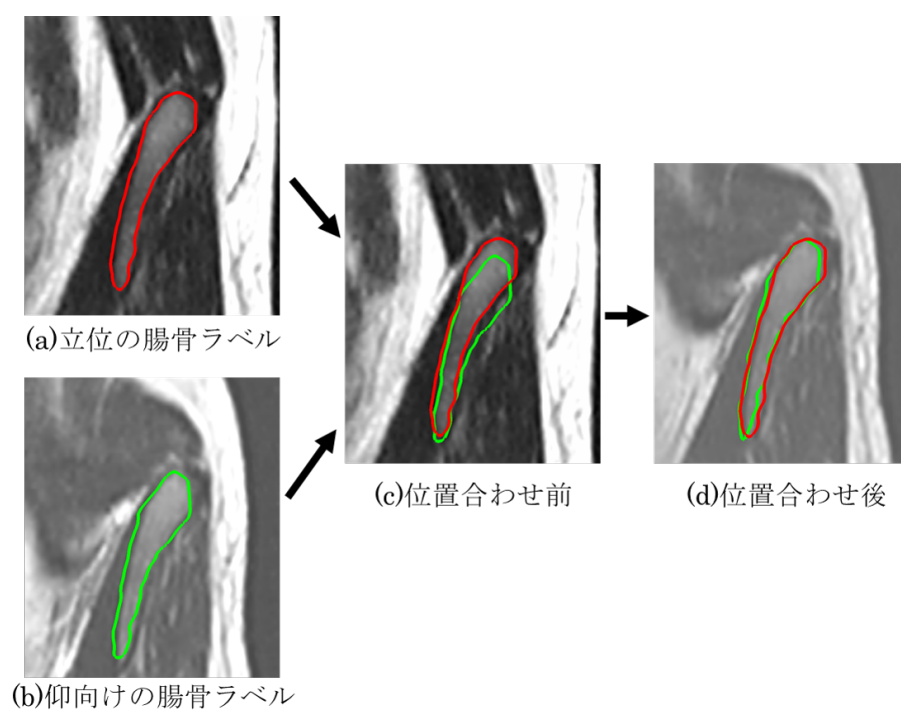


図 3.4 MR 画像上での位置合わせ結果の可視化

3.2 姿勢変化による中殿筋の変形予測

3.2.1 実験条件

股関節を中心に2名の被験者で撮像したMR画像のデータセット（表2.1）を用いる．中殿筋は仰臥位および立位のMR画像からそれぞれマニュアルトレースで抽出された．HJ01,HJ02 共に中殿筋の変形を予測し，交差検証により評価を行う．

3.2.2 評価指標

評価指標には，筋線維間の誤差指標である，Fiber distance[17]を用いる．Fiber distance は立位のMR画像から推定した筋線維構造を基準として測定する．Fiber distance の測定方法の概要を図3.5に示す．まずそれぞれの fiber 上に n 個の点を等間隔に設定し，その後 fiber i のある点 k から最も近い fiber j の点との距離 d_k を求める．同様に fiber i 上の全点で fiber j の点との距離を求め，以下の式3.2.1により fiber i と fiber j 間の距離（Fiber distance） $d_{mcp_{ij}}$ を求める．

$$d_{mcp_{ij}} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n d_k \quad (3.2.1)$$

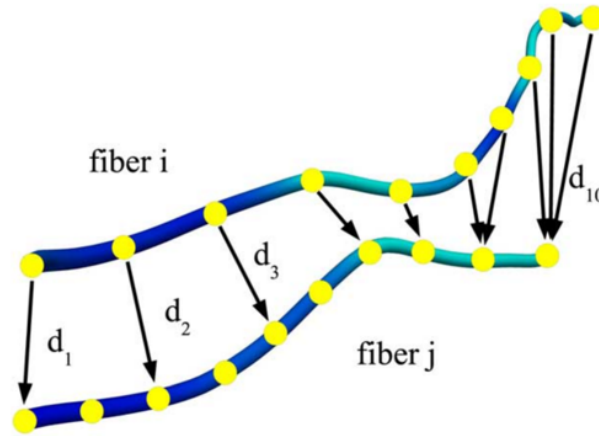


図 3.5 Fiber distance の測定方法

3.2.3 実験結果

高精細筋線維構造テンプレートモデルによる筋線維構造の推定結果と提案手法による筋線維の変形予測結果を図 3.6 に、Fiber distance を表 3.2 に示す．図 3.6(a) が被験者 HJ01, (b) が被験者 HJ02 を表す．また，緑色と赤色の筋線維がそれぞれテンプレートモデルにより推定した筋線維を表し，青色が提案手法により変形予測した筋線維を表す．次に，予測前と予測後の Fiber distance を筋線維上にヒートマップで図 3.7 に示す．図 3.6(a) が被験者 HJ01, (b) が被験者 HJ02 を表す．

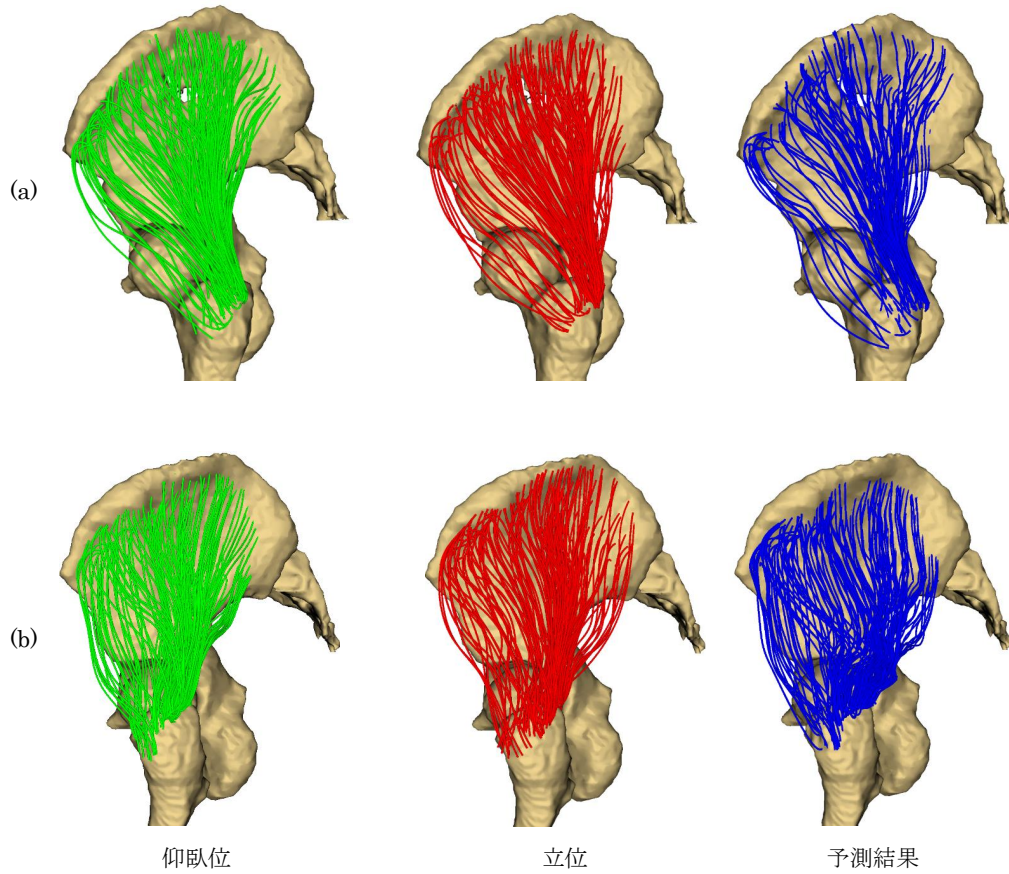


図 3.6 筋線維構造の推定結果と予測結果 (a:HJ01, b:HJ02)

表 3.2 予測前と予測後の Fiber distance

被験者	Fiber distance[mm]	
	仰臥位 (予測前)	予測結果
HJ01	6.81	5.25
HJ02	5.46	5.02

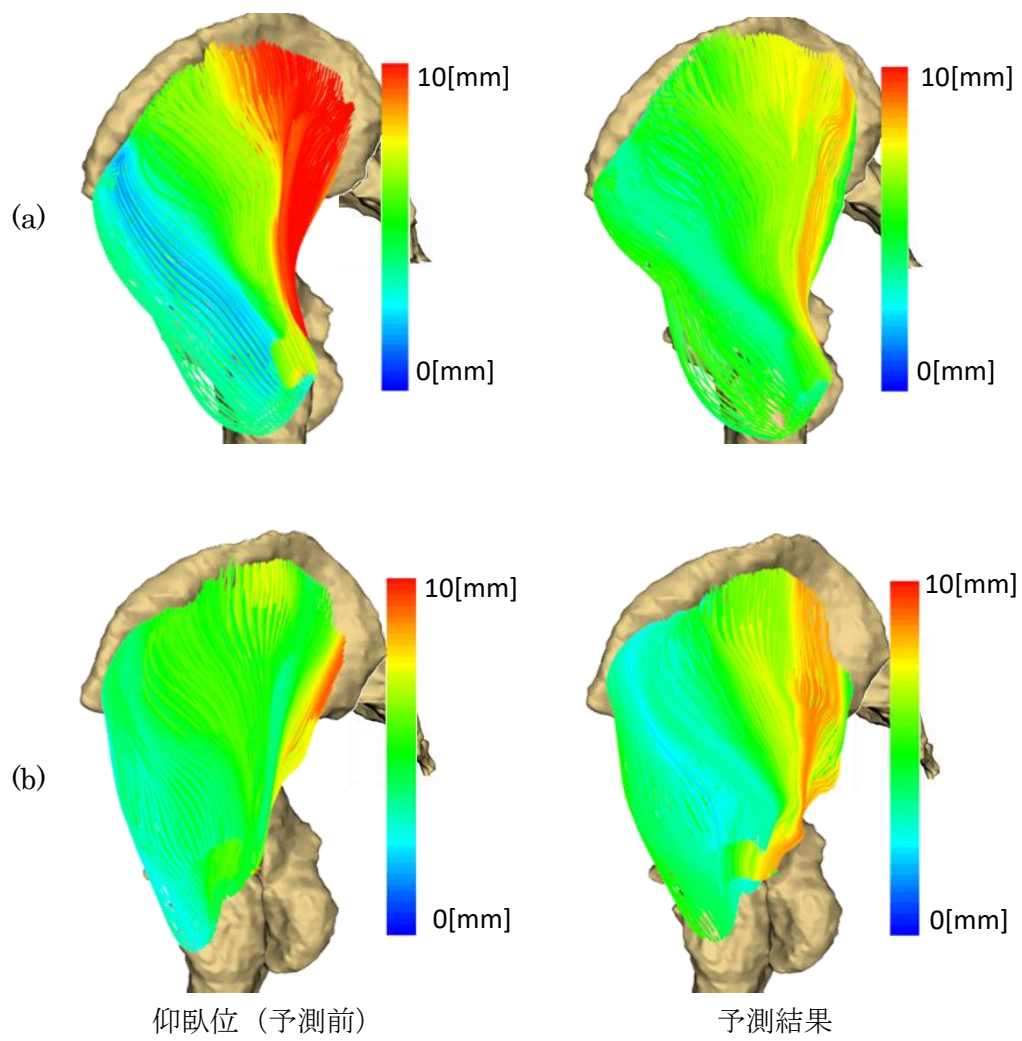


図 3.7 予測前と予測後の Fiber distance (a:HJ01, b:HJ02)

第 4 章 考察

4.1 仙腸関節の運動計測

腸骨の移動量をベクトルで示した図 3.3 より，腸骨は仙腸関節の関節面を中心に回転していることがわかる．すべての被験者で同様の傾向が見られた．そして図 3.4(d) より，仰臥位と立位の腸骨のラベルが重なっていることから正常な位置合わせにより計測が行われていることがわかる．また，仰臥位から伸展位への姿勢変化（図 4.1）による仙腸関節の運動を計測した先行研究 [5] と結果を比較すると，腸骨の平均回転角は本研究と先行研究においてどちらも Y 軸と Z 軸方向の回転角が小さく，他の軸と比較して X 軸方向に大きく回転角しているという傾向が見られた（表 4.1）．これらのことから，本研究では計測結果として妥当な結果が得ることができたと考えられる．

X 線画像や CT 画像を用いた手法では仙腸関節の立位負荷に対する応答を直接的に三次元で計測することは困難であったが，本研究の立位 MRI 装置による仙腸関節の応答解析実験では直接的に三次元で計測することができた．表 3.1 から，20 代の健常な男女において仙腸関節は立位負荷に対して，他の軸の回転角と比較して x 軸方向の回転角が平均で 1 [deg] 程度大きいことがわかった．このことは仙腸関節の立位負荷に対する正常な生理的応答を定義することにつながり，今まで不明であった様々な病的応答の理解につながることが期待される．

また，20－69 歳の男女で立位の骨格配列を計測した研究 [4] では年齢と脊柱の骨格配列の間に相関が見られ，さらに Itoi ら [18] の研究では脊柱の骨格配列が仙腸関節の骨格配列に影響を及ぼすことが示唆されている．よって年齢の変化に伴い，仙腸関節の立位負荷に対する生理的応答も変化する可能性が考えられる．これらのことから，さらに幅広い年代で立位 MRI 装置を用いた生理的応答解析を行うことで，仙腸関節の立位負荷に対する関節安定性やその加齢や疾患による変化を明らかにすることができる可能性が示唆された．さらに人体の関節は相互に作用していることから，様々な関節を対象に生理的応答解析を行ったデータベースを構築することで，仰臥位の医用画像から構築された筋骨格モデルから立位の筋骨格モデルを統計的に推定することができる可能性がある．立位 MRI 装置が導入されている

医療機関は多くないことから，そのような医療機関でも立位負荷を考慮した診断やシミュレーションを行うことができるようになると期待される．

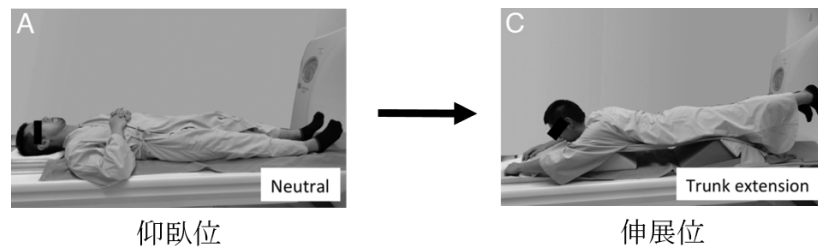


図 4.1 仙腸関節の運動計測を行った先行研究

表 4.1 先行研究と本研究の比較

	RX[deg]	RY[deg]	RZ[deg]
先行研究	-0.38	-0.08	-0.08
本研究	-1.32	-0.19	-0.02

4.2 姿勢変化による中殿筋の変形予測

図 4.2 に被験者 HJ01 の仰臥位と立位の MR 画像を示す．画像上の緑色の領域が中殿筋を表している．この図から，ベッドの圧力からの開放により立位で中殿筋が臀部の方向に膨らんでいることがわかる．また，図 3.6 の仰臥位と立位の筋線維構造の推定結果を比較すると，MR 画像と同様に立位で筋線維が臀部の方向に膨らんでいることがわかる（図 4.3）．これらのことから，妥当な筋線維構造を推定できたと考えられる．

姿勢変化による筋線維構造の変形予測結果に着目すると，図 3.7 で示したとおりどちらの被験者においても中殿筋後部の Fiber distance が予測前から予測後で小さくなっていることから，ベッドの圧力からの開放による中殿筋の変形の予測が行えていることが確認できる．さらに表 3.2 から同様に予測後で Fiber distance が小さくなっていることが確認できる．これらのことから，今回のパイロット実験では中殿筋の後部において立位に近づく筋線維構造の変形の予測を行えていることが確認でき，今後データセットを増強することで予測精度が向上する可能性があることを示唆された．

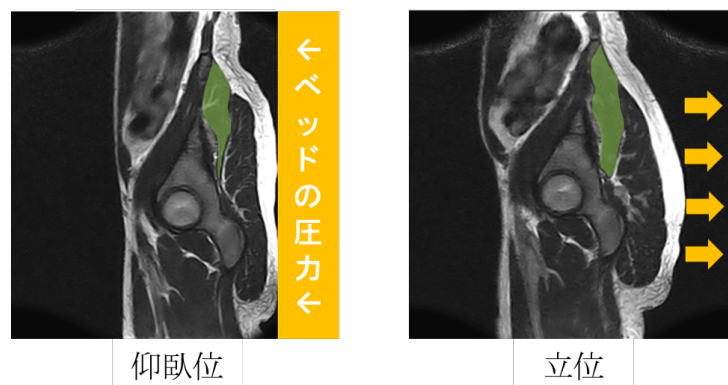


図 4.2 MR 画像上での中殿筋の変形

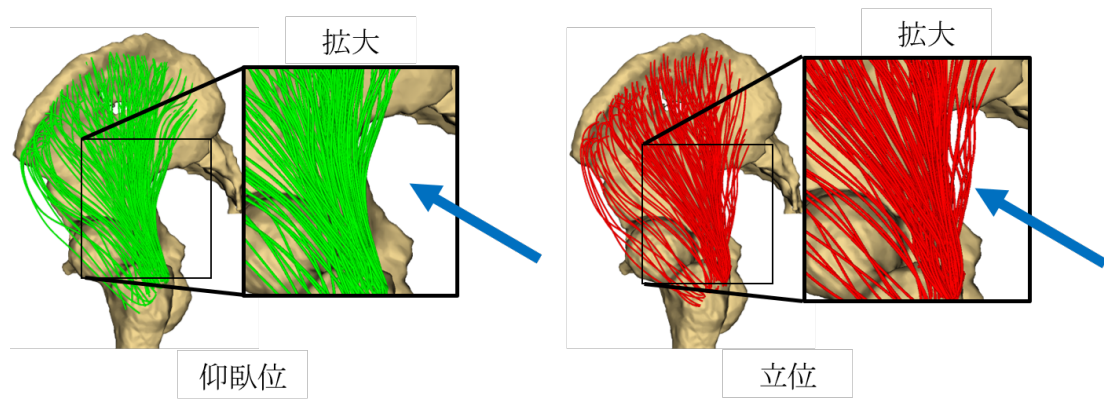


図 4.3 姿勢変化による中殿筋の筋線維構造の変形

第 5 章 総括

本研究では立位 MRI 装置を用いて、立位負荷に対する筋骨格の応答解析を行った。仙腸関節を対象とした解析では剛体位置合わせを用いた仙腸関節の運動計測手法、中殿筋を対象とした解析ではテンプレートモデルの変形場を用いた、姿勢変化による中殿筋の変形予測の手法を提案した。

仙腸関節の応答解析実験では立位負荷に対する仙腸関節の生理的応答を、仙骨に対する腸骨の、仰臥位から立位への相対位置関係の変化を三軸の回転角を計測することで解析した。実験の結果、仙腸関節の応答は平均して $RX = -1.32[deg]$, $RY = -0.19[deg]$, $RZ = -0.02[deg]$ と、X 軸方向の回転角は他に軸と比較して $1[deg]$ 程度大きいことがわかった。

姿勢変化による中殿筋の変形予測実験では高精細筋線維構造テンプレートモデルを用いて、2 名の MR 画像で中殿筋の変形予測実験を行った。実験の結果、予測前から予測後で Fiber distance が $0.44[mm]$ から $1.56[mm]$ 向上し、今後データセットを増強することで予測精度が向上する可能性を示唆した。

以上のことより従来の手法では困難であった、筋肉などの軟組織を含んだ筋骨格の、立位負荷に対する三次元的な応答の解析を立位 MRI 装置を用いることで行うことができることを示した。これによって、立位負荷に対する筋骨格の病的応答の理解につながることを期待される。また、様々な関節を対象に生理的応答解析を行ったデータベースを構築することで、仰臥位の医用画像から構築された筋骨格モデルから立位の筋骨格モデルを統計的に推定することができる可能性を示唆した。このことから、立位 MRI 装置を導入していない医療機関でも立位負荷を考慮した診断やシミュレーションを行うことができるようになることが期待される。

本研究全体を通して関節の運動解析、パイロット実験として筋肉の変形の解析を行うことで、立位 MRI 装置による筋骨格の応答解析の実験体制を整えることができた。

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 数理情報学研究室 池田 和司 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，スーフィー マーゼン 助教，福田 紀生 氏に深く感謝申し上げます．

本研究を進めるにあたり，立位 MRI の撮像や解析結果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 運動器医工学治療学講座 菅野 伸彦 教授，高尾 正樹 講師，濱田 英敏 先生に厚くお礼申し上げます．

本研究を遂行するにあたり，M1 時代に先輩として多くのアドバイスとご指導をいただきました 佐野 徳美 氏に深くお礼申し上げます．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家族に深く感謝し，ここに謝辞とさせていただきます．

参考文献

- [1] J. Dubousset, “Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity,” *The pediatric spine: principles and practice*, 1994.
- [2] S. D. Glassman, K. Bridwell, J. R. Dimar, W. Horton, S. Berven, and F. Schwab, “The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity,” *Spine*, vol. 30, no. 18, pp. 2024–2029, 2005.
- [3] E. Shim, Y. Kim, D. Lee, B. H. Lee, S. Woo, and K. Lee, “2d-3d registration for 3d analysis of lower limb alignment in a weight-bearing condition,” *Applied Mathematics-A Journal of Chinese Universities*, vol. 33, no. 1, pp. 59–70, 2018.
- [4] K. Hasegawa, M. Okamoto, S. Hatsushikano, H. Shimoda, M. Ono, T. Homma, and K. Watanabe, “Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans,” *Journal of anatomy*, vol. 230, no. 5, pp. 619–630, 2017.
- [5] Y. Nagamoto, M. Iwasaki, H. Sakaura, T. Sugiura, T. Fujimori, Y. Matsuo, M. Kashii, T. Murase, H. Yoshikawa, and K. Sugamoto, “Sacroiliac joint motion in patients with degenerative lumbar spine disorders,” *Journal of Neurosurgery: Spine*, vol. 23, no. 2, pp. 209–216, 2015.
- [6] F. Yokota, Y. Otake, M. Takao, T. Ogawa, T. Okada, N. Sugano, and Y. Sato, “Automated muscle segmentation from ct images of the hip and thigh using a hierarchical multi-atlas method,” *International journal of computer assisted radiology and surgery*, pp. 1–10, 2018.
- [7] Y. Otake, F. Yokota, N. Fukuda, M. Takao, S. Takagi, N. Yamamura, L. J. O’Donnell, C.-F. Westin, N. Sugano, and Y. Sato, “Patient-specific skeletal muscle fiber modeling from structure tensor field of clinical ct images,” in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, 2017, pp. 656–663.
- [8] N. Fukuda, Y. Otake, M. Takao, F. Yokota, T. Ogawa, K. Uemura, R. Nakaya, K. Tamura, R. B. Grupp, A. Farvardin *et al.*, “Estimation

- of attachment regions of hip muscles in ct image using muscle attachment probabilistic atlas constructed from measurements in eight cadavers,” *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 12, no. 5, pp. 733–742, 2017.
- [9] F. Gottschalk, S. Kourosh, and B. Leveau, “The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus,” *Journal of anatomy*, vol. 166, p. 179, 1989.
- [10] A. Semciw, R. Neate, and T. Pizzari, “Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 30, pp. 98–110, 2016.
- [11] S. Klein, M. Staring, K. Murphy, M. A. Viergever, and J. P. Pluim, “Elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 29, no. 1, pp. 196–205, 2010.
- [12] C. Studholme, D. L. Hill, and D. J. Hawkes, “An overlap invariant entropy measure of 3d medical image alignment,” *Pattern recognition*, vol. 32, no. 1, pp. 71–86, 1999.
- [13] S. Klein, J. P. Pluim, M. Staring, and M. A. Viergever, “Adaptive stochastic gradient descent optimisation for image registration,” *International journal of computer vision*, vol. 81, no. 3, p. 227, 2009.
- [14] Y. Otake, M. Takao, N. Fukuda, S. Takagi, N. Yamamura, N. Sugano, and Y. Sato, “Registration-based patient-specific musculoskeletal modeling using high fidelity cadaveric template model,” in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, 2018, pp. 703–710.
- [15] J. Bigun, “Optimal orientation detection of linear symmetry,” pp. 433–438, 1987.
- [16] J. S. Park, M. S. Chung, S. B. Hwang, Y. S. Lee, D.-H. Har, and H. S. Park, “Visible korean human: improved serially sectioned images of the entire body,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 24, no. 3, pp. 352–360, 2005.

- [17] L. J. O'Donnell and C.-F. Westin, "Automatic tractography segmentation using a high-dimensional white matter atlas," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 26, no. 11, pp. 1562–1575, 2007.
- [18] E. Itoi, "Roentgenographic analysis of posture in spinal osteoporotics." *Spine*, vol. 16, no. 7, pp. 750–756, 1991.

発表リスト

- [1] 栗田侑樹, 福田紀生, 大竹義人, 濱田英敏, 高尾正樹, 菅野伸彦, 佐藤嘉伸, “立位 MRI 装置を用いた仙腸関節の運動解析”, 第 26 回日本コンピュータ外科学会大会, 2017.10.29
- [2] 福田紀生, 栗田侑樹, 大竹義人, 高尾正樹, 菅野伸彦, 佐藤嘉伸, “立位 MRI 装置を用いた仙骨傾斜、仙腸関節の動態解析”, 第 12 回日本 CAOS 研究会, 2018.3.22
- [3] 福田紀生, 高尾正樹, 栗田侑樹, 濱田英敏, 大竹義人, 菅野伸彦, 佐藤嘉伸, “立位 MRI を用いた立位荷重下の股関節周囲筋の解析”, 第 27 回日本コンピュータ外科学会大会, 2018.11.9
- [4] 栗田侑樹, 福田紀生, Alexandre Uyttenhove, 高尾正樹, 濱田英敏, 大竹義人, 菅野伸彦, 佐藤嘉伸, “立位 MRI 装置を用いた仙腸関節の運動解析—深層学習による MR 画像からの骨盤領域自動抽出—”, 第 27 回日本コンピュータ外科学会大会, 2018.11.10