

学位論文 博士（工学）

慣性センサを用いた
妊娠期腰背部痛改善のための
動作および筋活動の評価法

2018年2月

慶應義塾大学大学院理工学研究科

森野 佐芳梨

論文要旨

現在本邦において周産期の安寧保証への取り組みがなされる中、妊娠期腰背部痛が問題視されている。特に妊娠期は胎児への影響が危惧され、動作様式の変更による身体負荷軽減といった非侵襲的な疼痛改善アプローチが求められる。しかし、現状の臨床現場では、限られた施術環境でセラピストが目視で動作を評価するため結果の信頼性が疑問視される。また、疼痛改善には筋負荷評価も必要だが、手技の煩雑さから直接的な評価が難しい。特に妊娠期は、姿勢と関節の安定性低下により関節安定化機構である拮抗筋の同時収縮が体幹部にて生じ、腰背部筋負荷が増加する可能性を考慮する必要がある。

本論文では、臨床応用を視野に入れ、妊娠期腰背部痛の因子となりうる動作を明らかにした上で、使用環境制限が少ない慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) を用いて腰背部痛有訴妊婦特有の動作を調査する。さらに、筋骨格モデルの限界とされていた拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動推定手法を提案し、腰背部痛有訴妊婦特有の動作における筋活動評価を行う。これにより、筋電計を用いず IMU のみでの動作計測と筋活動の両者の評価法を提案する。

第1章では、本論文の背景と目的について述べた。

第2章では、妊婦 275 名を対象とし、縦断的に行う前向きコホート研究により、自由記述式質問で誘導的質問バイアスを抑えた統計解析手法を用いて、妊娠中の腰背部痛誘発動作を調査した。これにより、妊娠期腰背部痛には身体負荷の大きい動作よりもむしろ日常生活動作、特に椅子からの立ち上がりが影響することが示唆された。

第3章では、妊婦の体幹部に装着した IMU から得られた角速度データを用いて、椅子からの立ち上がりにおける動作特性を示す指標を提案した。同時に、妊娠期の特徴である体型変化を反映した指標も提案し、妊婦を対象とした運動計測実験により、立ち上がり時のピッチ角の体幹屈曲伸展動作および妊娠期の体重増加量を反映した指標により腰背部痛有訴妊婦の動作特徴を同定できることを確認した。

第4章では、妊婦の動作時の筋活動を推定するため、妊娠期の体重増加と体重心位置変化を表現した妊婦筋骨格モデルを構成した。さらに、腰背部痛の原因となる脊柱起立筋とその拮抗筋にあたる腹直筋に着目し、筋トルク推定モデルのパラメータを Genetic Algorithm (GA) にて決定する、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋トルク推定手法を提案した。

第5章では、第3章で示した腰背部痛有訴妊婦の動作特徴における、腰背部の筋活動状況を第4章で提案したモデルを用いて推定した。これにより、提案した評価指標のうち体幹ピッチ角の前後傾斜の大きさと筋活動の大きさ、筋活動の大きさと腰背部痛の程度のそれぞれに正の相関関係を認めた。これより、IMU を用いることで、腰背部痛誘発の可能性のある体幹の動作特性および腰背部の筋活動も評価できることを確認した。

最後に第6章では、本論文の結論を述べた。

SUMMARY OF Ph.D. DISSERTATION

In this dissertation, an evaluation method for motion and muscle activation is proposed for the management of low back pain (LBP) during pregnancy using an inertial measurement unit (IMU).

Women experience specific anatomical and physiological changes during pregnancy. These changes cause movement instability and impose excessive strain on body muscles, such as the erector spinae (ES), contributing to LBP. Physical modalities based on assessments of both motion analysis and observations of muscle activation are effective for the management of LBP. Regarding motion analysis in clinical practice, therapists usually conduct an objective assessment by observation, which results in low reliability. In contrast, the use of the IMU enables us to measure some motions objectively and does not restrict the measurement environment. Moreover, the direct evaluation of muscle activation during pregnancy is difficult because the setup for electromyography measurement is uncomfortable for pregnant women, such that co-contraction activation of the ES and the rectus abdominis muscles for the stabilization of the trunk segment is also difficult.

Chapter 1 describes the introduction and the motivation of this study.

In chapter 2, a description of a prospective cohort study conducted on 275 pregnant women to investigate the activities related to LBP during pregnancy using a questionnaire with descriptive answers is presented. As a result, it is revealed that daily routine activity such as ways of STS rather than special motions that require extra task or effort is related to LBP during pregnancy.

In chapter 3, the evaluation indexes of STS motion that affect lumbopelvic pain (LPP) during pregnancy are proposed using lumbar angular velocity data obtained from an IMU. Simultaneously, some indexes that reflect the change of body mass index (BMI) in pregnancy are proposed. Finally, based on the proposed indexes, it appears that the motion of the trunk of the pitch angle during STS and change of BMI during pregnancy have some relevance to LPP.

In chapter 4, a musculoskeletal model for pregnant women that reflect the characteristic change during pregnancy, such as the weight gain, is developed to estimate the ES muscle activation, which is a risk factor of LBP. Then, the co-contraction activation of the ES and rectus abdominis is estimated from the result of the musculoskeletal model and electromyography (EMG) data using a genetic algorithm (GA).

Chapter 5 describes the motion analysis of STS conducted using an IMU to investigate the relationship among motion, muscle load, and LBP during pregnancy by applying the method proposed in chapters 3 and 4. Subsequently, the relationships between motion evaluation indexes and ES muscle activation, and between motion evaluation indexes and the intensity of LBP are presented. A statistically significant positive correlation is observed between the pitch angular velocity of the trunk movement and the ES muscle activation, and between the muscle activation and the intensity of LBP.

Chapter 6 describes the conclusion of this dissertation.

目 次

TABLE OF CONTENTS

LIST OF TABLES

LIST OF FIGURES

NOMENCLATURE

TABLE OF CONTENTS

第1章 序論.....	1
1.1. 妊娠中の腰椎骨盤周囲痛の原因と改善法.....	2
1.1.1. 妊娠期の腰椎骨盤周囲痛に対する改善法.....	3
1.1.2. 妊娠期の身体・運動変化.....	3
1.2. 臨床における動作評価の課題.....	4
1.3. 筋活動評価.....	5
1.3.1. 拮抗筋の同時収縮.....	6
1.3.2. 筋骨格モデル.....	7
1.3.3. 拮抗筋の同時収縮を考慮した筋トルクの推定.....	8
1.4. 本論文の目的と課題の解決方法.....	8
1.5. 本論文の構成.....	9
第2章 統計学的手法による妊娠中の腰背部痛に影響する動作と仙腸関節痛に 関与する骨盤アライメントの調査.....	12
2.1. 緒言.....	13
2.2. 研究デザイン・倫理的配慮.....	13
2.3. 対象者と調査時期.....	13
2.4. 疼痛調査.....	15
2.5. 腰背部痛に関与する身体動作の調査.....	15
2.5.1. 腰背部痛に関与する身体動作聴取.....	15
2.5.2. 統計解析手法.....	16
2.6. 仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの調査.....	17
2.6.1. 骨盤アライメント計測.....	17
2.6.2. 統計解析手法.....	18
2.7. 調査結果.....	19
2.7.1. 腰背部痛に関与する動作の調査結果.....	19
2.7.2. 仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの調査結果.....	24

2.8.	調査結果の考察.....	27
2.8.1.	妊娠期腰背部痛に関与する動作.....	27
2.8.2.	妊娠中の仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの変化.....	29
2.9.	結言.....	30
第3章	慣性センサを用いた妊婦の腰椎骨盤周囲痛に関連する体幹部の動作解析.....	31
3.1.	緒言.....	32
3.2.	研究デザイン・倫理的配慮.....	32
3.3.	対象者.....	32
3.4.	計測手法.....	32
3.5.	計測データの処理方法.....	35
3.6.	椅子の立ち座り動作評価指標.....	37
3.7.	腰背部痛と椅子の立ち座り動作評価指標との関連性の調査.....	39
3.7.1.	統計解析を用いた腰背部痛の有無による評価指標の比較.....	39
3.7.2.	統計解析結果.....	39
3.8.	考察.....	39
3.9.	結言.....	43
第4章	妊婦筋骨格モデルを用いた拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動推定.....	45
4.1.	緒言.....	46
4.2.	研究デザイン・倫理的配慮.....	46
4.3.	対象者.....	46
4.4.	椅子の立ち座り動作の運動計測実験.....	47
4.4.1.	運動計測.....	47
4.4.2.	筋電図計測.....	49
4.5.	妊婦筋骨格モデルの提案.....	50
4.5.1.	身体骨格データの変更.....	53
4.5.2.	筋肉モデルの変更.....	53
4.5.3.	体重増加分の追加.....	54
4.5.4.	計測データの処理方法.....	55
4.6.	遺伝的アルゴリズムを用いた筋トルク推定.....	59
4.7.	結果と考察.....	64
4.7.1.	妊婦筋骨格モデルによる筋トルクの算出結果.....	64
4.7.2.	GAを用いた最適化問題の解探索による筋トルクの推定結果.....	67
4.8.	結言.....	70
第5章	妊婦における筋活動推定手法を用いたIMUによる動作評価角速度指標の有効性の検証.....	72

5.1.	緒言.....	73
5.2.	研究デザイン・倫理的配慮.....	73
5.3.	対象者.....	73
5.4.	椅子の立ち座り動作評価.....	74
5.4.1.	運動計測.....	74
5.4.2.	筋骨格モデルの構成と関節トルクの算出.....	76
5.4.3.	筋活動推定.....	76
5.4.4.	筋トルク推定値における指標.....	77
5.5.	動作・筋活動・腰背部痛の関連性の調査.....	79
5.5.1	Maximum peak の違いによる筋活動の違い.....	79
5.5.2	動作と筋活動の関連性.....	80
5.5.3	筋活動と腰背部痛の関連性.....	81
5.5.4	動作・筋活動・腰背部痛の関連性の調査結果と考察.....	82
5.6.	結言.....	83
第6章	結論.....	85
6.1.	総括.....	86
6.2.	本論文の概要と解決した課題.....	87
6.3.	今後の展望.....	88
6.3.1.	評価対象動作の多様化.....	88
6.3.2.	3軸方向の動作を考慮した評価.....	89
6.3.3.	介入研究による動作改善の確認.....	89
	参考文献.....	90
	謝辞.....	98
	著者論文目録.....	100

LIST OF TABLES

Chapter 2

Table 2.1 Intra and inter-rater reliability of the measurement procedure	18
Table 2.2 Demographic characteristics of all participants	19
Table 2.3 Activity related to low back pain (12 and 24 weeks of pregnancy).....	20
Table 2.4 Activity related to low back pain (30 and 36 weeks of pregnancy).....	21
Table 2.5 Results of multiple regression analysis (12 and 24 weeks of pregnancy).....	22
Table 2.6 Results of multiple regression analysis (30 and 36 weeks of pregnancy).....	23
Table 2.7 Demographic characteristics of SIJP and non-SIJP participants	25
Table 2.8 Parameters associated with sacroiliac joint pain in a multiple regression analysis	26

Chapter 3

Table 3.1 Demographic characteristics of subjects in motion analysis research	33
Table 3.2 Specification list of IMU (TSND121)	34
Table 3.3 Difference of parameters according to the presence of lumbopelvic pain during stand up	40

Chapter 4

Table 4.1 Physical characteristics of the participant.....	47
Table 4.2 Specification list of IMU (TSND151)	48
Table 4.3 Specification list of WBB (RVL-021)	48
Table 4.4 Specification list of EMG (AMP-151).....	49
Table 4.5 Values used to determine enlarged rectus abdominis.....	52
Table 4.6 Results of estimations using the genetic algorithm (GA).	67

Chapter 5

Table 5.1 Demographic characteristics of all participants	74
Table 5.2 Value of Maximum peak and PP of each trial.....	75
Table 5.3 Differences of evaluation indexes of muscle torque according to STS motion ($N = 11$)	79
Table 5.4 Results of correlation analysis of motion and muscle torque ($N = 11$).....	80
Table 5.5 Results of correlation analysis of muscle torque and low back pain ($N = 9$).....	81

LIST OF FIGURES

Chapter 1	
Figure 1.1 Changes in the body affect the back and posture during pregnancy ^[6]	2
Figure 1.2 Posture changes during pregnancy ^[19]	4
Figure 1.3 Examples of motion analysis using inertial measurement units ^[31,32]	6
Figure 1.4 motion analysis using musculoskeletal model ^[43]	7
Figure 1.5 Overview of this thesis	11
Chapter 2	
Figure 2.1 The sample of the study of low back pain	14
Figure 2.2 Appearance of Palpation Meter (Performance Attainment Associates, USA)....	17
Figure 2.3 The measurement points for the pelvic alignment	17
Figure 2.4 Changes in pelvic alignment at 36 weeks of pregnancy are shown for SIJP and non-SIJP participants	26
Chapter 3	
Figure 3.1 Appearance of sensors	34
Figure 3.2 Experimental setting	34
Figure 3.3 Experimental situation	35
Figure 3.4 Coordinate system	35
Figure 3.5 Time histories and index of pitch and roll angular velocity	36
Chapter 4	
Figure 4.1 Appearance of sensors for motion analysis	48
Figure 4.2 Position of the IMUs and surface electrodes	49
Figure 4.3 Experimental setting	50
Figure 4.4 Processing in BoB package ^[81]	51
Figure 4.5 Musculoskeletal model of an average woman (a) and a pregnant woman (b) ...	52
Figure 4.6 Points of additional mass for the musculoskeletal model for pregnant women .	54
Figure 4.7 Block diagram representation of the complete orientation filter for an MARG (Magnetic, Angular Rate, and Gravity) implementation including magnetic distortion and gyroscope drift compensation ^[90]	55
Figure 4.8 Coordinate system and definition of angles in the study	58
Figure 4.9 Experimental setup and result of time histories of pitch angle	59
Figure 4.10 Electromyography (EMG) data of the rectus abdominal (RA) comparing the raw data (green line) and the filtered data (Red line)	61
Figure 4.11 System overview	62
Figure 4.12 Genetic algorithm flow chart in section 4	62
Figure 4.13 Muscle torque of the rectus abdominal [upper] and erector spinae [middle] comparing a pregnant woman and a non-pregnant woman with joint angle [under] during the sit-to-stand (STS) motions according to the musculoskeletal model	65

Figure 4.14 Results of muscle activation patterns of the rectus abdominis with EMG	66
Figure 4.15 Results from estimating the muscle torque of the rectus abdominis and erector spinae with the musculoskeletal model.....	66
Figure 4.16 Results from estimating muscle torque using the GA in Trial 2.....	67
Figure 4.17 Results from estimating muscle torque of the rectus abdominis and erector spinae using the GA in Trial 2.....	68
Chapter 5	
Figure 5.1 Experimental setting.....	75
Figure 5.2 Genetic algorithm flow chart in section 5	76
Figure 5.3 Indexes for evaluation of muscle torque	78

NOMENCLATURE

Symbol	Description	Unit
N	Number of persons	–
p	p -value of statistical analysis	–
θ_x	Roll angle around x axis	deg
θ_y	Pitch angle around y axis	deg
θ_z	Yaw angle around z axis	deg
$\dot{\theta}_x$	Angular velocity around x axis	deg/s
$\dot{\theta}_y$	Angular velocity around y axis	deg/s
$\dot{\theta}_z$	Angular velocity around z axis	deg/s
$\dot{\theta}_{d_RMS}$	Root mean square of data of angular velocity ($d = x, y, z$)	–
ω_x	Angular rate about x axis	–
ω_y	Angular rate about y axis	–
ω_z	Angular rate about z axis	–
${}^s\omega$	Vector arranged from ω_x , ω_y , and ω_z	–
q	Quaternion	–
S	Sensor frame	–
E	Earth frame	–
q_{est}	Estimated quaternion	–
${}^E d$	Predefined reference direction of the field in the earth frame	–
d_x	x axis of the earth	–
d_y	y axis of the earth	–
d_z	z axis of the earth	–
${}^S s$	Measured direction of the field in the sensor frame	–
s_x	Euler angles of x axis	deg
s_y	Euler angles of y axis	deg
s_z	Euler angles of z axis	deg
K	Number of data	
H	Total number of data	
γ	Weight applied to each orientation calculation	–
t_n	Time of motion	–
θ_n	Angle of the joints of the body	deg
ϕ_n	Segment orientation of the body	deg
τ_{est}	Estimated torque	Nm

k	Sampling time	–
x_j	Associated model parameters	–
E	Processed electromyography signal	V
τ_{act}	Actual joint torque	Nm
V_{FS}	Fitness value of genetic algorithm	–
d_{L_RMSE}	Root-mean-square error of learning session	–
d_{V_RMSE}	Root-mean-square error of validation session	–
j	Number of learning data	–
$n(j)$	Number of data in dataset of number j	–
n	Number of data set of estimated torque and actual joint torque	–
D_{RMSE}	Root-mean-square error of τ_{act} and τ_{est}	–
r	Correlation coefficient	–

第 1 章 序論

1.1. 妊娠中の腰椎骨盤周囲痛の原因と改善法

妊娠期には、妊娠女性の不定愁訴の代表的なものとして、腰椎および骨盤周囲の疼痛が発生する^[1]。現在本邦において周産期の安寧と出産後の女性の社会復帰支援の充実が取り組まれている中で、周産期における女性の心身疲弊の原因として、この腰椎骨盤周囲痛が問題視されている。しかし、これらは産科領域の対象疾患ではない上に、筋骨格系疾患を扱う整形外科領域においても周産期女性の身体特性に関する知識の普及が不十分であることから、これまで本邦では周産期における医療現場での腰椎骨盤周囲痛への積極的な介入はなされていなかった。これに対し、近年、諸外国の医療現場における周産期女性の腰椎骨盤周囲痛に代表される筋骨格系症状に対する介入状況を受け、本邦でもこの問題に対する積極的な参入の必要性が、産科領域、整形外科領域の双方から提唱されている。これを受け、平成 25 年度には、周産期女性の筋骨格系疾患も扱う部門として、日本理学療法士協会においてウィメンズヘルス・メンズヘルス理学療法部門が設立され、今後のリハビリテーション領域における発展が期待されている^[2]。

また、腰椎骨盤周囲痛は、腰背部痛と、仙腸関節痛に代表される骨盤周囲の疼痛の総称であるが^[3]、近年、これらを区別する必要性が述べられている。これは、腰背部痛の原因は主に筋疲労等による筋筋膜性のものが多く、仙腸関節痛には骨盤関節の不適合等がリスク因子となるように、その病因が異なるからである^[1,4,5]。この中でも特に、腰背部痛に限ってみると、妊婦の約 45%に発症すると報告されており、妊婦のマイナーコンプレクションの中でも高率にみられるものである^[3]。さらに、25%の女性が産後においても継続して痛みを訴えており、腰背部痛は妊娠期に限られた一時的な問題ではな

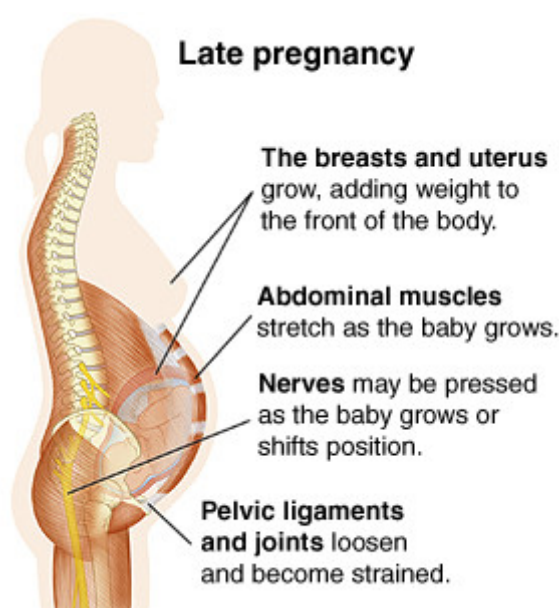


Figure 1.1 Changes in the body affect the back and posture during pregnancy^[6]

く、出産後も女性の Activity of Daily Living (ADL), Quality Of Life (QOL) を損なう一因となっており、周産期のみならず社会復帰遅延の原因ともなる^[7]。したがって、妊娠に伴う腰背部痛の発生に関わる要因を明らかにしたうえで疼痛改善対策を行い、ひいては疼痛予防を行うことが重要である。

1.1.1. 妊娠期の腰椎骨盤周囲痛に対する改善法

腰椎骨盤周囲痛の主な原因として、Figure 1.1 に示すような、妊娠期特有のホルモンの作用による骨盤周辺の関節弛緩と胎児成長にともなう体重増加が挙げられる^[8,9]。しかし、これらは妊娠中および出産準備の過程で不可避の現象であり、直接のアプローチは難しい^[10]。また、妊娠期には胎児への影響が危惧され侵襲的な検査や薬剤投与等の積極的な治療が困難であることから、非侵襲的な検査や処置が求められており、研究が進められている^[11]。

一般的に、妊娠期腰背部痛の多くを占める非特異的腰痛には、労作中の身体負荷が起因するといわれており、厚生労働省からは、一般成人を対象とした、腰背部痛改善目的の身体負荷を軽減するガイドラインも提唱されている^[12]。動作改善指導による身体負荷の軽減および腰背部痛改善アプローチは、非侵襲的であり、妊婦にも適用可能なものとして注目されている。

1.1.2. 妊娠期の身体・運動変化

妊婦に対して動作改善指導を行う際には、妊婦特有の体型変化に伴い、一般成人に行うそれとは留意する事項が異なる。

妊娠女性の身体には、Figure 1.2 に示すように、胎児成長に伴う腹部を中心とした体重増加と体重心の前下方移動が生じる。さらに、子宮拡大によって腹直筋が引き伸ばされることにより、筋機能が低下すると言われている^[13]。この腹直筋機能の低下により、体幹の姿勢制御に関わる筋バランスに変化が生じ、ひいては妊娠期腰背部痛のリスク因子ともなりうるということが分かっている^[14]。これより、妊娠期腰背部痛のリスク因子を調査する際には、直接の原因となる腰背部の筋負荷や筋疲労のみならず、腹直筋機能にも着目する必要があると言える。妊娠中は、先述した関節弛緩や体重心の変化に伴い、歩行中の歩幅や股関節伸展角度の減少、椅子から立ち上がる際に体幹屈曲動作が制限される等、動作様式が変化することが分かっている^[15,16]。これに加え、動作様式の変化を経験するといわれている妊婦の中でも、特に腰背部痛有訴妊婦に着目してみると、歩行中の下肢拳上検査時における体幹筋群の過活動が観察されている^[17]。一般の腰痛患者を対象とした研究においても、日常生活動作様式の違いによる身体負荷が腰痛に影響を与えることも分かっており^[18]、妊婦においては妊娠期特有の身体変化と相まって、動作中の関節および筋肉等の軟部組織への負荷が増大しやすく、腰背部痛が発症することが考えら

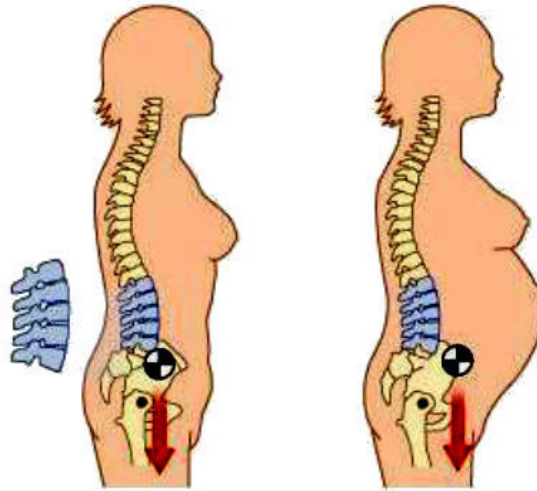


Figure 1.2 Posture changes during pregnancy ^[19]

れる。これにより、妊娠期には、一般的に提唱されている腰背部痛に対する動作指導改善アプローチをそのまま適用するのではなく、妊婦特有の身体特性を考慮したアプローチ法が求められる。妊娠期は一般的に、妊娠初期（妊娠4週～妊娠15週）、中期（妊娠16週～妊娠27週）、後期（妊娠28週以降）と3か月ごとに分類がされている。これは、妊娠初期は体重増加は大きくないものの、つわり等が起こり不安定な時期であり、中期からは安定期に入り体重増加率が大きくなり、後期には体重および腹部のふくらみ、ひいては母体への身体負荷が最大となるといったように、各時期に特徴的な留意点があるためである。これより、妊婦の骨盤周囲痛に関する調査を網羅的に行う際には、妊娠初期から後期までの全期を通して調査することで、身体特徴の異なる対象集団を考慮した調査結果が得られるといえる。

妊娠中の動作と腰背部痛に関しては、これまでも質問紙を用いた調査が多くなされており、重い荷物の運搬による腰背部痛の誘発等、様々な視点から関連性が示されている^[20-22]。しかし、これらの調査は、すでに選択肢が決まった動作項目において、妊婦が腰背部痛と関連すると考える動作やその程度を申告するものであり、誘導的質問によるバイアスの影響を無視できない。例えば、上記調査に用いられている質問項目の中には、自転車や走る行為など、一般的に妊娠中には避けられる動作も含まれている^[23]。これより、妊娠中の女性が、腰背部痛が誘発されると感じている動作に関して、項目をしぼることなく調査する必要がある。

1.2. 臨床における動作評価の課題

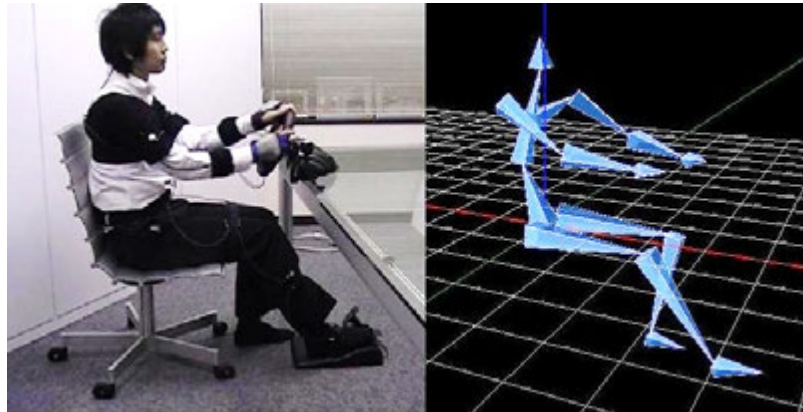
疼痛改善目的の動作指導を実施するには、動作評価および対象者へのフィードバックが重要である。しかし、現在の臨床現場では、セラピストが目視により動作評価を行う

ことが多く、評価結果の験者間信頼性や再現性が不明確な現状がある。また、妊婦を対象とする場合には特に、母体への負担を軽減するためにも、評価時の動作に与える影響が最小限である評価システムの活用が望ましい。客観的な身体動作評価を可能にするシステムの代表的なものとしては、三次元動作解析装置があげられる^[24]。これは、空間上に設置した複数台のカメラから人体に取り付けた反射マーカを撮影しその位置関係を計測することより、人の動作を解析するものである。妊婦を対象とした動作解析により、腰背部痛と関連する動作を調査した研究はこれまでほとんどなされていないが、歩行動作と妊娠期腰背部痛との関連性を調査した妊婦対象の動作解析研究において、三次元動作解析装置が採用されている^[25]。しかし、これは、設置および計測のための環境整備が多々であることや、機器の操作に習熟が必要なこと、計測の準備に時間を要することなど、臨床への普及には未だに多くのハードルがある^[26]。これに対し、本論文では、近年、動作評価を定量的に実施可能な簡易計測方法として臨床応用が期待されている慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) に着目する^[26]。IMU を用いた動作計測は、三次元動作解析装置等による動作解析と比較し、センサ設置時および計測時の手間や空間上の制約が少なく、小型かつ軽量であるために動作制限も少ないという利点をもつ。すなわち臨床への応用はもちろんのこと、妊婦を対象とした場合に有効な動作計測方法であると考えられ、今後の活用が期待される^[27]。また、IMU を用いた従来研究では直進歩行動作を対象としたものが多かったが^[28,29]、立ち座りやターン動作といったさまざまな動作への応用検証が報告されてきており^[30]、臨床での汎用性が高いと考えられる。

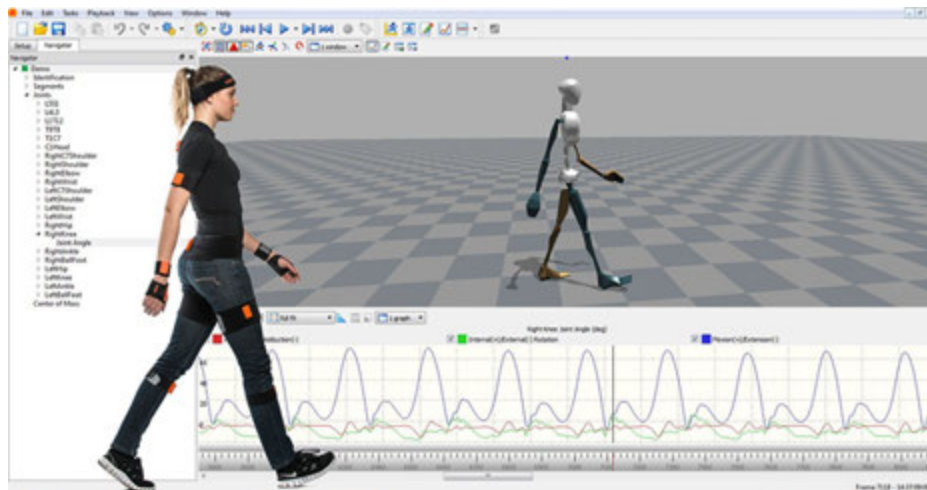
近年、Figure 1.3 に示すように、IMU を用いて身体における各体節の傾斜角および角度変化情報を取得し、身体各部位の運動を捉える試みがなされており、製品化もされている^[31,32]。しかしこれらは、全身の動きを捉えることができるという利点はあるものの、全身の各体節に慣性センサを正しく装着するか、あるいは IMU を内蔵した全身スーツへの更衣の必要があり、限られた時間の中で動作評価をこなし、施術まで行う必要がある臨床においては、活用できるものであるとは言えない。そこで、腰背部痛軽減を目指す際に必要となる評価項目および部位を絞り込み、できる限り簡易かつ短時間で装着から評価までを実践できる評価法が求められる。

1.3. 筋活動評価

妊娠期腰背部痛の主な原因は、体型変化に伴う動作中の筋負荷が増加することである。そこで、腰背部痛軽減を目指した動作改善指導において、動作評価とともに併用することでその効果を上げるものとして、筋活動の評価があげられる。筋活動の評価法の代表的なものとして、筋電図計測がある。しかし、筋電計の計測に関しても、計測前の皮膚抵抗を減らす処理や、雑音が入らないためにコードを固定する必要がある^[33]。また、妊娠期腰背部痛の原因となる脊柱起立筋を計測する際には、肌を露出する必要があるが、対象者によっては適用が困難なこともある。さらに、筋電図計測によって得られる情報は、



ZMP® IMU-Z Body Motion Sensor Package



MVN Awinda®

Figure 1.3 Examples of motion analysis using inertial measurement units^[31,32]

筋張力のような筋が発揮する力の情報ではなく、筋が働く際に筋線維から発生した個々の活動電位の情報である^[34,35]

1.3.1. 拮抗筋の同時収縮

人の動作においては一般的に、主動筋と呼ばれる筋肉の活動とそれに対する拮抗筋の同時収縮が見られる。例えば、体幹伸展には主に体幹背面の脊柱起立筋が主動筋として活動し、それと同時に拮抗筋である腹直筋の活動も観察される。この相対する筋の同時収縮により、人は関節の安定性を高めている^[36]。妊婦においては、妊娠期特有の身体変化に加えて、関節弛緩により体幹の安定性が低下するため、この同時収縮機構が重要で

あると考えられる。また、妊娠期の脊柱起立筋への負荷増加が LPP の一因であるが、体幹前面の腹直筋の筋活動により脊柱起立筋への筋活動、ひいては筋負荷がさらに増加することになる。これより、妊婦の腰背部痛軽減を目指した運動指導を行う際には、筋活動、特に筋の同時収縮機構に着目することが重要であると言える。

1.3.2. 筋骨格モデル

近年、Figure 1.4 に示すような筋骨格モデルを用いた逆動力学計算により、動作中の筋張力を推定する手法が着目されている^[37]。これは、人の動作を視覚化し、筋や関節への負荷を評価するツールとして、スポーツ現場、産業分野での活用に加え、動作改善指導にも適用される等、さまざまな領域、場面での応用が期待されており^[38-40]、様々な筋骨格シミュレータが構築および公開されている^[41-43]。筋骨格モデルシミュレータは、筋および骨格が人体データベースを用いて平均的な成人に合わせて構成されていることが多く、そこに、動作計測により得られた運動データと力データを入力することで、逆動力学解析により身体の関節にかかる関節トルクを算出する。この算出された関節トルクは、外部からの外力が加わらない限り、その関節に関わる筋が発揮した筋トルクの合計値と等しくなる。これを利用し、関節の動きに関わる筋のコストが最小となるように、筋トルクが算出される。この筋骨格モデルに関して、妊娠中の体重増加を考慮した体幹背面の筋活動推定手法も提案されており^[44]、さらに腹部の筋肉伸張等の特徴を追加することで、今後の適用が期待される。しかし、筋骨格モデルの限界として、同時収縮の考慮が困難であることがあげられる。これは、筋張力の推定に、できるだけエネルギー効



Figure 1.4 motion analysis using musculoskeletal model^[43]

率の良い運動パターンを選択するため^[45], 拮抗筋が活動しない選択がなされることに起因する. 例えば, 脊柱起立筋が主動筋として活動する体幹の伸展動作において, 拮抗筋である腹直筋が活動すると, 体幹部の関節安定性を高めるとともに, 体幹を屈曲する方向に筋トルクがかかることにより脊柱起立筋に要求される筋トルクが増加し, 全体として活動する筋トルクが大きくなり, エネルギー効率の悪い動作としてとらえられてしまう.

1.3.3. 拮抗筋の同時収縮を考慮した筋トルクの推定

拮抗筋の同時収縮が起きている場合でも, 実際の筋活動のパターンを計測する手段としては筋電図計測があるが, 筋電図計測値は筋収縮に伴う電氣的興奮の値であり, 筋張力ではない. これに対し, 筋電図計測値を用いて, 筋張力を求める手法が提案されている^[46]. この手法の概要としては, これまでに報告されている, 筋のもつ生理学的筋断面積の最大筋張力である筋ストレスの積を最大筋張力と近似し^[47,48], 最大筋発揮時 (MVC: Maximum Voluntary Contraction) の筋電図に対する動作中の筋電図計測値の値から, 計測時点における筋張力を推定する. つまり, この手法では, 事前に MVC の筋電図を計測する必要があり, MVC タスクが困難な対象には適用が難しい. 特に妊婦においては, 体幹における腹直筋や脊柱起立筋はもちろん, MVC タスクは禁忌であるため, この手法は適用できない. これに対し, Oyong らは, 最大筋発揮出力が困難な脳卒中患者のために, 動作中の関節トルクを教師信号とし, その関節トルクが発生する際の筋電図パターンを入力値として, Genetic algorithm (GA) を用いた最適化問題の解探索によりパラメータを決定する筋トルク推定モデルを提案している^[46]. この推定モデルは, 脳卒中患者に限らず, MVC タスクが困難である対象者に適用可能なモデルであり, 本論文ではこのモデルをもとにして, 拮抗筋の同時収縮を考慮した筋トルクの推定を手法を提示する.

1.4. 本論文の目的と課題の解決方法

本論文では, これまで明らかになっていない妊娠期腰背部痛に関連する動作と, 当該動作における腰背部痛有訴妊婦特有の動作と筋活動について調査し, 臨床応用を視野に入れ, 慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) を用いて筋活動を考慮した動作評価法を提案することを目的とする.

はじめに, 妊婦を対象とした質問紙調査のデータに対して統計処理を行い, 妊娠期腰背部痛に関与する動作を調査する. この際, 誘導的質問によるバイアスを防ぐため, 自由記述式の質問項目により調査を行ったうえで, 重回帰分析においてもその他に考えられるリスク因子とともに回答項目を強制投入することにより, 探索的に疼痛誘発動作を調査する.

次に、その調査結果をもとに、IMUを用いて妊婦を対象とした動作解析実験を行う。この際、体重変化が最も大きく、かつ腰背部痛の原因となる脊柱起立筋が位置する体幹の動作時の動特性に着目する。また、本研究では最終的に臨床応用を目指すため、IMUから得られたデータとしてリアルタイムで確認ができ、加速度および地磁気データと比較して臨床現場のセラピストや対象者にとって動作指導に反映させやすい角速度による指標の考案を目指す。さらに、妊婦の動作計測実験で得られたデータから算出した提案指標を用いて、腰背部痛有訴妊婦と無症状の妊婦の動作評価指標について統計的に比較を行い、腰背部痛有訴妊婦特有の動作について考察する。

さらに、疼痛改善のための動作改善では評価が不可欠であるものの直接的な評価が困難である、動作中の筋活動の推定手法を提案する。このため、筋骨格モデルに妊婦の身体特性を反映し、逆動力学計算により筋トルクおよび関節トルクを算出する。しかし、筋骨格モデルでは拮抗筋の同時収縮時の筋トルクの算出が困難であるため、筋骨格モデルによる関節トルクの値と、筋電図計測値を用いることで、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋トルク推定を行う。

最後に、筋電計を用いずにIMUのみでの、動作および筋活動の評価法を提案する。このために、IMUを用いた動作指標により確認される腰背部痛有訴妊婦特有の動作における筋活動を推定し、腰背部痛の発生状況も考慮することで、動作指標と筋活動、および腰背部痛の関連性を調査する。これにより、提案運動指標が動作のみならず、腰背部痛に起因する筋活動も反映した指標となっていることを確認する。

1.5. 本論文の構成

本論文の構成を Figure 1.5 に示す。第1章では、本論文全体の背景と目的を述べた。第2章以降の各章の概要と特徴は以下のとおりである。

第2章

妊娠期の腰椎骨盤痛について、その発生部位ごとに腰背部痛と仙腸関節痛に区分し、それぞれの関連因子を調査する。具体的には、これまで、アプローチすべき具体的な項目が明白でなかった、妊娠期腰背部痛と関連する動作に関して、その対象とするべき動作を確認する。妊娠期腰背部痛と関連のある動作に関して、妊婦275名を対象とした質問紙調査の結果を用いた統計学的解析手法により、妊娠期腰背部痛と関連する動作を調査する。この際、質問項目による誘導的質問バイアスを防ぐため、自由記述式質問紙を用いたうえで、重回帰分析においてもその他に考えられるリスク因子とともに回答項目を強制投入することにより、探索的に疼痛誘発動作を調査する。また同時に、同一対象者のデータを用いて、妊娠期の仙腸関節痛に関与する因子に関して、妊娠中の骨盤アライメントの変化に着目し、統計学的に調査を実施する。

第3章以降では、第2章において腰背部痛との関連が示された椅子からの立ち上がり動作に着目して調査および評価手法の提案を行う。

第3章

定量的な評価が難しい椅子の立ち座り動作に関して、体幹下部に装着した IMU から得られる角速度データを用いて、椅子からの立ち上がりにおける動作特徴を示す客観的な動作評価指標を提示する。また同時に、妊娠期の特徴である体型変化を反映した指標も提案し、妊婦を対象とした椅子の立ち座り運動計測実験を行い、提案した指標により、腰背部痛有訴妊婦と非有訴妊婦との動作の違いを調査する。

第4章

これまでは筋骨格モデルでの算出が困難であり、MVC の筋電図を用いることで推定されていた拮抗筋の同時収縮時の筋トルク推定に関して、MVC を行わずに推定する手法を提案する。はじめに、妊婦の動作時の筋活動を推定するために、妊娠期の体重増加および体重心位置の変化を表現した妊婦筋骨格モデルを構成する。次に、腰背部痛の原因となる脊柱起立筋とその拮抗筋にあたる腹直筋に着目し、拮抗筋の同時収縮時の筋トルク推定手法を提案する。この際、教師信号として、妊婦筋骨格モデルにおける逆動力学計算により算出された、2筋の活動が関与する関節の関節トルクを用い、入力信号にはそれぞれの筋から計測した筋電図波形を用いる。これらから、Genetic Algorithm (GA) による最適化問題の解探索により、筋電図波形から筋トルクを算出する計算式におけるパラメータを決定し、決定されたパラメータを用いて推定筋トルクを算出する。

第5章

腰背部痛有訴妊婦特有の動作として確認されていた動作において、動作と腰背部痛発生との間を取り持つリスク因子としての脊柱起立筋の筋活動を確認する。具体的には、第3章で示す腰背部痛有訴妊婦の動作における、腰背部の筋活動状況を第4章で提案したモデルを用いて推定する。これにより、提案した評価指標の大きさと妊娠期腰背部痛発生の主要因である脊柱起立筋の筋活動の大きさ、筋活動の大きさと腰背部痛の程度、それぞれの関連性を確認する。これにより、提案運動指標が運動のみならず、腰背部痛に起因する筋活動も反映した指標となっていることを確認し、筋電計を用いずに IMU のみでの、動作および筋活動の評価法を提案する。

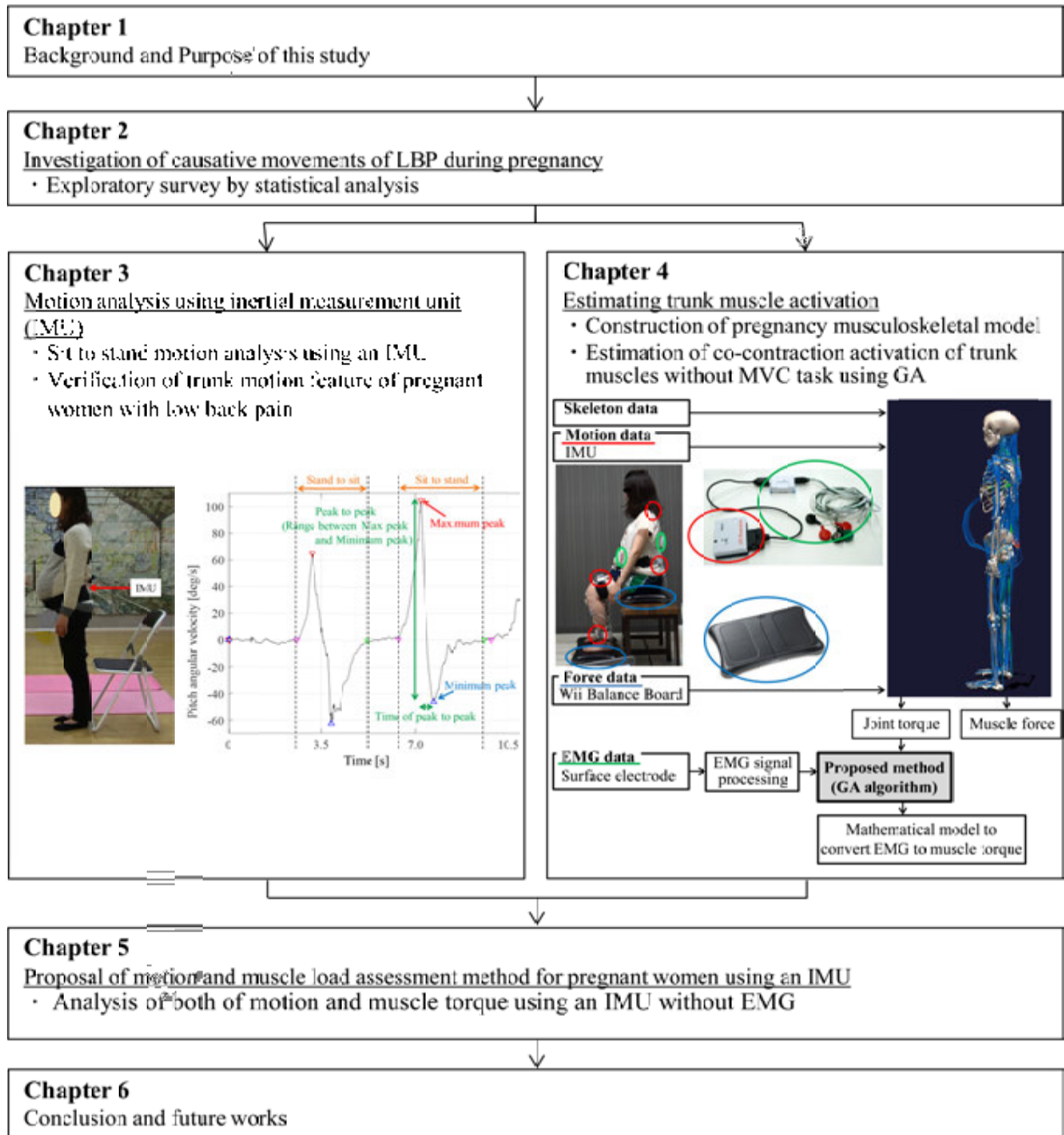


Figure 1.5 Overview of this thesis

第 2 章 統計学的手法による妊娠中の 腰背部痛に影響する動作と仙腸関節痛 に關与する骨盤アライメントの調査

2.1. 緒言

妊娠中の腰椎骨盤周囲痛には、妊娠期に特有のホルモン分泌による関節弛緩や^[8]、体型変化、それに伴う身体負荷等^[49]、多様なリスク因子が関与すると考えられており、様々な視点からリスク因子に関する調査がなされているが、いまだ不明な点が多い。また、近年、腰椎骨盤周囲痛に関して、その原因や改善法が異なることから、疼痛発生部位により明確に分類することが望ましいといわれている^[1]。そこで本章では、腰椎骨盤周囲痛の中でも発症率が高く、妊婦の QOL に対する影響度も強い腰背部痛と仙腸関節痛に対して、それぞれの疼痛に関するリスク因子の調査結果を報告する。調査対象となるリスク因子に関しては、それぞれの疼痛に特に寄与すると考えられる因子から選択する。具体的には、腰背部痛には動作に関して、仙腸関節痛には骨盤アライメントに着目して、調査を実施する。

腰背部痛に関しては、特に筋疲労に代表される、動作中の身体負荷が影響するとされているにもかかわらず、具体的にどういった項目が影響するのかについては明らかにされていない。これより、その改善や調査に関しても、一般成人の腰背部痛リスク因子がそのまま適応されている事例も少なくない。そこで、妊婦を対象とし、自由記述式質問で誘導的質問バイアスを抑えた統計解析手法を用いて、縦断的に行う前向きコホート研究の調査を実施する。一方、仙腸関節痛に関しては、特に骨盤関節の不適合や関節部位の炎症に起因するとされている。妊娠中は、妊娠期特有のホルモン分泌により関節弛緩が起これ、これによる骨盤アライメントの変化が起こることが、仙腸関節痛に寄与する可能性が考えられる。このため、仙腸関節痛と、妊娠中の骨盤アライメント変化との関連を調査する。この際、妊娠中の変化による疼痛への影響を調査するため、調査開始時点である妊娠初期にてすでに仙腸関節痛を有する妊婦を除外する。骨盤アライメント計測および質問紙調査により得られたデータを用いて、統計解析手法により、双方の関連性を調査する。

2.2. 研究デザイン・倫理的配慮

本章の研究は統計解析手法を用いて縦断的に行った前向きコホート研究の調査である。なお、研究遂行に際して京都大学医の倫理委員会の承認を得て調査を実施し（承諾書番号：E2076）、調査に先立って対象者には研究の趣旨を十分に説明し、研究に参加することに同意を得た。骨盤アライメント計測機器は非侵襲なものであるが、計測は医療従事者が担当し、リスク管理を行った。

2.3. 対象者と調査時期

愛知県および岐阜県内にある産科婦人科クリニックにて定期妊婦検診を受診する妊婦を対象とした。リクルート時点で妊娠 12 週未満であることを包含基準とし、整形外

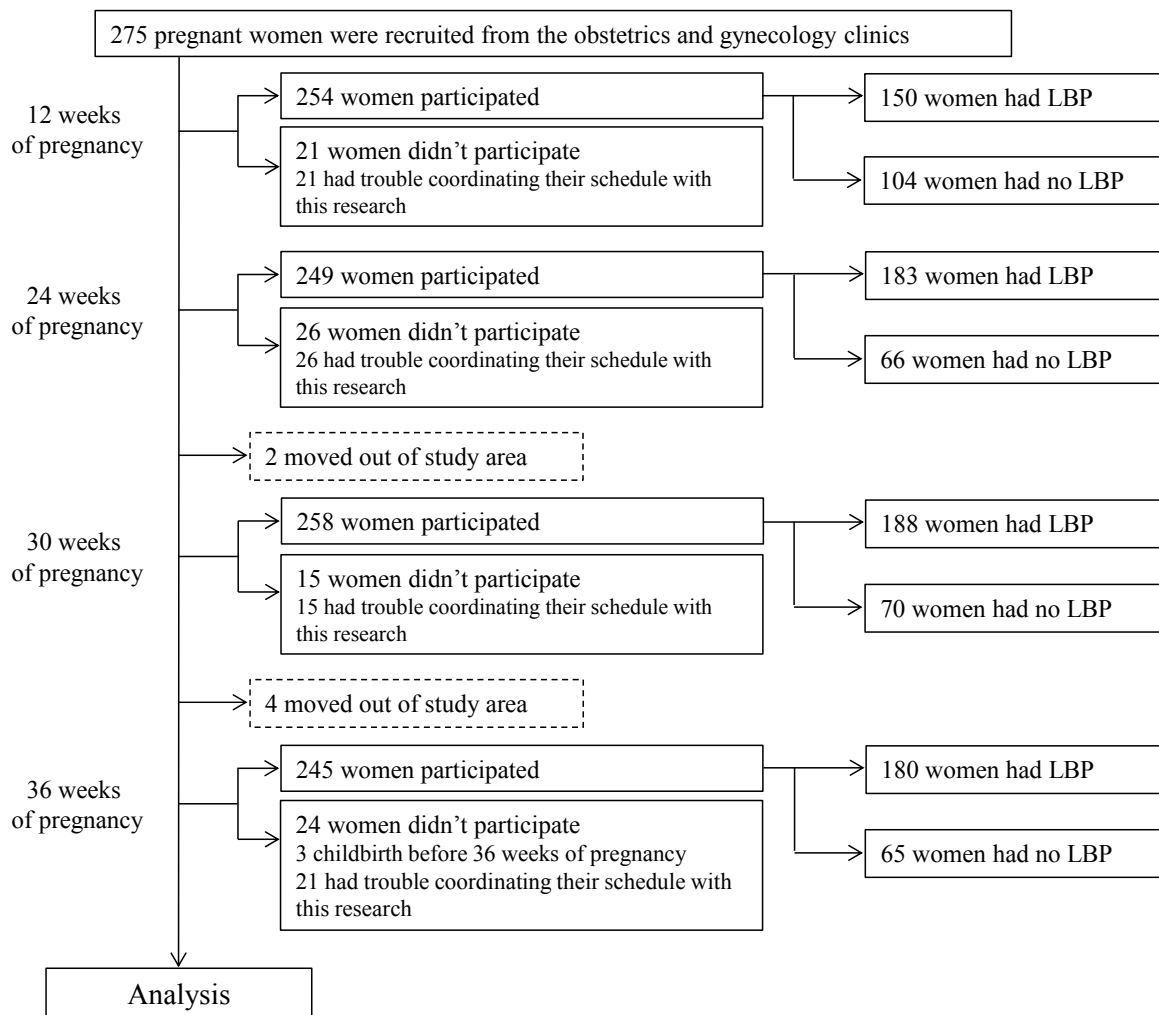


Figure 2.1 The sample of the study of low back pain

科疾患や神経疾患，その他妊娠経過に影響するような疾患を有している者は除外した。また，異常妊娠経過等のハイリスク妊婦も除外した。上記の包含基準をみたし，研究協力の承諾の得られた妊婦を対象に，妊娠 12 週，24 週，30 週，36 週の計 4 回の調査研究を実施した。調査対象となる週数は，当該クリニックの定期妊婦検診時期であり，研究対象者が参加しやすい時期として選定された。初回調査日に，自己記入式質問紙にて，基本情報として年齢，身長，妊娠前の体重，過去の出産回数 of 情報を取得した。体重に関しては，2 回目以降にも調査時点での体重を聴取した。自己記入式の調査については，対象者が不明な点があれば検査者が問い合わせに応じた。本研究におけるリクルート時の研究参加者は，275 名であった。

腰背部痛に關与する動作の調査においては、275名のうち、転院や個人の事情、および調査時期以前の出産により、12週時点では21名、24週時点では26名、30週時点では17名、36週時点では30名の対象者が追跡調査困難となった。これより、最終的な調査対象人数は12週、24週、30週、36週の各時期でそれぞれ254、249、258、245名となった。Figure 2.1に腰背部痛に關する研究対象者の変遷を示す。

仙腸關節痛に關与する骨盤アライメントの調査は、全4回の調査のうち、体型の変化が顕著である妊娠12週と36週のみで実施した。また、本調査では、妊娠中の骨盤アライメントの変化が仙腸關節痛のリスク因子となりうるかどうかを調査するために、調査初回の妊娠12週時点ですでに仙腸關節痛を有していた妊婦を調査対象から除外した。研究協力が承諾が得られ、上記の包含基準を充たし、2回ともに計測ができた対象者は168名であった。

2.4. 疼痛調査

腰背部痛および仙腸關節痛の有無とその程度の調査に關しては、自己記入式質問紙を用いた。はじめに、妊娠中の腰背部痛および仙腸關節痛発症と關連が強いとされている、妊娠前のそれぞれの痛みの既往歴情報として、妊娠前2年間におけるそれぞれの痛みの有無を聴取した。加えて、各調査時期に、Numeric Rating Scale (NRS) にて腰背部痛の痛みの程度を調査した。NRSは痛みを0から10の11段階に分け、痛みが全くない場合を0、これまでの経験の中で最悪の痛みを10として痛みの点数を問う疼痛評価指標であり^[50]、その有効性と汎用性の高さから臨床現場および研究分野にて一般的に用いられている^[51,52]。なお、対象者は、初回調査時には妊娠発覚以降について、それ以降の各調査時点においては、前回の調査以降に感じた最も強い痛みに關して回答した。つまり、妊娠12週時点では妊娠してから妊娠12週時点まで、妊娠24週時点では妊娠12週から24週時点まで、妊娠30週時点では妊娠24週から30週時点まで、妊娠36週時点では妊娠30週から36週時点まで、のそれぞれの期間において感じた痛みについて回答するように説明した。痛みの部位や程度 of 回答方法に關して対象者から質問があった際には、担当する医療従事者が質問に応じた。この結果をもとに、それぞれの痛みの有無を判断する際には、NRSの値を1以上と回答した場合を痛みありとした。

2.5. 腰背部痛に關与する身体動作の調査

2.5.1. 腰背部痛に關与する身体動作聴取

腰背部痛に關与する身体動作に關しては、2.4節にて示した疼痛調査質問の問いにおいて回答された腰背部痛に關して、その痛みを誘発する動作を自由記述にて調査した。具体的な質問文としては、腰背部痛の程度に關する問いの後に、“その腰背部痛を特定の動作中に感じていた場合、その腰背部痛を誘発したと考えられる動作について回答し

てください”と記載した。これより、腰背部痛を感じた対象者が、その痛みは特に特定の動作にて誘発されたものであると感じなかった場合、この項目には回答しないことになる。これにより、対象妊婦は、質問により誘導されることなく、自身が腰背部痛を誘発すると考える動作について回答することになる。

2.5.2. 統計解析手法

統計解析は、SPSS Statistics 23 (IBM 社製) を使用して実施した。初めに、各時期において腰背部痛に関する質問にて NRS 値 1 以上を回答した全妊婦のデータを使用し、NRS の値を連続変数とし、一元配置分散分析法 (one-way analysis of variance: one-way ANOVA) を用いて、各調査時期の疼痛の程度を比較した。次に、追加解析として、同一対象者の各時期間の疼痛の程度の縦断変化を調査するために、全調査時期において腰背部痛の NRS 値 1 以上を回答した 113 人の妊婦を対象に、一要因の反復測定分散分析 (one-way repeated measures ANOVA) を行った。また、記述統計手法にて、各時期において対象者が腰背部痛を誘発すると回答した動作に関してまとめた。加えて、各調査時期において基礎日常生活動作 basic activities of daily living (BADL) 中に腰背部痛が生じているか否かについて比較するために、BADL 中に腰背部痛が有る場合を 1、無い場合を 0 の数値でダミー変数化した後にカイ二乗検定を行った。この検定においては、各時期間の状況を比較するために 3 回の解析を行い (妊娠 12 週と 24 週, 妊娠 24 週と 30 週, 妊娠 30 週と 36 週), 多重性の問題に関してはボンフェローニ補正で対応した ($p < 0.017$ を有意差ありとした)。また、腰背部痛をもつ妊婦を対象に、各時期において身体動作が腰背部痛と関与する度合いを調査するために、各 4 調査時期について線形回帰分析を行った。この検定では、腰背部痛の程度である NRS の値を連続変数として従属変数に投入した。同時に、妊娠中の腰背部痛のリスク因子として考えられる、各時期の BMI、妊娠前の腰背部痛をダミー変数化した変数 (ありの場合を 1、無の場合を 0 とした) も従属変数に投入した。さらに、腰背部痛関連動作に関しては、腰背部痛誘発動作として回答された項目を 1、回答されなかった項目を 0 とダミー変数化し、独立変数に投入した。この検定においては、探索的に腰背部痛誘発動作の選定を行うために、調査時期ごとに、腰背部痛誘発動作として回答されたすべての項目を同時に独立変数に強制投入した。統計学的有意水準は 5%とした。なお、投入変数に関しては、共線性の統計量である Variance inflation factor (VIF) の値により多重共線性がないことを確認した。VIF 値が 10 以上となる変数は、多重共線性を有する可能性があるために式から除くことが推奨されているが、本統計解析における変数の VIF 値は最大で 2.716 であった。

2.6. 仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの調査

2.6.1. 骨盤アライメント計測

骨盤アライメントの計測には、2点間の距離および傾斜角度の計測が可能な簡易計測器 Palpation Meter (Performance Attainment Associates, USA) を用いた。計測アームの先端を上前腸骨棘と上後腸骨棘の下端に当て、静止立位時の上前腸骨棘間距離、上後腸骨棘

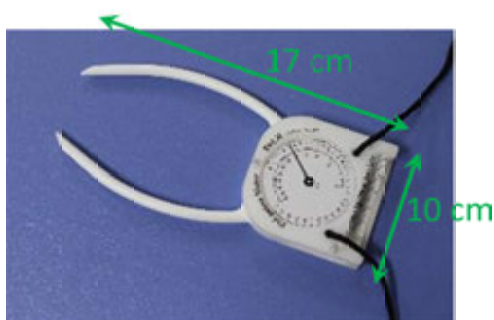


Figure 2.2 Appearance of Palpation Meter (Performance Attainment Associates, USA)

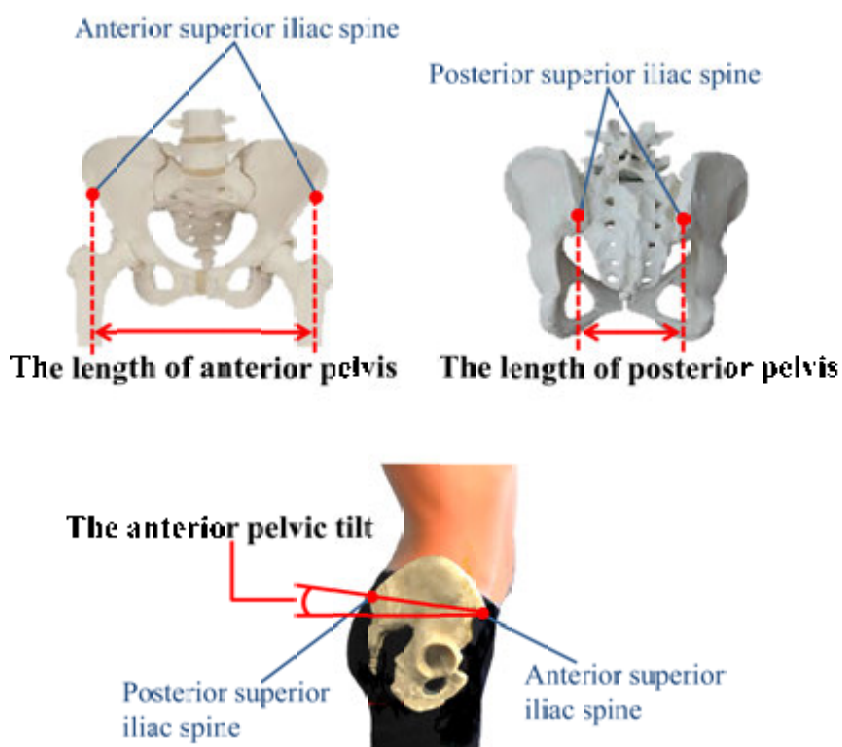


Figure 2.3 The measurement points for the pelvic alignment

Table 2.1 Intra and inter-rater reliability of the measurement procedure

	ICC (1, 1)	95%CI	ICC (1, 2)	95%CI
The length of anterior and posterior pelvis	0.989	0.971 - 0.996	0.992	0.972 - 0.999
The anterior pelvic tilt	0.998	0.995 - 0.999	0.998	0.992 - 1.000

ICC: Intraclass Correlation Coefficients.

95%CI: 95% confidence interval.

間距離，骨盤の前傾角度（左右の骨盤前後傾斜の平均値），および骨盤前後傾角度の左右差（左右の骨盤前後傾角度の差）を計測した．なお，骨盤前後傾斜角度に関しては，片側の上前腸骨棘と上後腸骨棘の下端にアームの先端をあてた際の，傾斜角度計測結果とした．本調査に使用した計測器および計測部位をそれぞれ Figure 2.2, Figure 2.3 に示す．この計測機器を用いた骨盤アライメントの計測手法は，妥当性および信頼性が担保されている手法であり^[53,54]，臨床研究にも活用されている．本研究での検査者における骨盤の棘間距離，前後傾斜の計測値においても，検者内信頼性，検者間信頼性ともに高い信頼性を示した．研究に際して実施した，検査者 9 名による，被験者 1 名の骨盤アライメントの計測を 2 週間の間隔をあけて 2 回実施した際の各骨盤アライメント計測結果に関する Intraclass Correlation Coefficients (1, 1) (ICC (1, 1)) と ICC (2, 1)，および 95%信頼区間を Table 2.1 に示す．なお，ICC (1, 1) は検者内信頼性，ICC (2, 1) は検者間信頼性のそれぞれを示す．

2.6.2. 統計解析手法

初めに，仙腸関節痛の疼痛調査の結果に基づき，妊娠 36 週にて仙腸関節痛の NRS 値 1 以上を回答した妊婦を仙腸関節痛あり群，NRS 値 0 と回答した妊婦を仙腸関節痛なし群として，対象者を 2 群に群分けした．次に，対応のない *t* 検定を用いて，妊娠 12 週から 36 週までの骨盤アライメントの 4 項目すべて（上前腸骨棘間距離，上後腸骨棘間距離，骨盤前傾斜角度，骨盤前後傾角度の左右差）を 2 群間で比較した．その後，二項ロジスティック回帰分析を用いて，妊娠期仙腸関節痛のリスクとなりうる項目を調査した．この解析では，36 週時点での仙腸関節痛に訴えが無い場合を 0，有る場合を 1 にダミー変数化したものを従属変数とし，妊娠 12 週から 36 週にかけてのそれぞれの骨盤アライメントの変化量を独立変数として投入した．さらに，仙腸関節痛のリスク因子と考えられている妊娠前のボディマス指数 (BMI: Body mass index)，過去の出産回数，妊娠前の仙腸関節痛の既往歴についても^[7]，調整変数として独立変数に投入した．最後に，仙腸関節痛と関連のある骨盤アライメントの変化量と仙腸関節痛の疼痛程度との相関

関係を調査するために、初期検定として行った、対応のない *t* 検定にて群間に有意差の確認された骨盤アライメントの項目と NRS の値を用いて相関分析を行った、統計学的有意水準は 5% とした。

2.7. 調査結果

2.7.1. 腰背部痛に関与する動作の調査結果

本研究における対象者の基本情報（年齢，身長，各時期の体重）および腰背部痛の発症率，腰背部痛の程度の平均値および中央値，BADL 中の腰背部痛発症率のそれぞれを Table 2.2 に示す。各調査時期における腰背部痛の発症率はそれぞれ 59.1%，73.5%，72.9%

Table 2.2 Demographic characteristics of all participants

	Total (<i>N</i> = 275)	12 weeks of pregnancy (<i>N</i> = 254)	24 weeks of pregnancy (<i>N</i> = 249)	30 weeks of pregnancy (<i>N</i> = 258)	36 weeks of pregnancy (<i>N</i> = 245)
Age (years)	31.0 ± 4.4				
Height (cm)	158.4 ± 5.6				
Mass (kg)		52.8 ± 8.1	56.9 ± 7.9	59.7 ± 8.1	62.1 ± 7.9
Number of the women having LBP [Prevalence (%)]		150 [59.1]	183 [73.5]	188 [72.9]	180 [73.5]
Average intensity of the pain among the participants who had LBP		4.1 ± 2.3	4.3 ± 2.1	4.5 ± 2.3	4.8 ± 2.4
Median intensity of the pain among the participants [25, 75 percentiles]		2 [0, 4]	3 [0, 5]	3 [0, 5]	3 [0, 5]
Number of women having LBP during BADL [Percentage to the participants at the experimental period (%)]		58 [38.7]	97 [53.0]	95 [50.5]	116 [64.4]

LBP: Low back pain.

BADL: Basic activities of daily living.

Values are shown as mean ± standard deviation.

Table 2.3 Activity related to low back pain (12 and 24 weeks of pregnancy)

Weeks of pregnancy	Activity	Number of people [Percentage (%)]
Number of women with LBP = 150		
12	Crouching	6 [4.0]
	Lifting heavy objects	2 [1.3]
	Picking child up	4 [2.7]
	Sitting up	15 [10.0]
	Standing up from chair	17 [11.3]
	Tossing and turning	14 [9.3]
	Walking	5 [3.3]
	Others	6 [4.0]
	No answer	84 [56.0]
Number of women with LBP = 183		
24	Crouching	10 [5.5]
	Lying down	6 [3.3]
	Picking child up	3 [1.6]
	Piggyback	2 [1.1]
	Sitting up	26 [14.2]
	Standing up from chair	27 [14.8]
	Tossing and turning	18 [9.8]
	Walking	11 [6.0]
	Washing dishes	2 [1.1]
	Others	4 [2.2]
	No answer	79 [43.2]

LBP: Low back pain

Table 2.4 Activity related to low back pain (30 and 36 weeks of pregnancy)

Weeks of pregnancy	Activity	Number of people [Percentage (%)]
		Number of women with LBP = 188
30	Crouching	7 [3.7]
	Lying down	2 [1.1]
	Picking child up	2 [1.1]
	Sitting up	30 [16.0]
	Standing up from chair	27 [14.4]
	Tossing and turning	23 [12.2]
	Walking	9 [4.8]
	Others	4 [2.1]
	No answer	89 [47.3]
36	Crouching	5 [2.8]
	Driving	4 [2.2]
	Hanging out the washing	2 [1.1]
	Lying down	4 [2.2]
	Picking child up	5 [2.8]
	Piggyback	2 [1.1]
	Sitting up	25 [13.9]
	Standing up from chair	26 [14.4]
	Tossing and turning	37 [20.6]
	Walking	16 [8.9]
	Others	1 [0.6]
No answer	56 [31.1]	

LBP: Low back pain.

Table 2.5 Results of multiple regression analysis (12 and 24 weeks of pregnancy)

12 weeks of pregnancy			24 weeks of pregnancy		
Independent variable	Regression coefficient	95% CI	Independent variable	Regression coefficient	95% CI
Crouching	0.929	-1.04-2.90	Cough	2.988	-0.73-6.70
Hanging out the washing	1.251	-1.15-1.71	Crouching	0.571	-0.82-1.96
Lifting heavy objects	2.639	-0.68-5.96	Hanging out the washing	0.727	-2.98-4.43
Lying down	0.308	-4.44-5.05	Lying down	1.525	0.07-3.22
Picking child up	1.886	-0.40-4.18	Picking child up	-1.600	-4.23-1.03
Piggyback	-2.004	-6.58-2.57	Piggyback	0.958	-1.72-3.64
Sitting up	-0.851	-2.27-0.36	Sitting up	1.102	0.05-1.82
Standing up from chair	1.679	0.37-2.99	Standing up from chair	0.486	-0.39-1.36
Stepping the stairs	-0.234	-4.91-4.44	Stepping the stairs	1.000	-2.72-4.72
Stretching body	2.011	-2.99-7.01	Stretching body	-0.290	-4.00-3.42
Tossing and turning	1.395	0.02-2.77	Tossing and turning	1.561	0.52-2.60
Vacuum cleaning	4.153	-0.35-8.65	Walking	-0.403	-1.57-0.76
Walking	0.174	-2.12-2.47	Washing dishes	0.986	-2.73-4.70
BMI at 12 weeks of pregnancy	0.023	-0.11-0.16	BMI at 24 weeks of pregnancy	-0.008	-0.03-4.70
LBP before pregnancy	0.629	-0.36-1.62	LBP before pregnancy	1.274	0.67-1.88

CI: confidence interval, LBP: Low back pain.

The data in bold is statistically significant.

および 73.5%であり、腰背部痛の程度を表す NRS 値の平均値はそれぞれ 4.1 ± 2.3 , 12 週と比較して妊娠 36 週時点での値が有意に大きい結果となった ($p = 0.045$)。次に、全 4 回の調査期間を通して追跡調査が可能であり、かつ全期間において腰背部痛を訴えた対象者の疼痛程度を縦断的に解析した repeated-measured ANOVA の結果においては、妊娠 12 週時点 (4.2 ± 2.2) と比較して妊娠 24 週 (4.8 ± 2.0 ; $p = 0.029$)、妊娠 30 週 ($4.7 \pm$

Table 2.6 Results of multiple regression analysis (30 and 36 weeks of pregnancy)

30 weeks of pregnancy			36 weeks of pregnancy		
Independent variable	Regression coefficient	95% CI	Independent variable	Regression coefficient	95% CI
Crouching	0.570	-1.08-2.22	Crouching	0.595	-2.11-3.30
Hanging out the washing	3.259	-1.01-7.53	Driving	-1.369	-3.80-1.07
Lifting heavy objects	-0.103	-4.37-4.16	Hanging out the washing	0.608	-2.58-3.80
Lying down	4.799	0.54-9.06	Lying down	1.469	-1.03-3.96
Picking child up	2.685	-1.95-7.32	Picking child up	-0.105	-2.76-2.55
Piggyback	0.593	-3.71-4.90	Piggyback	-0.611	-5.84-4.62
Sitting up	0.376	-0.55-1.30	Sitting up	0.347	-0.66-1.36
Standing up from chair	1.245	0.21-2.29	Standing up from chair	1.392	0.28-2.50
Stepping the stairs	-0.944	-5.29-3.40	Tossing and turning	1.945	1.02-2.87
Tossing and turning	0.966	-0.10-2.03	Walking	1.285	-0.08-2.65
Walking	0.408	-1.38-2.20	Washing dishes	3.523	-3.40-10.45
BMI at 30 weeks of pregnancy	0.038	-0.08-0.16	LBP before pregnancy	0.318	-0.44-1.08
LBP before pregnancy	0.392	-0.29-1.08	BMI at 36 weeks of pregnancy	0.017	-0.12-0.15

CI: confidence interval, LBP: Low back pain.

The data in bold is statistically significant.

2.1; $p = 0.049$), 妊娠 36 週 (5.0 ± 2.5 ; $p = 0.007$) のどの期間においても有意に値が大きくなった。

本研究における対象者が腰背部痛を誘発すると回答した動作は、Table 2.3 および Table 2.4 に示すように 16 種類 (椅子からの立ち上がり, 起き上がり, 寝返り, かがむ動作, 歩行, 子どもを抱く, 重いものを持つ, おんぶ, 咳, 横になる動作, 段差昇降, 身体を伸ばす, 掃除機をかける洗濯物干し, 横になる動作, 食器洗い, 運転) であった。特定の動作が腰背部痛を誘発していると考えなかった対象者は、各調査時期においてそれぞれ 56.0%, 43.2%, 47.3%, そして 31.1%と、妊娠経過が進むにつれて減少した。さらに、Table 2.2 に示すように、BADL 中に腰背部痛が誘発されると答える妊婦は、妊娠

12週から24週 ($p=0.009$) , 妊娠30週から36週 ($p=0.007$) にかけて有意に増加した。記述統計結果によると、全調査期間を通して腰背部痛に関与すると考える妊婦の多かった主要な3項目は、起き上がり、椅子からの立ち上がり、寝返りであった。線形回帰分析の結果を Table 2.5 および Table 2.6 に示す。なお、統計的に有意であった項目を太字で示す。椅子からの立ち上がりに関しては、12週 (Regression coefficient and [95% confidence interval]: 1.679 [0.37 - 2.99]) , 30週 (1.245 [0.21 - 2.29]) , および36週 (1.392 [0.28 - 2.50])において有意に腰背部痛との関連性が示された。寝返り動作に関しては、12週 (1.395 [0.02 - 2.77]) , 24週 (1.561 [0.52 - 2.60]) , および36週 (1.945 [1.02 - 2.87])にて有意に腰背部痛と関連していた。一方、横になる動作と起き上がりに関しては、腰背部痛に関与してはいたものの、その関連性は妊娠の最終期間(妊娠36週)までは継続しておらず、妊娠中頃での関連性が確認された。具体的には、横になる動作は妊娠24週 (1.525 [0.07 - 3.22]) と30週 (4.799 [0.54 - 9.06]) , 起き上がりは妊娠24週 (1.274 [0.67 - 1.88])にて有意に腰背部痛との関連性が示された。

2.7.2. 仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの調査結果

仙腸関節痛と骨盤アライメント調査における対象者の基本情報(年齢, 妊娠前のBMI, 過去の出産回数, 妊娠前の仙腸関節痛既往歴, 調査時期のBMI) および骨盤アライメントの計測結果を Table 2.7 に示す。妊娠36週における仙腸関節痛の発症率は44.6%であり、仙腸関節痛あり群におけるNRS値の平均値は 4.8 ± 2.6 であった。各群における骨盤アライメントの変化量を Figure 2.4 に示す。仙腸関節痛無し群と比較すると、仙腸関節痛あり群における妊娠12週から妊娠36週にかけての骨盤前傾角度の変化量 (0.2 ± 5.2 degrees vs. 2.0 ± 5.8 degrees, respectively; $p=0.032$) (Figure 2.4 C) と、骨盤前後傾斜の左右差の変化量が有意に大きかった (1.3 ± 4.2 degrees vs. -0.3 ± 3.3 degrees, respectively; $p=0.007$) (Figure 2.4 D)。二項ロジスティック回帰分析の結果を Table 2.8 に示す。この結果から、骨盤前後傾斜の左右差の変化量が有意に妊娠期の仙腸関節痛に寄与することが確認された (odds ratio, 1.133; 95% confidence interval, 1.028–1.249)。これらの結果を受けて実施した、骨盤の前傾角度の変化量と仙腸関節痛の疼痛程度(NRS値)、および骨盤の前後傾斜の左右差の変化量と仙腸関節痛の疼痛程度との相関分析の結果により、骨盤前後傾斜の左右差の変化量と仙腸関節痛の疼痛程度に有意な正の相関関係が認められた(相関係数: $r=0.234$, $p=0.002$)。一方、骨盤の前傾角度の変化量においては、有意な関係は認められなかった ($r=-0.193$, $p=0.012$)。

Table 2.7 Demographic characteristics of SIJP and non-SIJP participants

	Total (<i>N</i> = 168)	Presence of SIJP at 36 WP		<i>p</i> -value
		SIJP group (<i>N</i> = 75)	non-SIJP group (<i>N</i> = 93)	
Age (years)	31.0 ± 4.7	31.0 ± 4.9	31.0 ± 4.5	0.997
BMI before pregnancy (kg/m ²)	20.9 ± 2.7	21.2 ± 3.0	20.7 ± 2.5	0.207
Previous deliveries				
None	76	28	48	N/A
One	63	33	30	N/A
Two	25	12	13	N/A
Three	3	2	1	N/A
Four	1	0	1	N/A
Previous history of SIJP	10	5	5	0.725
BMI (kg/m ²)				
12 WP	21.1 ± 2.8	21.4 ± 3.0	20.9 ± 2.6	0.201
36 WP	24.7 ± 2.7	24.9 ± 2.8	24.6 ± 2.7	0.512
Length of anterior pelvis (cm)				
12 WP	22.9 ± 2.9	22.9 ± 2.8	23.0 ± 2.9	0.804
36 WP	25.4 ± 2.6	25.3 ± 2.6	25.4 ± 2.6	0.766
Length of posterior pelvis (cm)				
12 WP	10.9 ± 3.8	11.1 ± 3.9	10.8 ± 3.8	0.687
36 WP	11.7 ± 3.5	11.5 ± 3.6	11.8 ± 3.5	0.542
Anterior Pelvic tilt (degrees)				
12 WP	3.32 ± 5.26	4.25 ± 5.75	2.56 ± 4.72	0.038
36 WP	4.51 ± 4.86	4.42 ± 4.18	4.59 ± 5.36	0.833
Pelvic asymmetry (degrees)				
12 WP	2.53 ± 2.49	2.45 ± 2.37	2.59 ± 2.59	0.726
36 WP	2.84 ± 3.12	3.57 ± 3.65	2.25 ± 2.48	0.008

Values except for previous deliveries and previous history of SIJP are shown as mean ± standard deviation.

p-value was calculated between the SIJP and non-SIJP groups using the independent t-test or chi-squared test.

SIJP: Sacroiliac joint pain; BMI: body mass index; WP: weeks of pregnancy.

The data in bold is statistically significant.

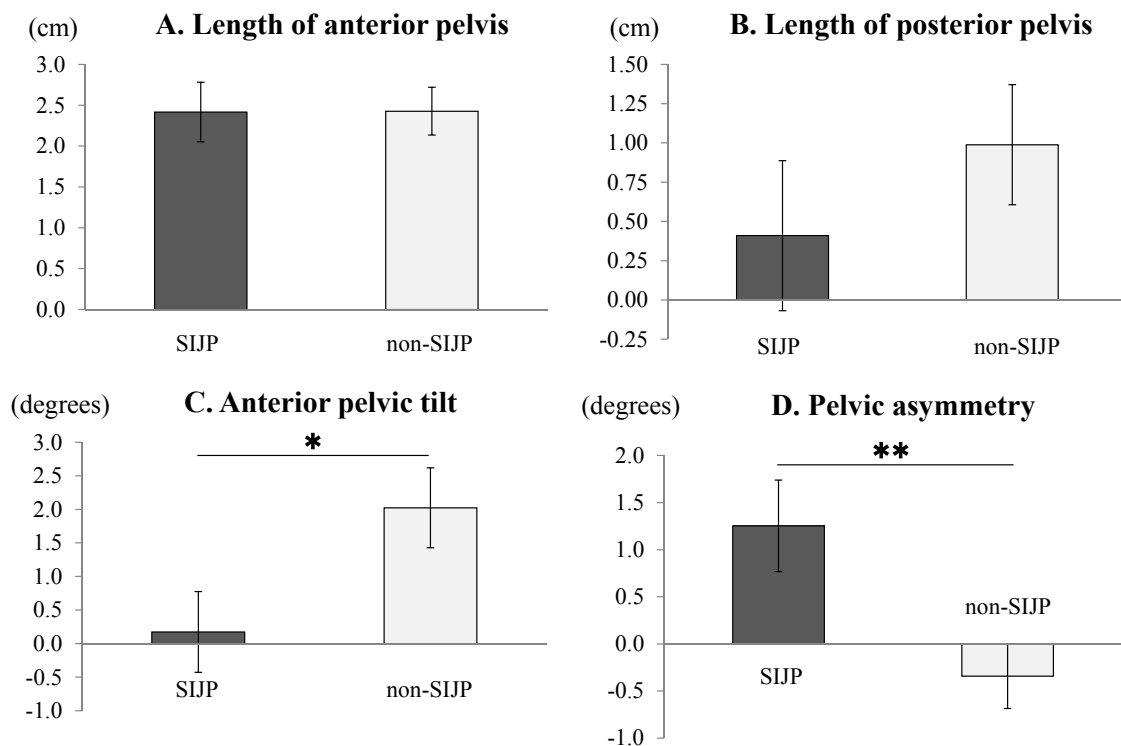


Figure 2.4 Changes in pelvic alignment at 36 weeks of pregnancy are shown for SIJP and non-SIJP participants
SIJP: Sacroiliac joints pain; *: $p < 0.05$; **: $p < 0.01$.

Table 2.8 Parameters associated with sacroiliac joint pain in a multiple regression analysis

Parameter	Odds ratio	95% CI	<i>p</i> -value
Change in length of anterior pelvis	1.008	0.903–1.124	0.89
Change in length of posterior pelvis	0.927	0.851–1.011	0.09
Change in pelvic anteversion	0.939	0.851–1.011	0.06
Change in pelvic asymmetry	1.133	1.028–1.249	0.01
Age	0.993	0.925–1.067	0.85
BMI before pregnancy	1.061	0.941–1.197	0.33
Number of previous deliveries	1.438	0.947–2.185	0.09
Presence of SIJP before pregnancy	1.401	0.368–5.329	0.62

CI: confidence interval.

The data in bold is statistically significant.

2.8. 調査結果の考察

2.8.1. 妊娠期腰背部痛に関与する動作

本研究においては、妊婦において腰背部痛に関与する動作について、誘導的質問バイアスを抑えるために自由記述式の質問紙を用いて、妊娠初期から妊娠後期にかけて縦断的に調査し、統計学的手法を用いて解析を行った。主要な結果としては、16種類の動作が妊娠中の腰背部痛に関与することが示唆され、特に、起き上がり、椅子からの立ち上がり、寝返りが多くの妊婦から疼痛誘発動作として挙げられた。さらに、椅子からの立ち上がり、寝返り、横になる動作、起き上がりが腰背部痛の疼痛程度に有意に寄与していることが分かった。

国際理学療法協会 (World Confederation for Physical Therapy) によると、衣服の着脱、食事、移動、起居動作等の基本的な日常生活動作は基本的日常生活動作として BADL と定義されている^[55]。本研究において腰背部痛を誘発する動作としてあげられたもののうち、椅子からの立ち上がり、起き上がり、かがむ動作、寝返り、歩行、および横なる動作の6項目が、この BADL に分類される動作であった。これより、妊婦は日常生活において要求される動作、特にその中でも BADL が腰背部痛と関与すると考えていることが分かった。一般的に、日常生活動作の中でも、重い荷物の運搬や走る動作等の身体負荷がかかる動作が妊娠中の腰背部痛のリスクとしてとらえられている^[56]。しかし一方で、Close らは質的研究手法を用いた調査により、妊娠中は、歩行に代表されるような基本的な日常生活動作について、腰背部痛により阻害されていることを報告している^[57]。この報告や本研究の結果により、妊娠中の女性は、特別な作業や身体負荷が要求される動作ではなく、むしろ日常の慣習的な動作に課題を抱えていることが示されている。BADL は日常生活に不可欠である基本的な動作であり、これと腰背部痛が深く関与しているという結果は、妊婦は日常に不可欠な動作中に腰背部痛を感じており、基本的な日常生活に支障をきたしているということが言える。これより、妊娠中の腰背部痛に対するアプローチは喫緊の問題であることが分かる。また、特定の動作が腰背部痛に関与すると回答した妊婦は、妊娠経過が進むにつれて増加した。つまり、特定の動作と腰背部痛との関連は妊娠後期になるにつれて増加すると考えられる。さらに、先行研究でも報告されているように^[57]、妊婦が訴える腰背部痛の疼痛程度に関しても、妊娠経過が進むにつれて増加傾向を示した。これより、妊娠中の腰背部痛ケアに対するニーズは妊娠経過とともに強くなることが考えられる。2006年に、Pregnancy Mobility Index と呼ばれる、妊婦を対象とした腰背部痛と身体活動との関与を調査する評価シートが提案されている^[23]。しかし、この質問紙には、自転車で移動するといったような、妊娠中にはあまり行わないような動作も含まれている。これより、この評価シートは、腰背部痛による QOL への影響を評価することには適しているが、その選択項目が妊婦の本当の意見を反映したものであるとは言い難いと考えられる。これに対し、本研究結果は、自由記述により妊婦の意見を反映させたものであり、これにより当然、妊婦が実際に行う動作が

あがっているといえる。これにより、本結果は、妊娠中の腰背部痛と関与する身体動作について有益な情報を示していると考えられる。

本研究において上がった身体動作の中で、妊婦は特に起き上がり、椅子からの立ち上がり、寝返りに関して、妊娠期間中を通して腰背部痛を感じていた。さらに、妊娠期腰背部痛における主要なリスク因子として考えられている妊娠前の腰背部痛の既往^[58]と調査時点での BMI^[59]を含めた統計解析においてもなお、この結果は有意差を示していた。つまり、本研究で腰背部痛との関連が明らかになった動作は、これまで主要なリスク因子として考えられていた因子の影響の有無にかかわらず、妊娠期の腰背部痛に関与していることが分かる。線形回帰分析の結果によって腰背部痛との有意な関連性が確認された、椅子からの立ち上がりや寝返りといった動作は、主に体幹の回旋や屈曲・伸展運動を要求する動作である。こういった動作は、腰背部の関節や筋への負荷を増加させ、腰背部痛に起因する運動である。Gilleard らは妊娠経過の進行とともに座位姿勢での胸腰椎部の姿勢アライメントが変化することを報告している^[60]。これに加え、妊娠期には立ち上がりおよび着座動作において体幹部の可動域が変化することが報告されている^[61]。これらの結果から、妊娠期には体幹を中心とした体型変化による姿勢変化が起これ、これと相まって動作にも変化が生じたと考えられる。一般的に、意図せぬ動作様式の変更は身体負荷を引き起こす因子となるため、妊娠期腰背部痛にも起因した可能性が考えられる。これより、妊娠期の特定の動作様式と腰背部痛との関連性の説明因子について、さらなる調査が求められる。また、妊婦のための身体負荷軽減、ひいては腰背部痛予防を目指すため、力仕事での身体過負荷リスクを低減することを目的としたガイドラインが提唱されている^[62]。これと同様に、本研究で腰背部痛との関連性が示された動作についても、腰背部痛に寄与する運動の特徴を解明することができれば、ガイドラインの作成や、予防的処置の確立に寄与するといえる。さらに、横になる動作に関しては、体幹および脊椎の回旋動作が要求され、体幹のヨー角の回旋動作は腰背部痛との関連が強く、筋負荷、つまり筋活動が低減するように体幹動作の修正を行うことが腰背部痛改善に有効であることも報告されている^[63,64]。一方、起き上がりや横になる動作といった、臥位と立位間での姿勢変更が要求される動作に関しては、妊娠 24 週と 30 週のみで腰背部痛との有意な関連性が確認された。この時期は、特に体形の変化が著しく妊婦がボディイメージの変化に適応することが要求される時期であり^[65]、大幅な姿勢変更時の身体負荷に適応できなかったことが一因子として考えられる。

本研究において、対象者から得られた腰背部痛の疼痛程度 (NRS 値) をもとに行った調査より、妊娠期腰背部痛の疼痛程度は妊娠経過が進むにつれて有意に増加することが分かった。つまり、妊娠期腰背部痛改善への需要は、特に体形変化の著しい妊娠後期になるにつれて増加すると考えられる。一方、本研究対象者においては、妊娠 12 週時点ですでに 59.1%の妊婦が NRS 値平均 4.1 の腰背部痛を訴えていた。しかし、厚生労働省の妊娠期の至適体重増加チャートにおいて、妊娠初期の体重増加量を示すデータは乏しく、つわり等で体重が減少する場合もあるために個別に対応する必要があると記載され

ており^[66]、妊娠 12 週では、通常は体重増加量および体型変化は小さいと言える。これにも関わらず疼痛の訴えがあった理由の一つとして、妊娠前からの腰背部痛が継続していた可能性が考えられる。さらに、妊娠期腰背部痛の主な原因の一つである関節弛緩が妊娠初期に起こることから^[67]、これによる腰背部痛の発症が考えられる。特に後者の要因による関節不適合が生じた場合、一時的に大きな疼痛が発生することが考えられ、本研究における調査期間内に感じた最も痛い疼痛程度の聴取に影響した可能性がある。これより、本研究結果による動作改善指導を行う際には、妊娠初期には関節弛緩に留意するなど、体型変化以外の妊婦の身体特性への配慮が必要になると考える。また、本研究は自由記述式質問紙により、誘導的質問バイアスを抑えたことが利点であるが、その一方で、胎児をかばうために無意識に力が入るといったような、記憶に残らない状況を網羅できていない可能性がある。これより、今後、妊娠期腰背部痛因子として留意すべき動作や状況を網羅的に提示するためには、痛みが出る度に状況を書き記す調査を行うことで、比較的意識に上らない状況の調査が必要である。しかし、こういった研究限界点があるものの、本研究結果により、特に妊娠後期の腰背部痛が求められていることに加え、妊娠期腰背部痛改善目的の動作改善指導を行う上で重要となる、BADL への着目の必要性や改善指導対象となる動作に関しては、提示することができたと考える。

2.8.2. 妊娠中の仙腸関節痛に関与する骨盤アライメントの変化

本研究においては、妊娠中に変化する骨盤アライメントに着目し、妊娠 12 週から 36 週にかけての骨盤アライメント変化と仙腸関節痛との関連性を調査した。一般的に、仙腸関節痛は妊娠期の腰椎骨盤周囲痛の中でも、疼痛が発生した際の生活への影響が大きいとされている^[7]。これに加え、本研究では初回調査時に仙腸関節痛を有している妊婦を対象から除外したにもかかわらず、妊娠 36 週時点で約 45%の妊婦が仙腸関節痛を有しており、看過できない症状であることが分かる。

統計解析の結果より、妊娠中の骨盤の前傾角度の増加と骨盤の前後傾斜角度の左右差の増加が、妊娠期仙腸関節痛の有無に関連していることが確認された。さらに、骨盤の前後傾斜角度の左右差の増加に関しては、二項ロジスティックの結果より、その他に仙腸関節痛と関与するといわれているリスク因子^[7] を考慮してもなお、有意な関係が示され、骨盤の前後傾斜角度の左右差の増加が大きいことが、仙腸関節痛の程度の大きさに関与することが示された。先行研究において、仙腸関節の左右非対称な弛緩が、骨盤後面の疼痛に関与すると報告されている^[68]。骨盤アライメントの左右差は、身体左右バランスの破綻に起因し、様々な関節や筋組織への負荷増加につながるといわれている^[69,70]。妊娠中は妊娠期特有のホルモン分泌により、関節の柔軟性が上がり、骨盤アライメントの変化が生じやすくなる。この中で、骨盤の開大に関しては、妊娠および出産準備のために必要であることが分かっている。本調査結果より、妊娠期に変化する骨盤アライメントの中で、妊娠中の骨盤前後傾斜の左右差増加は、仙腸関節痛発症に起因する

可能性があり、左右差増加を防ぐ必要があることが示された。これに加え、骨盤傾斜の左右差の増加量が大きいほど、仙腸関節痛の疼痛程度も大きくなる可能性が示され、この結果からも、妊娠中の骨盤傾斜の左右差は、可能な限り是正される必要があるといえる。

2.9. 結言

本章では、妊娠期の腰椎骨盤周囲痛に関して、特に動作中の身体負荷との関連が強いと考えられる腰背部痛と、骨盤アライメントとの関連が強いと考えられる仙腸関節痛に関して、それぞれ、統計解析手法を用いて縦断的に行った前向きコホート研究の結果を述べた。具体的には、妊娠期の動作と腰背部痛との関連性について、自由記述式質問により探索的に調査した。また、これと並行して、妊娠期の骨盤アライメントの変化と仙腸関節痛の関連を調査した。

この結果、腰背部痛に関しては、一般的にリスク因子として考えられている、身体負荷の大きい労作ではなく、日常生活動作が妊娠期の腰背部痛と関連することが示された。さらに、特に椅子からの立ち上がりおよび寝返りが妊娠期間中を通して有意に腰背部痛に関与することが明示された。一方、横になる動作や起き上がる動作に関しては、妊娠中期から後期の前半にかけて腰背部痛との有意な関連が確認された。これらより、今後、妊婦を対象として、日常生活で通常行われている動作を対象に腰背部痛を誘発する因子を明らかにし、腰背部への負荷を低減する動作改善指導を行うことが、妊娠期の腰背部痛改善に寄与する可能性が確認された。一方、仙腸関節痛に関しては、妊娠中の骨盤前後傾斜の左右差の増加が仙腸関節痛に強く関与することを確認した。これより、妊娠期仙腸関節痛改善には、妊娠中の骨盤アライメントの左右差増加の是正が重要であることが確認された。

次章以降では、腰背部痛に関与する動作の調査結果を参考に、椅子の立ち座り動作に関して調査を実施した。

第 3 章 慣性センサを用いた妊婦の腰椎骨盤周囲痛に関連する体幹部の動作解析

3.1. 緒言

本章では、第2章で妊娠中の腰背部痛誘発動作であることが示唆された椅子からの立ち上がり動作に関して、慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) を用いた客観的評価法を提案する。このために、妊婦を対象とした動作解析実験を行う。この際、体重変化が最も大きく、かつ腰背部痛の原因となる腰背部の筋が位置する、体幹部の動特性に着目する。また、本研究では最終的に臨床応用を目指すため、直感的に生値からの理解が容易で、臨床現場のセラピストや対象者にとって動作指導に反映させやすい、角速度による指標の考案を目指す。さらに、IMU から得られるデータに加え、妊婦特有の妊娠中の体重変化を反映する指標を考案し、臨床において妊婦の腰背部痛誘発動作を評価する動作評価指標を提案する。最後に、妊婦の動作計測実験で得られたデータから算出した提案指標を用いて、腰背部痛有訴妊婦と無症状の妊婦の動作評価指標について統計的に比較を行い、腰背部痛有訴妊婦特有の動作について考察を行ったので、ここに結果を報告する。

3.2. 研究デザイン・倫理的配慮

本研究は妊婦を対象とした動作解析実験と腰背部痛調査による横断研究である。研究遂行に際して京都大学医の倫理委員会の承認を得て調査を実施し(承諾書番号:E2076)、調査に先立って対象者には研究の趣旨を十分に説明し、研究に参加することに同意を得た。さらに、動作計測実験中は理学療法士の有資格者が対象者のそばに控え、リスク管理を行った。

3.3. 対象者

検診目的で産科婦人科クリニックを受診した妊婦 29 名を対象とした。除外基準は妊娠 12 週未満の妊婦、動作計測に影響を与えるような外傷あるいは損傷のある者とした。対象者の年齢、妊娠週数、身長、動作計測時の体重、妊娠前の体重および妊娠前から動作計測実験時までのボディマス指数 (BMI: Body mass index) の変化量 (BMIV: BMI variation) を Table 3.1 に示す。全対象者のうち、椅子の立ち上がり動作にて腰背部痛が誘発されると回答した人数は 10 名、誘発されないと答えた人数は 19 名であった。

3.4. 計測手法

妊婦における椅子の立ち座り妊婦における椅子の立ち座り動作のどのような特徴が腰背部痛誘発に影響するかを調査するために、装着が容易で軽量であり、比較的動作を制限しない小型の IMU を用いて、椅子の立ち座り動作を計測する臨床実験を行った。本実験では Figure 3.1 に示す 3 軸の加速度センサとジャイロセンサを組み合わせた慣性セ

Table 3.1 Demographic characteristics of subjects in motion analysis research

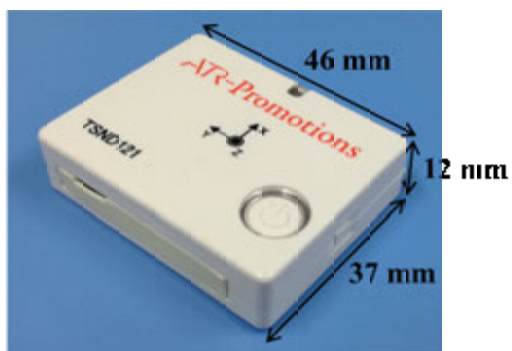
Subjects	All (N = 29)	LPP during stand up (N = 10)	Non LPP during stand up (N = 19)	<i>p</i> -value
Age (years)	31.4 ± 4.8	32.1 ± 4.7	31.1 ± 4.9	0.603
Weeks of pregnancy (Week)	26.2 ± 9.2	24.7 ± 8.3	27.0 ± 9.7	0.530
Height (cm)	158.2 ± 5.2	158.1 ± 3.2	158.2 ± 6.1	0.938
Mass (kg)	56.9 ± 6.1	58.8 ± 6.5	55.9 ± 5.8	0.232
Mass before pregnancy (kg)	51.6 ± 5.1	52.4 ± 5.7	51.1 ± 4.9	0.551
BMIV (kg/m ²)	51.6 ± 5.1	2.5 ± 1.2	1.9 ± 1.4	0.223

Values are shown as mean ± standard deviation.

LPP: Lumbopelvic pain (Low back pain and pelvic girdle pain)

BMIV: Body mass index variation

ンサユニット (IMU: Inertial measurement unit, TSND121, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) を使用し, Figure 3.2 に示すように対象者の第三腰椎棘突起部 (L3) にベルトで装着した. 計測に使用した IMU の仕様を Table 3.2 に示す. なお, IMU を装着した L3 は体幹の重心位置とされる部位であり, L3 における加速度や角速度を取得することで, 骨盤や体幹の振動や回転運動を取得することができるため, 妊婦における腰背部痛と関連のある体幹の動作を調査するのに適当であると考えられる. センサのサンプリング周期は 5 ms とした. 動作解析環境としては, Figure 3.3 のように座面までの高さ 410 mm, 座面の横幅 430 mm, 座面の奥行 415 mm の一般的なパイプ椅子を使用した. 椅子の前方での立位状態を計測開始肢位とし, スタートの合図とともに対象者は椅子への着座動作を開始し, 着座後, 約 1 秒間の動作停止の後に椅子からの立ち上がり動作を行った. 立ち座り動作は対象者自身の快適速度にて行うように指示し, 対象者ごとに着座動作, 立ち上がり動作をそれぞれ 2 回ずつ実施した. その間, 動作中の体幹の角速度をジャイロセンサによって計測した. なお, 計測データの処理には, 2 回行った動作の平均値を用いた. さらに, 動作解析中の様子を対象者の背後および側方からビデオカメラで撮影した.



[Weight: 22 g]
 IMU
 (TSND121, ATR-Promotions
 Co., Ltd., Kyoto, Japan)

Figure 3.1 Appearance of sensors



Figure 3.2 Experimental setting

Table 3.2 Specification list of IMU (TSND121)

Size (mm)	37 (W)×46 (D)×12 (H)
Weight (g)	22
Bluetooth	Ver. 2.0 + EDR Class 2
Communication Distance	Up to 10 m
Accelerometer, Gyroscope	InvenSense MPU-6050
Sampling frequency (Hz)	Up to 1000
Selectable range [Accelerometer] (G)	3 axes, ±2 / ±4 / ±8 / ±16
Selectable range [Gyroscope] (dps)	3 axes, ±250 / ±500 / ±1000 / ±2000
Magnetometer	AMI306
Sampling frequency (Hz)	Up to 100
Selectable range (μT)	3 axes, ±1200

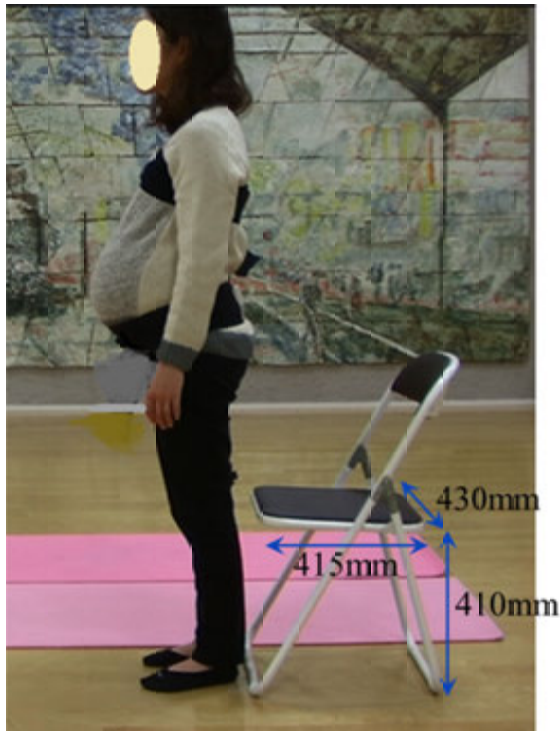


Figure 3.3 Experimental situation

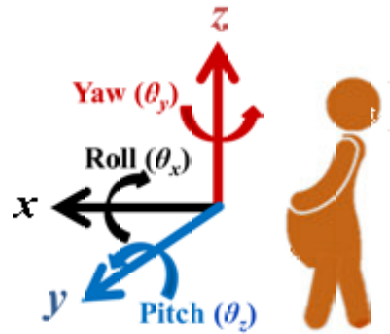


Figure 3.4 Coordinate system

この動画は、椅子の立ち座り動作における IMU で取得した加速度や角速度の時刻応答を解析する際の理解の手助けに加え、動作計測時にセンサのズレがなかったかを計測後に確認する際に用いた。

3.5. 計測データの処理方法

対象者に装着した IMU から得られる角速度データを使用し、解析を行った。ここで、本研究における座標の定義を Figure 3.4 に示す。本研究においては、IMU によって得られる地磁気、加速度、角速度の中で、体幹セグメントの回転運動を反映し、波形を確認した際に直感的に動作を捉えやすい角速度に着目した。対象者から見た前方方向を x 軸とした右手系とし、 x 軸まわりをロール角 (θ_x)、 y 軸まわりをピッチ角 (θ_y)、 z 軸まわりをヨー角 (θ_z) とする。これより本研究においては、対象者の左右方向の運動評価指標（主に体幹の側屈運動の指標）として x 軸まわりの角速度 ($\dot{\theta}_x$)、前後方向の動作評価指標（主に体幹の屈曲伸展運動の指標）として y 軸まわりの角速度 ($\dot{\theta}_y$)、体軸回りの動作評価指標（主に体幹の回旋運動の指標）として z 軸まわりを角速度データ ($\dot{\theta}_z$) を使用した。椅子の立ち座り動作に関しては IMU による角速度データを用いた動作評価手法が確立されておらず、一連の動作の中で立ち上がりと着座の動作タイミングの同定

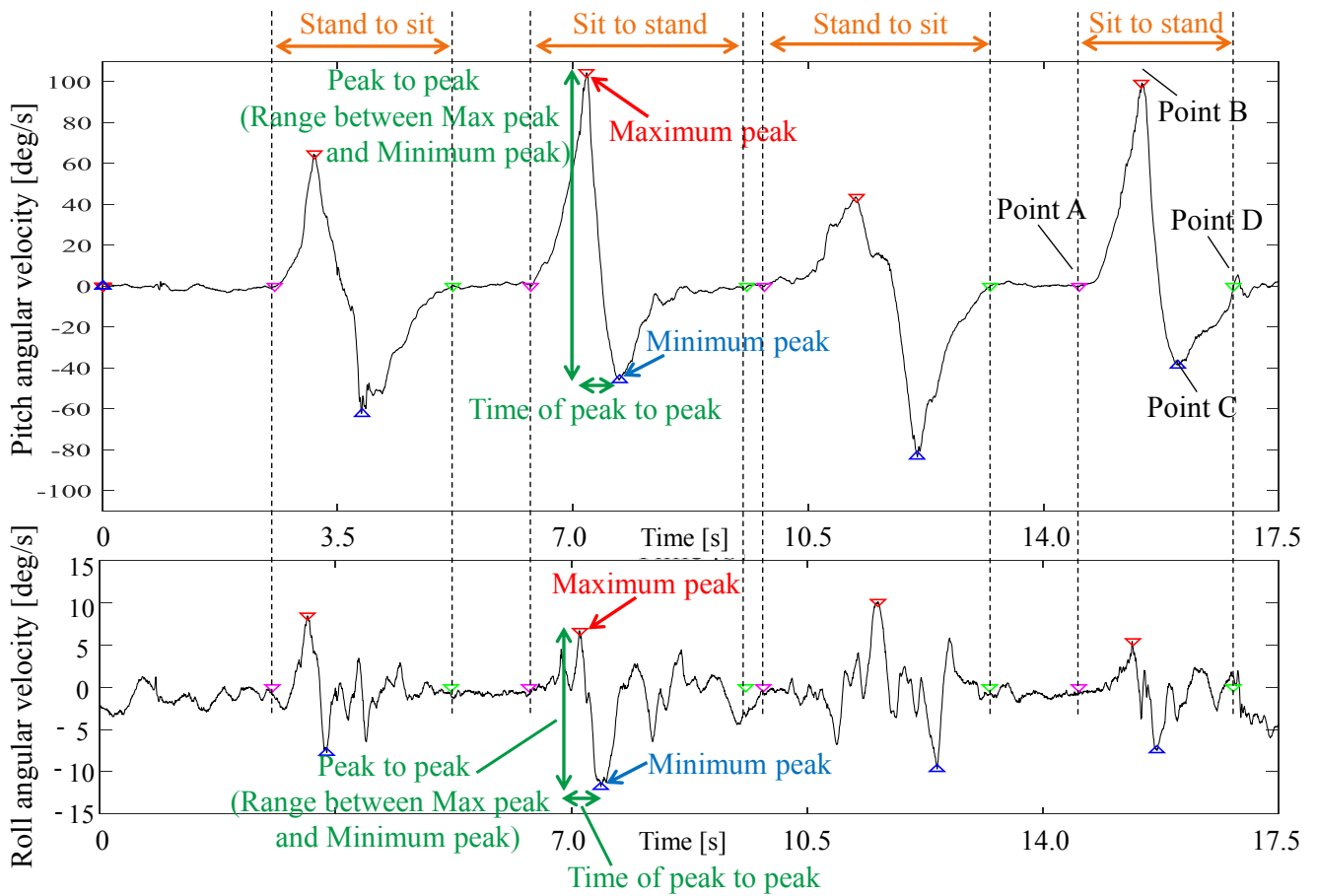


Figure 3.5 Time histories and index of pitch and roll angular velocity

も含めて計測データの処理方法を検討する必要がある。動作中のピッチ角およびロール角の角速度の時刻歴応答を Figure 3.5 に示す。IMU によって椅子の立ち上がり，直進歩行，ターン動作を解析した先行研究において，3 軸の角速度情報の中でピッチ角のデータが最も規則的であり，2 つのピークからなる波形を示すことが分かっている^[71]。しかし同研究では，ピーク値 (Figure 3.5 Point B, Point C) を検出するのみにとどまっており，これは立ち座り動作中の体幹の傾斜動作が大きい箇所のみを反映することになる。このため，本研究では立ち座り動作の全体，すなわち体幹の前傾が始まってから動作が完了するまでを反映させるため，初めにピッチ角の波形をもとに以下の手順で着座動作および立ち上がり動作の同定を行った。通常，椅子への着座動作および立ち上がり動作ともに，ピッチ角のプラスの傾きから開始し，その後マイナスの傾きへと移行する。これより，ピッチ角のプラス方向のピーク値 (Figure 3.5 Point B) およびマイナス方向のピーク値 (Figure 3.5 Point C) を検出し，その前後における動作停止期への移行点を検出することで各動作の開始 (Figure 3.5 Point A) および終了時点 (Figure 3.5 Point D) を推定した。

さらに、この時点をロール角およびヨー角の波形にも適用することで、各動作中の評価指標を算出した。

3.6. 椅子の立ち座り動作評価指標

ジャイロセンサによって計測した椅子の立ち座り動作中の腰部の角速度については、統一的な評価指標は確立されていない。腰背部痛の一因として、脊柱の安定化を図るために、体幹部の関節をまたぐ腰背部筋が過度に活動することや、動いている脊柱を制動しようと遠心性の収縮様式にさらされることにより、同筋への過度の負荷が生じることが一因子としてあげられる^[72]。このため、一連の立ち座り試行における体幹の急激な動きや、体幹の動作範囲が、腰背部痛発症と関連することが予想される。これらより本研究では、以下に述べる指標を椅子の立ち座り動作において腰背部痛改善のための動作指導に有効な特性を示す動作評価指標として提案し、腰背部痛有訴の有無による動作の違いを検討することとした。Figure 3.5 に示すように、IMU によって取得した対象者の腰部の角速度を用いて各 3 方向に対して指標を算出した。初めに、体幹部が動作開始時の静止状態から各方向に対して最も大きな速度をもつ状態を評価するために、動作中のピークをプラス方向 (Maximum peak) およびマイナス方向 (Minimum peak) にて検出した。次に、椅子の立ち座り中における体幹部の各方向への動作の移行度合いを評価するため、プラス方向のピーク値とマイナス方向のピーク値の差 (PP: Peak to peak) を算出した。これに加え、体幹の動作速度の移行度合いのみならず、その移行に要した時間を考慮するために、Maximum peak から Minimum peak までの時間を検出し (Time of PP) , PP を Time of PP で除した指標 (PP/Time of PP) を算出した。さらに、動作中の peak 値等を観察するのみならず、一連の動作全体の動作範囲を確認するために波形データの実効値を表す際に使用される二乗平均平方根 (RMS: root mean square) を立ち上がりおよび着座動作中の各方向の角速度データごとに次式より算出した。

$$\dot{\theta}_{d_RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_n} \sum_{t=1}^{t_n} (\dot{\theta}_d(t))^2} \quad (3.1)$$

ただし、 d は 3 方向 x, y, z を表す。また、妊娠中は体重変動が起こることが特徴であり、動作評価指標における体型の考慮が必要と考えられるため、上記のうち単に時間を示している Time of PP を除いた 5 つの指標 (Maximum peak, Minimum peak, PP, PP/Time of PP, RMS) を妊娠前から動作計測実験時までの BMI の変化量 (BMIV) で除した値を算出した。BMI とは体重 (kg) を身長 (m) の二乗値で除した値であり、身長と体重の値から肥満度を判定する指数である^[73]。

各動作評価指標の詳細な意味合いを以下に示す。Maximum peak は各軸周りのプラス方向への角速度の最大値であるから、例えばロール角では体幹を右側屈させる最大の速度を示した値と言える。これと反対に、Minimum peak は各軸周りのマイナス方向への

角速度の最大値, すなわちロール角では体幹を左側屈させる最大の速度を示した値である. 次に, PP は上記の Maximum peak から Minimum peak への移行度合いである. ピッチ角を例にとると, 通常, 椅子の立ち上がり動作時には体幹をピッチ角のプラス方向へ傾斜させた後にマイナス方向へ傾斜させる特徴がある. これは, 体幹を前方向へ傾けることにより体重心を前方に移行させて足部からなる基底面に体重心がある状態で立ち上がり, それと同時に体重心が前方に行きすぎること防ぐために体幹を後方に戻すためである. この際, 自身の筋力のみでこの体幹の移行が困難であったとき, 体幹の移行度合いを大きくする, つまり反動をつけるような形式で立ち上がる現象を確認できる. これよりピッチ角の PP を確認することで, 動作中の反動の大きさが確認できる. また, Time of PP はこの体幹の移行に要する時間を示しており, 立ち座り動作中にこのような体幹の移行を素早く行っているか, 時間をかけて行っているかの指標となる. これらを用いて算出した値が PP/Time of PP である. これは, 上記の移行度合いに加え, それに要した時間も考慮に入れた指標であり, 例えばピッチ角にてこの値が大きければ体幹の移行速度の前方から後方への移行度合いが同等であったとしてもそれに要する時間が小さかったことが考えられ, 先に言及した反動を起こしているか否かをより反映する指標である. RMS に関しては, 波形データの実効値を表す式であることから, この値が大きいは動作中の角速度の実効値が大きい, つまり体幹の動作が大きいことを示す. RMS の算出には立ち上がり, 着座動作の開始から終了までのデータを用いているため, 一連の動作全体の体幹の動きを反映している. さらに, 上記のうち Time of PP を除く 5 つの指標を BMIV で除した値について, その指標が示すものを述べる. Maximum peak/BMIV に関しては, 例えば疼痛のないグループが疼痛のあるグループと比較して, Maximum peak は同程度であるのにこの値が大きかった場合, 体幹を各軸のプラス方向に傾ける速さが同じでも妊娠前からの体重増加量が大きいことが身体への負荷を増加させ, それが妊娠中の疼痛に関与している可能性があると考えられる. Minimum peak/BMIV に関しては Maximum peak/BMIV と軸周りの向きが逆になったものである. これらと同様に, PP/BMIV では疼痛のないグループが疼痛のあるグループと比較して PP は同程度であるのにこの値が大きかった場合, 動作中の反動の大きさに加えて妊娠前からの体重増加量が大きいことが身体ストレスの増加に関与すると考えられる. このように, (PP/Time of PP)/BMIV および RMS/BMIV に関しても, 角速度から算出した指標のみでは人によって特徴が見いだせない場合においてこれらの指標で差異があった場合, 体型の変化の大小による影響が確認できる.

3.7. 腰背部痛と椅子の立ち座り動作評価指標との関連性の調査

3.7.1. 統計解析を用いた腰背部痛の有無による評価指標の比較

椅子の立ち座り計測実験にて得られたデータから算出した動作評価指標を用いて、腰背部痛と立ち座り動作との関連性を調査するため、椅子の立ち上がり動作による腰背部痛誘発有無のアンケート調査の結果を用いて統計解析を行い、立ち座り動作を評価する。本研究では、腰背部痛有訴妊婦と無症状の妊婦との間で、動作にどのような差異があるかを傾向として把握するため、対象者を椅子からの立ち上がり動作によって腰背部痛が誘発されるか否かによって2群に分け、各動作評価指標についてグループごとの値の比較を行った。初めに、Shapiro-Wilkの正規性の検定を用いてそれぞれの群における各指標に関して正規分布しているか否かを確認した後に、統計学的に正規分布が確認された指標に関しては、比較手法として対応の無い t 検定を用いた。一方、正規分布が確認されなかった指標に関しては、比較手法としてMann-Whitneyの U 検定を用いた。統計学的有意水準は5% ($p = 0.05$) とし、統計解析にはSPSS Statistics 23 (IBM社製)を使用した。

3.7.2. 統計解析結果

グループごとの各動作評価指標の平均値と標準偏差および有意確率(p 値)をTable 3.3に示す。なお、太字は統計学的に有意であった項目を示す。検定の結果、立ち上がり時においては腰背部痛有訴妊婦において無症状の妊婦のグループと比較すると、ピッチ角のMaximum peak, PP, PP/Time of PPが有意に大きい値を示した。立ち上がり時におけるBMIVを考慮した指標に関しては、腰背部痛有訴妊婦において無症状の妊婦と比較すると、ロール角およびピッチ角のMaximum peak/BMIV, ピッチ角およびヨー角のPP/BMIV, ピッチ角およびヨー角のRMS/BMIVの6指標が有意に小さく、ヨー角のMinimum peak/BMIVは有意に大きかった。一方、着座動作においてはBMIVを考慮した指標のみに有意差が確認され、腰背部痛有訴妊婦において無症状の妊婦と比較すると、ロール角およびヨー角のMaximum peak/BMIV, ヨー角のPP/BMIV, ピッチ角のRMS/BMIVの4指標が有意に小さく、Minimum peak, Time of PP, RMSおよび(PP/Time of PP)/BMIVに関しては、どの項目においても有意な結果は得られなかった。

3.8. 考察

本研究においては、椅子の立ち座り動作と妊娠期の腰背部痛との関連を調査するために、これまでIMUを使用した評価手法が確立されていなかった椅子の立ち座り動作に関して、動作の同定も含め、角速度を用いた動作評価指標を提案した。これにより、妊婦を対象とした椅子の立ち座り計測実験データから算出した動作評価指標を用いて、腰

Table 3.3 Difference of parameters according to the presence of lumbopelvic pain during stand up

	axis	Stand to sit			Sit to stand		
		LPP	Non-LPP	<i>p</i> -value	LPP	Non-LPP	<i>p</i> -value
Maximum peak [deg/s]	<i>x</i>	11.07 ± 4.92	12.24 ± 4.17	.508	8.76 ± 2.38	8.45 ± 2.68	.760
	<i>y</i>	44.54 ± 7.10	44.38 ± 12.00	.969	88.49 ± 13.35	73.98 ± 15.72	.020
	<i>z</i>	12.92 ± 5.18	15.65 ± 5.94	.286	10.15 ± 4.39	10.14 ± 4.24	.999
Maximum peak / BMIV [deg/s/(kg/m ²)]	<i>x</i>	4.45 ± 2.30	14.37 ± 21.72	.035	3.68 ± 1.94	8.94 ± 10.03	.045
	<i>y</i>	18.23 ± 7.76	52.84 ± 71.31	.126	37.64 ± 20.60	80.11 ± 75.96	.043
	<i>z</i>	5.13 ± 2.19	17.09 ± 21.76	.024	4.34 ± 3.11	12.26 ± 15.48	.077
Minimum peak [deg/s]	<i>x</i>	-13.65 ± 6.26	-12.00 ± 4.93	.443	-9.17 ± 3.97	-8.72 ± 4.43	.701
	<i>y</i>	-73.94 ± 8.91	-72.16 ± 14.53	.727	-43.53 ± 12.83	-36.77 ± 10.79	.144
	<i>z</i>	-15.69 ± 6.32	-15.18 ± 5.40	.875	-11.02 ± 4.67	-11.71 ± 4.38	.697
Minimum peak / BMIV [deg/s/(kg/m ²)]	<i>x</i>	-5.53 ± 2.82	-14.00 ± 23.07	.138	-4.03 ± 2.97	-12.59 ± 22.90	.151
	<i>y</i>	-30.93 ± 16.00	-84.20 ± 103.97	.085	-17.13 ± 6.84	-46.63 ± 65.97	.228
	<i>z</i>	-6.57 ± 3.86	-17.45 ± 20.78	.115	-4.79 ± 3.85	-13.90 ± 16.64	.047
PP [deg/s]	<i>x</i>	24.72 ± 10.61	24.24 ± 8.27	.893	17.93 ± 5.39	17.17 ± 5.99	.740
	<i>y</i>	118.49 ± 9.52	116.54 ± 21.21	.786	132.02 ± 15.10	110.75 ± 22.37	.012
	<i>z</i>	28.61 ± 10.66	30.83 ± 9.83	.579	24.57 ± 9.02	23.67 ± 6.84	.765
PP / BMIV [deg/s/(kg/m ²)]	<i>x</i>	9.99 ± 4.80	28.37 ± 44.61	.094	7.71 ± 4.77	21.54 ± 32.63	.138
	<i>y</i>	49.15 ± 22.79	137.04 ± 174.17	.085	54.77 ± 26.17	126.74 ± 139.13	.036
	<i>z</i>	11.70 ± 5.79	34.54 ± 42.16	.046	10.28 ± 6.30	28.67 ± 34.99	.021
Time of PP [s]	<i>x</i>	0.54 ± 0.14	0.60 ± 0.28	.400	0.66 ± 0.28	0.89 ± 0.77	.668
	<i>y</i>	0.85 ± 0.21	1.06 ± 0.65	.138	0.70 ± 0.07	1.04 ± 0.99	.604
	<i>z</i>	0.56 ± 0.15	0.59 ± 0.25	.756	0.60 ± 0.20	0.70 ± 0.55	.839
PP / Time of PP [deg/s ²]	<i>x</i>	63.09 ± 41.58	56.51 ± 38.78	.636	38.00 ± 19.39	32.64 ± 24.46	.228
	<i>y</i>	152.45 ± 34.85	130.20 ± 44.71	.183	192.89 ± 30.99	154.10 ± 70.12	.049
	<i>z</i>	90.87 ± 61.70	80.49 ± 61.22	.484	51.12 ± 27.34	54.79 ± 41.99	.999
(PP / Time of PP) / BMIV [(deg/s ²)/(kg/m ²)]	<i>x</i>	26.34 ± 20.34	74.35 ± 110.70	.429	15.18 ± 8.79	47.89 ± 71.93	.512
	<i>y</i>	64.68 ± 35.24	153.91 ± 193.08	.286	81.32 ± 42.27	165.93 ± 166.61	.353
	<i>z</i>	35.63 ± 25.06	101.39 ± 196.52	.228	22.81 ± 18.93	51.00 ± 47.05	.126
RMS	<i>x</i>	5.00 ± 2.56	4.39 ± 1.49	.946	2.68 ± 1.33	3.17 ± 1.16	.403
	<i>y</i>	28.93 ± 3.94	25.43 ± 5.97	.107	22.48 ± 11.04	22.75 ± 6.56	.943
	<i>z</i>	5.75 ± 2.43	5.90 ± 2.83	.910	3.72 ± 1.97	5.06 ± 3.59	.286
RMS / BMIV	<i>x</i>	1.97 ± 0.98	4.73 ± 5.88	.151	1.08 ± 0.68	4.14 ± 6.77	.104
	<i>y</i>	12.00 ± 5.50	24.91 ± 20.05	.035	8.91 ± 5.56	30.03 ± 38.95	.034
	<i>z</i>	2.34 ± 1.28	6.23 ± 7.02	.077	1.51 ± 1.18	7.92 ± 17.63	.027

LPP: Lumbopelvic pain during stand up, Non-LPP: Non-Lumbopelvic pain during stand up.

PP: Range between Maximum peak and Minimum peak, RMS: Root mean square, BMIV: Body mass index variation.

Values are shown as mean ± standard deviation. The data in bold is statistically significant.

背部痛有訴妊婦と無症状の妊婦との間における値の差異を確認した。この結果、立ち上がり動作時の体幹の屈曲伸展運動を示すピッチ角の **Maximum peak**, **PP**, **PP/Time of PP** の3指標において、腰背部痛有訴妊婦の方が無症状の妊婦よりも有意に大きい値を示した。着座動作およびロール、ヨー角においては有意な差は確認されなかった。次に、妊婦特有の体型変化を考慮した動作評価指標においては、立ち上がり、着座動作ともに有意な差が確認され、その項目は11指標([立ち上がり動作] ロール角速度: **Maximum peak / BMIV**; ピッチ角速度: **Maximum peak / BMIV**, **PP / BMIV**, **RMS / BMIV**; ヨー角速度: **Minimum peak / BMIV**, **PP / BMIV**, **PP / BMIV**; [着座動作] ロール角速度: **Maximum peak / BMIV**; ピッチ角速度: **RMS / BMIV**; ヨー角速度: **Maximum peak / BMIV**, **PP / BMIV**) であり、**Minimum peak/BMIV** を除くすべての指標において、腰背部痛有訴妊婦の方が無症状の妊婦よりも小さい値を示した。

角速度から算出した指標において、3方向を検証した中でピッチ角のみ有意な結果が得られたことから、立ち上がり動作時には体幹の屈曲伸展動作が腰背部痛との関連が大きいことが示唆された。妊娠期には胎児成長に伴う腹部の膨らみにより体重心の前方移動が起こり、主に前後方向での姿勢や動作の安定性が低下することが分かっており^[74]、ピッチ角の動作戦略の差異が身体ストレスにつながっている可能性がある。各指標に着目すると、**Maximum peak** が腰背部痛有訴妊婦において大きかったことより、立ち上がり時に前方へ早く体幹を傾斜させる動作により骨盤周囲へ負荷がかかり、これが腰背部痛に関与していると考えられる。妊娠中は体幹部の屈曲動作が制限されるため^[61]、立ち上がりに必要な前方移動のために体幹の前方移動傾斜速度を増加させる戦略を選択する可能性があり、本研究の結果からも妊婦において **Maximum peak** への着目が重要であることが分かる。PP に関しては、前方から後方への傾斜最大速度の移行度合いを示すことから、傾斜最大速度単体に加え、その移行度合いも腰背部痛と関連する可能性が示された。これと同時に、**PP/Time of PP** でも有意な結果が得られたことから、腰背部痛有訴妊婦においては傾斜最大速度の移行程度が大きいことに加えそれに要する時間が小さく、短時間に大きな変化が生じるような動作戦略をとっており、これが腰背部痛に関与していると考えられる。これより、たとえ立ち上がり動作時にある程度の傾斜最大速度の変化が必要であったとしても、そこにかかる時間を工夫することで腰背部痛非有訴妊婦の動作戦略に誘導することができ、ひいては腰背部痛誘発を軽減できる可能性が示唆された。

妊娠期の特徴である **BMIV** で除した指標に関しては、角速度から算出した動作評価指標のみでは得られなかった差異が確認された。特に、腰背部痛との関連が示された11項目のうち5項目がヨー角の指標であり、どの指標も角速度から算出した値が同程度であったとしても、腰背部痛有訴妊婦の方が体重増加が大きい結果であった。本研究では、ヨー角は体幹の回旋動作を反映する指標として扱っている。妊婦の歩行を調査した研究においても、腰背部痛有訴妊婦と無症状妊婦において体幹回旋動作の違いが報告されている^[25]。これと同様に、椅子の立ち座り動作においても体幹の回旋動作に着目する必要

があり、特に体重増加が大きい妊婦においてその重要性が高いことが示された。これにより、臨床応用の際には動作評価と同時に体型という個人因子の聴取も重要であることが分かる。各指標に着目すると、Maximum peak/BMIV、Minimum peak/BMIV、PP/BMIVにて同様の傾向が確認され、体重増加量が大きいことで、体幹の各方向への傾斜最大速度が腰背部痛に関与することが分かった。妊娠中は体型変化により動作の困難さが増加し、ひいては腰背部痛のリスクが増大することが分かっており^[75,76]、今回の結果はこれを支持するものと考えられる。これらの peak 値を反映する指標においては、BMIV を考慮することで立ち座り双方かつ体幹の回旋および側屈動作においても腰背部痛有訴妊婦特有の特徴を確認でき、体重増加が大きい妊婦においては体幹の屈曲伸展以外の動作も評価する必要性が示された。妊娠中は、胎児の頭部の位置による体重心の左右方向への移動や、動作中の身体バランスの左右差が生じることが考えられる。体重増加が大きいということは、それだけ胎児の成長も大きく、母体の身体バランスへの影響も大きいと考えられる。本研究においても、ヨー角指標に着目すると、立ち上がり動作ではMinimum peakのみ、座り動作においてはMaximum peakのみ差異が確認されている。これはつまり、立ち上がり動作においてはヨー角マイナス方向である、対象者から向かって右回旋、座り動作においてはヨー角プラス方向である、対象者から向かって左回旋においてのみ有意な差異が確認されたことになる。本研究においては、サンプルサイズや身体左右差に関する調査が不十分であることから、これらの差異が意味するところの詳細な考察は困難であるが、椅子の立ち座り動作における左右差と腰背部痛との関連性調査も必要である可能性が示されたと言える。これに加え、骨盤アライメントや歩行動作の非対称性が妊娠期腰背部痛と関連することも分かっており^[27,70]、左右差の確認が可能なピッチ、ヨー角の指標に関しても、腰背部痛との関連が明確になれば、動作改善指導に生かせる可能性がある。本研究においては、身体バランスや動作における明確な左右差の確認には至っていないが、今後、骨盤アライメントの計測や、超音波画像による胎児の位置の確認により身体における左右差を確認したうえで、動作計測も実施することで、より妊婦の身体バイオメカニズム特性を考慮した動作改善策の考案につなげていきたい。一方、RMS/BMIV に関しても腰背部痛への関与が確認され、一連の動作中の体幹の動作範囲に関しても、そのみでは腰背部痛との関連は低いと、体重増加が大きい妊婦に着目すると腰背部痛に関与している可能性があると言える。これらより、体型の変化が大きい妊婦に対しては、立ち座りの両動作かつ側屈回旋運動も含めた、体幹の傾斜最大速度および動作範囲を小さくすることが、腰背部痛改善に有効であることが示唆された。これに加え、RMS の指標にて差異が確認されたことから、動作中の peak 値等を観察するのみならず、一連の動作全体の動向を確認する必要性が示唆されたと考えられる。

また、本研究において動作評価指標を提案するにあたり、IMU によって得られる地磁気、加速度、角速度の中で、体幹セグメントの回転運動を反映し、波形を確認した際に直感的に動作を捉えやすい角速度に着目した。例えば、ピッチ角では体幹を前方傾斜および後方傾斜させる際の角速度により動作評価を行うことを提案しており、これは、

体幹前方傾斜時に動作を制動し、体幹後方傾斜時に動作を引き起こす筋として活動する腰背部筋に対する負荷量も反映していると考えられる。さらに、負荷量をより反映する指標として、体重増加量を考慮した指標を提案している。今後、対象動作を拡充し、体幹セグメントの並進運動に関しても評価を行う際には、加加速度等による、より力学的要素を反映した指標の検討も必要であると考えられる。

本研究においては椅子からの立ち上がりと同様の動作遂行能力が要求される着座動作についても同時に調査したが、BMIVを含めた指標に関してのみ有意な結果が得られた。これについては、群分けにおいて椅子からの立ち上がりによる腰背部痛誘発の有無を基準にしていたことや、着座動作自体が腰背部痛との関連性が低かったことが考えられる。しかし、その中でも体型の変化が大きいことで腰背部痛との関連が示されることを確認することができた。また、本研究における対象者は全29名であり、サンプルサイズが大きいとは言えない。三次元動作解析装置による歩行解析結果について腰背部痛有訴妊婦と未産婦との群間比較を行っている先行研究においても、腰背部痛を有する妊婦群12名に対しコントロール群（成人女性）12名^[25]としており、妊婦を対象とした動作計測による実験研究には倫理的配慮も含め課題が多いと言える。しかし、今後さらにサンプルサイズを追加することで、今回得られた結果を担保することが重要と考えられる。今後はこのように、対象者数を増やすと同時に、不定愁訴の多い動作に加えてそれと類似した動作も調査することで、より有効に腰背部痛改善を目指すために指導すべき動作の選定基準を作成することも重要と考える。

3.9. 結言

本研究では、まず質問紙調査の統計処理により妊娠中の腰背部痛発症には日常生活において遂行されるBADLが寄与しており、なかでも椅子からの立ち上がり動作の寄与が大きいことを示した。次に、IMUを用いた動作解析実験を行い、体幹部の動特性に着目して椅子の立ち座り動作と妊娠中の腰背部痛との関連性を調査した。ここで、妊婦を対象とした動作計測実験から得られた角速度データを用いて、椅子の立ち座り動作の特徴を示す指標を提案した。また、ピッチ角の角速度波形から立ち座りの動作タイミングを同定し、椅子の立ち座りにおいて動作中に示されるピーク等の特徴に加えて、一連の動作についても観察した。さらに、対象が妊婦であることを踏まえ、体型変化を考慮した指標を提案した。最後に、対象者を椅子の立ち上がり動作で腰背部痛が誘発されるか否かによって2群に群分けし、得られたデータの正規性を確認したうえで、対応のない t 検定およびMann-Whitneyの U 検定を用いて各提案指標の値を比較した。検定の結果、提案指標を用いて、立ち上がり時のピッチ角角速度、すなわち体幹の前後傾動作を表す指標が、腰背部痛有訴妊婦と無症状妊婦の動作特性を示すことを確認した。さらに、BMIVを考慮した指標により、上記に加えて体幹の回旋および側屈動作、さらには着座動作においても腰背部痛有訴妊婦特有の動作を見出すことができることを確認した。

本研究は横断研究であり，動作と腰背部痛との因果関係および動作を改善した際の腰背部痛への影響を示すまでには至っていない．また，妊娠中は体型変化に伴い，筋に代表される身体負荷が問題視されているが，筋負荷の調査までは行っていない．今後は，今回の結果を踏まえ動作の背景にある筋負荷の調査も含め，動作指導による腰背部痛改善効果を検証する必要がある．

第 4 章 妊婦筋骨格モデルを用いた拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動推定

4.1. 緒言

本章では、妊娠期腰背部痛に関与する椅子の立ち座り動作における、拮抗筋の同時収縮も考慮した、脊柱起立筋と腹直筋の筋活動の推定手法を提案する。

妊娠期腰背部痛改善を目指した動作指導を実施する際には、特に腰背部痛の発生因子となる脊柱起立筋の筋活動評価を併用することで、より効果的な動作指導が可能となる。またこの際、腰背部痛の直接の原因となる腰背部の筋負荷や筋疲労のみならず、子宮拡大により引き伸ばされることで筋機能が低下すると言われていた腹直筋機能も含めた、体幹の姿勢制御に関わる筋バランスを考慮することで、妊娠期に特化した腰背部痛のリスク因子を調査することができる。近年、筋骨格モデルを用いた逆力学計算による筋張力の算出が着目されている。しかし、筋骨格モデルの限界点として、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋張力の推定が困難であることがあげられる。脊柱起立筋に対する、腹直筋の拮抗筋としての活動は、脊柱起立筋の筋活動を増加させることで、筋負荷増加につながる可能性があるため、腰背部痛改善目的の動作評価では看過できない問題である。これに対し、筋電図波形を用いて、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋張力の推定手法が提案されているが、これには最大随意収縮時 (MVC: Maximum voluntary contraction) 時の筋電図計測が必要であり、妊婦のように MVC タスクが困難な対象には適用が難しい。

これに対し本章では、特に体形変化が著しく、腰背部痛の発症率も高くなる妊娠後期女性を対象に、妊娠中の体重増加や体重心位置の前下方移動、腹直筋の伸張をモデル化した妊婦筋骨格モデルを構築する。これにより、筋骨格モデルにより妊娠期の腹直筋機能低下が再現できるか否かを確認する。さらに、妊娠後期の女性を対象として行った椅子の立ち座り動作計測実験によって得られた筋電図データを使用し、Genetic algorithm (GA) を用いた解の探索による、MVC を必要としない、主動筋としての脊柱起立筋と、拮抗筋としての腹直筋の同時収縮を考慮に入れた筋活動を推定したので、ここに結果を報告する。

4.2. 研究デザイン・倫理的配慮

本研究は妊婦 1 名を対象とした筋骨格モデル構築と動作解析実験を行った研究である。研究遂行に際して医療法人葵鐘会の倫理委員会の承認を得て調査を実施し (承諾書番号: 2015_002)、調査に先立って対象者には研究の趣旨を十分に説明し、研究に参加することに同意を得た。さらに、計測実験中は理学療法士の有資格者が対象者のそばに控え、リスク管理を行った。

4.3. 対象者

本研究では、実験協力に同意の得られた妊婦 1 名を対象とした。実験に先立ち、リス

Table 4.1 Physical characteristics of the participant

Age (years)	24
Duration of pregnancy (week)	36
Height (m)	1.53
Mass at the experiment (kg)	50
Mass before pregnancy (kg)	41
Experience of childbirth	none

ク管理として、対象者が合併症、早産や妊娠高血圧症候群などの異常妊娠経過、その他妊娠経過に影響するような疾患などを有していないことを確認した。また、運動計測に影響を与えるような外傷あるいは損傷のないことを確認した。本実験の対象者特性を Table 4.1 に示す。

4.4. 椅子の立ち座り動作の運動計測実験

提案する妊婦筋骨格モデルおよび GA を用いた解の探索を行い、体幹部の拮抗筋の同時収縮時の筋トルクを推定する際に必要なデータを得るため、以下の手順により妊婦を対象に椅子の立ち座り実験を行った。

4.4.1. 運動計測

立ち座り動作実験中の運動計測には、Figure 4.1 に示す 3 軸の加速度、ジャイロおよび地磁気センサを組み合わせた慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit, TSND151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) を用いた。本研究にて使用した IMU の仕様を Table 4.2 に示す。6 つの IMU を Figure 4.2 に示すようにそれぞれ対象者の第 7 頸椎、第 4 腰椎、両側の大腿前面の膝蓋骨直上 10 cm 位、下腿前面の外側脛上 10 cm 位の位置に装着した。これらの IMU より得られた情報を用いて、それぞれ上位体幹部、下位体幹部 (骨盤部)、左右の大腿部、下腿部の加速度、角速度、地磁気データ情報を取得した。センサのデータ取得時のサンプリング周波数は 100 Hz とした。逆動力学計算に必要な床と座面からの反力の計測には、持ち運びが可能な Nintendo Wii Balance Board (WBB; RVL-021 Nintendo, Kyoto, Japan) を用いた。本研究に用いた WBB の仕様を Table 4.3 に示す。WBB は前後左右の四方の角にフォースセンサが内蔵されており、それぞれのセンサにより垂直成分の力データの計測が可能である。WBB 2 台を対象者の足部下および座面上に配置することで、4 つのフォースセンサの合計値から床反力および椅子からの反力の垂直成分をそれぞれ計測した。WBB の計測精度は、計測対象が 0 kg 以上 68 kg 未満において ± 7.84 N (0.8 kgf) , 計測対象が 68 kg 以上 100 kg 未満では ± 11.76 N (1.2 kgf) である^[77]。なお、WBB は動作解析環境は Figure 4.3 に示す通りで、背もたれおよび肘



Figure 4.1 Appearance of sensors for motion analysis

The box on the left is the inertial measurement unit (IMU) (TSND151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan). The box in the middle is the electromuscular amplifier unit (AMP-151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan), and the cables on the right are surface electrodes (SE-C-AMP-H100, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) for measuring electromyography.

Table 4.2 Specification list of IMU (TSND151)

Size (mm)	40 (W) × 50 (D) × 14 (H)
Weight (g)	27
Bluetooth	Ver. 2.0 + EDR Class 2
Communication Distance	Up to 10 m
Accelerometer, Gyroscope	InvenSense MPU-9250
Sampling frequency (Hz)	Up to 1000
Selectable range [Accelerometer] (G)	3 axes, ±2 / ±4 / ±8 / ±16
Selectable range [Gyroscope] (dps)	3 axes, ±250 / ±500 / ±1000 / ±2000
Magnetometer	AMI306
Sampling frequency (Hz)	Up to 100
Selectable range (μT)	3 axes, ±1200

Table 4.3 Specification list of WBB (RVL-021)

Size (mm)	511 (W) × 316 (D) × 53.2 (H)
Weight (kg)	3.6
Bluetooth	Ver. 1.2
Measurement range (kg)	Up to 136
Measurement accuracy (kg)	±0.8 (0-68 kg), ±1.2 (68-100 kg)

掛のない椅子を使用し、初期姿勢の違いによる計測結果の違いを抑えるため、先行研究を参考に、足部下に底上げ板を追加することで、床から座面までの高さを対象者の膝関節の高さに合わせた^[78]。対象者の運動計測条件は靴を脱いだ状態とし、両側足部間距離は約 10 cm に統一した^[78]。椅子の前方での立位状態を計測開始肢位とし、対象者はスタートの合図とともに椅子への着座動作を開始し、着座状態で約 10 秒間静止した後に立ち上がるという動作を行った。立ち座り動作は対象者自身の快適速度にて手を使うことなく行うように指示し、全部で 8 試行を行った。

4.4.2. 筋電図計測

動作計測と同時に、妊娠経過に伴い伸張される腹直筋と、腰背部痛の発生部位であり腹直筋と拮抗関係にある脊柱起立筋のひとつである最長筋の筋電図計測を行った。筋電

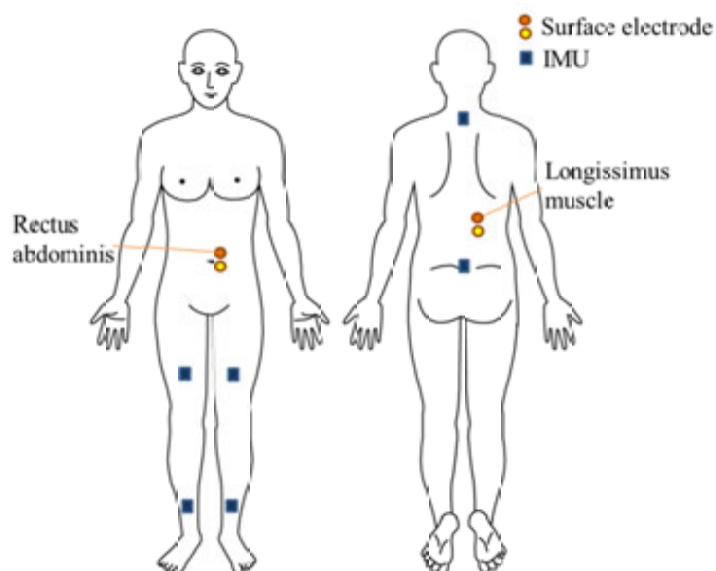


Figure 4.2 Position of the IMUs and surface electrodes

The surface electrodes were placed on the right and left side of the body.

Table 4.4 Specification list of EMG (AMP-151)

Size (mm)	39 (W)×29 (D)×12 (H)
Weight (g)	10
Sampling frequency (Hz)	Up to 1000
Measurement range (mV)	±0.4 - ±4.8
Bandwidth (Hz)	0.37 - 500



Figure 4.3 Experimental setting

図評価には、Figure 4.1 に示すように、IMU と接続することで、計測値を同期することができる生体信号計測用アンプ (AMP-151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) を使用し、表面筋電図を計測した。本研究にて使用した生体信号計測用アンプの仕様を Table 4.4 に示す。先行研究に基づき^[79]、皮膚前処理を行った後に、Figure 4.2 のように両側の腹直筋および最長筋の測定位置に筋線維と平行になるようにディスプレイ電極を添付した。サンプリング周波数は 1000 Hz とし、得られた筋活動電位について 50 Hz のノッチフィルタにより交流電源による干渉信号からのノイズを除去し、20-500 Hz のバンドパスフィルタによりノイズキャンセルを行った後に、全波整流処理により陰性波形を上に変換し陽性波形にする処理を施した。

4.5. 妊婦筋骨格モデルの提案

妊婦の身体特徴を反映した筋骨格モデルの構築には、Biomechanics of Bodies (BoB; Marlbrook (UK) Ltd., United Kingdom) を用いた。BoB は、34 の体節と 606 の筋の構成をモデル化した全身版筋骨格モデルパッケージであり、関節は SimMechanics を用いて、Spherical type, Universal type, Hinge type から構成されている^[80]。操作環境としては、MATLAB および Simulink が使用可能である^[80]。なお、本研究においては、立ち座り動作および腰背部痛発生にも関連の強い体幹および脚部の動作に着目するために、骨格モデルを体幹部、骨盤部、両大腿部、両下腿部、両足部の 8 リンクに簡易化した。この際、頭部は体幹上部で解剖学的肢位に固定、両上肢は体幹側方部に固定した。また、本研究

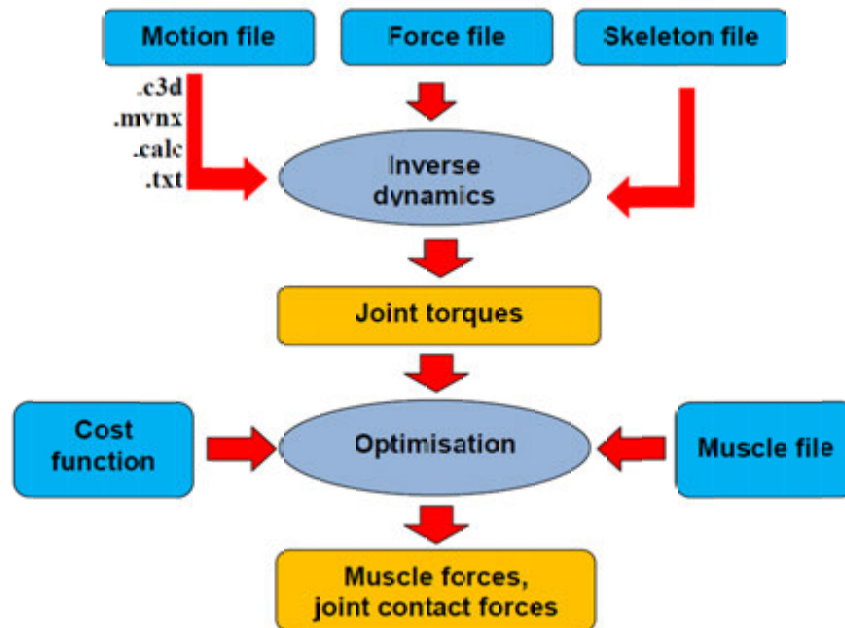


Figure 4.4 Processing in BoB package^[81]

では、体幹の屈曲伸展動作に関与する筋の活動に着目するため、モデルを矢状面上の2次元モデルとし、骨盤部を座標系に固定し、その他のリンクを骨盤に対する動作角度を入力することで動かしている。これより、構成したモデルは7自由度を持つことになる。

筋骨格モデル BoB を使用し体節の動き等の運動データと、床反力等の身体に作用する外力データを入力することで、逆力学解析により関節トルクを算出することができる。さらに、その関節を動かす際にエネルギー効率が良く、かつ筋の持つ等尺性最大筋力の大きさに応じた筋の活動パターンを選択することで、その関節運動に関わる筋の活動を推定することができる^[82,83]。BoBにおいて入力データを用いて関節トルクおよび筋張力を算出する過程を Figure 4.4 に示す。ここで、Cost function においては、当該関節にかかる筋の計測時点での筋トルクを等尺性の最大収縮時の筋トルクで除した値の二乗和の合計値が最小となるように設定されている。これにより、対象とする関節にかかり、同一方向への関節動作を引き起こす筋のうち、もっとも大きな等尺性最大筋力をもつ筋がより大きな筋トルクを発揮するという条件が適用されている。これより、関節運動に必要なトルクを発揮するうえで、各活動筋がそれぞれの持つ最大筋力に対して発揮する筋トルクが同程度の割合となる様子を表現している。また、当該関節にかかる筋であっても、入力した関節運動と異なる方向への関節運動をもたらす筋に関しては、その筋が活動をすることで本来活動すべき筋が必要以上に活動することになるため、筋トルク発揮はないものとされる。また、計測誤差等の理由により生じる力とトルクの残差は骨盤部に包含される。BoB においては、体節の長さや重さに代表される骨格情報は欧

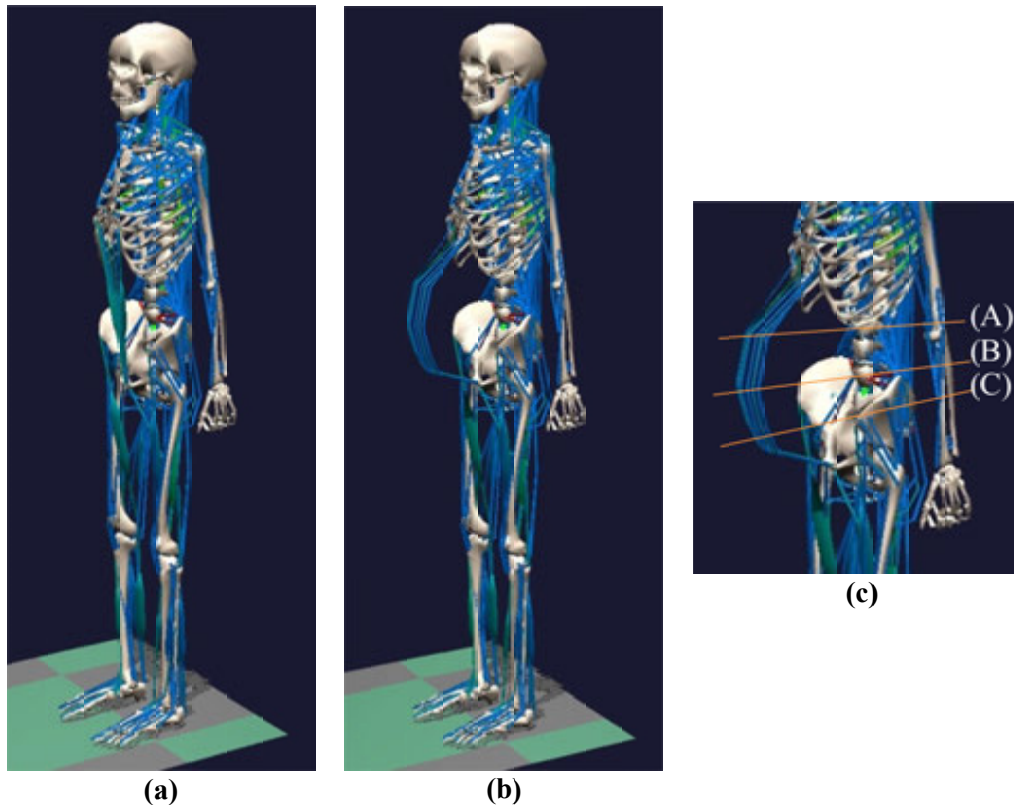


Figure 4.5 Musculoskeletal model of an average woman (a) and a pregnant woman (b) (A)–(C) express the points that were used to decide the wrapping points of the rectus abdominis and are correspondence to the (A)–(C) in Table 4.4

Table 4.5 Values used to determine enlarged rectus abdominis

Spinal level	Data from previous research ^[82,83]		Data from a participant of this study	
	Girth (m) (Measured value)	Depth (m) (Measured value)	Girth (m) (Measured value)	Depth (m) (Calculated value)
L2 (A) †	0.865	0.266	0.840	0.258
L4 (B)	0.936	0.289	0.905	0.279
L5 (C)	0.938	0.290	0.910	0.281

† (A)–(C) are correspondence to the (A)–(C) in Figure 4.

米の成人男性のデータベースをもとに構成されている。本研究における対象者は日本人女性であるため、以下の手順で日本人妊娠女性の身体情報を反映するようにモデルの構成を変更した。なお、各体節は円筒状のものとして動作中のモーメントの計算がなされており、各体節長を変更すると、それに準じて慣性モーメントも変更される。Figure 4.5 に BoB における一般成人の筋骨格モデルと、妊婦仕様に改良した筋骨格モデルを示す。

4.5.1. 身体骨格データの変更

初めに、体幹や脚部の各体節の長さや質量を日本人若年女性の平均値に合わせて変更した。BoB における身体骨格データにおいては、各体節の長さはそのモデルの身長に対する割合として、質量はそのモデルの体重に対する割合として、それぞれ記載されている。これより、本研究に際して、各体節長に関しては、データベース上の日本人成人女性 (20-40 歳) の身体特性情報を用いて^[84]、身長に対する各体節長の比率を変更した。重量に関しても同様に、日本人女性 (19-35 歳) のデータをもとに、全体重における各体節重量の比率を変更した^[85]。これにより、筋骨格モデルを運用する際、対象者の身長および体重を入力することで、その体型における日本人女性での平均的な各体節の長さや重量が解析に適用される。なお、日本人女性の身体情報を取得する際には、構成した筋骨格モデルを妊婦に適用することを考慮し、一般的に周産期女性に多くみられる年代のデータを選択した。

4.5.2. 筋肉モデルの変更

妊娠期の特徴的な筋構成の変化として、胎児成長に伴う腹部膨隆による腹直筋の伸張があげられる。この特徴をモデル化するため、妊娠 26 週から 38 週までの妊婦の体型情報を計測したデータベースの体幹部の計測値を使用し、腹直筋の伸張を仮定したモデルを構成した^[86]。BoB では、筋肉モデルは筋が走行する関節からの距離を入力することで、筋長を変更することができる。腹直筋であれば、腹直筋の走行する脊柱レベルからの長さを指定することで、そのポイントを筋繊維が走行するように筋肉モデルを変更することができる。参考文献^[86]のデータベースでは、複数箇所レベルにおける体幹部の周径と前後径の比率が取得できる。この比率を用いることで、データベース上のデータと同様の脊柱レベルにおいてメジャーにより対象者の体幹部周径を計測し、腹直筋の伸張をモデル化する際に必要となる前後径を算出した。例えば、参考文献^[86]において、第 2 腰椎レベル (L2) における周径は 0.865 m であり、同レベルでの前後径は 0.266 m と報告されている。本研究対象者においては、L2 レベルにおける腹部周径は 0.840 m であったため、先述した周径と前後径の比率を使用し、前後径を 0.258 m とした。一般的に人体における正確な前後径を計測することは困難であるが、この手法を用いることで、臨床現場において通常身体計測に用いられるメジャーによる計測値から、腹直筋の伸張に必要な前後径データを取得することができる。変更した腹直筋の箇所を Figure 4.5 (c) に

示す。また、本研究にて用いたそれぞれのレベルでの数値は Table 4.5 に示すとおりである。

4.5.3. 体重増加分の追加

最後に、妊娠期の代表的な変化として体重増加があげられる。妊娠により増加した体重分をモデルに追加するために、妊婦筋骨格モデルを構築した報告^[44]および妊婦の下部体幹の身体部分係数の報告^[87]における数値を参照値として用いた。文献^[44]において、中島らは妊娠後期の妊婦筋骨格モデルを提案しており、妊娠中の体重増加の平均値である 10.45 kg の増加分をそれぞれ、胸部に 0.95 kg、腹部、腕部、脚部に 3.325 kg、子宮周りの腹部に 6.175 kg 追加することで妊婦の体型を表現している。本研究ではこの各体節への付加分の割合を参考にし、本研究における対象妊婦に妊娠前体重と妊娠経過において増加した体重を区別して聴取した数値を用いて、妊娠中の体重増加分を各体節に付加した。例えば、本研究対象者における妊娠中の体重増加量は 9.0 kg であったため、胸部に 0.818 kg、腹部、腕部、脚部に 2.864 kg、子宮周りの腹部に 5.318 kg 追加した。また、特に体重心位置の変化に寄与する子宮周りへの質量付加に関しては、体幹部の前方に付

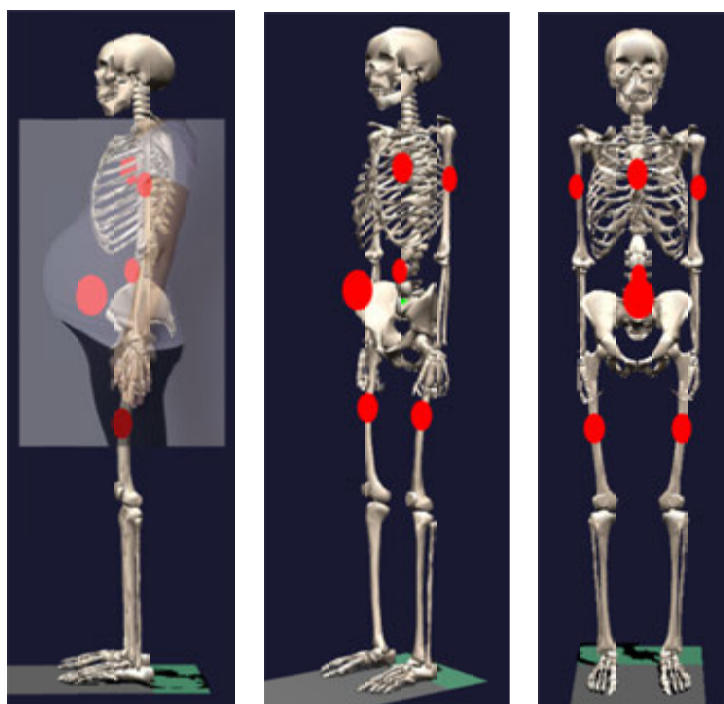


Figure 4.6 Points of additional mass for the musculoskeletal model for pregnant women
The red circles indicate the points where there is increased mass

加することになるため、妊婦の体幹部の身体部分係数を用いて、付加位置を決定した^[87]。Figure 4.6 に筋骨格モデルに対して追加した質量の位置を示す。赤い楕円が追加された質量を示している。

4.5.4. 計測データの処理方法

データの解析には、MATLAB (The MathWorks Co., Release 2017a, Tokyo, Japan) を用いた。初めに、IMU から得られる加速度，角速度，地磁気データを使用し，Madgwick アルゴリズム^[88] を用いて各体節の初期角度および動作角度を算出した。Madgwick アルゴリズムは，加速度，角速度，地磁気データより IMU の傾斜角を算出するアルゴリズムである。これは，勾配法を利用し，計算負荷を少なくしながら，地磁気の誤差とジャイロのドリフト誤差を保障したものである。このアルゴリズムのブロック線図を Figure 4.7 に示す。ここで，2 つのクォータニオンの積については， \otimes を用いて表記されている。このアルゴリズムにおいては，はじめに，以下の式で，クォータニオンの微分の公式を用いることで^[89]，角速度から次のステップのクォータニオンを計算する。

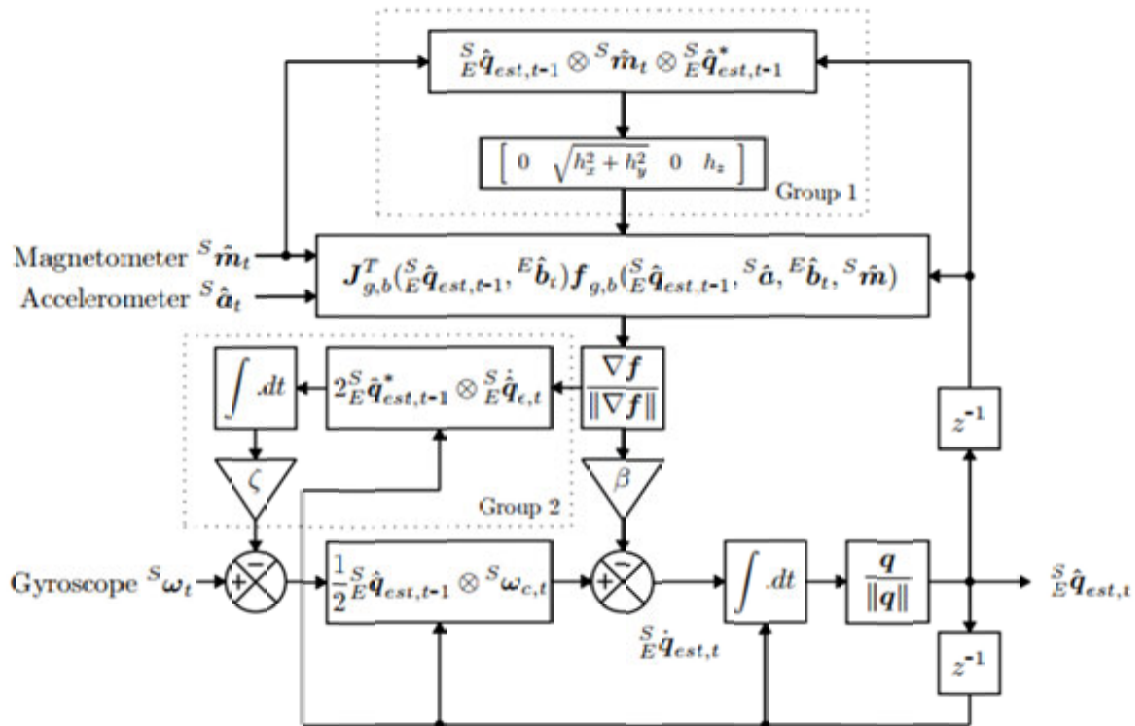


Figure 4.7 Block diagram representation of the complete orientation filter for an MARG (Magnetic, Angular Rate, and Gravity) implementation including magnetic distortion and gyroscope drift compensation^[90]

$${}^s\boldsymbol{\omega} = [0 \quad \omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z] \quad (4.1)$$

$${}^S\dot{\boldsymbol{q}} = \frac{1}{2} {}^S\hat{\boldsymbol{q}} \otimes {}^s\boldsymbol{\omega} \quad (4.2)$$

$${}^S\dot{\boldsymbol{q}}_{\omega,t} = \frac{1}{2} {}^S\hat{\boldsymbol{q}}_{est,t-1} \otimes {}^s\boldsymbol{\omega}_t \quad (4.3)$$

$${}^S\boldsymbol{q}_{\omega,t} = {}^S\hat{\boldsymbol{q}}_{est,t-1} + {}^S\dot{\boldsymbol{q}}_{\omega,t}\Delta t \quad (4.4)$$

ここで、 ω_x , ω_y , ω_z はそれぞれ x , y , z 軸周りの角速度を表し、 ${}^s\boldsymbol{\omega}$ はこれらによって得られたベクトルを示す。また、 q はクォータニオン、 S はセンサ座標系、 E は地球座標系を示し、 ${}^E\hat{q}$ はセンサ座標系に対する地球座標系のクォータニオンを示す。次に、次式で地球座標系をクォータニオンを用いて回転し、センサ座標系に一致させた際に生じた差が最小となるように勾配降下法を用いて、クォータニオンを求める。

$$\min_{{}^S\hat{q} \in \mathbb{R}^4} f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}}) \quad (4.5)$$

$$f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}}) = {}^S\hat{\boldsymbol{q}}^* \otimes {}^E\hat{\boldsymbol{d}} \otimes {}^S\hat{\boldsymbol{q}} - {}^S\hat{\boldsymbol{s}} \quad (4.6)$$

$${}^E\hat{\boldsymbol{q}} = [q_1 \quad q_2 \quad q_3 \quad q_4] \quad (4.7)$$

$${}^E\hat{\boldsymbol{d}} = [0 \quad d_x \quad d_y \quad d_z] \quad (4.8)$$

$${}^S\hat{\boldsymbol{s}} = [0 \quad s_x \quad s_y \quad s_z] \quad (4.9)$$

このアルゴリズムにおける勾配降下法は次の4つの式で説明される。

$${}^S\boldsymbol{q}_{k+1} = {}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k - \mu \frac{\nabla f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}})}{\|\nabla f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}})\|}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, h \quad (4.10)$$

$$\nabla f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}}) = \boldsymbol{J}^T({}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}) f({}^S\hat{\boldsymbol{q}}_k, {}^E\hat{\boldsymbol{d}}, {}^S\hat{\boldsymbol{s}}) \quad (4.11)$$

$$\begin{aligned}
& f(\hat{\mathbf{q}}_E^S, \hat{\mathbf{d}}^E, \hat{\mathbf{s}}^S) \\
&= \begin{bmatrix} 2d_x(\frac{1}{2} - q_3^2 - q_4^2) + 2d_y(q_1 q_4 + q_2 q_3) + 2d_z(q_2 q_4 - q_1 q_3) - s_x \\ 2d_x(q_2 q_3 - q_1 q_4) + 2d_y(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_4^2) + 2d_z(q_1 q_2 + q_3 q_4) - s_y \\ 2d_x(q_1 q_3 + q_2 q_4) + 2d_y(q_3 q_4 - q_1 q_2) + 2d_z(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - s_z \end{bmatrix} \quad (4.12)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{J}^T(\hat{\mathbf{q}}_E^S, \hat{\mathbf{d}}^E) &= \begin{bmatrix} 2d_y q_4 - 2d_z q_3 & 2d_y q_3 + 2d_z q_4 \\ -2d_x q_4 + 2d_z q_2 & 2d_x q_3 + 4d_y q_2 + 2d_z q_1 \\ 2d_x q_3 - 2d_y q_2 & 2d_x q_4 - 2d_y q_1 - 4d_z q_2 \\ -4d_x q_3 + 2d_y q_2 - 2d_z q_1 & -4d_x q_4 + 2d_y q_1 + 2d_z q_2 \\ 2d_x q_2 + 2d_z q_4 & -2d_x q_1 - 4d_y q_4 + 2d_z q_3 \\ 2d_x q_1 + 2d_y q_4 - 4d_z q_3 & 2d_x q_2 + 2d_y q_3 \end{bmatrix} \quad (4.13)
\end{aligned}$$

ここで、 q_{est} は推定クォータニオン、 d_x 、 d_y 、 d_z はそれぞれ地球座標系での x 、 y 、 z 軸を表し、 ${}^E d$ は事前に決められている地球上での基本軸を示す。また、 s_x 、 s_y 、 s_z はそれぞれ x 、 y 、 z 軸のオイラー角を表し、 ${}^S s$ はセンサ座標系での計測された方向を示す。

さらに、以下の式により、得られた加速度、地磁気からの推定値 $q_{\nabla,t}$ および角速度からの推定値 $q_{\omega,t}$ を重み γ をかけて足し合わせることで、クォータニオン値を推定している（相補フィルタ）。

$$\mathbf{q}_{est,t} = \gamma_t \mathbf{q}_{\nabla,t} + (1 - \gamma_t) \mathbf{q}_{\omega,t}, \quad 0 \leq \gamma_t \leq 1 \quad (4.14)$$

その後、Figure 4.7 の Group 1 のセクションにおいて地磁気誤差の補正を行い、Group 2 のセクションにてドリフト誤差の補正を行うことで、誤差補償を行っている。これは IMU から角度情報を得る際に、計算負荷が少なく、IMU により人の動作を計測する事例でもすでに使用されている^[91]。

このアルゴリズムを用いて動作情報を得る際の、本研究における座標の定義は、Figure 4.8 に示すように、対象者から見た前方方向を x 軸とした右手系とし、 x 、 y 、 z 軸まわりをそれぞれロール (θ_x)、ピッチ (θ_y)、ヨー (θ_z) とする。本研究では、体幹の屈曲伸展動作に関与する筋の活動に着目するため、ピッチ角のデータを解析に使用した。具体的には、それぞれの IMU から算出した姿勢角度情報を用いて、次式により、床に対する下腿のセンサの角度より足関節の角度変化を評価し、その他のセンサ同士の相対位置関係から左右の膝関節および股関節、骨盤に対する体幹部の角度変化を評価した。

$$\begin{aligned}
\theta_1 &= \phi_1 \\
\theta_2 &= 180 + \phi_2 - \phi_1 \\
\theta_3 &= \phi_3 - \phi_2 \\
\theta_4 &= \phi_4 - \phi_3
\end{aligned}
\tag{4.15}$$

式 (4.15) に対応する各関節の位置関係は Figure 4.8 に示す通りであり、 θ_1 は足関節角度、 θ_2 は膝関節角度、 θ_3 は股関節角度、 θ_4 は骨盤に対する体幹部の角度をそれぞれ表す。これらの処理により得られた関節角度情報を運動データとして BoB に入力した。

ここで、本研究にて使用した IMU および Madgwick アルゴリズムにより得られた角度の精度検証について記載する。この検証にて使用した、エンコーダとモータを搭載した実験装置を Figure 4.9 に示す。IMU はセンサ座標系の軸がモータの軸と合うように固定する。回転角度の時刻歴応答が正弦波となるようにモータを位置制御し、エンコーダの計測値と IMU の計測値を比較することで、その誤差の検証を行った。椅子の立ち座りにおける関節動作角度を想定し、与える正弦波の振幅を 90 deg, 周波数を 0.5 Hz, 1.0 Hz に設定し、1 周期の振動を 5 回繰り返す検証をそれぞれ 5 回行った。検証実験環境としては、妊婦対象の計測時と同様に、室内で、計測に必要なパソコン等が動作する中で行った。実験結果について、エンコーダおよび Madgwick アルゴリズムにより算出された角度の時刻歴を Figure 4.9 にそれぞれ赤色の実線、青色の実線で示す。得られたそれぞれの角度情報から、エンコーダの結果を真値として Root-mean-square error (RMSE) を算出すると、平均でそれぞれ、0.5 Hz の試行では 0.9026, 1.0 Hz の試行では 0.8694 であった。

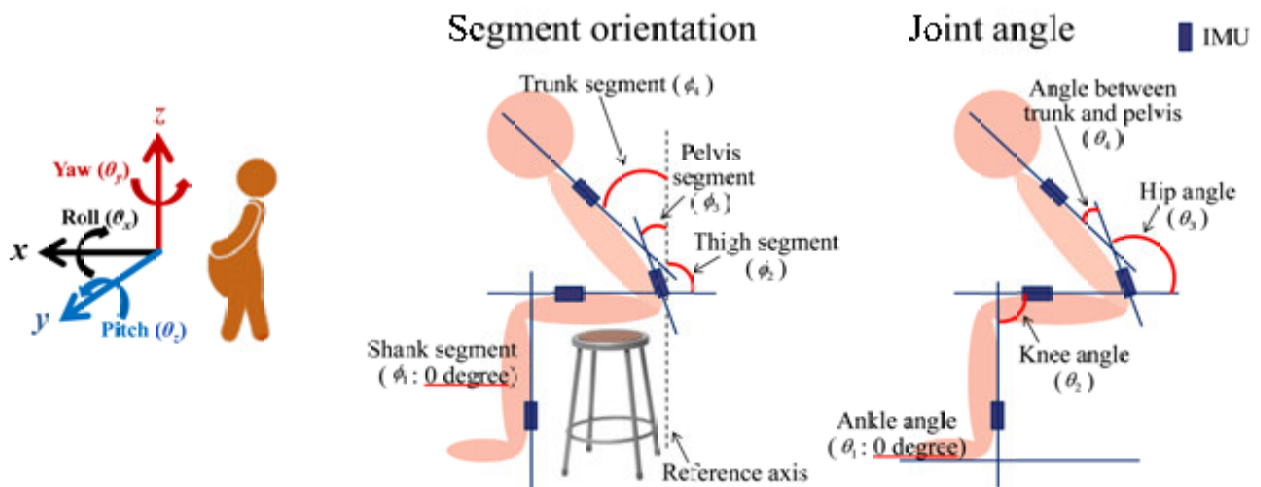


Figure 4.8 Coordinate system and definition of angles in the study

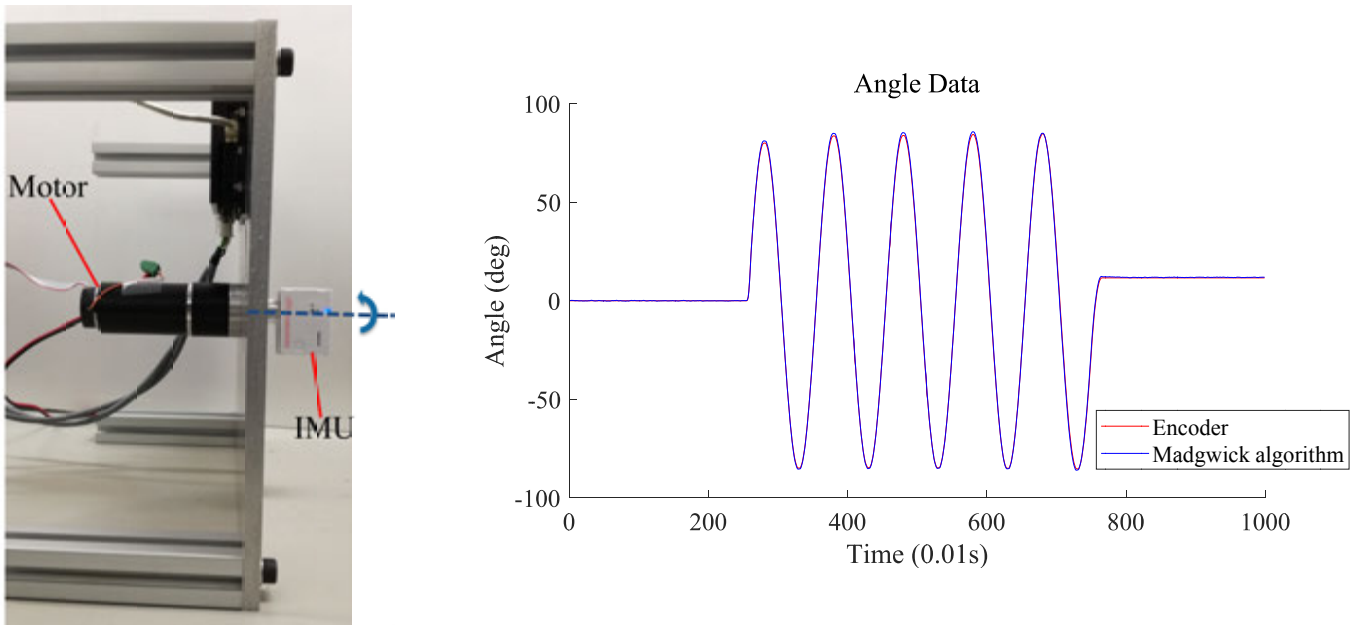


Figure 4.9 Experimental setup and result of time histories of pitch angle for verification of angle data from Madgwick algorithm

次に、WBB から取得された床および座面からの反力を力データとして BoB に入力した。なお、WBB は前後左右の 4 面にフォースセンサが内蔵されているため、足部への反力に関しては片側ごとに、足部下に位置する前後の 2 つのフォースセンサの値を利用して、反力を加える位置を決定した。具体的には、片側の前方と後方のフォースセンサにかかる力の合計値に対する後方のフォースセンサにかかる力の割合を算出し、足部中央線上の後端からその割合の分前方に、2 つのフォースセンサにより得られた力データを垂直成分の反力として加えた。これにより、前方にかかる力が大きければ大きいほど、力を加える場所は前方になる。座面からの反力に関しては、左右成分は区別せず、前後の 2 面にかかる力の割合から、足部と同様に、前方にかかる力が大きければ大きいほど力を加える位置が前方になるように位置を決定し、4 つのセンサの合計値を骨盤セグメントの中央線上に垂直成分として加えた。

これらにより、筋骨格モデルにおける逆動力学解析により関節トルクを算出した。この際、4.5 節で示したように、関節トルクを参照値とした Cost function による最適化計算により、筋トルクも算出される。

4.6. 遺伝的アルゴリズムを用いた筋トルク推定

妊婦筋骨格モデルによる筋トルク算出結果から、一般的に筋骨格モデルの限界とされているように、現行の妊婦筋骨格モデルでは拮抗筋の同時収縮が考慮されていないことが確認された (4.7.1 項にて結果開示)。これより、本研究では、MVC の筋電図計測を

行わずに、筋電図パターンを入力値として、GA による解の探索により筋トルク推定モデルのパラメータを決定することにより、拮抗筋の同時収縮時の筋トルクを推定した。Oyong らは、MVC タスクが困難な対象者のために、動作計測と身体情報を用いて逆動力学計算により得られた関節トルクを教師信号とし、その関節トルクが発生する動作中の筋電図パターンを入力値として、GA を用いた解の探索によりパラメータを決定する筋トルク推定モデルを提案している^[46]。GA を選択した理由としては、参照値として用いる筋電図波形データが非線形であること、解の探索に用いる筋トルク推定式が複雑であることがあげられる。この研究では、筋電図パターンから筋トルクを算出する際に適していると考えられる計算式を複数通り提示し、相関解析の結果を用いて、特に筋電図から筋トルクを推定するのに最適である計算式を報告している。本研究では、そのうちのもっとも筋トルク推定精度が良いと報告されている以下の式を採用した。

$$\tau_{est}(k) = x_1 E(k)^{x_2} + x_3 E(k)^{x_4} \quad (4.16)$$

ここで、 $E(k)$ は筋電図データであり、 k はサンプリング時間を表している。 x_j は GA を用いた解の探索により決定するモデルパラメータ、 $\tau_{est}(k)$ はこのモデルを用いて算出される推定筋トルクを表す。ここで、 x_1 および x_3 は、主に、関節トルクと比較して小さい値である筋電図計測結果のグラフ形状を変更せずに、同程度の大きさに合わせるために作用すると考えられる。また、 x_2 および x_4 は、筋電図計測結果が少数であるため、これらの値が 1 以上であれば、筋電図計測結果が大きければ大きいほど、推定筋トルクの増加率は小さくなる。これは、筋電図波形の振幅が増加すると、発揮筋力が対数的に増加すると報告されており^[92]、これを反映するものと考えられる。また、筋電図波形が大きくなる際には、急激な運動でない限り、筋疲労により筋電図波形の振幅増加に対する発揮筋力増加率が小さくなることも知られており、これを反映しているとも考えられる^[93]。ただし、筋電図波形は常に発揮筋力の増加に合わせて増加するわけではなく、関節トルクに筋電図の波形を近似するにあたり、筋電図の一時の振幅増加の特徴がパラメータ決定に左右される可能性がある。そこで、2 つの項を足し合わせることで、例えば、第 1 項が筋電図波形の急激な立ち上がり箇所を関節トルクに近似するように働いたとしても、第 2 項がそのずれを補正するものと考えられる。なお、式 (4.16) は、外部からの力が加わっていない状態であれば、 E_i を取得した対象筋による推定筋トルク τ_{est} が、対象筋が作用する関節にかかるトルクの合計値と一致するという条件下の元、GA を用いた解の探索によりパラメータを推定する式である。ただし、Oyong らの提唱する式 (4.16) は一つの筋に対して筋トルクを推定するものである。本研究の目的は、同一の関節にかかる 2 筋の同時収縮時の筋トルクを推定することであるため、次式に示すように式 (4.16) の E_i に腹直筋の筋電図計測結果 E_{Rd} を代入したものと、脊柱起立筋の筋電図結果 E_{ES} を代入したものの和を二つの筋が発揮する筋トルクの合計値と定義し、以下の式を提案した。

$$\begin{aligned}\tau_{est}(k) &= \tau_{est_RA}(k) + \tau_{est_ES}(k) \\ \tau_{est_RA}(k) &= x_1 E_{RA}(k)^{x_2} + x_3 E_{RA}(k)^{x_4} \\ \tau_{est_ES}(k) &= x_5 E_{ES}(k)^{x_6} + x_7 E_{ES}(k)^{x_8}\end{aligned}\tag{4.17}$$

式 (4.17) により，腹直筋による筋トルク $\tau_{est_RA}(k)$ と脊柱起立筋による筋トルク $\tau_{est_ES}(k)$ の総和である $\tau_{est}(k)$ が算出される．なお，腹直筋は体幹を屈曲する方向に働き，脊柱起立筋は腹直筋と拮抗して体幹を伸展する方向に働くため，双方をピッチ角へ働くトルクのプラス要素とマイナス要素として足し合わせることで，同時収縮を再現することを考えた．ここで，最長筋は脊柱起立筋の代表筋であり，脊柱起立筋の筋活動を反映するものとして計測に用いた．また，筋トルクを推定するにあたり，筋電図波形の高周波ノイズを除去するため，8 Hz のローパスフィルタ処理を施した後に，式 (4.17) に適用した．ローパスフィルタ処理前後の筋電図波形を Figure 4.10 に示す．

本研究におけるシステムの概要図を Figure 4.11 に示す．対象者に合わせて変更した妊婦筋骨格モデルに，動作計測によって得られた運動データ，力データを入力することで，逆動力学計算により椅子の立ち座り動作時の関節トルクが算出される．そこで，本研究にて対象とする腹直筋および脊柱起立筋が走行する体幹部の関節にかかる関節トルクの合計値 τ_{act} を GA を用いた解の探索における教師信号とした．一方，式 (4.17) における τ_{est} が関節トルクの総和 τ_{act} に等しいと仮定されるため， $\tau_{est}(k)$ を入力信号とした．本

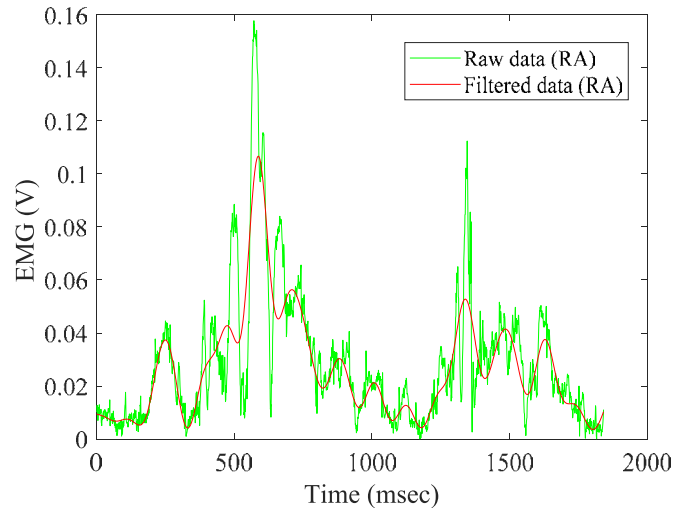


Figure 4.10 Electromyography (EMG) data of the rectus abdominal (RA) comparing the raw data (green line) and the filtered data (Red line).

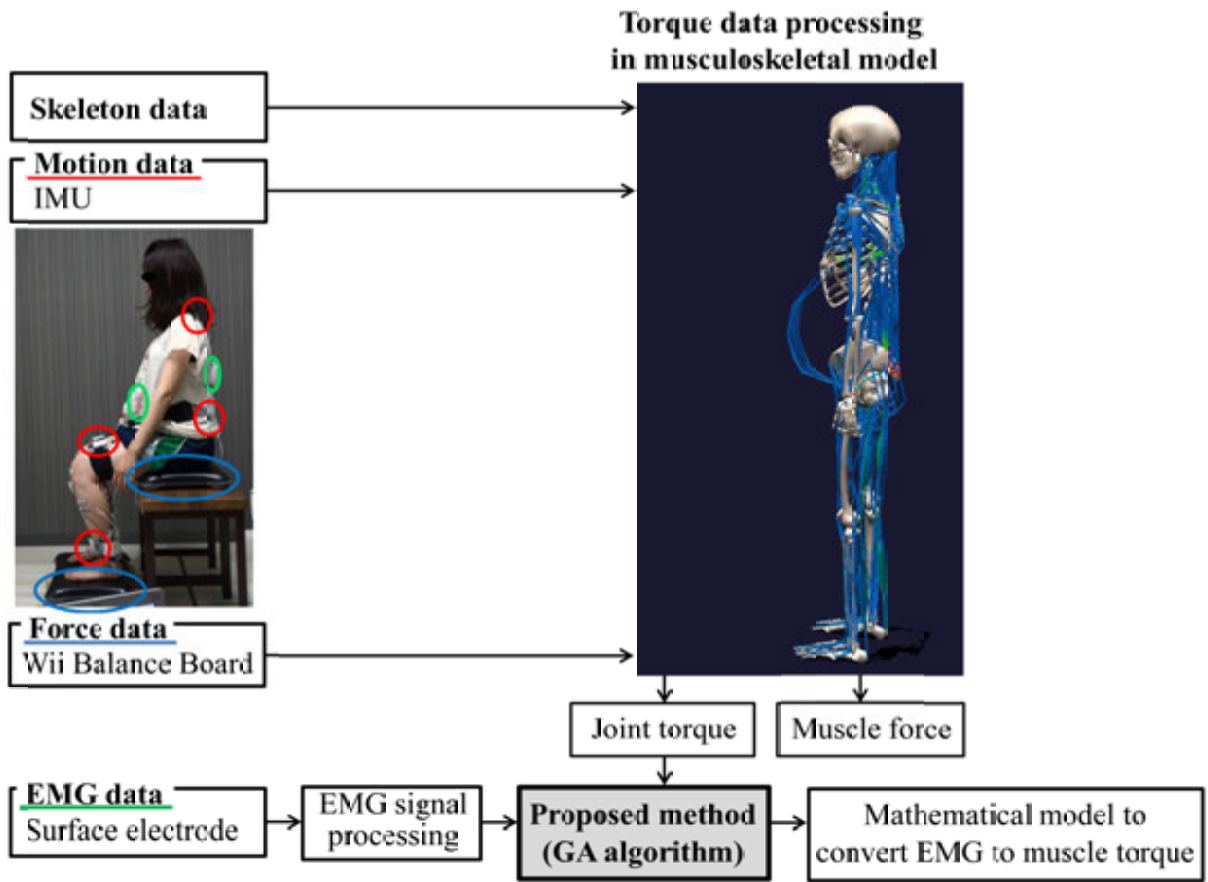


Figure 4.11 System overview

EMG: electromyography, GA: genetic algorithm, IMU: Inertial measurement unit.

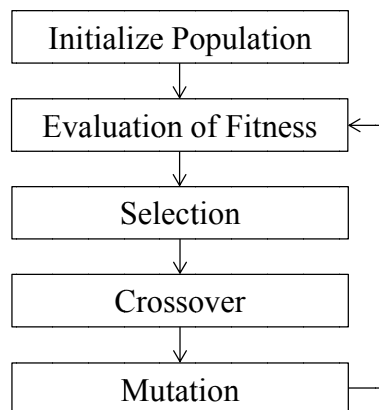


Figure 4.12 Genetic algorithm flow chart in section 4

研究における GA の計算手順を Figure 4.12 に示す. 本研究での初期遺伝子集団の構成は, 遺伝子の長さが, GA により決定するパラメータ数である 8 次元, 個体数を 10 個と設定し, ランダムに生成した (Initialize Population). 次に, すべての個体に対して次式により適応度の評価を行った (Evaluation of Fitness).

$$V_{FS} = \frac{1}{\sum_{k=1}^{7n} (\tau_{act}(k) - \tau_{est}(k))^2} \quad (4.18)$$

なお, n は τ_{est} および τ_{act} それぞれのデータ数を表す. 式 (4.18) における適応度 V_{FS} は任意の推定筋トルク τ_{est} が, 本研究で真値として扱う関節トルク τ_{act} に近い値をとる際に値が大きくなる. 続いて, 得られた 10 個の V_{FS} をランダムに選択した 10 個の集団を 5 パターン用意し, 各パターンの中で最も適応度の高いものを選択するエリート戦略により, 新たに 10 個の集団により構成される親遺伝子集団を選択した (Selection). さらに, 親遺伝子集団を決定した後には, 遺伝子を掛け合わせ新しい子の遺伝子を作り出す交叉を行う (Crossover). 本研究では, 交叉確率を 80% とし, 遺伝子交換の基準となる点 (交叉点) をランダムに設定し, その点を境に後ろの遺伝子配列全てを交換する, 一点交叉を行った. 最後に, 解の探索範囲を広げるため, 交叉により生み出されたこの遺伝子の値をランダムに変更する突然変異を行う (Mutation). ここでは, 10 個体のうちの 1 個体をランダムに選択し, その個体においてランダムに選択された 1 遺伝子について, 任意の変数に変更した. 突然変異発生確率は 35% とした. 本研究においては, 探索的に関節トルクにできる限り一致する筋トルク推定を目指すため, 特に終了条件を設けず, 適応度の変化がなくなるまで, 計算手順を繰り返した. これらの手順により, 最適化問題の解探索を行い, 式 (4.17) におけるモデルパラメータ x_j を決定した. この際, 全 8 試行のうち 7 試行分を学習データとしてモデルパラメータ x_j を決定し,

残りの 1 試行分の筋電図データを用いてパラメータを検証した. さらに, 次式により RMSE を学習データ (d_{L_RMSE}) と検証データ (d_{V_RMSE}) のそれぞれに算出することで, 学習データのノミナル性能と, 検証データにおけるロバスト性能の検証を行った. これより, 本研究では, 8 回の解の探索と筋トルク推定の過程を遂行した.

$$d_{L_RMSE} = \frac{1}{7} \sum_{j=1}^7 \left(\sqrt{\frac{1}{n(j)} \sum_{k=1}^{n(j)} (\tau_{act_L}(k) - \tau_{est_L}(k))^2} \right) \quad (4.19)$$

なお, 式 (4.19) における τ_{act_L} は学習データにおける関節トルク, τ_{est_L} は学習データにおける推定筋トルクをそれぞれ表す. また, j は学習データのデータセット数であり, $n(j)$ は j 番目の学習データセットにおけるデータ数を表す.

$$d_{V_RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (\tau_{act_V}(k) - \tau_{est_V}(k))^2} \quad (4.20)$$

なお、式 (4.20) における τ_{act_V} は検証データにおける関節トルク、 τ_{est_V} は検証データにおける推定筋トルクをそれぞれ表す。また、 n は検証データのデータ数を表す。

4.7. 結果と考察

筋骨格モデルを本研究対象者に合わせて変更した妊婦筋モデルによる筋トルクの算出結果、および GA を用いた最適化問題の解探索により推定した筋トルクの結果とそれに対する考察を以下に述べる。

4.7.1. 妊婦筋骨格モデルによる筋トルクの算出結果

妊婦筋骨格モデルにより算出された腹直筋と脊柱起立筋の筋トルク、およびその際の空間座標系に対する骨盤の傾斜角度と、骨盤に対する体幹の相対角度を Figure 4.13 に示す。なお、骨盤に対する体幹の角度情報においては、プラス方向が屈曲、マイナス方向が伸展位を示す。これより、妊婦モデルと一般女性モデルの筋トルク算出結果を比較すると、一般的に提唱されている通り^[13]、妊娠中の腹部の膨らみに伴う腹直筋の伸張の影響として、腹直筋の筋トルク低下傾向が観察できる。同時に、脊柱起立筋の筋トルクが妊婦モデルにおいて増加していることも確認できる。これに関しても、先行研究にて報告されている現象と同様の結果を得られたといえる^[1]。これより、従来の筋骨格モデルに体重増加と体重心移動、および腹直筋の伸張を再現する変更を加えることで、妊娠期腰背部痛の特徴的な原因とされている、腹直筋の機能低下とそれに伴う体幹筋の活動変化を観察できたと考える。しかし、Figure 4.14 に示す腹直筋から取得した筋電図波形と比較すると、妊婦筋骨格モデルからの算出結果において、腹直筋の拮抗筋としての活動が反映されていないことが分かる。例えば、妊婦筋骨格モデルにおける腹直筋と脊柱起立筋の筋トルク算出結果を示した Figure 4.15 を見ると、椅子から立ち上がる際の体幹を起こす動作(体幹の伸展動作)時に腹直筋がほぼ活動していないように算出されており、体幹伸展における主動筋である脊柱起立筋に対する、拮抗筋である腹直筋の作用が考慮されていないことが分かる。これにより、筋骨格モデルの限界点とされている同時収縮時の筋トルクが、現行の妊婦筋骨格モデルにても算出困難であることが実際に確認できた。

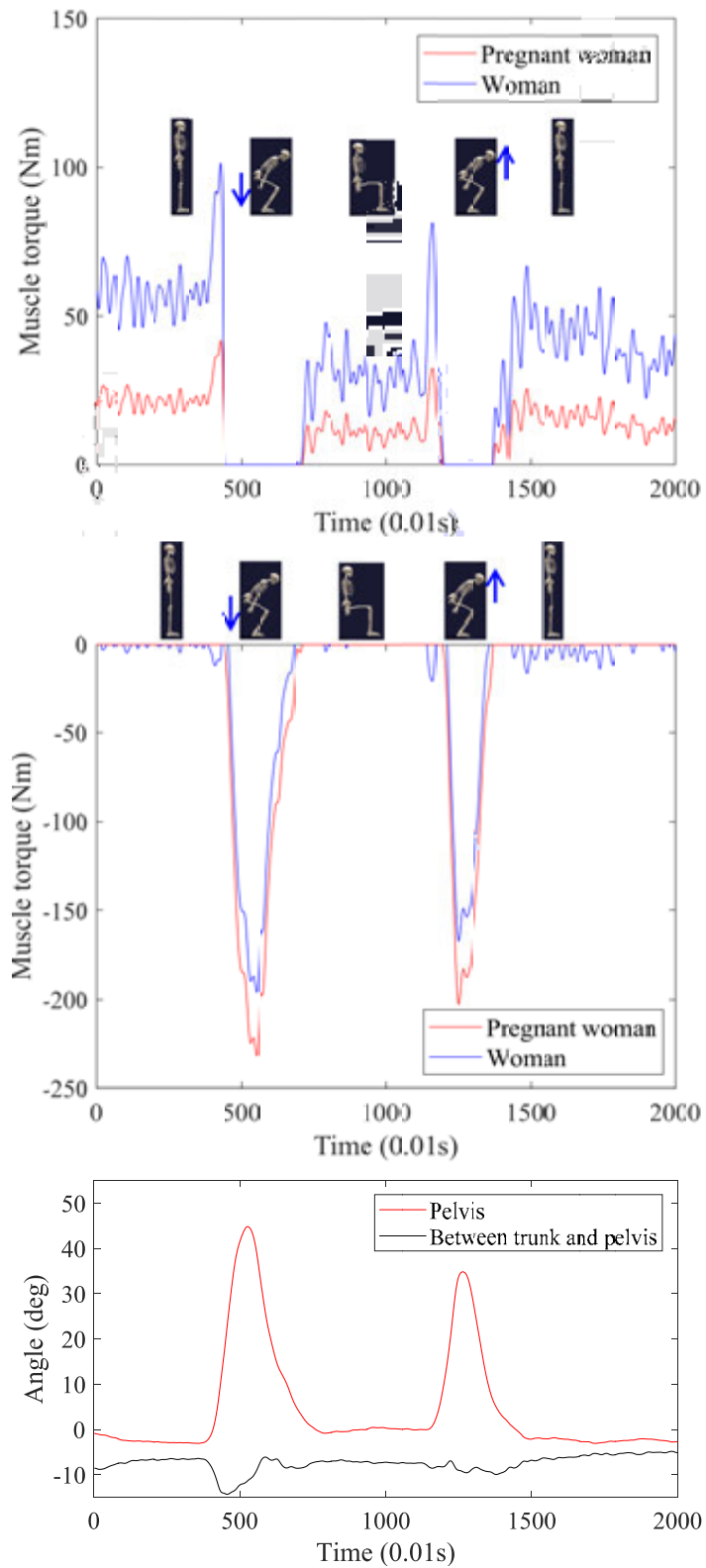


Figure 4.13 Muscle torque of the rectus abdominal [upper] and erector spinae [middle] comparing a pregnant woman and a non-pregnant woman with joint angle [under] during the sit-to-stand (STS) motions according to the musculoskeletal model

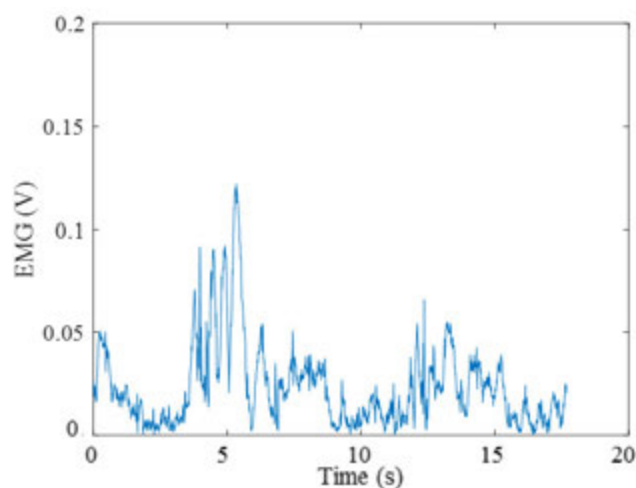


Figure 4.14 Results of muscle activation patterns of the rectus abdominis with EMG

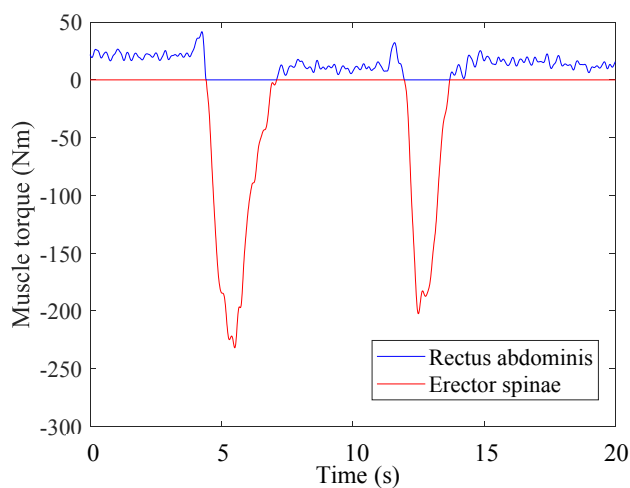


Figure 4.15 Results from estimating the muscle torque of the rectus abdominis and erector spinae with the musculoskeletal model

なお、筋骨格モデル (BoB) における筋トルクの算出においては、胎盤の膨らみに伴い伸張される腹直筋の受動特性に関しては考慮していない。これは、妊娠期の腹直筋伸張に関しては、妊娠期特有のホルモン (リラキシンホルモン) により腱組織が弛緩することと、胎児の成長に伴い緩やかに腹直筋が伸張されることから、受動張力の影響は小さいと考えられる上に^[13]、その影響の推定が困難であるからである。しかし、4.7.2 項に示す筋電図を用いて推定した筋トルクに関しては、伸張された状態における腹直筋の筋活動を観察されているため、腹直筋の伸張による特性も包含されているものと考えられる。

4.7.2. GA を用いた最適化問題の解探索による筋トルクの推定結果

最適化問題の解探索により推定した椅子の立ち座り動作中の筋トルクの結果を Figure 4.16 に示す. ここで, 青色線は教師信号として使用した関節トルクの値を示し,

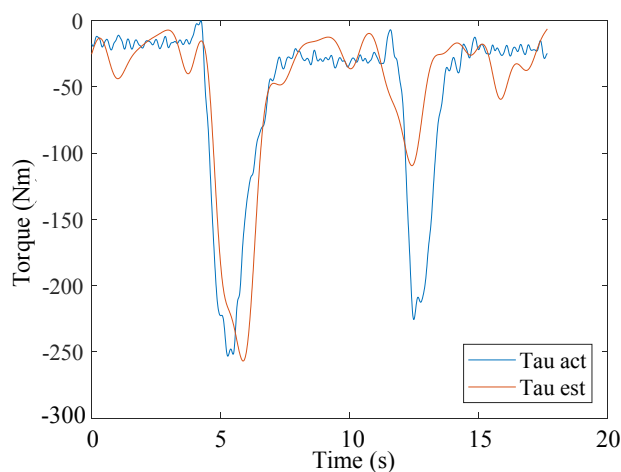


Figure 4.16 Results from estimating muscle torque using the GA in Trial 2

Table 4.6 Results of estimations using the genetic algorithm (GA).

	Associated Model Parameters				d_{L_RMSE}	d_{V_RMSE}
Trial 1	$x_1 = 5008.0$	$x_2 = 1.8$	$x_3 = 1010.0$	$x_4 = 2.2$	59.1027	69.0343
	$x_5 = 282.4$	$x_6 = 0.5$	$x_7 = 1092.2$	$x_8 = 75.7$		
Trial 2	$x_1 = 1560.2$	$x_2 = 2.1$	$x_3 = 1200.0$	$x_4 = 1.9$	59.0246	39.0054
	$x_5 = -197.0$	$x_6 = 6.4$	$x_7 = 2550.1$	$x_8 = 1.4$		
Trial 3	$x_1 = 1666.3$	$x_2 = 2.0$	$x_3 = 2187.1$	$x_4 = 1.8$	74.3103	57.0290
	$x_5 = 2180.7$	$x_6 = 1.2$	$x_7 = 2998.5$	$x_8 = 8.9$		
Trial 4	$x_1 = 302.5$	$x_2 = 2.0$	$x_3 = 1670.2$	$x_4 = 1.8$	76.7090	54.4272
	$x_5 = 3980.9$	$x_6 = 7.2$	$x_7 = 2999.3$	$x_8 = 1.4$		
Trial 5	$x_1 = 613.1$	$x_2 = 2.0$	$x_3 = 826.6$	$x_4 = 2.0$	66.0801	59.7488
	$x_5 = 1906.3$	$x_6 = 1.3$	$x_7 = -1397.6$	$x_8 = 3.4$		
Trial 6	$x_1 = 895.3$	$x_2 = 1.8$	$x_3 = 737.4$	$x_4 = 1.7$	74.1615	58.9333
	$x_5 = 2006.8$	$x_6 = 1.7$	$x_7 = 1555.1$	$x_8 = 1.3$		
Trial 7	$x_1 = 5002.0$	$x_2 = 1.4$	$x_3 = 1012.0$	$x_4 = 2.1$	60.4983	61.6914
	$x_5 = -801.5$	$x_6 = 1.1$	$x_7 = 1051.2$	$x_8 = 0.8$		
Trial 8	$x_1 = 787.4$	$x_2 = 2.0$	$x_3 = 539.7$	$x_4 = 2.0$	72.2385	53.9310
	$x_5 = 1925.0$	$x_6 = 8.1$	$x_7 = 4619.7$	$x_8 = 1.6$		

橙色線は腹直筋および脊柱起立筋の筋トルクの合計値を示している。解の探索により決定されたパラメータの値および学習データと検証データそれぞれの RMSE の値を Table 4.6 に示す。この RMSE に関して、学習データと検証データにおいて大きな差異がある、あるいは毎回大きく変化することは、学習データの選択により結果が異なるということになり、望ましくない。これに対し、Table 4.6 から分かるように、本研究における学習データと検証データの RMSE はすべての試行において一定の値を示していることが分かる。また、体幹屈曲伸展動作中の筋トルクの最大ピーク値が τ_{act} のピーク値よりも遅れていることについて、先行研究においても筋発揮のピークは体幹の最大屈曲ピークより遅れて生じるという報告があり^[94]、筋電計測結果を用いたことにより筋発揮パターンをより正確に反映した可能性が考えられる。ただし、本結果に関しては、検証データ数が少ないことにより、立証には至っていない。いずれにせよ、RMSE の結果により、本研究にて提案したモデルと GA によって決定されたパラメータは、腹直筋と脊柱起立筋の同時収縮時の筋トルクを推定するにふさわしい結果であるといえる。

本研究において決定されたパラメータにより算出した腹直筋と脊柱起立筋の筋トルクのそれぞれの値の一例を Figure 4.17 に示す。この試行において、教師信号である関節トルクと推定筋トルクの高かった 5.25 秒時点において、腹直筋は 18.62 N、脊柱起立筋は 233.2 N の値を示している。この結果を見ると、妊婦筋モデルにおいてはこの時点での腹直筋の筋トルクは 0 N と算出されていたのに対し、本提案手法を用いることにより、拮抗筋としての腹直筋の活動を推定できていると考えられる。この腹直筋の活動は、体幹の体節の安定性を高めると同時に、体幹を屈曲させる方向にも働く。実際に、妊婦筋骨格モデルにおける脊柱起立筋の筋トルクは 223.2 N と算出されており、本

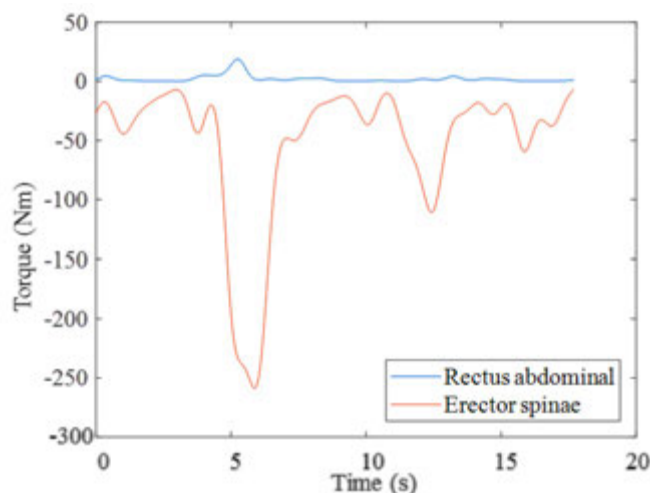


Figure 4.17 Results from estimating muscle torque of the rectus abdominis and erector spinae using the GA in Trial 2

手法における結果と比較すると小さい筋トルクの値となっている。これより、脊柱起立筋にかかる筋活動は拮抗筋である腹直筋が働くことで、働かない場合と比較して大きくなることが分かる。脊柱起立筋への筋負荷は、腰背部痛の主要な因子であるため、この現象は妊娠期の腰背部痛改善アプローチにおいて看過できない現象である。妊娠期には、胎児成長に伴う体重増加および体重心の前下方移動により腰背部筋への負荷が増加し、この負荷が腰背部痛の原因となる。これに加え、体重心位置変化や妊娠期特有のホルモンによる関節安定性の低下により、体幹部の安定性が低下すると、拮抗筋である腹直筋の活動が誘発されることが考えられ^[95]、これもまた腰背部筋の筋活動、ひいては筋負荷増加に起因する。これより、本研究手法により拮抗筋の働きによる脊柱起立筋の筋トルク増加が確認されたことは、妊娠期の腰背部痛改善アプローチにおいて筋負荷を評価する際に重要な情報を確認できたと考える。さらに、本研究手法では、これまで筋電図を用いた筋トルクの推定に必要とされていた最大筋発揮を必要としないため、特に腹直筋の最大筋発揮が禁忌である妊婦にも適用可能な手法である。

ここで、腹直筋筋トルク算出結果に関して、Figure 4.13 より、一般女性モデルにおいて立位および座位時に筋トルク発揮が確認できる。これについて、本研究では一般女性モデルと妊婦モデルとを同一動作で比較するために、妊婦を対象とした運動計測における動作および反力データを使用し、モデルのみ一般女性と妊婦モデルを使用している。これにより、Figure 4.13 の体幹角度情報のグラフにも示されるように、骨盤が後傾位にある上に、骨盤に対して体幹が伸展位にある姿勢となっており、立位および座位時にも腹直筋が活動している結果になっていると考えられる。また、脊柱起立筋筋トルク推定結果の最大値をみると、約 250 Nm の値を示している。逆動力学計算による体幹部の筋トルクや関節モーメントの算出結果に関しては、先行研究においてはバラつきがみられるが、一般成人モデルによって荷物を持ち上げる際の体幹伸展運動中の体幹部の筋トルクおよび関節モーメントを算出したものにおいては^[96-99]、最大で 200~250 Nm 程度の値が報告されている。本研究におけるモデルでは、妊婦の特徴として体幹前方部に質量を付加しており、これにより荷物を持ち上げる先行研究の結果に類似した値を示したと考えられる。実際に、子宮周りの腹部に付加した質点の位置を体幹部に近づけると、筋骨格モデルから算出される関節トルクが小さくなることを確認しており、質点の付加位置に関しては、体重心位置の確認も含めた検討の余地があると考えられる。これらに加え、動作情報として使用した角度情報に関して、滑らかでない波形が確認され、これが余剰な体幹の動きとしてモデルに入力され、関節トルクが通常より大きく算出されている可能性も考えられる。これらより、本研究における筋トルクの推定結果に関しても、今後、実測値との比較も含めて検証することで、より実践に即した値を取得可能になると考える。本研究においては体幹部の筋を腹直筋と脊柱起立筋に簡易化しているが、今後、対象とする筋を増やすことで、推定筋トルク値の信頼性が向上すると考えられる。しかし、本研究により、拮抗筋の同時収縮を考慮した上での、体幹伸展および屈曲筋の

相対的な筋トルク発揮状況を確認できたことは、妊娠期腰背部痛改善のための動作指導を行うにあたり、有益な情報が提供されたと考える。

また、各筋の動作時の筋トルク推定結果を確認すると、腹直筋に関して、立ち上がりにおいて体幹を伸展させる際にも活動が見られ、遠心性収縮が生じていることが分かる。この理由としては、先述した体幹の安定のための拮抗筋の活動に加え、胎盤の膨らみにより膨隆した腹部を支えるために、腹直筋が緊張している可能性も考えられる。これは、妊婦における、特徴的な拮抗筋の同時収縮活動の一因であるとも言える。同様に、脊柱起立筋においても、体幹を屈曲する際にも活動が観察され、遠心性収縮が生じていることが分かる。これについては、前方に屈曲していく体幹を制動するために活動が生じていると考えられる。その後、体幹前屈に引き続いて体幹を伸展させるフェーズにおいては、求心性収縮により体幹を引き起こす役割を果たしていることが観察できる。一般的に、遠心性収縮は筋に対する負荷が大きいとされており、本研究においては筋トルクを推定するのみにとどまっているが、今後、特に体幹の伸展と屈曲のフェーズを区別しながら筋発揮を観察することで、腰背部痛との関連性を観察することができる可能性がある。

本研究において床および座面からの反力を計測するために用いた WBB は、垂直成分のみ計測可能な機器であり、水平成分の計測は行っていない。これより、本研究での動作計測においては、水平方向の反力に関わる動きは少なかったものの、今後は、水平成分の反力も入力値として取得した計測が望まれる。これは、椅子の立ち座り以外の前後左右への動きの大きな動作を対象とする際には、特に注意する必要がある。また、妊娠による姿勢変化に伴い体幹部の安定性が低下した際に体幹部拮抗筋活動が誘発されることを立証した知見は存在しないが、一般成人における姿勢安定のための体幹部拮抗筋活動は報告されており^[95]、本研究ではこの知見をもとに考察を行っている。これより、妊娠中の姿勢安定性と拮抗筋活動状況の関連性を調査することも、腰背部痛改善動作指導にあたり必要な情報となると考えられる。さらに、一般的に、筋電図の波形の立ち上がりから筋トルク発揮までの間には、30 ms～100 ms 程度の電気力学的遅延 (EMD: Electromechanical delay) と呼ばれる時間遅れが生じることが報告されている^[100]。本研究においては、複数の試行を学習データとしてパラメータを決定し、異なる試行である検証データにおいて検証しているため、適用が困難である。しかし、解の探索に用いる筋トルク算出式に、時間遅れを考慮する項や、筋トルク発揮の立ち上がりの遅延を考慮する指数関数を取り入れることで、筋トルク推定値の向上が見込まれることも考えられる。

4.8. 結言

本研究では、腹部膨隆により伸張された腹直筋および体重心位置の移動を再現した妊婦版筋骨格モデルを用いることで、一般女性と比較して腹直筋の発揮筋トルクが小さく、脊柱起立筋の筋活動が大きくなることを再現できることを確認した。さらに、妊婦を対

象とした椅子の立ち座り動作実験から得られた筋電図計測結果を用いて、MVC を必要とせずに、筋電図を入力信号とした、体幹屈曲伸展運動における主動筋と拮抗筋の同時収縮を考慮に入れた筋活動の推定を行った。今後は、このモデルを用いて妊婦の動作中の筋活動を評価することにより、筋負荷も含めた動作の特徴を調査することで、有効な動作改善指導の一助になると考える。

第 5 章 妊婦における筋活動推定手法 を用いた IMU による動作評価角速度指 標の有効性の検証

5.1. 緒言

本章では、筋電図を用いることなく、慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) を用いた動作および筋活動の双方の評価法を提案する。

妊娠期腰背部痛改善を目的とした動作改善指導を行うには、動作のみならず筋活動まで評価することで、効果的な動作指導が可能となる。またこの際、複数の機器を用いることなく、最小限のセンサで評価ができることが望ましい。本論文におけるこれまでの章により、第3章では、体幹下部に装着したIMUから得られる角速度データを用いて、腰背部痛有訴妊婦特有の動作が確認できることを示した。また、第4章では、動作計測により得られたデータを用いて、脊柱起立筋と腹直筋の同時収縮を考慮した、双方の発揮筋トルクを推定できる手法を提案した。

そこで本章では、第3章で示した椅子の立ち座り動作における腰背部痛有訴妊婦特有の動作に関して、第4章で提案したモデルを用いて脊柱起立筋の筋活動を推定する。これにより、妊娠期腰背部痛との関連が確認された椅子の立ち座り動作に関して、運動計測に加えて、腰背部痛の主要因である筋活動、ひいては筋負荷も含めた評価法を提案する。

5.2. 研究デザイン・倫理的配慮

本研究は妊婦を対象とした椅子の立ち座り動作計測実験により、腰背部痛有訴妊婦特有の動作と腰背部痛に寄与する筋活動の関連性を調査した横断研究である。研究遂行に際して、医療法人葵鐘会の倫理委員会の承認を得て調査を実施し（承諾書番号：2015_002）、調査に先立って対象者には研究の趣旨を十分に説明し、研究に参加することに同意を得た。さらに、計測実験中は理学療法士の有資格者が対象者のそばに控え、リスク管理を行った。

5.3. 対象者

妊婦定期検診を受診するために、愛知県内にある産科婦人科クリニックを訪れた妊婦を対象とした。本研究では椅子の立ち座り動作時に起こる腰背部痛と筋トルクとの関連性を調査するため、椅子の立ち座り動作時に腰背部痛を感じたことのある妊婦を対象とした。また、4章で構成した筋骨格モデルを適用することと、特に体形の変化が大きい妊婦の動作を調査するために、妊娠後期妊婦であることを包含基準とした。ただし、合併症、早産や妊娠高血圧症候群などの異常妊娠経過、その他妊娠経過に影響するような疾患などを有していない妊婦を対象に研究協力者を募った。実験に先立ち、対象者が運動計測に影響を与えるような外傷あるいは損傷のないことを確認した。上記の包含基準を充たし、研究協力の承諾が得られた妊婦の対象者特性と各群の各指標の比較結果

Table 5.1 Demographic characteristics of all participants

	Total (<i>N</i> = 11)	Having LBP during trial 2 (<i>N</i> = 9)	Not having LBP during trial 2 (<i>N</i> = 2)	<i>p</i> -value
Age (years)	30.0 ± 3.1	29.4 ± 2.9	32.5 ± 3.5	0.218
Height (cm)	156.2 ± 5.8	156.6 ± 6.4	154.5 ± 0.7	0.582
Mass at the Experiment (kg)	62.1 ± 10.9	61.2 ± 9.7	65.8 ± 20.2	0.727
Mass before Pregnancy (kg)	50.8 ± 7.3	49.7 ± 6.1	55.5 ± 13.4	0.582
Weeks of pregnancy (weeks)	34.5 ± 2.0	34.6 ± 1.9	34.5 ± 3.5	0.999
Number of Childbirth before the experiment	0.7 ± 0.6 [0-2]	0.8 ± 0.7 [0-2]	0.5 ± 0.7 [0-1]	0.727

LBP: Low back pain, BADL: Basic activities of daily living.

Values are shown as mean ± standard deviation.

(Mann-Whitney の *U* 検定) を Table 5.1 に示す. 本研究対象者は 11 名で, 平均妊娠週数と標準偏差は 34.5 ± 2.0 週であった.

5.4. 椅子の立ち座り動作評価

第 3 章で示した, 腰背部痛有訴妊婦の椅子の立ち座り動作における筋活動を評価するため, 以下の手順で運動計測実験および取得データの処理を行った.

5.4.1. 運動計測

計測に使用した椅子および計測機器に関しては, 第 4 章の実験環境と同様の条件で行った. 本研究における動作計測実験の実験環境を Figure 5.1 に示す. 6 台の慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit; TSND151, ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) を各対象者の体節に装着し, それぞれから得られるデータを用いて, 運動データとして各体節の姿勢および動作角度情報を算出した. 筋電図計測に関しては, 運動データ取得に使用した IMU と同時に使用することで, 計測データの同期がとれる生体信号計測用アンプ (AMP-151 ATR-Promotions Co., Ltd., Kyoto, Japan) により計測を行った. ディスポーザブル電極を貼付する箇所についても, 体表から骨指標を確認することで第 4 章と同様の箇所になるように注意し, 腹直筋と, 脊柱起立筋の代表筋として最長筋の筋電図波形を取得した. カデータの計測についても, 第 4 章に準じて WBB (Nintendo, Kyoto, Japan) を

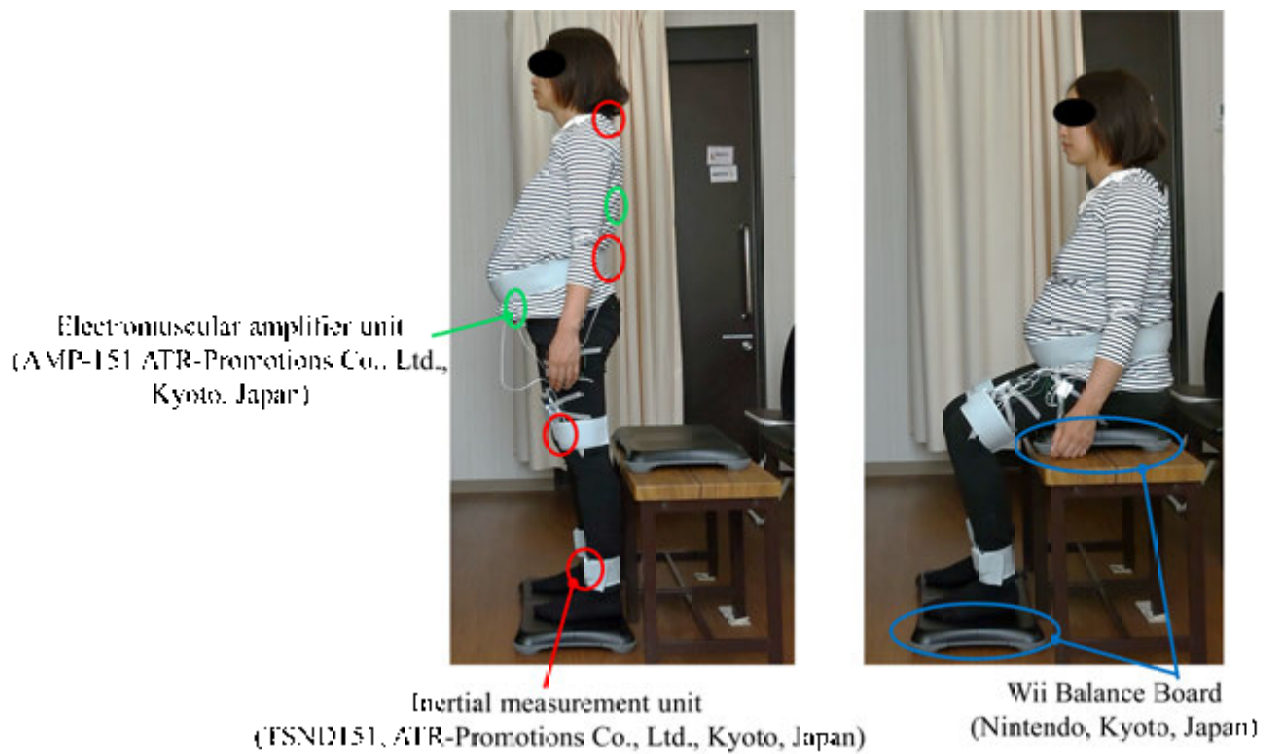


Figure 5.1 Experimental setting

Table 5.2 Value of Maximum peak and PP of each trial

	Trial slow	Trial fast
Maximum peak (deg/s)	70.09 ± 12.08	86.37 ± 12.93
PP (deg/s)	111.22 ± 15.30	129.58 ± 15.91

2台使用し、対象者の足部下および座面上に配置した。動作計測条件に関しては、第3章において示された腰背部痛有訴妊婦に特有の動作時における筋活動状況を確認するため、口頭にて動作の指示を行った。腰背部痛有訴妊婦特有の動作を行っているか否かの確認には、今後の動作改善指導への適用も視野に入れ、第3章において腰背部痛有訴妊婦特有の動作を反映する指標として示され、かつリアルタイムでの確認が容易であるピッチ角の角速度のMaximum peakを使用した。各対象者が椅子の立ち座り動作を行う際に、検者がリアルタイムで体幹下部に装着したIMUから得られる角速度データのMaximum peakを確認し、Maximum peakが第3章における腰背部痛有訴妊婦のものと同

程度の値を示すように、体幹屈曲伸展運動速度の変更を促した。本実験では、11名中9名の妊婦が、Trial fastにおいて腰背部痛を訴えた。この際、疼痛程度評価尺度 NRSにより腰背部痛程度について聴取した。本運動計測手順により、体幹部のピッチ角の角速度ピークが大きい腰背部痛有訴妊婦の動作 (Trial fast) と腰背部痛非有訴妊婦の動作 (Trial slow) を再現した。なお、それぞれの Trial において、立ち上がり、着座動作を3回ずつ行い、各動作間に約 10 秒間の静止期間を設けた。この際の各動作における Maximum peak の値を Table 5.2 に示す。

5.4.2. 筋骨格モデルの構成と関節トルクの算出

筋骨格モデルの構成に関しても、筋骨格モデルシミュレータ Biomechanics of Bodies (BoB; Marlbrook Ltd., Bromsgrove, UK) を用いて、第3章の手順に沿って行った。日本人女性に合わせて各体節および質量比を変更した身体骨格モデルを使用し、身長、妊娠前の体重、妊娠により増加した体重に関しては、本研究対象者それぞれに合わせて変更した。この各対象者ごとのモデルに、それぞれの対象者に対して行われた動作計測によって得られた運動データおよび力データを入力することで、逆動力学計算により関節トルクを算出した。

5.4.3. 筋活動推定

妊婦筋骨格モデルにより算出された関節トルクと、運動計測によって得られた筋電図データを用いて、第4章にて提案した筋トルク推定式 (4.17) により各 Trial 中の筋トルク値を推定した。第4章と同様に、腹直筋と脊柱起立筋の走行する体幹部の関節トルク

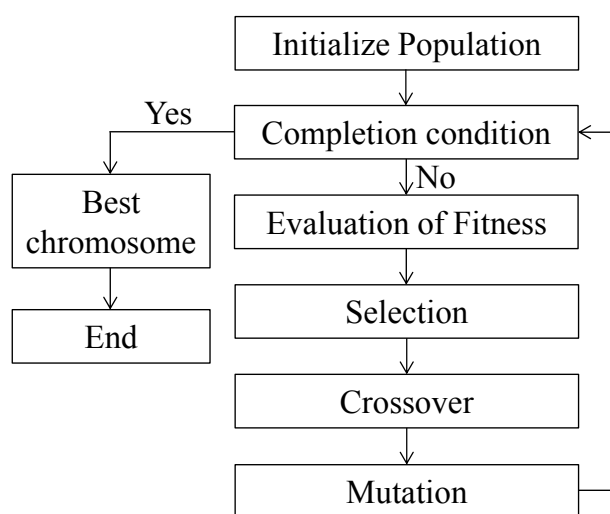


Figure 5.2 Genetic algorithm flow chart in section 5

を教師信号とし、筋電図データを入力値として、それぞれの対象者ごとに、次式における適応度 V_{FS} を最大化するように GA を用いた解の探索を行った。

$$V_{FS} = \frac{1}{\sum_{k=1}^n (\tau_{act}(k) - \tau_{est}(k))^2} \quad (5.1)$$

なお、 τ_{act} は妊婦筋骨格モデルにより算出された関節トルクを示し、 n は各試行におけるデータ数を表す。この手順により筋トルク推定モデルに用いるパラメータ x_j を決定し、この x_j と筋電図の計測値を用いて筋トルク τ_{est} を推定した。

本研究における GA の計算手順を Figure 5.2 に示す。初期遺伝子集団の構成から突然変異までの手順は、第 4 章と同じ手順で行った。これに加え、本研究では、一定の精度を保ちつつ、多数のデータセットにおける筋トルクを算出するため、解の探索の終了条件を以下のように設定した (Completion condition)。初めに、次式により、推定された筋トルクの精度を検証するために、Root-mean-square error (RMSE) を算出した。

$$D_{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (\tau_{act}(k) - \tau_{est}(k))^2} \quad (5.2)$$

この RMSE が小さいほど、推定された筋トルクの合計値と関節トルクの値との一致度が高く、精度が高いといえる。MVC タスクを用いた EMG を参考値に用いた筋トルク推定に関する先行研究において^[101]、体幹部の矢状面上の推定トルク結果は実測したトルクの最大値の 22.34% であり、この値はその他の同様の研究^[102,103]と比較しても同程度であったと報告されている。これより、本研究においてもこの値を充たすことを最低条件とし、各試行において、上述した RMSE が同試行の τ_{act} の最大値の 20% 以下になった時点で解の探索を終了することとした。

5.4.4. 筋トルク推定値における指標

腰背部痛の原因となる脊柱起立筋に着目し、GA を用いた解の探索により得られた筋トルクを用いて、動作中の筋活動を評価する指標として以下の 5 指標を算出した。なお、本研究においては脊柱起立筋のみに着目するため、第 3 章では腹直筋との比較のためにピッチ角のマイナス方向への働きを表現していた脊柱起立筋の筋トルクについて、筋トルクの大きさを理解しやすくするため、プラスの表現に変更している。筋トルク波形における指標の例を Figure 5.3 に示す。上段が椅子の立ち座り動作中の脊柱起立筋の筋トルクの値を示し、下段が同じ操作における体幹下部に装着した IMU より得られた、ピッチ角の角速度データを示す。初めに、第 3 章において腰背部痛有訴妊婦特有の動作として Maximum peak が大きいことが示されたため、角速度データにおける Maximum peak

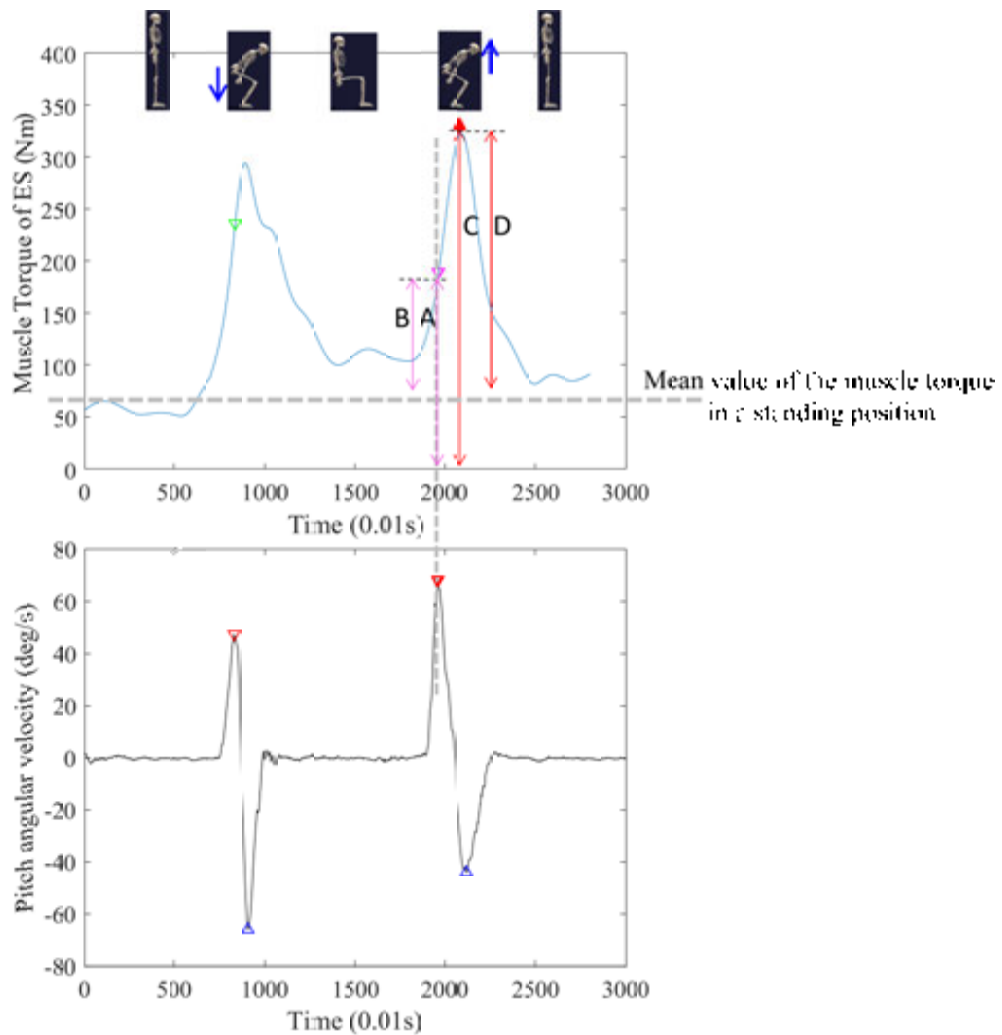


Figure 5.3 Indexes for evaluation of muscle torque

時の筋トルクの値 (Figure 5.3 Point A) を算出した。これより、腰背部痛有訴妊婦の椅子からの立ち上がり動作の特性を表す Maximum peak の値と、同時点での筋活動の関連性を調査する。次に、各対象者間の安静立位時の筋活動の差異を考慮し、安静時における筋活動の影響を取り除き活動時のみの筋活動を評価するために、Maximum peak 時の筋トルク値から安静立位時の平均筋トルク値を差し引いた値 (Figure 5.3 Point B) を算出した。ここで、Figure 5.3 より、立ち上がり動作時全体を通しての筋活動の最大値は Maximum peak 以降に出現している。これより、立ち上がり動作時の筋トルクの最大値を算出した (Figure 5.3 Point C) 。これにより、立ち上がり動作において最も筋活動の大きい、ひいては動作中の最も大きな筋負荷を評価できるといえる。さらに、安静時における筋活動の影響を取り除きベースラインを揃えたうえで、動作中の筋活動のみを評価

するために、立ち上がり動作時の筋トルク最大値から安静立位時の平均筋トルク値を差し引いた値 (Figure 5.3 Point D) を算出した。最後に、筋トルクの最大値のみならず、動作時の筋トルク発揮の総量を評価する指標として、立ち上がり動作時の筋トルクの Root-mean-square (RMS) を算出した。

5.5. 動作・筋活動・腰背部痛の関連性の調査

対象者 11 名の運動計測実験から得られた IMU による動作計測値, 推定筋トルクの値, 腰背部痛に関する聴取結果を用いて、動作、筋活動、腰背部痛の関連性を以下の手順で統計解析により調査を行った。統計解析には SPSS Statistics 23 (IBM 社製) を使用し、統計学的有意水準は 5%とした。

5.5.1 Maximum peak の違いによる筋活動の違い

Maximum peak の異なる椅子の立ち座り動作時の脊柱起立筋の推定筋トルク値を用いて、第 3 章で示された腰背部痛有訴妊婦特有の動作時と非有訴妊婦の動作による筋トルク値の違いを調査した。具体的には、5.4.4 項にて算出された、筋トルクの 5 指標に関して、全対象者 11 名のそれぞれに対して行った腰背部痛有訴妊婦特有の動作時 (Trial fast) の値と非有訴妊婦の動作時 (Trial slow) の値を Wilcoxon の符号付順位検定にて比較した。結果を Table 5.3 に示す。なお、太字は統計学的に有意であった項目を示す。この結果より、Trial fast における立ち上がり動作時の筋トルク最大値から安静立位時の平均筋トルク値を差し引いた値が、Trial slow におけるそれと比較して、有意に大きい

Table 5.3 Differences of evaluation indexes of muscle torque according to STS motion ($N = 11$)

Evaluation indexes of muscle torque	Trial fast	Trial slow	<i>p</i> -value
Muscle torque at MP (Nm)	187.0 ± 43.2	163.0 ± 53.6	0.213
Difference of Muscle torque at MP with stand (Nm)	128.5 ± 44.5	96.3 ± 36.1	0.110
Max of muscle torque (Nm)	257.2 ± 54.3	212.4 ± 82.2	0.062
Difference of Max of muscle torque with stand (Nm)	198.2 ± 60.1	143.9 ± 78.7	0.041
RMS of muscle torque	201.7 ± 34.7	189.3 ± 72.7	0.477

Values are shown as mean ± standard deviation.

STS: Sit to stand

MP: Maximum peak of angular velocity of pitch data

RMS: Root-mean-square

The data in bold is statistically significant.

ことが分かる。つまり、椅子の立ち上がりにおいて、腰背部痛有訴妊婦特有の動作では、安静立位時に対する脊柱起立筋の筋トルク最大値が大きくなることが示唆され、これが筋負荷となり腰背部痛に寄与する可能性が示された。これと同時に、Maximum peak の大きさの違いは、Maximum peak が出現する時点での筋トルクの大さの違いよりもむしろ、椅子の立ち座り動作における筋トルクの最大値の違い (Difference of Max of muscle torque with stand) を反映していることが確認された。また、Figure 5.3 より、動作時の筋トルク最大値の出現するタイミングは、第3章におけるPPにて表される時点に近いことが分かる。これより、次項では、角速度のMaximum peak およびPPのそれぞれにおいて筋トルクとの関連性を調査した。

5.5.2 動作と筋活動の関連性

5.5.1 項の結果を受け、角速度のMaximum peak およびPPと筋トルクとの相関関係を調査するために、角速度2指標と5つの筋トルク指標それぞれにおいて2変量の相関分析を実施した。なお、特に腰背部痛が発生する可能性のある動作において調査するために、本調査の統計解析にはTrial fastのデータを用いた。相関分析の結果をTable 4.5に

Table 5.4 Results of correlation analysis of motion and muscle torque ($N = 11$)

	Evaluation indexes of muscle torque	r	p -value
Maximum peak	Max of muscle torque (Nm)	0.073	0.688
	Difference of Max of muscle torque with stand (Nm)	0.120	0.507
	Muscle torque at MP (Nm)	0.011	0.950
	Difference of Muscle torque at MP with stand (Nm)	0.121	0.517
	RMS of muscle torque	0.112	0.536
PP	Max of muscle torque (Nm)	0.282	0.112
	Difference of Max of muscle torque with stand (Nm)	0.355	0.043
	Muscle torque at MPV(Nm)	0.141	0.434
	Difference of Muscle torque at MP with stand (Nm)	0.145	0.419
	RMS of muscle torque	0.176	0.327

MP: Maximum peak of angular velocity of pitch data.

RMS: Root-mean-square.

The data in bold is statistically significant.

示す。なお、 r は Spearman の順位相関係数を表し、太字は統計学的に有意であった項目を示す。これより、角速度の PP と立ち上がり動作時の筋トルク最大値から安静立位時の平均筋トルク値を差し引いた値に有意な正の相関関係を認めた。脊柱起立筋は体幹伸展筋であり^[104]、ピッチ角の角速度の PP が表す、体幹屈曲伸展の移行においては、ピッチ角に屈曲する体幹の制動作用に加え体幹を伸展するために、特に活動が大きくなることが予想される。なお、筋トルクがピークを示すタイミングをピッチ角速度と比較すると、Maximum peak と Minimum peak の間における、Minimum peak に近い時点であった。このことから、一連の立ち上がりにおいて、体幹を大きく前方傾斜させた後にその動作を制動し、かつ体幹を引き上げる運動において、脊柱起立筋の筋トルク発揮が最大となることが分かる。これより、第 3 章にて提案した体幹下部に装着した IMU から得られるピッチ角の角速度 PP にて、椅子の立ち上がり動作時の安静立位時に対する脊柱起立筋の筋トルク最大値を評価できることを確認した。

5.5.3 筋活動と腰背部痛の関連性

本研究においては、全対象者 11 名中 9 名の対象者が、Trial fast にて腰背部痛を訴えた。そこで、この疼痛発現時のデータを用いて、筋トルク値と腰背部痛程度との関連性を調べた。具体的には、腰背部痛を訴えた 9 名の Trial fast における筋トルク指標のそれぞれと、疼痛発現時に聴取した腰背部痛の疼痛程度との二変量の相関分析を行い、それぞれの相関関係を調査した。相関分析の結果を Table 5.5 に示す。なお、 r は Spearman の順位相関係数を表し、太字は統計学的に有意であった項目を示す。この結果から、椅

Table 5.5 Results of correlation analysis of muscle torque and low back pain ($N = 9$)

Evaluation indexes of muscle torque	r	p -value
Max of muscle torque (Nm)	0.743	0.022
Difference of Max of muscle torque with stand (Nm)	0.726	0.027
Muscle torque at MP (Nm)	0.143	0.382
Difference of Muscle torque at MP with stand (Nm)	0.367	0.331
RMS of muscle torque	0.376	0.319

MP: Maximum peak of angular velocity of pitch data.

RMS: Root-mean-square.

The data in bold is statistically significant.

子からの立ち上がり動作中の筋トルクの最大値と筋トルク最大値から安静立位時の平均筋トルク値を差し引いた値に関して、腰背部痛の程度との正の相関関係が確認された。これより、立ち上がり動作中の脊柱起立筋の筋トルク最大値、および安静立位時に対する筋トルク最大値が大きければ大きいほど、その際に生じる腰背部痛の程度も大きくなることが考えられる。

5.5.4 動作・筋活動・腰背部痛の関連性の調査結果と考察

第3章において腰背部痛有訴妊婦特有の動作を表す指標の一つとして、体幹下部の角速度のピッチ角の Maximum peak があげられていた。5.5.1 項の結果より、この Maximum peak の大小により椅子からの立ち上がり時の筋トルクの最大値が異なることが示された。しかし、Maximum peak の値で動作を変更したにも関わらず、Trial slow と Trial fast において Maximum peak 発現時の筋トルクには差異が確認されなかった。これに対し、Trial 間で差異が確認された、筋トルクの最大値が発現するタイミングは、第3章において提案した動作評価指標にあてはめると、PP に反映される時点と考えられた。これより、体幹角速度のピッチ角における Maximum peak に加えて PP と筋トルクとの相関関係を調査したところ、PP と安静立位時に対する脊柱起立筋の筋トルク最大値との間に正の相関関係が認められた。さらに、5.5.2 項において腰背部痛の疼痛程度と PP との間にも正の相関関係が確認された。これらより、妊婦の椅子の立ち座り動作時の体幹下部のピッチ角の角速度の PP の大きさにより脊柱起立筋の筋トルクの大きさを評価でき、さらに筋トルクが大きいことにより高い腰背部痛の疼痛程度が示されることが示唆された。これより、妊娠期の椅子の立ち座り動作による腰背部痛発生リスクを評価するにおいて、提案指標のうち PP を評価および修正することで、脊柱起立筋の筋トルク、ひいては腰背部痛を改善できる可能性が示されたと考える。これにより、使用環境制限が少なく、装着における対象者への負担も小さい IMU を 1 台用いることで、筋電計測を用いることなく、腰背部痛に関与する動作評価および筋活動評価を行うことができ、臨床への応用が期待されると考える。

妊娠期腰背部痛の多くを占める筋筋膜性腰痛の発生機序として、腰背部の筋肉に過度の負荷が加わり、筋や筋膜、あるいは筋筋膜の移行部、筋の骨への付着部にストレスが加わり同部位の損傷によって発症することが知られている^[72]。特に、脊柱の安定化を図るために、体幹において多くの関節をまたぐ脊柱起立筋が過度に活動することや、動いている脊柱を制動しようと遠心性の収縮様式にさらされることにより、同筋への過度の負荷が生じることが一因子として考えられている^[72]。本研究結果においては、腰背部痛有訴妊婦特有の動作を模擬することで、筋や筋膜へのストレスおよびその損傷を捉えるまでには至っていないが、その原因となる筋の活動が大きいことが確認された。さらに、この筋活動と腰背部痛の訴えの間にも正の相関関係が確認されたことより、妊娠期腰背部痛の一因となる脊柱起立筋の筋活動をj確認することができたと考えられる。一方、立ち上

がり時における痛みのタイミングに関しては、計測時に複数の対象者より、体幹を引き起こす際に痛むとの主訴があったものの、正確なタイミングの聴取はできていない。今後、動作計測時に痛みの発現するタイミングも同時に記録することにより、一連の動作における腰背部痛の発生機序を知る手掛かりとしていきたい。

妊婦特有のバイオメカニズムとして、妊娠期は腹部膨大による体幹前屈制限もあり、体重心を十分に前方に移行することが困難となり、床反力作用点が後方に位置した状態のまま立ち上がることが報告されている^[105]。これにより、例えば、第3章にて確認された **Maximum peak** を増加させる、つまり体幹を早く前方移行させることにより、体幹前屈制限がある中でも少しでも体重心を前方に移動させ、立ち上がり動作を遂行していることも考えられる。これは、体重心が後方にある状態で立ち上がるだけの十分な、体幹および脚の筋力を伴わない妊婦に特に見られる現象であると考えられる^[106]。本研究では、このような早い体幹の前方移行動作により、結果として体幹動作を制御する脊柱起立筋の活動が大きくなり、妊娠期腰背部痛に起因する可能性が示された。これより、妊娠期には体幹前屈制限により体重心移動を十分に行うことが困難であることも考慮し、体幹前方移動の反動ではなく、例えば脚力を活かした動作により腰背部への負荷の小さい動作を行うような動作指導が有効である可能性が考えられる。

腰背部痛に関連する因子としては、様々なものがある。例えば、その一つとして、腹腔内圧が高まることによる脊柱の安定性向上により腰背部痛低減が示唆されている^[107]。妊娠すると、胎児の成長による腹腔内圧の増加や、骨盤および体幹部の関節の広がりに伴う腹腔内圧の低下というように、腹腔内圧が健常成人と異なる可能性がある。今後、こういった妊婦特有のバイオメカニズム変化をも考慮に入れた妊娠期腰背部痛関連因子の調査を行うことで、妊娠期腰背部痛に特化した、改善アプローチ策の提案につながると考えられる。

5.6. 結言

本章では、第3章で提案した動作評価指標により示されていた腰背部痛有訴妊婦特有の椅子の立ち座り動作において、第4章において提案した手法を用いて筋活動の調査を行った調査内容を提示した。

妊娠後期の妊婦 11 名を対象とし、椅子の立ち座り運動計測実験を行い、筋骨格モデルの逆動力学計算に用いる運動および力データと、解の探索による筋トルク推定に用いる筋電図データを取得した。同時に、体幹下部に装着した IMU から取得される角速度データを用いて、第3章の結果に基づき腰背部痛有訴妊婦特有の椅子からの立ち上がり動作を表現した。これにより、腰背部痛有訴妊婦特有の動作においては非有訴妊婦の動作と比較して、脊柱起立筋の筋トルク最大値が大きいことが分かった。また、第3章にて提案した動作評価指標のうちの **PP** に着目したところ、体幹下部に装着した IMU から得られるピッチ角の角速度の **PP** の大きさが、安静立位時に対する最大筋トルク値の大

きさと正の相関関係にあることが分かった。さらに、安静立位時に対する最大筋トルク値の大きさと腰背部痛の疼痛程度の間にも正の相関関係が確認された。これらにより、妊婦の椅子の立ち座り動作において、体幹下部に装着した IMU から得られるデータを用いることで、妊娠期腰背部痛に関与する動作および筋トルクの双方を評価できることを示した。

第 6 章 結論

6.1. 総括

本論文では、これまで明らかになっていない妊娠期腰背部痛に関連する動作と、当該動作における腰背部痛有訴妊婦特有の動作と筋活動について調査し、臨床応用を視野に入れ、慣性センサ (IMU: Inertial measurement unit) を用いて筋活動を考慮した動作評価法を提案することを目的とした。

妊娠すると、体重増加と体重心位置の前下方移動に伴う姿勢安定性の低下により、動作時の身体負荷が増加する。これにより、妊娠期腰背部痛が頻発し、非侵襲的な身体負荷軽減アプローチが求められている。これに対し、本論文では、非侵襲的な疼痛改善アプローチとして動作改善指導に着目し、自由記述式質問紙を用いた統計学的手法により、これまで明らかにされていなかった妊娠期における腰背部痛と関連する動作を探索的に調査した。また、疼痛改善目的の動作改善指導には動作評価が不可欠であり、筋活動評価も併用することで効果的なアプローチが可能となる。しかし、現状の臨床現場では、セラピストが目視で動作評価を行うことにより、その結果の信頼性や妥当性の担保が困難である。さらに、筋活動の評価に関しては、評価手技の煩雑さから直接的な評価は難しい。これに対し、本論文では、動作環境制限の少ない IMU を用いて、妊婦およびセラピストへの負担を最小限に抑えながらも、リアルタイムで確認ができ、かつ地磁気や加速度と比較すると動作指導に反映させやすい角速度データを用いて、妊娠期腰背部痛に関連する動作を客観的に評価する手法を提案した。一方、筋活動評価に関しては、近年着目されている筋骨格モデルに妊婦の身体特性を反映し、算出された関節トルクを教師値とし、筋電図データを参照値として GA により解の探索を行うことで、最大随意収縮時 (MVC: Maximum voluntary contraction) の筋電図計測を不要とした、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動推定手法を提案した。さらに、妊婦を対象とした動作計測により、妊娠期腰背部痛と関連する動作において、筋電計を用いずに IMU のみで筋活動を考慮した動作評価法を提案した。

これらにより、妊娠期腰背部痛には、一般的に腰背部痛の原因と考えられている特別な身体負荷を要する動作よりもむしろ、日常生活動作が関与することを確認した。また、体幹下部に装着した IMU の角速度データを用いた動作評価指標を提案し、腰背部痛有訴妊婦は椅子からの立ち上がり動作における体幹の屈曲伸展動作が大きくなることを確認した。これと同時に、筋骨格モデルと筋電図データを用いることで、これまで筋骨格モデルの限界とされていた拮抗筋の同時収縮を考慮し、かつ、MVC の筋電図計測を不要とした、筋活動推定が可能であることを確認した。最後に、提案した動作評価指標の大きさと筋活動の大きさ、筋活動の大きさと腰背部痛の程度のそれぞれに正の相関関係を認め、IMU を用いることで、腰背部痛誘発の可能性のある体幹の動作特性および腰背部の筋活動も評価できることを確認した。

本論文は、妊娠期に問題とされる腰背部痛改善策の一つとして、対象である妊婦への負荷が小さく、かつ、動作と筋活動の双方を評価する方法を示したことで、積極的なア

アプローチが困難なために看過されてきた妊娠期腰背部痛に向けての有効な対策を提唱した。また、検証に用いた筋トルク推定手法に関しては、MVC タスクの不要な筋トルク推定手法を提案したことにより、妊婦のみならず、MVC が困難な対象者に対しての、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動の推定が可能となる。これらの手法は、妊婦に限らず、動作改善により腰背部痛改善が見込まれる全対象者に対しての応用が可能であり、リハビリテーション現場において求められる、簡易かつ有効な疼痛改善アプローチを実現するものである。

6.2. 本論文の概要と解決した課題

以下に、本論文の主目的を充たすまでに至る、各章の概要と貢献、および解決した課題を述べる。

第2章では、妊娠期の腰椎骨盤周囲痛に関して、その代表的な腰背部痛と仙腸関節痛に関して、それぞれに関与する因子を調査した。妊娠期腰背部痛に関しては、これまではアプローチすべき具体的な項目が明白でなかった関連動作に関して、その対象とするべき動作を確認した。これは、今後の、妊婦を対象とした腰背部痛改善を目指す動作改善指針構築への寄与が期待される。具体的には、妊娠期腰背部痛と関連のある動作に関して、妊婦 275 名を対象とした質問紙調査の結果を用いた統計学的解析手法により、妊娠期腰背部痛と関連する動作を調査した。この際、質問項目による誘導的質問バイアスを防ぐため、自由記述式質問を用いたうえで、重回帰分析においてもその他に考えられるリスク因子とともに回答項目を強制投入することにより、探索的に疼痛誘発動作を調査した。この結果、妊娠期腰背部痛には、特別な身体負荷を要する動作よりもむしろ、日常生活動作が関与することを確認した。なお、この結果から、第3章以降の調査対象動作として、特に妊娠期腰背部痛との関連が示された椅子の立ち座り動作を選択した。仙腸関節痛に関しては、骨盤関節の不適合に起因する可能性が示されているものの、妊娠期の変化については示されていなかった、骨盤アライメントとの関連性を確認した。これは、妊娠期における骨盤アライメントの評価の必要性および非対称性の是正の必要性を提示した点で、臨床での活用が期待される。具体的には、2点間の距離および傾斜角度の計測が可能な簡易計測器により、妊娠期の骨盤アライメント指標の変化を計測し、統計解析手法により仙腸関節痛の発症との関連性を確認した。これにより、骨盤の前後傾斜の左右差の増加が大きいことが、仙腸関節痛と関連することを確認した。

第3章では、定量的な評価が難しい椅子の立ち座り動作に関して、体幹下部に装着した1台のIMUから得たデータをもとに、簡易かつ客観的な動作評価が可能であることを提示した。また同時に、3軸方向のうち、特にピッチ角の動作に着目することで、腰背部痛有訴妊婦特有の動作を評価できることを確認し、限られた施術時間の中で評価を行う臨床への応用に向けて、着眼点をしぼることができた。課題解決方法としては、Inertial measurement unit (IMU) を妊婦の体幹下部に装着し、得られた角速度データを用

いて、椅子からの立ち上がりにおける動作特徴を示す指標を提案した。同時に、妊娠期の特徴である体型変化を反映した指標も提案し、妊婦を対象とした椅子の立ち座り運動計測実験を行い、提案した指標により、腰背部痛有訴妊婦と非有訴妊婦との動作の違いを調査した。この結果、立ち上がり時のピッチ角の体幹屈曲伸展動作および妊娠期の体重増加量を反映した指標により腰背部痛有訴妊婦特有の動作を同定できることを確認した。

第4章では、これまでは筋骨格モデルでの算出が困難であり、最大随意収縮時の筋電図を用いることで推定されていた拮抗筋の同時収縮時の筋トルク推定に関して、最大随意収縮を行わずに推定する手法を提案した。この手法を用いることで、妊婦のみならず、最大随意収縮が困難な対象者に対して、拮抗筋の同時収縮を考慮した筋活動の推定が可能となる。課題解決の概要は、はじめに、妊婦の動作時の筋活動を推定するために、妊娠期の体重増加および体重心位置の変化を表現した妊婦筋骨格モデルを構成した。さらに、腰背部痛の原因となる脊柱起立筋とその拮抗筋にあたる腹直筋に着目し、拮抗筋の同時収縮時の筋トルク推定手法を提案した。この際、教師信号として、妊婦筋骨格モデルにおける逆動力学解析により算出された2筋の活動が関与する関節の関節トルクを用い、入力信号にはそれぞれの筋から計測した筋電図波形を用いた。Genetic Algorithm (GA) による最適化問題の解探索により、筋電図波形から筋トルクを算出する計算式におけるパラメータを決定し、決定されたパラメータを用いて推定筋トルクを算出した。

第5章では、腰背部痛有訴妊婦特有の動作として確認されていた動作において、動作と腰背部痛発生との間を取り持つリスク因子としての脊柱起立筋の筋活動を確認した。具体的には、第3章で示した腰背部痛有訴妊婦の動作特徴における、腰背部の筋活動状況を第4章で提案したモデルを用いて推定した。これにより、提案した評価指標のうち体幹ピッチ角の前後傾斜の大きさと脊柱起立筋の筋活動の大きさ、筋活動の大きさと腰背部痛の程度のそれぞれに正の相関関係を認めた。この結果から、体幹のピッチ角における屈曲伸展動作が大きいことにより、妊娠期腰背部痛発生の主要因である脊柱起立筋の筋活動が大きくなり、ひいては腰背部痛の疼痛程度が高くなることが確認された。

6.3. 今後の展望

本研究が現時点で有する課題を整理した上で、今後の研究の展望について以下に述べる。

6.3.1. 評価対象動作の多様化

本論文では、第2章において、特に妊娠期の腰背部痛との関連が示され、動作評価も比較的容易であることから、椅子からの立ち座り動作に着目して、動作評価および動作中の筋活動推定を行った。第2章の調査では、この他にも、複数の日常生活動作において妊娠期腰背部痛と関連が確認された。臨床において腰背部痛改善を目指す際には、腰

背部痛と関連性のある動作を網羅した動作改善指導の実施が望ましい。そこで、IMUの数を増やさずに、できる限り網羅する動作の種類を増やすことで、臨床での実用につなげる。

6.3.2. 3軸方向の動作を考慮した評価

本論文では、第2章において、特に椅子の立ち座り動作時の動作評価指標にて腰背部痛との関連が示されたピッチ角の体幹動作に着目して調査を行った。しかし、ロール、ヨー角の体幹動作も腰背部痛に寄与している可能性は否定できない。これに関しては、特に歩行等の体幹のロール角の回旋運動を含む動作においては、無視できない問題である。これより、今後は動作評価に反映させる軸を追加し、それにより増える考慮すべき筋の活動も推定することにより、提案した評価法の汎用性を広げることで、提案手法の適用事例の多様化が見込まれる。

6.3.3. 介入研究による動作改善の確認

本論文では、妊婦を対象とした腰背部痛改善を目的とした動作改善指導において有用となる動作および筋活動の評価法を提案した。しかし、実際にこの手法を用いて疼痛改善アプローチを行った際の効果検証までは至っていない。これより、今後は、倫理的配慮に十分注意したうえで提案した評価法を用いた介入研究を行い、提案手法の有効性を示すことで、臨床現場での応用が期待される。

参考文献

- [1] Casagrande, D.; Gugala, Z.; Clark, S. M.; Lindsey, R. W., "Low Back Pain and Pelvic Girdle Pain in Pregnancy". *J Am Acad Orthop Surg* (2015), Vol. 23, No. 9, pp. 539-549.
- [2] "ウィメンズヘルス・メンズヘルス理学療法部門"; 日本理学療法士協会, JSPT, Available from <<http://jspt.japanpt.or.jp/jsptwmh/>>, (accessed December 3rd, 2017).
- [3] Wu, W. H.; Meijer, O. G.; Uegaki, K.; Mens, J. M.; van Dieen, J. H.; Wuisman, P. I.; Ostgaard, H. C., "Pregnancy-related pelvic girdle pain (PPP), I: Terminology, clinical presentation, and prevalence". *Eur Spine J* (2004), Vol. 13, No. 7, pp. 575-589.
- [4] Ostgaard, H. C.; Zetherstrom, G.; Rooshansson, E.; Svanberg, B., "Reduction of Back and Posterior Pelvic Pain in Pregnancy". *Spine* (1994), Vol. 19, No. 8, pp. 894-900.
- [5] Gutke, A.; Kjellby-Wendt, G.; Oberg, B., "The inter-rater reliability of a standardised classification system for pregnancy-related lumbopelvic pain". *Manual Therapy* (2010), Vol. 15, No. 1, pp. 13-18.
- [6] "Back Pain During Pregnancy"; Saint Luke's Health System, Available from <<https://www.saintlukeshealthsystem.org/health-library/back-pain-during-pregnancy>>, (accessed December 7th, 2017).
- [7] Vermani, E.; Mittal, R.; Weeks, A. In *Pain Pract* United States, 2010; Vol. 10.
- [8] Kristiansson, P.; Svardsudd, K.; von Schoultz, B., "Serum relaxin, symphyseal pain, and back pain during pregnancy". *Am J Obstet Gynecol* (1996), Vol. 175, No. 5, pp. 1342-1347.
- [9] Vleeming, A.; Albert, H. B.; Ostgaard, H. C.; Stuesson, B.; Stuge, B., "European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain". *Eur Spine J* (2008), Vol. 17, No. 6, pp. 794-819.
- [10] Costantine, M. M., "Physiologic and pharmacokinetic changes in pregnancy". *Front Pharmacol* (2014), Vol. 5, pp. 65.
- [11] Murphy, D. R.; Hurwitz, E. L.; McGovern, E. E., "Outcome of pregnancy-related lumbopelvic pain treated according to a diagnosis-based decision rule: a prospective observational cohort study". *J Manipulative Physiol Ther* (2009), Vol. 32, No. 8, pp. 616-624.
- [12] "腰痛対策"; 厚生労働省, Available from <http://www.mhlw.go.jp/new-info/kobetu/roudou/gyousei/anzen/dl/1911-1_2d.pdf>, (accessed December 9th, 2017).
- [13] Fast, A.; Weiss, L.; Ducommun, E. J.; Medina, E.; Butler, J. G., "Low-Back-Pain in Pregnancy - Abdominal Muscles, Sit-up Performance, and Back Pain". *Spine* (1990), Vol. 15, No. 1, pp. 28-30.
- [14] Sneag, D. B.; Bendo, J. A., "Pregnancy-related low back pain". *Orthopedics* (2007), Vol. 30, No. 10, pp. 839-845; quiz 846-837.
- [15] Gill, S. V.; Ogamba, M.; Lewis, C. L., "Effects of additional anterior body mass on gait". *Bmc Pregnancy and Childbirth* (2016), Vol. 16.

- [16] Sunaga, Y.; Anan, M.; Shinkoda, K., "Biomechanics of rising from a chair and walking in pregnant women". *Appl Ergon* (2013), Vol. 44, No. 5, pp. 792-798.
- [17] de Groot, M.; Pool-Goudzwaard, A. L.; Spoor, C. W.; Snijders, C. J., "The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: Differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects". *Manual Therapy* (2008), Vol. 13, No. 1, pp. 68-74.
- [18] Schaller, A.; Froboese, I. In *BMC Musculoskelet Disord* England, 2014; Vol. 15.
- [19] "Pregnancy Back Pain; Posture Changes"; PHYSIOWORKS, Available from <<http://www.physioworks.com.au/injuries-conditions-1/pregnancy-back-pain>>, (accessed December 7th, 2017).
- [20] Lile, J.; Perkins, J.; Hammer, R. L.; Loubert, P. V., "Diagnostic and management strategies for pregnant women with back pain". *JAAPA* (2003), Vol. 16, No. 12, pp. 31-36, 38-39, 44.
- [21] Gutke, A.; Ostgaard, H. C.; Oberg, B., "Pelvic girdle pain and lumbar pain in pregnancy: A cohort study of the consequences in terms of health and functioning". *Spine* (2006), Vol. 31, No. 5, pp. E149-E155.
- [22] Larsen, P. S.; Strandberg-Larsen, K.; Juhl, M.; Svendsen, S. W.; Bonde, J. P.; Andersen, A. M., "Occupational lifting and pelvic pain during pregnancy: a study within the Danish National Birth Cohort". *Scand J Work Environ Health* (2013), Vol. 39, No. 1, pp. 88-95.
- [23] Van de Pol, G.; De Leeuw, J. R. J.; Van Brummen, H. J.; Bruinse, H. W.; Heintz, A. P. M.; Van der Vaart, C. H., "The Pregnancy Mobility Index: a mobility scale during and after pregnancy". *Acta Obstetrica Et Gynecologica Scandinavica* (2006), Vol. 85, No. 7, pp. 786-791.
- [24] "VICON 三次元動作分析システム・モーションキャプチャ"; Inter Reha, Available from <http://www.irc-web.co.jp/vicon_web/>, (accessed December 29th, 2017).
- [25] Wu, W. H.; Meijer, O. G.; Bruijn, S. M.; Hu, H.; van Dieen, J. H.; Lamoth, C. J.; van Royen, B. J.; Beek, P. J., "Gait in Pregnancy-related Pelvic girdle Pain: amplitudes, timing, and coordination of horizontal trunk rotations". *Eur Spine J* (2008), Vol. 17, No. 9, pp. 1160-1169.
- [26] 白銀暁, "理学療法場面における簡便な機器を用いた運動計測". *理学療法 - 臨床・研究・教育* (2016), Vol. 23, No., pp. 9-15.
- [27] Morino, S.; Takahashi, M.; Tanigawa, A.; Nishiguchi, S.; Fukutani, N.; Adachi, D.; Tashiro, Y.; Hotta, T.; Matsumoto, D.; Aoyama, T., "Association of Lumbopelvic Pain with Pelvic Alignment and Gait Pattern during Pregnancy". *Journal of Womens Health, Issues and Care* (2017), Vol. 06, No. 02.
- [28] Kavanagh, J. J.; Menz, H. B., "Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking". *Gait Posture* (2008), Vol. 28, No. 1, pp. 1-15.
- [29] Bautmans, I.; Jansen, B.; Van Keymolen, B.; Mets, T., "Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk". *Gait Posture* (2011), Vol. 33, No. 3, pp. 366-372.

- [30] Bolink, S. A. A. N.; van Laarhoven, S. N.; Lipperts, M.; Heyligers, I. C.; Grimm, B., "Inertial sensor motion analysis of gait, sit-stand transfers and step-up transfers: differentiating knee patients from healthy controls". *Physiological Measurement* (2012), Vol. 33, No. 11, pp. 1947-1958.
- [31] "全身モーションキャプチャ"; ZMP® IMU-Z Body Motion Sensor Package, Available from <http://www.zmp.co.jp/products/imu-z_bodymotion>, (accessed December 5th, 2017).
- [32] "Gait Analysis with Xsens inertial sensor technology"; Xsens North America Inc., Available from <<https://www.xsens.com/tags/gait-analysis/>>, (accessed December 5th, 2017).
- [33] 木塚朝博; 木竜徹; 増田正; 佐渡山亜兵, 表面筋電図 (バイオメカニズム・ライブラリ-): バイオメカニズム学会, 2013, pp. 13-37.
- [34] 木塚朝博; 木竜徹; 増田正; 佐渡山亜兵, 表面筋電図 (バイオメカニズム・ライブラリ-): バイオメカニズム学会, 2013, pp. 1-11.
- [35] "1. 表面筋電図の基礎"; SAKAI Medical.Co.,Ltd., Available from <<http://www.sakaimed.co.jp/special/kinden/kinden03.html>>, (accessed December 5th, 2017).
- [36] Doorenbosch, C. A.; Harlaar, J.; Roebroek, M. E.; Lankhorst, G. J., "Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles". *J Biomech* (1994), Vol. 27, No. 11, pp. 1299-1307.
- [37] 長谷和徳, "SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析". *バイオメカニズム学会誌* (2009), Vol. 33, No. 3, pp. 205-211.
- [38] Langholz, J. B.; Westman, G.; Karlsteen, M., "Musculoskeletal modelling in sports - evaluation of different software tools with focus on swimming". *Engineering of Sport II* (2016), Vol. 147, pp. 281-287.
- [39] Blache, Y.; Begon, M., "Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model". *IEEE Trans Biomed Eng* (2017), Vol., DOI:10.1109/TBME.2017.2716186 10.1109/TBME.2017.2716186.
- [40] Rajagopal, A.; Dembia, C. L.; DeMers, M. S.; Delp, D. D.; Hicks, J. L.; Delp, S. L., "Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (2016), Vol. 63, No. 10, pp. 2068-2079.
- [41] Damsgaard, M.; Rasmussen, J.; Christensen, S. T.; Surma, E.; de Zee, M., "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System". *Simulation Modelling Practice and Theory* (2006), Vol. 14, No. 8, pp. 1100-1111.
- [42] "ARMO"; 株式会社 ジー スポーツ , Available from <http://www.gsport.co.jp/p_1_armo.html>, (accessed June 6th, 2017).
- [43] "SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)"; 2017 Motion Analysis, Available from <<https://www.motionanalysis.com/software/simm/>>, (accessed June 6th, 2017).

- [44] Nakashima, M.; Komura, T., "An analysis of muscle load on the erector spinae of a pregnant woman". *Journal of Biomechanical Science and Engineering* (2010), Vol. 5, No. 4, pp. 357-367.
- [45] Wagner, D. W.; Stepanyan, V.; Shippen, J. M.; DeMers, M. S.; Gibbons, R. S.; Andrews, B. J.; Creasey, G. H.; Beaupre, G. S., "Consistency Among Musculoskeletal Models: Caveat Utilitor". *Annals of Biomedical Engineering* (2013), Vol. 41, No. 8, pp. 1787-1799.
- [46] Arif Wicaksana Oyong, S. P., Veronica Lestari Jauw, In *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering & Sciences*, 2010, DOI:10.1109/IECBES.2010.5742257 10.1109/IECBES.2010.5742257.
- [47] Kaufman, K. R.; An, K. N.; Litchy, W. J.; Chao, E. Y., "Physiological prediction of muscle forces--II. Application to isokinetic exercise". *Neuroscience* (1991), Vol. 40, No. 3, pp. 793-804.
- [48] Prilutsky, B. I., "Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control". *Motor Control* (2000), Vol. 4, No. 1, pp. 1-44.
- [49] Ostgaard, H. C.; Andersson, G. B.; Schultz, A. B.; Miller, J. A., "Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy". *Spine (Phila Pa 1976)* (1993), Vol. 18, No. 1, pp. 61-65.
- [50] Williamson, A.; Hoggart, B., "Pain: a review of three commonly used pain rating scales". *Journal of clinical nursing* (2005), Vol. 14, No. 7, pp. 798-804.
- [51] Bahreini, M.; Jalili, M.; Moradi-Lakeh, M., "A Comparison of Three Self-Report Pain Scales in Adults with Acute Pain". *Journal of Emergency Medicine* (2015), Vol. 48, No. 1, pp. 10-18.
- [52] Breivik, E. K.; Bjornsson, G. A.; Skovlund, E., "A comparison of pain rating scales by sampling from clinical trial data". *Clinical Journal of Pain* (2000), Vol. 16, No. 1, pp. 22-28.
- [53] Rafał, G.; Edward, S.; Maciej, B.; Patryk, K., "Does Pelvic Asymmetry always Mean Pathology? Analysis of Mechanical Factors Leading to the Asymmetry". *Journal of Human Kinetics* (2009), Vol. 21, pp. 23-32.
- [54] Azevedo, D. C.; Santos, H.; Carneiro, R. L.; Andrade, G. T., "Reliability of sagittal pelvic position assessments in standing, sitting and during hip flexion using palpation meter". *J Bodyw Mov Ther* (2014), Vol. 18, No. 2, pp. 210-214.
- [55] Bianco, V.; Cestari, A. M.; Casati, D.; Cipriani, S.; Radici, G.; Valente, I. In *Minerva Ginecol Italy*, 2014; Vol. 66.
- [56] Wang, S. M.; Dezinno, P.; Maranets, I.; Berman, M. R.; Caldwell-Andrews, A. A.; Kain, Z. N., "Low back pain during pregnancy: prevalence, risk factors, and outcomes". *Obstet Gynecol* (2004), Vol. 104, No. 1, pp. 65-70.
- [57] Close, C.; Sinclair, M.; Liddle, D.; Mc Cullough, J.; Hughes, C., "Women's experience of low back and/or pelvic pain (LBPP) during pregnancy". *Midwifery* (2016), Vol. 37, pp. 1-8.

- [58] Katonis, P.; Kampouroglou, A.; Aggelopoulos, A.; Kakavelakis, K.; Lykoudis, S.; Makrigiannakis, A.; Alpantaki, K., "Pregnancy-related low back pain". *Hippokratia* (2011), Vol. 15, No. 3, pp. 205-210.
- [59] Bliddal, M.; Pottegard, A.; Kirkegaard, H.; Olsen, J.; Jorgensen, J. S.; Sorensen, T. I.; Dreyer, L.; Nohr, E. A., "Association of Pre-Pregnancy Body Mass Index, Pregnancy-Related Weight Changes, and Parity With the Risk of Developing Degenerative Musculoskeletal Conditions". *Arthritis Rheumatol* (2016), Vol. 68, No. 5, pp. 1156-1164.
- [60] Gilleard, W. L.; Crosbie, J.; Smith, R., "Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (2002), Vol. 83, No. 12, pp. 1739-1744.
- [61] Gilleard, W.; Crosbie, J.; Smith, R., "Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing". *Acta Obstetrica Et Gynecologica Scandinavica* (2002), Vol. 81, No. 11, pp. 1011-1020.
- [62] MacDonald, L. A.; Waters, T. R.; Napolitano, P. G.; Goddard, D. E.; Ryan, M. A.; Nielsen, P.; Hudock, S. D., "Clinical guidelines for occupational lifting in pregnancy: evidence summary and provisional recommendations". *American Journal of Obstetrics and Gynecology* (2013), Vol. 209, No. 2, pp. 80-88.
- [63] Manek, N. J.; MacGregor, A. J., "Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis". *Curr Opin Rheumatol* (2005), Vol. 17, No. 2, pp. 134-140.
- [64] Sung, P. S., "A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation in subjects with and without recurrent low back pain". *Gait & Posture* (2014), Vol. 40, No. 4, pp. 493-498.
- [65] In *Weight Gain During Pregnancy: Reexamining the Guidelines*; Rasmussen, K. M.; Yaktine, A. L., Eds. Washington (DC), 2009, DOI:10.17226/12584 10.17226/12584.
- [66] "「妊娠期の至適体重増加チャート」について"; 厚生労働省, Available from <<http://www.mhlw.go.jp/houdou/2006/02/dl/h0201-3a4.pdf>>, (accessed December 29th, 2017).
- [67] [ウイメンズヘルス理学療法研究会_世話人]松谷綾子; 須永康代; 武田要; 平元奈津子; 平川倫恵, *ウイメンズヘルス リハビリテーション*: MEDICAL VIEW, 2014, pp. 50.
- [68] Damen, L.; Buyruk, H. M.; Guler-Uysal, F.; Lotgering, F. K.; Snijders, C. J.; Stam, H. J. In *Acta Obstet Gynecol Scand* Denmark, 2001; Vol. 80.
- [69] Fann, A. V. In *Arch Phys Med Rehabil*; 2002 by the American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation: United States, 2002; Vol. 83.
- [70] Egan, D.; Al-Eisa, E., "Pelvic Skeletal Asymmetry, Postural Control, and the Association with Low Back Pain: A Review of the Evidence". *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine* (1999), Vol. 11, pp. 299-338.

- [71] Weiss, A.; Mirelman, A.; Buchman, A. S.; Bennett, D. A.; Hausdorff, J. M., "Using a Body-Fixed Sensor to Identify Subclinical Gait Difficulties in Older Adults with IADL Disability: Maximizing the Output of the Timed Up and Go". *Plos One* (2013), Vol. 8, No. 7.
- [72] 金岡恒治, *腰痛の病態別運動療法—体幹筋機能向上プログラム—*: 文光堂, 2016, pp. 23-26.
- [73] 奈良勲; 内山靖, *図解理学療法検査・測定ガイド 第2版*: 文光堂, 2009, pp. 129.
- [74] Lymbery, J. K.; Gilleard, W. In *J Am Podiatr Med Assoc United States*, 2005; Vol. 95.
- [75] Borg-Stein, J.; Dugan, S. A., "Musculoskeletal disorders of pregnancy, delivery and postpartum". *Phys Med Rehabil Clin N Am* (2007), Vol. 18, No. 3, pp. 459-476, ix.
- [76] Gilleard, W. L. In *BMC Pregnancy Childbirth England*, 2013; Vol. 13.
- [77] "バランス Wii ボード_取扱い説明書"; 任天堂株式会社, Available from <<https://www.nintendo.co.jp/hardware/wiiu/accessories/pdf/MAA-RVL-A-BC-JPN-C0.pdf>>, (accessed October 25th, 2017).
- [78] Cheng, P. T.; Chen, C. L.; Wang, C. M.; Hong, W. H., "Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients". *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* (2004), Vol. 83, No. 1, pp. 10-16.
- [79] Ng, J. K. F.; Kippers, V.; Parnianpour, M.; Richardson, C. A., "EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain". *Medicine and Science in Sports and Exercise* (2002), Vol. 34, No. 7, pp. 1082-1086.
- [80] "Biomechanical Analysis in MATLAB and Simulink"; The MathWorks, Available from <<https://jp.mathworks.com/videos/biomechanical-analysis-in-matlab-and-simulink-81831.html>>, (accessed December 3rd, 2017).
- [81] Shippen, J., *User guide, Biomechanics of Bodies - BoB v7.4*: Marlbrook (UK) Ltd, 2016.
- [82] Shippen, J.; May, B., In *11th International Conference BIOMDOLE 2016* Druskininkai, Lithuania, 2016, DOI:10.3846/biomdlore.2016.02 10.3846/biomdlore.2016.02.
- [83] Shippen, J.; May, B., "Teaching biomechanical analysis using Matlab/Simulink.". *Coventry University* (2013).
- [84] "人間特性データベース"; 生活・福祉技術センター, Available from <<http://www.tech.nite.go.jp/human/indexeng.html>>, (accessed June 6th, 2017).
- [85] 松尾彰文; 福永哲夫; 船渡和男; 浅見俊雄; 山口孝夫, "日本人女性の部分質量と重心位置の検討". *体育学紀要*, 東京大学教養学部体育研究室 (1990), Vol. 24, pp. 37-54.
- [86] 森由紀; 木岡悦子, "妊娠後期の衣服設計に関する基礎的研究 (第1報): 妊娠後期体型の特徴について". *日本家政学会誌* (1994), Vol. 45, pp. 137-146.
- [87] Sunaga, Y.; Kanemura, N.; Anan, M.; Takahashi, M.; Shinkoda, K., "Estimation of inertial parameters of the lower trunk in pregnant Japanese women: A longitudinal comparative study and application to motion analysis". *Appl Ergon* (2016), Vol. 55, pp. 173-182.

- [88] Madgwick, S. O. H.; Harrison, A. J. L.; Vaidyanathan, R., "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm". *2011 Ieee International Conference on Rehabilitation Robotics (Icrr)* (2011).
- [89] Cooke, J. M.; Zyda, M. J.; Pratt, D. R.; McGhee, R. B., "Npsnet: flight simulation dynamic modeling using quaternions". *Presence* (1994), Vol. 1, No. 4, pp. 404-420.
- [90] Madgwick, S. O. H., *An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays*; Original report, 2010.
- [91] Popp, W. L. P. "Kinematic and Kinetic Assessments of Upper Limb Function in Patients with Neurological Injury". Doctoral Thesis, ETH Zurich, 2017.
- [92] 木村貞治, "筋力と筋電図". *理学療法のための運動生理* (1992), Vol. 7, No. 3, pp. 175-187.
- [93] "2. 表面筋電図の計測と解析"; SAKAI Medical.Co.,Ltd., Available from <<http://www.sakaimed.co.jp/special/kinden/kinden05.html>>, (accessed December 5th, 2017).
- [94] Goulart, F. R.; Valls-Sole, J., "Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement". *Clin Neurophysiol* (1999), Vol. 110, No. 9, pp. 1634-1640.
- [95] [原著]Craig, L.; [監訳]菊池臣一, *脊椎のリハビリテーション (臨床マニュアル) 上巻*. エンタプライズ, 2008, pp. 33-35.
- [96] De Looze, M. P.; Kingma, I.; Van Dieen, J. H.; Toussaint, H. M.; Adams, M. A.; Baten, C. T. M., "When is a lifting movement too asymmetric to identify lowback loading by 2-D analysis?". *Ergonomics* (1998), Vol. 41, No. 10, pp. 1453-1461.
- [97] Coenen, P.; Kingma, I.; Boot, C. R.; Faber, G. S.; Xu, X.; Bongers, P. M.; van Dieen, J. H., "Estimation of low back moments from video analysis: a validation study". *J Biomech* (2011), Vol. 44, No. 13, pp. 2369-2375.
- [98] Mehrizi, R.; Xu, X.; Zhang, S. T.; Pavlovic, V.; Metaxas, D.; Li, K., "Using a marker-less method for estimating L5/S1 moments during symmetrical lifting". *Applied Ergonomics* (2017), Vol. 65, pp. 541-550.
- [99] Cholewicki, J.; McGill, S. M.; Norman, R. W., "Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach". *J Biomech* (1995), Vol. 28, No. 3, pp. 321-331.
- [100] 木塚朝博; 木竜徹; 増田正; 佐渡山亜兵, *表面筋電図 (バイオメカニズム・ライブラリー)*: バイオメカニズム学会, 2013, pp. 17-20.
- [101] Nussbaum, M. A.; Chaffin, D. B., "Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model". *Journal of Biomechanics* (1998), Vol. 31, No. 7, pp. 667-672.
- [102] Scheikhzadeh, A., "The effect of pure and combined loading on the recruitment pattern of ten selected trunk muscles". *Unpublished Doctoral Dissertation. New York University.* (1997).
- [103] Granata, K. P.; Marras, W. S., "An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting". *Journal of Biomechanics* (1998), Vol. 31, No. 0021-9290 (Print), pp. 667-672.

- [104] Hislop., H. J.; Montgomery., J.; (津山直一; 中村耕三訳), *新・徒手筋力検査法 原著 第8版*, 協同医書出版社, 2008.
- [105] 武田要; 勝平純司; 高野綾; 江幡芳枝; 藤沢しげ子, "妊娠末期における立ち上がり動作の介入効果の検討". *理学療法科学* (2012), Vol. 27, No. 1, pp. 73-76.
- [106] 武田要, "ウイメンズヘルスにおける理学療法". *理学療法学* (2017), Vol. 44, No. 1, pp. 57-61.
- [107] [監修]鈴木俊明; [編著]大工谷新一; [共著]西村隆; 谷埜予士次; 高崎恭輔, *運動器疾患の評価と理学療法*. エンタプライズ, 2003, pp. 112-114.

謝辞

本研究は、著者が慶應義塾大学大学院理工学研究科後期博士課程在学中に、同大学理工学部システムデザイン工学科高橋正樹准教授の指導のもとに行ったものである。

高橋正樹准教授には、本研究を遂行するにあたり、終始適切な御指導を賜りました。常日頃より親身に相談に乗って頂くと共に、多くのご指導、ご鞭撻を賜り、日々の研究を一步一步進めることができました。博士後期課程より医療領域から工学領域へ移行した著者が高橋研究室で研究を遂行するにあたり、研究・開発・学会活動においても行き詰まることなく、強みを生かせるよう、常に的確なご助言を賜りました。この場を借りて改めて心より厚く御礼申し上げます。

本論文の執筆にあたり、慶應義塾大学理工学部の小檜山雅之教授、荻原直道教授、京都大学大学院医学研究科の青山朋樹准教授には、数多くの適切なご指導とご意見を頂きました。先生方からの多岐に及ぶご助言とご指摘により、本論文の完成度を高めることができました。ご多忙にも関わらず、著者の研究内容について議論する機会を与えていただきましたことは大変光栄であり、刺激的かつ充実した経験を得ることができ、研究者としての自覚を高めることができました。改めて厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたって、提案システムを使用した計測にご協力くださった妊娠女性の被験者の皆様に深く御礼申し上げます。妊娠期の腰背部痛や骨格情報、動作解析に関する様々な大変貴重なデータを多数計測することができました。被験者の皆様の御力添え無くして本研究は成し得ませんでした。さらに、医療法人葵鐘会の山下守理事長、梅崎文子看護部長、畑中洋子看護師長をはじめとした医療法人葵鐘会ベルクリニックのスタッフの皆様には、多大なるご助力をいただきました。お忙しい業務の中、対象者へのリスク管理や配慮も踏まえて著者が研究を遂行しやすいように取り計らっていただき、現場の視点から研究に関する有意義なご助言をいただいた上に、研究遂行にご協力いただきましたことについて、改めて深く感謝の意を表します。

産前産後のマタニティケアを行われているピラティススタジオ Wohl 代表の石原美香氏には、著者が研究を開始するに至る研究計画段階から、データの収集や計測時に至るまで、数多くのご助力を賜りました。御力添え無くして本研究は成し得ませんでした。深く御礼申し上げます。

畿央大学の松本大輔助教、梶原由布助教、ウィメンズヘルス・メンズヘルス理学療法部門の松谷綾子代表運営幹事をはじめとする運営幹事の皆さまには、本研究を遂行するにあたり、医学的な視点、特にウィメンズヘルスリハビリテーションの専門知識をもって、計測データ項目や取得したデータの運用に関して、数多くの的確なご助言を賜りました。まだウィメンズヘルスに関する専門知識に乏しい時期から、著者の疑問に快くお答えいただき、皆様のご助言により研究の意義を深めることができたこと、この場を借りて改めて心より厚く御礼申し上げます。

筑波大学大学院人間総合科学研究科 山田実准教授、京都府立医科大学 横田勲助教、慶應義塾大学大学院理工学研究科 飯島弘貴氏には、特に統計解析手法に関して、数多

くのご指導を賜りました。改めて深く感謝の意を表します。

研究室の先輩である萬礼恩特任助教には、大先輩でありながらも非常に近い距離で著者に接して頂きました。著者が高橋研究室に所属したころから、研究内容や研究生活に関して、貴重なご助言を数多く賜り、平素より親身に相談に乗って頂きました。また、実際に後期博士課程を経験した立場から、研究への取り組み方など数多くの貴重なご意見、ご助言を賜りました。深く御礼申し上げます。研究室の先輩である七森泰之氏には、研究室および社会における大先輩として、数多くのご助言を頂きました。また、社会人博士として限られた時間の中で博士後期課程の学生としての研究に取り組む姿勢を参考にさせて頂きました。深く御礼申し上げます。

研究室の同輩である小西隆介氏には、博士課程における貴重な同輩として、研究遂行や研究室での生活に関して日頃より様々な面で大変御世話になりました。ともに研究室在籍中に留学を経験し、苦勞を分かち合い、かつ切磋琢磨しながら、博士論文を完成させることができました。心より厚く御礼申し上げます。研究室の後輩である谷川あゆみ氏、江口僚氏、小野友子氏には、関連する研究テーマに取り組む中で、多くご助言と刺激を頂いた上に、本研究を遂行するにあたり、計測実験の準備や補助、データ解析など多くのご助力を頂きましたこと、改めて感謝を申し上げますと共に、今後更なる御活躍をお祈り申し上げます。加えて、高橋研究室の先輩、後輩の皆様には、著者が工学領域および研究室で順応するに当たり、研究および研究室外での活動も含め、様々な面で大変お世話になりました。この場を借りて改めて心より厚く御礼申し上げます。慶應義塾大学秘書 明石陽子氏には、事務的な面で数多くのサポートをして頂きました。厚く御礼申し上げます。

著者の研究・私生活において、高橋正樹准教授をはじめとして、素晴らしい先輩・同輩・後輩に恵まれたことを感謝申し上げます。

最後に、常に著者の学生生活を陰で支えて下さった家族と友人に深く敬意を表し、本論文の謝辞と致します。

2018年2月

森野 佐芳梨

著者論文目録

1. 定期刊行誌掲載論文（主論文に関連する原著論文）

- [1] Saori Morino, Mika Ishihara, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Hirotaka Iijima, Mamoru Yamashita, Tomoki Aoyama, Masaki Takahashi, “Low back pain and causative movements in pregnancy: a prospective cohort study”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol. 17, No.416, (2017).
- [2] Saori Morino, Mika Ishihara, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Mamoru Yamashita, Tomoki Aoyama, Masaki Takahashi, “Pelvic alignment risk factors correlated with sacroiliac joint pain during pregnancy”, *Clinical and Experimental Obstetrics and Gynecology*, In press.
- [3] Saori Morino, Masaki Takahashi. “Estimating co-contraction activation of trunk muscles using a novel musculoskeletal model for pregnant women”, *Applied Sciences*, Vol.7, No.10, (2017).
- [4] 森野佐芳梨, 梅崎文子, 畑中洋子, 青山朋樹, 山下守, 高橋正樹, “慣性センサを用いた妊婦の腰椎骨盤周囲痛に関連する体幹部の動作解析”, *日本機械学会論文集*, 掲載決定.

2. 定期刊行誌掲載論文（その他の論文）

- [1] Saori Morino, Masaki Takahashi, Ayumi Tanigawa, Shu Nishiguchi, Naoto Fukutani, Daiki Adachi, Yuto Tashiro, Takayuki Hotta, Hidehiko Shirooka, Yuma Nozaki, Hinako Hirata, Moe Yamaguchi, Daisuke Matsumoto, Tomoki Aoyama, “Association of lumbopelvic pain with pelvic asymmetry and gait pattern during pregnancy”, *J Womens Health, Issues Care*, Vol.6, No.2, (2017).
- [2] Saori Morino, Miho Egawa, Hinako Hirata, Fumitomo Nishimura, Tomoki Aoyama, Ikuo Konishi, “Association between Premenstrual Syndrome and Daily Physical Activity Levels”, *J Womens Health, Issues Care*, Vol.5, No.5, (2016).
- [3] Moe Yamaguchi, Saori Morino, Shu Nishiguchi, Naoto Fukutani, Yuto Tashiro, Hidehiko Shirooka, Yuma Nozaki, Hinako Hirata, Daisuke Matsumoto, Tomoki Aoyama, “Comparison of pelvic alignment among never-pregnant women, pregnant women, and postpartum women”, *Journal of Women’s Health Care*, Vol.5, No.1, (2016).
- [4] 江川美保, 岡本和也, 西村史朋, 森野佐芳梨, 桑直人, 青山朋樹, 小西郁生, “月経前症候群の管理におけるスマートフォンアプリを用いた症状記録システムの開発と臨床使用”, *女性心身医学*, Vol.21, No.1, (2016), pp. 105-113.

- [5] Saori Morino, Mika Ishihara, Shu Nishiguchi, Naoto Fukutani, Daiki Adachi, Yuto Tashiro, Takayuki Hotta, Minoru Yamada, Mamoru Yamashita, Tomoki Aoyama, “The association between pregnancy-related discomforts and pre-pregnancy body mass index in Japanese women”, *Journal of Womens Health Care*, Vol.4, No.1, (2015).
- [6] Saori Morino, Yu kajiwara, Mika Ishihara, Shu Nishiguchi, Naoto Fukutani, Yuto Tashiro, Minoru Yamada, Mamoru Yamashita, Tomoki Aoyama, “The relationship between the change of daily step counts and low back pain during pregnancy”, *Clinical and Experimental Obstetrics and Gynecology*, Vol.43, No.2, (2014), pp. 192-7.
- [7] 森野佐芳梨, 澤龍一, 谷川大地, 中窪翔, 上田雄也, 中津伸之, 小野玲, 渡邊香織, “妊娠期の身体活動量と歩行の関連性”, *理学療法学*, Vol.40, No.7, (2013), pp. 480-485.

3. 国際会議論文 (査読付きの full-length papers)

- [1] *Saori Morino, Masaki Takahashi, “Musculoskeletal Model of a Pregnant Woman considering Stretched Rectus Abdominis and Co-contraction Muscle Activation”, *2017 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*, Daegu, Korea, (2017).
- [2] *Saori Morino, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Tomoki Aoyama, Mamoru Yamashita, Masaki Takahashi, “Analysis of Trunk Movement for Pregnant Women with Lumbopelvic Pain Using Inertial Measurement Unit”, *The 4th International conference on Control, Mechatronics and Automation*, Barcelona, Spain, (2016)

4. その他の国際会議発表

- [1] *Saori Morino, Mika Ishihara, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Tomoki Aoyama, Mamoru Yamashita, Masaki Takahashi, “Pelvic Alignment Risk Factors Correlated With Pubic Symphysis Pain After Childbirth”, *13th Asian Confederation of Physical Therapy 2016*, Kuala Lumpur, Malaysia, (2016).
- [2] *Saori Morino, Moe Yamaguchi, Mika Ishihara, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Tomoki Aoyama, Mamoru Yamashita, Masaki Takahashi, “Risk factors, especially pelvic alignment, correlated with worsening of lumbopelvic pain during pregnancy”, *the 5th Asia-Oceanian Conference of Physical & Rehabilitation Medicine*, Cebu, Philippines, (2016).
- [3] *Saori Morino, Shu Nishiguchi, Naoto Fukutani, Daiki Adachi, Yuto Tashiro, Takayuki Hotta, Hidehiko Shirooka, Yuma Nozaki, Hinako Hirata, Moe Yamaguchi, Daisuke Matsumoto, Tomoki Aoyama, “Association between pelvic asymmetry and lumbopelvic pain during pregnancy”, *World Confederation for Physical Therapy Congress 2015*, Singapore, Singapore, (2015).

- [4] *Saori Morino, Mika Ishihara, Minoru Yamada, Mamoru Yamashita, Tomoki Aoyama, “The association between pregnancy-related discomforts and pre-pregnancy Body mass index”, *24th European Congress of Perinatal Medicine 2014*, Firenze, Italy, (June 2014).

5. 国内学会発表

- [1] *森野佐芳梨, 高橋正樹, “腹部膨隆により伸張された腹直筋を考慮した妊婦版筋骨格モデルの構築”, *LIFE2017*, 東京, (2017).
- [2] *森野佐芳梨, 石原美香, 梅崎文子, 畑中洋子, 山下守, 青山朋樹, 高橋正樹, “周産期の骨盤コルセット使用と骨盤アライメント変化の関連”, *第5回日本運動器理学療法学会学術集会*, 北海道, (2017).
- [3] *森野佐芳梨, 梅崎文子, 畑中洋子, 山下守, 青山朋樹, 高橋正樹, “妊娠期の腰椎骨盤周囲痛における椅子の立ち座り動作の関連について”, *第52回日本理学療法学会学術大会*, 千葉, (2017).
- [4] *森野佐芳梨, 梅崎文子, 畑中洋子, 青山朋樹, 山下守, 高橋正樹, “妊娠後期における骨盤周囲痛誘発動作に関する検討”, *第57回日本母性衛生学会総会・学術集会*, 東京, (2016).
- [5] *森野佐芳梨, 梅崎文子, 畑中洋子, 青山朋樹, 山下守, 高橋正樹, “骨盤の開きに対する妊娠の影響”, *第57回日本母性衛生学会総会・学術集会*, 東京, (2016).
- [6] *森野佐芳梨, 梅崎文子, 畑中洋子, 青山朋樹, 山下守, 高橋正樹, “慣性センサを用いた妊婦の腰椎骨盤周囲痛に関連する体幹部の姿勢解析”, *Dynamics and Design Conference 2016*, 山口, (2016).
- [7] *森野佐芳梨, 高橋正樹, 西口周, 福谷直人, 田代雄斗, 堀田孝之, 城岡秀彦, 野崎佑馬, 平田日向子, 山口萌, 赤尾静香, 谷川あゆみ, 松本大輔, 青山朋樹, “妊娠期の腰椎骨盤痛に対する骨盤アライメントおよび歩行動作の関連性”, *第50回日本理学療法学会学術大会*, 東京, 2015年6月
- [8] *森野佐芳梨, 石原美香, 山口萌, 梅崎文子, 畑中洋子, 山下守, 青山朋樹, 高橋正樹, “妊娠期の骨盤アライメントの変化が骨盤周囲痛に与える影響”, *第51回日本理学療法学会学術大会*, 北海道, (2016).
- [9] *森野佐芳梨, 平田日向子, 江川美保, 西村史朋, 青山朋樹, 小西郁生, “月経前症候群に対する適度な身体活動量の重要性”, *第29回日本女性医学学会学術集会*, 東京, (2014).
- [10] *森野佐芳梨, 山口萌, 松本大輔, 青山朋樹, “妊娠期の骨盤の歪みと骨盤周囲痛発症との関連について”, *第55回日本母性衛生学会総会・学術集会*, 千葉, (2014).

- [11] *森野佐芳梨, 石原美香, 西口周, 福谷直人, 加山博規, 谷川貴則, 行武大毅, 足達大樹, 田代雄斗, 堀田孝之, 大橋涉, 有馬恵, 山下守, 山田実, 青山朋樹, “妊娠期のマイナートラブル発症と妊娠前 BMI との関連について”, 第49回日本理学療法学会, 神奈川, (2014).
- [12] *森野佐芳梨, 澤龍一, 谷川大地, 中窪翔, 上田雄也, 誉田真子, 中津伸之, 小野玲, 渡邊香織, “妊娠中の身体活動量と歩行変化の関連性”, 第48回日本理学療法学会, 愛知, (2013).

6. その他

〈賞罰〉

- [1] Saori Morino, Mika Ishihara, Fumiko Umezaki, Hiroko Hatanaka, Tomoki Aoyama, Mamoru Yamashita, Masaki Takahashi, Young researchers' award nominee, “Pelvic Alignment Risk Factors Correlated With Pubic Symphysis Pain After Childbirth”, *13th Asian Confederation of Physical Therapy 2016*, Kuala Lumpur, Malaysia, (2016).
- [2] 森野佐芳梨, 高橋正樹, バリアフリーシステム開発財団奨励賞受賞, “腹部膨隆により伸張された腹直筋を考慮した妊婦版筋骨格モデルの構築”, *LIFE2017*, 東京, (2017).