



Title	腰部負荷推定のためのウェアラブルセンサシステム
Author(s)	土谷, 圭央
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第13090号
Issue Date	2018-03-22
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k13090
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/70622
Type	doctoral thesis
File Information	Yoshio_Tsuchiya.pdf



SSI-DT79155019

博士論文

腰部負担推定のためのウェアラブルセンサシステム

土谷 圭央

2018年3月

北海道大学 大学院情報科学研究科
システム情報科学専攻

本論文は北海道大学大学院情報科学研究科に
博士(情報科学)授与の要件として提出した博士論文である。

土谷 圭央

審査委員： 主査 田中 孝之 准教授
副査 金子 俊一 教授
金井 理 教授

腰部負担推定のためのウェアラブルセンサシステム

*

土谷 圭央

概要

腰痛発症者は多く存在するが、腰痛の要因を特定することは難しい。腰痛の要因の1つとして、腰部負担である椎間内圧が増加することが挙げられる。腰を前屈することにより、腰部負担が増加することが従来研究よりわかっている。また、各腰椎と仙骨の位置・姿勢、つまり腰仙椎アライメントの変化によって、腰部負担が変化することも知られている。しかし、どのような動作が、どれだけ腰部負担を増加させているのかを定量的に判断することは難しい。腰痛は労働現場だけでなく日常生活の動作からも起こるため、様々な空間で動作を計測し、腰部負担を知ることによって、腰痛の要因を探ることが期待できる。人体の腰部負担を計測するためには、体内に電極を入れる必要がある。しかし、体内に電極を入れることは容易ではない。この問題を解決するためには、非侵襲で腰仙椎アライメントと外部負荷を考慮した腰部負担計測法が必要となる。本研究では、腰部負担推定のためのウェアラブルセンサシステムの開発を行う。

腰仙椎アライメントの変化によって腰部負担が変化することに着目し、腰部表皮形状の情報を用いた腰仙椎アライメント推定を行う。また、手先負荷などの外部負荷が増えることにより腰部負担が増加するために、腰部の筋活動を考慮した腰部負担推定を行う。それらの推定を行える装着型装置の開発及び、実証実験を目的とする。

腰部の前屈、側屈、回旋時の姿勢と腰仙椎アライメントの関係を X 線画像とモーションキャプチャデータから計測した 84 名の詳細な 3 次元データをもとに、姿勢と骨格の関係を解析し、かつ個体差を考慮した 3 次元幾何学モデルを構築する。さらに、性差および身長、体重の個人差を考慮するために、取得したデータに基づいて、性差、体格差に影響される腰仙椎アライメントのパラメータを分析して、その回帰モデルを構築する。手先荷重と腰部負担の関係を動作計測データより実験的に解析する。腰部の筋活動に着目し、筋活動による筋硬化の変化をロードセルによって計測することにより、外部負荷を考慮した腰部負担推定を行った。人体の筋骨格を詳細にモデル化した筋骨格動力学モデルとの比較実験を行うことで、開発した腰部負担推定法を評価した。以上のように、本研究では腰仙椎アライメントと外部負荷を考慮した腰部負担推定を行える装着型装置を開発した。開発した装置を用いて、介護施設で実証試験を行い、作業分析への有用性を評価した。

キーワード: 腰痛, 腰部負担, 腰仙椎アライメント, ウェアラブルセンサ

*北海道大学 大学院情報科学研究科 システム情報科学専攻 博士論文, SSI-DT79155019, 2018 年 3 月 31 日.

Wearable sensor system for estimating lumbar load[†]

Yoshio Tsuchiya

Abstract

There are many people who suffered from low back pain, but it is difficult to identify factors of back pain. As a factor of low back pain, increased intervertebral pressure, which is the lumbar load. It is understood from the previous research that by bending the waist forward, the lumbar load increases. Also, we know that the lumbar load will change depending on the position and posture of each lumbar spine and sacrum, that is the change in the lumbosacral alignment. However, it is difficult to quantitatively judge what kind of actions and how much lumbar load is increasing. Low back pain occurs not only from the workplace but also from the behavior of everyday life, so we need to expect to investigate factors of low back pain by measuring movement in various spaces and knowing the burden of the lumbar load. In order to measure the lumbar load of the human body, it is necessary to put electrodes in the body. However, it is not easy to enter the body and electrodes. To solve this problem, lumbar load measurement method considering lumbosacral vertebral alignment and the external load in a non-invasive is required. In this research, we will develop a wearable sensor system for an estimation of lumbar load.

Focusing on the change in lumbar load due to lumbosacral alignment change, lumbosacral alignment is estimated by using lumbar epidermal shape is performed. In addition, since the lumbar load increases due to an increase in the external load such as the hand load, the lumbar load is estimated in consideration of the muscle activity of the waist. We aim to develop wearable sensor system which can estimate lumbar load and demonstration experiment.

The three - dimensional geometric model is constructed using detailed three - dimensional data of lumbosacral alignment. Detailed three-dimensional data is obtained by analyzing the relationship between posture and skeleton from 84 X-ray images and motion capture data measured for lumbar posture during bending, side bending and twisting. Furthermore, in order to consider individual differences in gender difference and height and weight, based on the acquired data, parameters of lumbosacral alignment affected by gender difference and body difference are analyzed and a regression model is constructed. We experimentally analyze the relationship between the hand load and the lumbar load from motion measurement data. We focused on the muscle activity of the

[†]Doctoral Thesis, Division of Systems Science and Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University, SSI-DT79155019, March 31, 2018.

waist and measured the change of muscular hardening due to muscle activity by load cell to estimate the lumbar load considering the external load. We evaluated the developed lumbar load estimation method by conducting a comparative experiment with the musculoskeletal dynamics model which modeled the human musculoskeleton in detail. As described above, in this study, we have developed a wearable sensor that estimates the lumbar load in consideration of the lumbosacral alignment and the external load. A demonstration experiment was carried out using the developed equipment and its usefulness for work analysis was evaluated.

Keywords: Low back pain, lumbar load, lumbosacral alignment, wearable sensor

目次

第1章 序論	1
1.1 背景	1
1.2 従来研究	2
1.3 作業負担ニーズに対するヒアリング	7
1.4 目的	10
1.5 論文構成	12
1.6 研究倫理審査	12
第2章 腰部負担推定用ウェアラブルセンサシステム	13
2.1 腰部負担	13
2.1.1 腰部負担と感覚の関係	14
2.2 ウェアラブルセンサシステム	17
2.2.1 ウェアラブルセンサシステムの構成	17
2.2.2 曲率センサの設計	18
2.2.3 慣性センサの特性	26
2.2.4 筋硬さセンサの特性	28
第3章 腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定法	33
3.1 2次元腰仙椎アライメント推定法	33
3.1.1 腰仙椎アライメント推定法	33
3.1.2 挟み込み補正法	37
3.1.3 椎体間距離を保証する腰仙椎アライメント推定法	41
3.2 腰仙部寸法校正法の構築	43
3.2.1 腰部 X 線画像における腰仙椎の寸法抽出	43
3.2.2 X 線画像と身体特徴量による腰仙部寸法の校正	46
3.2.3 腰仙部寸法の体格差補正	48
3.2.4 補正法による各推定結果への影響	52
3.3 2次元腰仙椎アライメント推定実験	55
3.3.1 体格差を考慮した腰仙椎アライメント推定の考察	56
3.3.2 試作したウェアラブルセンサシステムにおける腰仙椎アライメント推定誤差の予測	58
3.4 静力学筋骨格モデルに基づく腰部負担推定法	60

3.4.1	上体重心位置推定法	60
3.4.2	筋骨格モデルに基づく腰部負担推定法	61
3.4.3	腰仙部寸法校正法を用いた腰部負担推定実験	65
3.4.4	角度誤差が与える腰部負担の影響	66
3.5	腰部負担推定の3次元拡張	68
3.5.1	四元数相補フィルタによる3次元姿勢計測	68
3.5.2	腰仙椎アライメントの3次元再構成	70
3.5.3	筋骨格モデルにおける腰部負担計算の3次元拡張	71
3.6	側屈・回旋姿勢による腰仙椎アライメントの変化	73
3.6.1	X線画像から各椎体側屈・回旋姿勢角の抽出	73
3.6.2	側屈・回旋姿勢角の推定法	73
3.6.3	側屈・回旋時の椎体姿勢角推定評価	79
第4章 未知外部負荷を考慮した腰部負担推定法		83
4.1	前屈動作における静力学筋骨格2筋モデル	84
4.1.1	外部負荷における腰部負担値と上体重量変化における腰部負担値	85
4.2	筋硬さセンサと前屈動作における腰部負担の関係	89
4.2.1	筋発揮力推定式的设计	92
4.3	未知外力を考慮した腰部筋発揮力推定	96
4.3.1	筋発揮力推定による腰部負担推定	96
4.3.2	筋発揮力推定実験	97
4.4	筋発揮力を用いた自重質量推定による腰部負担推定法	101
4.4.1	筋発揮力を用いた自重質量推定による腰部負担推定法	101
4.4.2	評価実験	104
4.4.3	筋発揮力を考慮した腰部負担推定法の改善点	108
第5章 腰部負担推定可能な装着型装置を用いたフィールド実験		113
5.1	フィールド実験	113
第6章 結論		119
6.1	結論	119
6.2	今後の展望	121
参考文献		123

目 次

1.2.1	Arrangement and structure of the human spine[19]	3
1.2.2	Result acquisition of lumbar interbody internal pressure by Nachemson[16]	4
1.2.3	A simple supporting software for redesigning working conditions to re- duce low back load 「BlessPro」 [37]	5
1.2.4	Finite element analysis model in the lumbar [47]	6
1.3.1	Motion and posture during experiment	8
1.4.1	Outline drawing of the proposed system(Partially edited BodyParts3D[65]).	11
2.1.1	Compressive force applied to the vertebral body	13
2.1.2	Experimental scenery of the lumvar load and sensation	14
2.1.3	Distribution of body height and weight of subject	14
2.1.4	Relationship between of tightening force that subjects can feel at ease and lumbar load.	15
2.1.5	Relationship between of tightening force that subjects can feel at ease and lumbar load, VAS.	17
2.2.1	Sensor arrangement position in wearable sensor system.	18
2.2.2	Measurement points of the body information(Partially edited [77]) . . .	19
2.2.3	Each posture of the X-ray imaging	21
2.2.4	X-ray imaging	22
2.2.5	Each marker mounting position in the X-ray experiments	23
2.2.6	Method of calculating the skin curvature of the X-ray	23
2.2.7	Amount of change in the distributiong	24
2.2.8	Appearance interval of change point	25
2.2.9	Distance between T12-S1 and height	26
2.2.10	Relationship of the distance between the height and T12-S1 in each posture	27
2.2.11	skin curvature measurement sensor to propose	27
2.2.12	Muscle stiffness sensor values	28
2.2.13	Muscle stiffness sensor values	30
2.2.14	Experimental postures	31
2.2.15	Average sensor values	31
2.2.16	Outline drawing of muscle hardness sensor	32
2.2.17	Relationship between voltage and load in the load cell. Line approxi- mate expression and determination coefficient are shown on the graph. .	32

3.1.1	Estimation algorithm of lumbosacral alignment and lumbar load.	34
3.1.2	Lumbosacral coordinates and each parameters. This model is based on the lumbosacral alignment estimation. Axis and angle of each coordinate are defined by this figure(Partially edited BodyParts3D[65]).	35
3.1.3	Relationship between the measurement area of each curvature sensor and each lumbar estimation coordinate.	36
3.1.4	Error rate in flex sensor	38
3.1.5	Simulation of error rate in flex sensor	38
3.1.6	Design of error angle distribution rate by the expected value and the reliability of the error rate	39
3.1.7	Calibration method for interbody distance in lumbosacral alignment estimation. P is always the origin in coordinate transformations. Q is the next lumbar point in the calibration method.	41
3.2.1	Extraction vertebral coordinates from the X-ray image	44
3.2.2	The distribution by separate male and female of height and weight	44
3.2.3	Men and women by age distribution	44
3.2.4	The captured X-ray images	45
3.2.5	Estimation equation error rate of the body surface area	47
3.2.6	Lumbosacral parameters extracted from X-ray image.	48
3.2.7	The captured X-ray images	49
3.2.8	Estimation error by using lumbosacral dimension calibration method.	51
3.2.9	Influence of the error angle in l_i [mm]	52
3.2.10	Influence of the error angle in l_i due to changes in the curvature value	53
3.2.11	Influence of the error angle in d_i [mm]	53
3.2.12	Influence of the error angle in d_i due to changes in the curvature value	54
3.2.13	Influence of the error angle in the curvature value due to changes in the curvature value	54
3.3.1	Estimation of the lumbosacral alignment results, and the ratio of the error value to the lumbosacral length.	55
3.3.2	Estimation of the lumbosacral alignment in each posture (Female1).	57
3.3.3	Wearable sensor system prototype.	58
3.3.4	Curvature sensor value	59
3.4.1	Coordinates of lumbar load. This model is based on the method for estimating lumbar load introduced above. Each formula for calculating the lumbar load	61
3.4.2	Relationship of the vertebral body and erector spinae[65]	63
3.4.3	Size measurement method of each vertebral body(reproduced from [84])	63
3.4.4	Size of each vertebral body site(reproduced from [84])	64
3.4.5	Lumbar load warning system	64
3.4.6	Lumbar load between the S1-L5 in each posture of male subjects	65
3.4.7	Lumbar load between the S1-L5 in each posture of female subjects	66

3.4.8	Influence of by the angle error to load value	67
3.5.1	Quaternion representation of accelerometer	68
3.5.2	Fast 3D posture measurement by quaternion complementary filter	68
3.5.3	Reconstruction of 3D lumbosacral alignment	70
3.5.4	3D reconstruction result of lumbosacral alignment	72
3.6.1	Estimation result \hat{F} of the lumbosacral load by using conventional and proposed method.	75
3.6.2	X-ray image. Pink point is vertebra body point \mathbf{b}_i . Yellow point is skin points \mathbf{s}_i	76
3.6.3	Relationship between θ_T and θ_i	77
3.6.4	Relationship between θ_T and ϕ_i	78
3.6.5	Estimation results of average error E_{θ_i}	79
3.6.6	Estimation results of average error E_{ϕ_i}	80
3.6.7	Estimation results of average error E_{θ_i}	80
3.6.8	Estimation results of average error E_{ϕ_i}	81
4.0.1	Lumbosacral load due to the posture change and the external force.	83
4.0.2	Measurement of Lumbosacral load due to the posture change and the external force by using wearable sensor system.	83
4.1.1	Musculature model for lumbosacral load estimation has back muscle and abdominal muscle.	84
4.1.2	Posture at simulation. Definition of arm posture angle and body posture angle.	85
4.1.3	Lumbar load on upper body weight change due to body posture angle change. Differences in color indicate differences in body posture angle.	87
4.1.4	Lumbar load on extranal load change due to body posture angle change. Differences in color indicate differences in body posture angle.	87
4.1.5	Weight of the upper body and externation which will be the same lumbar load.	88
4.2.1	Measurement of bend forward in changing the hand load	89
4.2.2	Relationship between muscle stiffence senosr and lumbar load	91
4.2.3	Estimation values and muscle stiffness sensor values.	94
4.2.4	Estimation values of the lumbar muscular strength in external load 10kg.	95
4.3.1	Estimation algorithm of lumbosacral alignment and lumbar load.	96
4.3.2	Estimated error in calibration.	97
4.3.3	Estimation result of average value $\Delta\hat{F}_B$	98
4.3.4	Estimation result \hat{F} of the lumbosacral load by using conventional and proposed method.	99
4.3.5	Subject3 with 10kg hand load.	100
4.4.1	Estimated value of lumbar muscular strength of subject1	102
4.4.2	Estimated value of lumbar load of subject1	103
4.4.3	Average error value \bar{E}_{FB}	105

4.4.4	Average error value \bar{E}_F	106
4.4.5	Average error value \bar{E}_W	107
4.4.6	Changes in upper body load.	108
4.4.7	Changes in upper body load due to upper body posture angle.	109
4.4.8	Results by manual parameter C adjustment.	110
4.4.9	Estimation result of upper body load with changing hand load.	111
4.4.10	Average estimation error value with changing hand load by using three methods.	112
5.1.1	The conditions of an experiment.	113
5.1.2	Estimation results of lumbar load during work. Work correspondence number. 1 is Walk. 2 is stop. 3 is Excursion care. 4 is Wheelchair assistance. 5 is transportation work. 6 is hand washing.	116
5.1.3	Estimation results of lumbar load during work.	116
5.1.4	Histogram of estimation results of lumbar load during work.	118

表 目 次

1.1	Percentage of motion in 60 minutes of work	8
1.2	Percentage of body posture during 60 minutes of work	8
1.3	Percentage of operation time including hand load	9
2.1	Correlation R of male subjects	15
2.2	Correlation R of female subjects	15
2.3	Number of subjects who felt that tightening by the difference in load was necessary	16
2.4	Average and standard deviation of lumbar load that felt that tightening was necessary	16
2.5	Relationship between body feature and lumbar load requiring tightening	16
2.6	Measurement results of the physical information [cm]	20
2.7	Rate of lumbar total length to the body information [%]	20
2.8	Average error of estimated lumbar total length and the measured lum- bar total length of the lumbar spine from the full-length ratio of the physical information [mm]	21
2.9	Subjects of height and weight for the curvature sensor design	22
2.10	The ratio of the height and the distance between T12-S1	25
2.11	Specification of 6-axis sensor	27
3.1	Constant of the distance between the centers of gravity of vertebral body and skin line, and the distance between each vertebral body . . .	37
3.2	The average error rate of men and women of the body surface area[%] .	46
3.3	Calibration parameters for interbody distance l_i	50
3.4	Calibration parameters for distance d_i between skin and vertebrae. . . .	50
3.5	Calibration parameters for correction angle $\Delta\psi_{S_0}$ of sacral.	51
3.6	Calibration parameters for distance l_s correction of coordinates.	51
3.7	Simulation of rotation angle θ_i	52
3.8	Subject's parameter of estimation experiment.	55
3.9	Length from center of gravity to the spinous process endpoint	62
3.10	Subject's body information of lumbar load estimation experiment	65
3.11	Simulation of lumbar load	66
3.12	Parameters for θ_i and correlating value.	74
3.13	Parameters for ϕ_i and correlating value.	74

4.1	Subject parameter.	89
4.2	Correlation coefficient of muscle stiffness sensor and lumbar load.	90
4.3	Subject's parameter	92
4.4	Estimation average values of the lumbar muscular strength in external load 10kg.	93
4.5	Subject's parameter	101
5.1	Percentage of work classification on 1 day	114
5.2	Percentage of posture classification on 1 day	114
5.3	Percentage of work classification on 2 day	115
5.4	Percentage of posture classification on 2 day	115
5.5	Percentage of body posture extracted from wearable sensor system. . .	115
5.6	Average values of Lumbar load	117
5.7	Average values of muscle stiffness sensor	117

第1章 序論

1.1 背景

現在、腰痛の問題は業種に問わず多くの作業において問題となっている。事実、厚生労働省の国民生活基礎調査（平成25年）[1]では、男性で9.2%女性で11.8%もの日本人が腰痛の自覚症状があると回答している。同様に、腰痛患者に起因する医療費（約820億円）[2]が必要となっている。腰痛問題は国民生活に大きく関係していることが、上記の数字よりわかる。また、腰痛の自覚症状がある人は、8割を超えている[3]。

腰痛の危険因子には、人間工学的要因と心理社会的要因があり、片方のみを改善するのではなくどちらも改善が必要となる[4]。看護、介護や農作業や工場作業などの従事者に限らず日常生活でも腰痛発症者が多く、腰痛予防が社会的課題となっている。Global Burden of Disease Studyにおける疾患や傷病の上位が腰痛となっている[5]。このため、腰痛を未然に防ぐための取り組みが、各国で行われている。2013年に日本政府も職場における腰痛予防対策指針[6]を更新し、世間に対して腰痛予防を強く呼びかけている。この指針には、作業・作業環境・環境の3つの管理と労働衛生についての教育を実地することの重要性も述べている。教育をするためには、作業における腰痛の指標の需要があり、腰痛指標としての腰部負担の定量化が必要となっている。腰痛の問題は、日本に限った話ではない。アメリカでは看護師の作業に対して、腰部への負担を軽減するためのガイドラインが設けられている[7]。このため、西欧諸国では2つの要因を考慮したガイドラインも提案されている[8]。EUでは、腰痛治療ガイドライン[9]が2004年に発行されている。

腰部負担を軽減するものとしては、北海道大学で開発されているスマートスーツ[10]、スマートスーツ・ライト[11, 12]が挙げられる。これは、体の背中部に配置した弾性材の力でサポートを行うものであり、スマートスーツはモータによって姿勢に適したアシスト力を発揮する。スマートスーツ・ライトは、弾性材のみで前屈動作時のサポートを行う。

腰痛は大きく分けて2種類あり、長時間曲げていることによる一時的な痛み（急性腰痛）と、長時間腰部に負担をかけることによって発生する慢性的な痛み（慢性腰痛）。特に、後者の慢性腰痛になってしまうと、日常生活に大きな影響を及ぼす。とりわけ物流や農作業など特定の作業員においては腰部前屈動作が作業過程において必要不可欠な動作となっており、作業中気づかぬうちに腰部に大きな負担を与えていることも大いにありうる。こういった継続的な負担による腰痛の発生は前述の理由からも大きな問題となっているため、腰部負担を低減出来るシステムが必要とされている。現在、腰痛の診断としてX線画像を用いられるが、腰痛原因の断言を出来ない場合も多くある[13]。画像検査では明らかにならない腰痛を非特異的腰痛と呼ばれている。

慢性腰痛については、現在様々な要因との関係が調べられている[14]。しかし、男女問わず要因の究明になっていない。慢性腰痛の要因として、椎間終板の破壊が最も多くの割

合を占めている [15]. 破壊が起きることを防ぐ必要があり, 椎体終板には圧縮破壊荷重が定義されているため, 腰痛原因の1つとして, 腰仙椎アライメントが変化することで椎間板の変形がおき, 椎間板圧迫力が増えることが挙げられる. Adamsらの研究では, 検体を用いて模擬的に椎間板へ圧迫を与え, 持続的な圧迫は椎間板の高さを減らすことが報告されている [17]. このことに着目し, これまで作業姿勢における腰部負担を評価する研究や, 腰椎特性解析を行う研究は数多くされていた. しかし, これらの研究は, 作業動作を厳密に計測したのちに, 解析を行うものがほとんどである. 現場での利用を考えると, リアルタイム性や, 簡便性を考慮しなければならない.

様々な作業動作に含まれる前屈動作は腰に対しての負担を知る上で重要な動作となる. 前屈動作中の脊柱は各椎体の間に存在する椎間板の形状が変化し, それによって脊柱全体が変化することが知られている [18]. 椎間板への負担増加は, 姿勢が以外の要因として外部負荷の影響があることが知られている [16].

これらの踏まえて, 本研究においては上体すべてを剛体とは考えず, 腰部を椎体ごとの剛体, 胸椎以上の脊柱を剛体と考え腰部への負担を解析していく. このため, 姿勢変化による腰仙椎アライメントの変化を正確に知るために, X線撮影を行う必要がある. 同様に, 外部負荷の影響を考慮して腰部への負担を解析していく.

1.2 従来研究

人体の体幹部を形成している脊柱の構造について説明する. 脊柱は一般的に, 背骨と呼ばれる部分であり, 首から腰部までを形成している. 文献 [19] によると脊柱は上から, 頸椎 (C1~C7), 胸椎 (T1~T12), 腰椎 (L1~L5) の合計 24 個の椎体と仙骨 (S1) で構成されている. 脊柱は, いくつかの緩やかなカーブを描いている (図 1.2.1 左図).

脊柱の最も下部に位置する仙骨はもともと 5 つ存在し成人すると一つの骨となるが, 今回は上部から S1~S5 と呼称する. また, 本論文では S1, S2 を主に利用する. 5 つある腰椎は頸部から脚部方向へ上から順に見たときに, L1, L2, L3, L4, L5 と呼称されており, 本論文でも以後このように呼称する. なお, 椎体のサイズに関しては文献 [20] より一般的なものが求められている. 椎体間には, 椎間板と呼ばれる軟組織が存在し, 椎体同士をつなぐと同時に荷重を分散させるクッションのような役割も担っている (図 1.2.1 右図). また, 椎体は非常に硬い剛体と考えられているが, 椎間板は軟らかく変形するため, 日常的に行う脊柱の動作である側屈, 屈曲, 旋回などが行うことができる.

椎間板は線維輪と髄核という 2 つの組織から構成されている. 図 1.2.1 の右図に示すように線維輪は椎間板の外側を輪状に包む構造となっている. その中に髄核が包まれる形状となっている. さらに, 線維輪は何層もの層で形成されているため, 椎間板構造は一様ではなく, 椎間板の変形特性には異方性がある. 従来研究においては, 椎間板を球座標で表した場合の θ, ϕ, R 各成分についてあるヤング率をもった弾性体であると述べている [21]. 本研究においては, 異方性は考慮せず, 椎間板は椎体の動きを妨げることなく自由に動くことと仮定する.

慢性腰痛発症の因子として椎間板変性があげられる. 椎体終板の破壊によってこの変形が起こると言われている. このため, 椎体終板にかかる圧迫力を計測する必要がある [22].

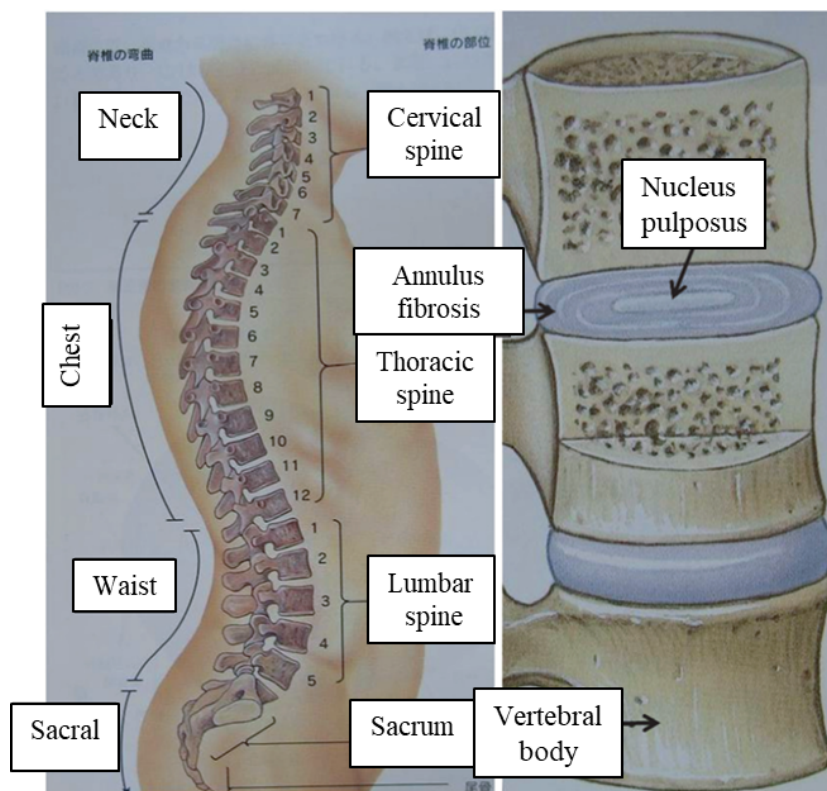


Fig. 1.2.1: Arrangement and structure of the human spine[19]

また、脊柱アライメントと腰痛の研究も行われている。城らの研究では、立位姿勢の関節角度と腰痛の有無の関係を調べ、仙骨傾斜角に特徴があることが明らかになっている [23]。Dolphens らの研究から、頭部・体幹・骨盤が一直線上に位置する姿勢が良い姿勢であることが知られている [24]。このため、姿勢と腰痛の関連性があることが指摘されている。

腰部負担の 1 つである椎間板圧迫の研究は、椎間板に直接電極を埋め込むことで計測されてきた。そのため、医学的に直接椎間内圧を計測した結果として、Alf Nachemson による実験 [16] が広く知られている。Alf Nachemson による実験により、姿勢によって腰椎負担が変化することが分かっている。図 1.2.2 に示すように、姿勢が変化することによって椎

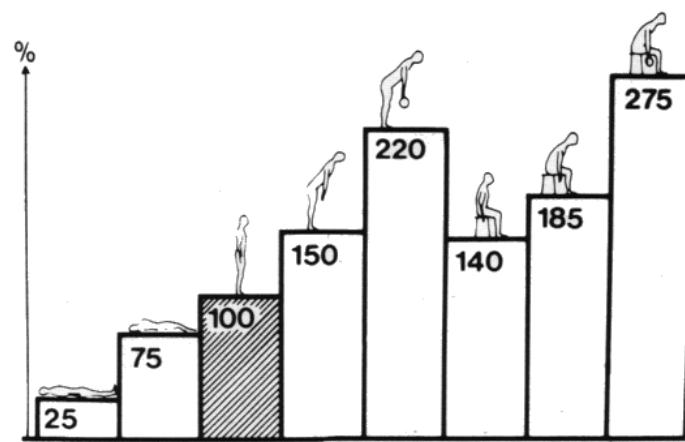


Fig. 1.2.2: Result acquisition of lumbar interbody internal pressure by Nachemson[16]

間板圧迫が変化することがわかる。現在の腰部負担に関する研究は、この測定結果を元に行われているものが多い。また、Nachemson の実験を元に NIOSH が腰への負担を基準を設定している。NIOSH は、腰への許容負担値を 3400N と設定しているが、Farak らの研究では、23kg のおもりを持ち上げたときの L5/S1 への負担は平均 3685N であった [25]。NIOSH の基準に対しての調査は Jaeger ら [26] によっても行われている。体内に電極等を入れることによって椎間板圧迫を計測することは現在でも行われている。しかし、麻酔中のもや [27]、限られた動作のみの値となっている。[28]。このため、どのような動作中に椎間板圧迫が高まるのかの特定までには至っていない。また、動作中の腰部負担を計測するために、人ではなくヒヒの椎体間にひずみゲージを入れた研究も行われている [29]。この他にも、豚など人間以外の生物の腰椎に対して荷重をかけ椎体の耐久性等が調べられている [30]。死体の腰椎を用いて動作に対する腰部負担を計測する実験も行われている [31, 32]。

現在では、外部から人体を観察することによって、腰にかかる負担を推定する手法が多く行われている。但野らの研究 [18] により、前屈動作を行う際には脊柱において各椎体の間に存在する椎間板の形状が変化し、それによって脊柱全体の形状が変化することが X 線写真から求められている。松丸らは、様々な開始姿勢からの重量物挙動動作を解析、躍度最小モデルを用いて最適動作の検討を行う [33, 34] とともに、Valsalva 効果による腹圧増加分を考慮した腰部負担の解析モデルを提案している [35]。瀬尾らは、腰部負担軽減のための作業再設計支援ソフト (図 1.2.3)[36, 37] の研究は進められている。現場での作業者へ向



Fig. 1.2.3: A simple supporting software for redesigning working conditions to reduce low back load 「BlessPro」 [37]

けてのシステムの提供で必要となるリアルタイム性や簡便性については考慮されていない。芝田ら [38, 39] は、3次元動作解析装置を用いた椎体間負担を推定する方法の研究が進められている。これは、椎骨が体表面に近いことから3次元動作解析装置を用い、椎体間の変化を捉え椎間板への負担を推定する方法である。しかし、この方法では計測範囲の規制があり常に計測し続けることは容易ではない。特別な計測システムを使わない方法として、作業動作をコード化し OWAS (Ovako Working Posture Analysing System) [40] で評価することで、体にかかる負担を見る研究も多く行われている [41, 42]。これらの手法は、動画や画像を利用するため、動作ごとの評価を行うことが出来る。しかし、これも作業者の動作を計測や設計することで、評価するためリアルタイム性が考慮されていない。

Jaeger らの研究は3次元動的モデル The Dortmund を用いて作業動作の指標を提示している [43]。この研究を元に、作業における腰部負担推定ソフト “DOLLY” の開発 [44] が行われている。Gilad らの研究も同様に、3次元モデルによる持ち上げ動作における腰部負担のモデル [45] が構築されている。持ち上げ動作における腰仙椎の関節の生体力学モデルを構築する研究 [46] も多く存在している。

同様に、各椎体の3次元モデルを構築し、椎間板にかかる圧迫力を有限要素法 (Finite Element Method, FEM) を用いて解析する研究も多く存在 (図 1.2.4) している。Dreischarf らによって、腰部における負担を FEM による解析手法で評価が行われている [47]。しかし、腰部における形状変化と負担計算として FEM による解析は、単一の幾何学的形状かつ、物質特性のモデルの利用となっている。このため、FEM は個人ごとのモデルを構築する必要がある。

また、脊柱アライメントを推定することを主とした研究が行われている。NEROT ら [48] は、2方向の X 線画像を用いて、3D の脊柱アライメントを推定する手法を考案している。MRI と CT 画像から腰仙椎アライメントを抽出し、筋骨格力学シミュレーショ

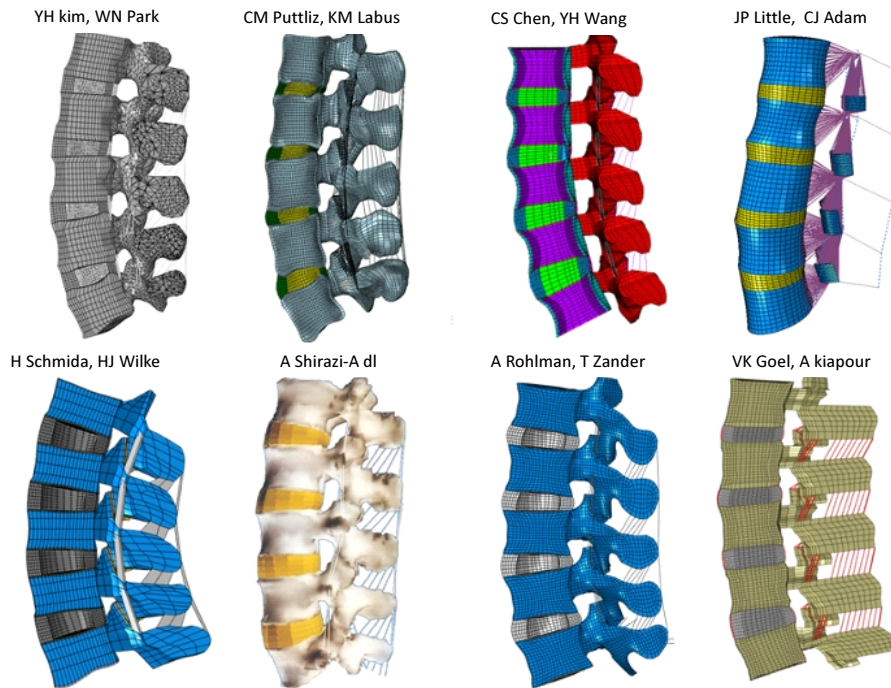


Fig. 1.2.4: Finite element analysis model in the lumbar [47]

ンの骨モデルとして用いる研究も行われている [49]。表皮上の光学マーカから脊柱アライメントを推定する研究も行われている [50]。同様に表皮上から、スパイナルマウスと呼ばれる、脊椎カーブを簡便に計測する装置も存在する [51]。また、脊柱の湾曲を考えた計測は、医療現場で Cobb 法 [52] と呼ばれる方法で行われているが、X 線画像が必要となる。Goodvin らによって、IMU センサを配置し、3 リンクの簡易モデルによる脊柱の運動を計測する研究も行われている [53]。山田ら [54] は瀬尾らのソフトと同様の式に加え、浮力を考慮した入浴時の立ち上がり動作における椎間板圧迫力を求めている。また、腰だけではなく、スマートフォンやタブレット端末の利用による首への負担 [55] についても研究されている。このように、体にかかる負担を計測や推定する方法は、多く研究されている。

先に述べた、NIOSH の腰への許容負担値及び、関連研究 [25, 26] は、重量物持上げ動作に着目した研究となっている。労働衛生の分野で長く研究されてきた課題であり、工場や物流現場での作業員への腰部負担を考慮していたためである。このため、持ち上げる対象が物体であり、作業空間が工場などの特殊な環境である。したがって、腰部への負担低減には物体の荷重削減や、無理な姿勢をとらないように作業環境の改善等によって問題を解決可能であった。

現在、日本国内では高齢化が進んでおり、2020 年には 3 割弱が高齢者となる見込みである [56]。このため、介護労働者の負担は増加すると考えられる。現状においても、伊藤らの研究で介護士の 30% が現在腰痛になっており、70% に腰痛の既往があると分かっている [57]。このため、介護現場における腰痛対策を行う必要がある。しかし、人によって作

業が異なり腰痛要因が異なることが、菅野の研究より知られている [58]。工場などで行った対策である、荷重削減や作業環境の改善を容易に行うことができない。持上げる対象が人であるため、荷重削減が行うことができない。作業環境については、一般的な設備（ベッドやトイレ等）であるため、簡単に改善することが難しい。また、工場などの特殊な環境と異なり、介護者と被介護者が異なることで、介護者の負担が変化する。現在の課題として、作業者ごとに腰部負担の計測が必要となり、腰痛要因が何であるのかの原因となる作業を知る必要がある。

1.3 作業負担ニーズに対するヒアリング

1.1 節で述べたように、腰痛の問題は国内外を問わず問題となっている。看護や介護の現場では腰痛になりやすく、アメリカでは腰痛に対するガイドラインも提案されている。先の節で述べたように、介護現場での腰痛問題が着目され、熊谷らは、大阪府内の3か所の介護施設で作業姿勢に関する調査を行っている [59]。本研究においても、腰痛が多い介護の現場でヒアリングを行い、この結果から、ウェアラブルセンサシステムの技術仕様の知見を得る。

平成27年3月に介護老人保健施設なごみのさと（秋田県大曲市）において、介護職員3名（男性2名、女性1名）に実際の介護作業を1時間連続で行ってもらった。1時間の作業終了後に職員と施設管理者に対して、アンケートとインタビューを行った。女性の被験者の作業動画から、作業中における動作・姿勢の時間割合を抽出した。作業の様子を図1.3.1に示す。

アンケートとインタビューの結果として、介護従事者としては、姿勢とその負担値がオンラインで表示可能なのであれば、介護作業姿勢の教育に有用との意見をいただいた。教育としては、前屈以外の動作の計測とその危険の警告の要望がある。管理者としては特に、現在目の届かないところでの「頑張り」を評価することへの有用性や勤務体系のバランス化への一指標として有用であると、データソリューションと組み合わせた作業管理への応用があると良いとの意見をいただいた。これらの結果から、3次元動作に対応した腰部負担推定を行う必要があることが分かる。

表1.1, 1.2に示す通り、実証試験等から作業の多くは前屈動作が占めている。しかしながら、熟練した作業者は身体に負担をかけないような「腰をひねらない動作」を習得しているため前屈動作が多いが、実際の作業の現場では少なからず側屈や回旋動作も発生していた。図1.3.1(a)の様な、キャビネットが邪魔になった場合などに回旋動作を行っている。

1.2 節で示したように、3次元動作に対応した腰部負担の研究では、モーションキャプチャを利用したもの [38]、FEM 解析 [47] によるが多くある。これらの方法を用いた技術では、腰部負担を推定するための手法として有効であるが、実作業空間での計測には向かない。モーションキャプチャを利用する方法では、計測空間に限られる。動画解析、FEM 解析は、リアルタイムでの解析には向かず日常的に計測することができない。ヒアリング結果として、オンタイムでのデータ教示があることで教育への利用や、作業管理への応用の需要があった。このため、実作業空間での腰部負担を計測するためには、装着型が有効であると考えられる。



(a) Twist posture



(b) Transferring care

Fig. 1.3.1: Motion and posture during experiment

Table. 1.1: Percentage of motion in 60 minutes of work

Standing	Walk	Squat down	Other
23%	70%	4%	3%

Table. 1.2: Percentage of body posture during 60 minutes of work

Standing	Front bending	Side bending	Twist
24%	65%	6%	5%

Table. 1.3: Percentage of operation time including hand load

	Transferring care	Posture change	Transportation work	etc.
Time[s]	268	289	264	378
[%]	22.4	24.1	22.0	31.5

脊柱の形状変化により各椎体間圧迫力は変化する事が知られている [18]. そのため, 1.2 節で示したように脊柱アライメントに関する研究 [48, 49] も行われている. しかし, 従来研究における腰部負担評価は, 上体を剛体と考えているため脊柱の形状変化に関しては考慮されていない. このため, 脊柱の形状を考慮した腰部負担推定が必要となる. 従来研究として, 表皮上の光学マーカから脊柱アライメントを推定 [50] や, IMU センサを用いて脊柱アライメントを推定 [53] する方法がある. 装着型で腰仙椎アライメントを推定するためには, 最小数のセンサの組み合わせ及び, 適切なセンサ配置を行わなければならない. このためには, 表皮上と腰仙椎アライメントの関係を解析する必要がある.

Alf Nachemson による実験 [16] から, 外部負荷によって椎体圧迫力が増加することが知られている. このため, 作業動画から, 手先等に荷重が含まれる作業について, 表 1.3 にまとめる. 介護動作であるため, 作業時間に対して 43.7% が手先加重を含む作業をしている. 利用者の体位変換, 移乗介助, 運搬作業が主な作業となっている. このため, 外部負荷を考慮した腰部負担推定を行う必要があるとわかる. 図 1.3.1(b) の様に, 移乗介助中で被介護者による腰部負担値の増加を計測するためには, 外部負荷の大きさ, 荷重の位置, 腕の姿勢など様々な要素を踏まえて計算しなければならない. 手先荷重を考慮した腰部負担推定などは, 筋骨格モデルを使った研究が多い [44, 45, 46]. 装着型の腰部負担の計測では, 山崎らは, 体の複数部に接触力センサを配置することによって, 被介護者による介護者への外部負荷を計測している [60]. この研究の様に, 外部負荷を考慮する腰部への負担値を計算するためには, 全身にセンサを配置することで必要がある. 先の節でのヒアリング結果として, コルセットサイズであれば, 装置のサイズは気にならず, 全体的に装着の違和感は無いという意見を得ている. このため, 本研究では腰部に着用することだけで外部負荷を考慮した腰部負担値を計測可能とシステムを構築する.

1.4 目的

本研究では、椎間内圧そのものを取得するのではなく、各椎体にかかる圧迫力、トルクを推定した結果から腰部負担値を推定する非侵襲システムの開発を目的とする。

姿勢と椎体圧迫力は Alf Nachemson による実験 [16] が最も知られている。これは、体内から実測する方法となるため、作業中の椎間板圧迫力である腰部負担の評価を行うことには適さない。それを踏まえて、人体外部の情報を利用した腰部負担導出ソフトも国内外で提案されている [36, 37, 44]。実作業の動作を直接計測し、瞬時に警告するようなものではなく、腰痛予防のガイドラインとしての位置づけとなっている。そこで、ウェアラブルシステムとすることにより、実作業空間での利用が可能となり、作業中における腰部負担の変化を知ることができる。また、日常的に利用可能なシステムとするために非侵襲を目指す。このため、体表面から腰部負担値を推定する。体表面上から内部推定を行う従来研究では、人体の表面上の情報から腰椎の姿勢を推定することは行われて来た [38]。また、大久保らは、体表から腰部角度を計測を行い、腰部角度と腰椎角度の変化式が示されている [61]。これらのように、本研究においても表皮上から内部推定を構築する必要がある。このため、非侵襲な腰部負担推定が可能なウェアラブルシステムを構築する。

本研究では、各椎体にかかる圧迫力、トルクは過去の研究等を参考して導出する [36, 54]。これらの従来研究における腰部負担評価は、上体を剛体と考えているため脊柱の形状変化に関しては考慮されていない。脊柱の形状変化により各椎体間圧迫力は変化する事が知られている [18]。また、Wilke らによって、腰椎と胸椎の弯曲状態と仙骨の前方傾斜角度を用いて姿勢を分類している [62]。この研究から直立姿勢においても多様な腰仙椎アライメントが示されている。このため、腰仙椎アライメントの変化を踏まえて腰部負担を計測することが必要となる。

我々は、これまで脊柱の形状及び各椎体の座標系と腰部負担を推定する手法 [63, 64] を開発してきた。しかし、これは骨盤を固定した状態の前屈動作に絞ったものであり、日常生活時を考慮されていなかった。また、前節で述べたように、3次元動作における腰仙椎アライメントと腰部負担推定が必要だとヒアリングを得ている。このため、3次元動作に対応した腰部負担推定法を構築する必要がある。先に述べたように、実証実験のヒアリング結果から、腰部が取りうる姿勢を計測する必要がある。このため、3次元動作が計測可能であり、その姿勢における腰部負担値を推定法を構築する。

事前のヒアリングでは、作業中に手先等に荷重が含まれる動作が多く見られたため、外部負荷を考慮した腰部負担値を推定する必要があることが分かった。また、介護者・被介護者が異なることで、外部負荷の影響が変化するため、個別に外部負荷を考慮した腰部負担推定を構築する必要がある。しかし、外部負荷を計測するためには、位置や荷重など様々なパラメータが必要となり、センサの数が増加する。本研究では、非侵襲なウェアラブルセンサシステムとし、着脱を容易にするために腰部以外に配置することは行わない。このため、腰部筋活動による背筋群の筋硬度変化に着目し、筋発揮力推定による腰部負担推定を構築する。

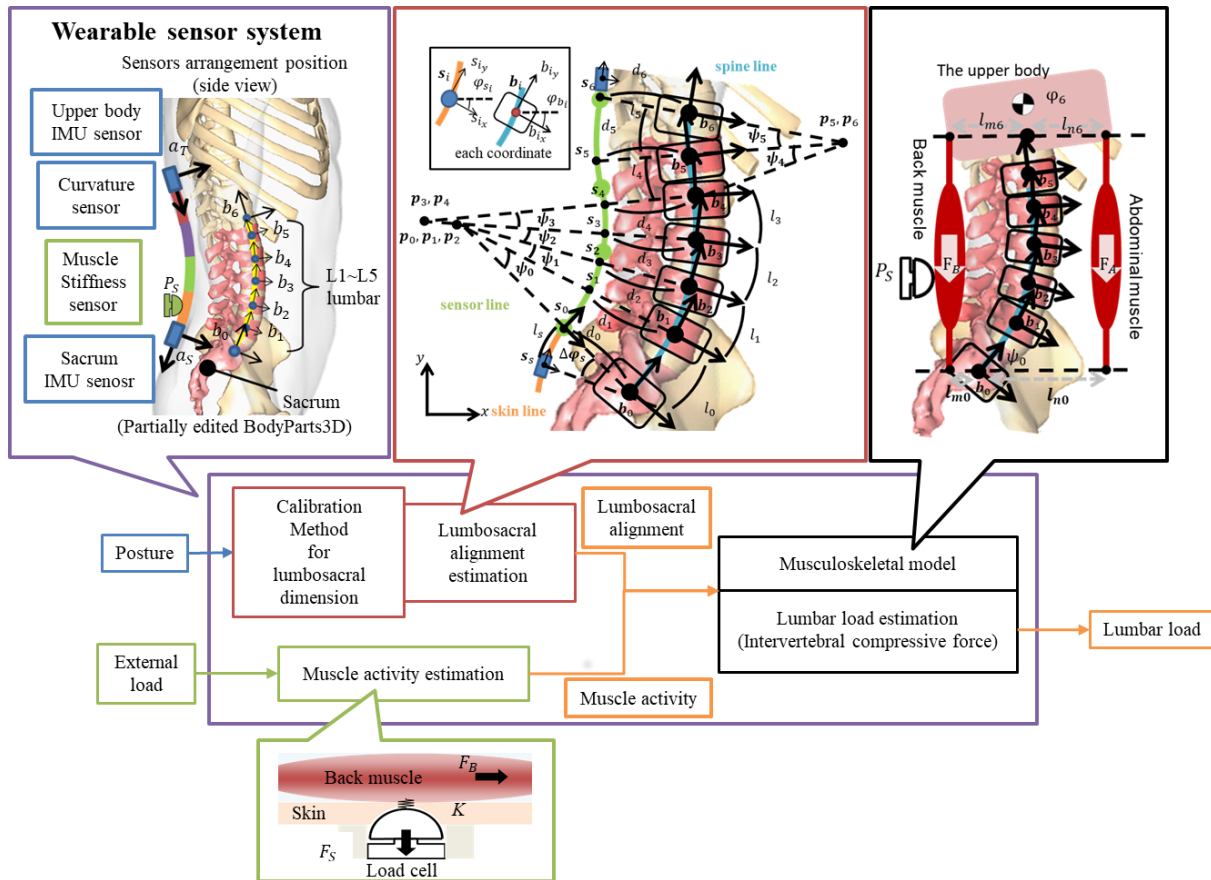


Fig. 1.4.1: Outline drawing of the proposed system(Partially edited BodyParts3D[65]).

これらの事を踏まえて、本研究では目的の実現のために、以下に示す3つの技術を開発する。

1. 腰部負担計測のための非侵襲なウェアラブルセンサシステム
2. 腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定
3. 未知外力を考慮した腰部負担推定

これらを組み合わせて、目的である腰部負担ウェアラブルセンサシステムを図1.4.1に示す。

1.5 論文構成

本論文の構成は以下の通りである。

- 第1章では、研究の背景及び従来研究の紹介を行い、本研究の目的を述べた
- 第2章では、腰部負担の定義及び、ウェアラブルセンサシステムの開発とセンサ特性について述べる
- 第3章では、腰仙椎アライメント推定法と腰部負担推定法の設計と評価を行った
- 第4章では、未知外力を考慮した腰部負担推定の構築と評価を行った
- 第5章では、開発したウェアラブルセンサシステムを使って実証実験を行った結果について述べる
- 第6章では、本研究の結論と今後の課題について述べる。

1.6 研究倫理審査

本研究における実験は、「北海道大学工学系ヒトを対象とする研究倫理審査委員会」の承認を得ている。

- 2014-393 「高齢社会での社会参加支援のための腰痛予防支援システムの研究開発と評価システムの構築-レントゲン撮影による椎体形状の精密測定-」
- 2014-394 「高齢社会での社会参加支援のための腰痛予防支援システムの研究開発と評価システムの構築-運動能力測定と運動時の3次元姿勢計測-」
- 2015-130 「高齢社会での社会参加支援のための腰痛予防支援システムの研究開発と評価システムの構築-腰痛予防システム試作機のフィールド試験-」
- 2016-211 「コルセットによる腰部締め付けに伴う骨盤・腰椎形状と表皮形状の関係」

第2章 腰部負担推定用ウェアラブルセンサシステム

2.1 腰部負担

本研究において腰部負担とは椎間板圧迫力を前提としている。これは、椎間板圧迫力による椎体終板の破壊が慢性腰痛の要因となるためである。また、これまでの先行研究 [16, 22, 37] において腰部負担として椎間板圧迫を用いることが多くあるためである。

腰にかかる負担は、重い荷物を持ち上げるなどの外的要因によって負担が発生する場合と、自重を支えるなどの内的要因によって発生する場合の2つに大きく分けることができる。このため、2つの要因に起因する腰部負担を計測する必要がある。

本研究における腰部負担は、上体を支えることにより発生する椎体間への負担を主として扱う。上体を自重を支えるおもな筋肉は、腹筋と背筋の2つがあげられる。とくに背筋で上体を支えると仮定し、椎体間を同一の筋肉で支えていると仮定する。このため、図 2.1.1 に示すように、上体の重さによる圧迫力と、胸椎を支える筋肉のよる圧迫力の2つを腰部負担と呼ぶ。

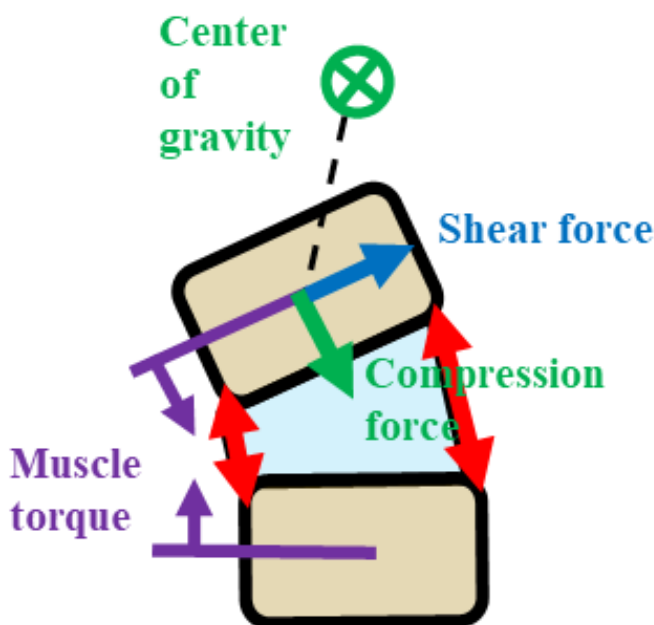


Fig. 2.1.1: Compressive force applied to the vertebral body

2.1.1 腰部負担と感覚の関係

慢性腰痛の要因となる腰部負担は、先に述べたように姿勢や外部負荷によって変化する。しかし、人によって腰部負担を感じるタイミングは異なる。また、腰部負担に対して骨盤ベルトをしめることにより姿勢が改善し腰部負担が減ることが一般的に知られている。このため、腰部負担に対して骨盤ベルトの締め付け力を計測し、感覚と負担の関係を調べる。図 2.1.2 に示すような、安心する締め付け感が得られる締め付け力を定量化するを目的する実



Fig. 2.1.2: Experimental scenery of the lumbar load and sensation

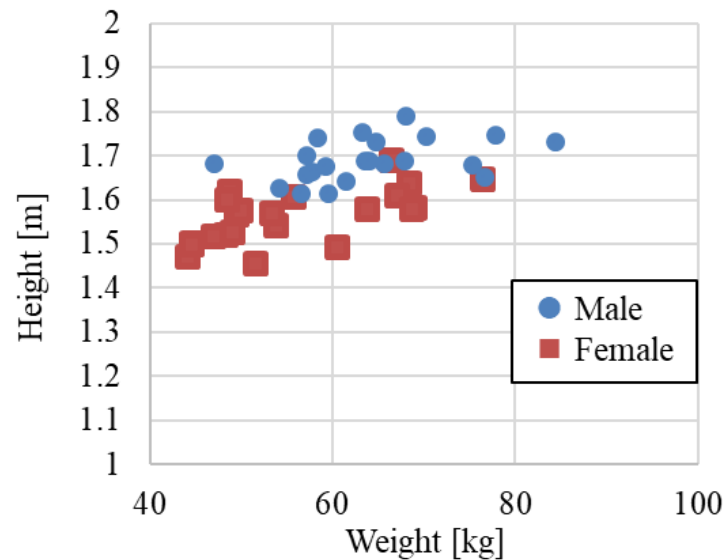


Fig. 2.1.3: Distribution of body height and weight of subject

験を行う。被験者は、健康な男女合計 42 名であり、分布を図 2.1.3 に示す。実験内容は、直立姿勢から前屈姿勢（静止姿勢：3 姿勢）を行う。各静止姿勢時に、手先荷重を変動

Table. 2.1: Correlation R of male subjects

Subject	M001	M002	M003	M004	M005	M006	M007	M008	M009	M010
R	0.49	0.36	0.32	0.44	0.22	0.49	0.65	-0.02	-0.2	0.83
Subject	M011	M012	M013	M014	M015	M016	M017	M018	M019	M020
R	-0.27	0.41	-0.33	0.24	0.09	0.06	0.8	-0.08	0.1	0.59

(0~10kg 5kg 刻み) させることにより、腰部負担の変化と感覚を調べる。各姿勢・負荷に対して、被験者が安心する締め付けまで骨盤ベルトを締める。各試行を5回ずつ行う。実験を始める前に、被験者自ら骨盤ベルトを着用して荷重挙上を行い、締め付けの効果を知らせてもらう。また、骨盤ベルトを締める必要がある姿勢・荷重の状況を被験者に尋ねる。必要な締め付け力と腰部負担の関係を図 2.1.4 に示す。また、各被験者の必要な締め付け力と

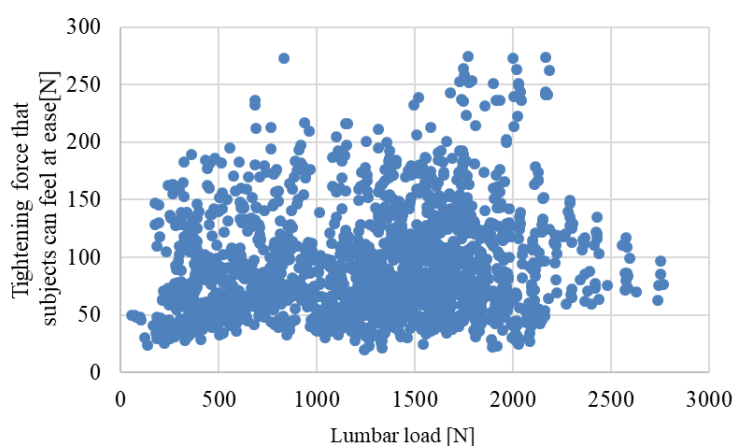


Fig. 2.1.4: Relationship between of tightening force that subjects can feel at ease and lumbar load.

腰部負担の相関係数 R を表に示す。半数以上の被験者で、相関が見られた。このため、腰

Table. 2.2: Correlation R of female subjects

Subject	F001	F002	F003	F004	F005	F006	F007	F008	F009	F010	F011
R	0.74	0.67	0.67	0.44	0.31	0.31	0.39	0.42	-0.47	0.35	-0.3
Subject	F012	F013	F014	F015	F016	F017	F018	F019	F020	F021	F022
R	0.47	0.13	0.6	-0.09	0.29	0.33	0.74	0.22	-0.42	0.19	0.37

部負担に対する安心する締め付け力の推定式を構築する。表 2.2 に示す相関関係 R の中で、0.3 以下を除いた 23 名のデータを用いる。推定式 2.1 は、このデータから最小二乗法で求める。

$$y = \alpha_F F + C_F \quad (2.1)$$

各パラメータは $\alpha_F = 0.016$, $C_F = 52.281$ となる。

Table. 2.3: Number of subjects who felt that tightening by the difference in load was necessary

Hand load[kg]	Stand posture	bend angle 45°	bend angle 60°
10	23	20	19
5	11	16	13
0	0	4	4
No	9	3	7

Table. 2.4: Average and standard deviation of lumbar load that felt that tightening was necessary

	Average	Standard deviation
Female	810.3	352.8
Male	1033.5	523.8
All	921.9	452

Table. 2.5: Relationship between body feature and lumbar load requiring tightening

Height	Body weight	Back muscles power	Sex	Age	All
0.312	0.456	0.243	0.246	0.069	0.474

次に、骨盤ベルトを締める必要があると感じた荷重を答えてもらい、荷重ごとの回答した被験者数を表 2.3 に示す。前屈角度が深くなるにつれて、手先荷重が軽い段階から骨盤ベルトが必要になる人が増える傾向がある。また、半数以上の被験者は骨盤ベルトが必要となる事が実験から分かる。ここから、各被験者が締め付け力が初めて必要があると感じた腰部負担と身体特性との関係を調べる。結果を表 2.4 に示す。身体を見ずに男女差の関係に対して、片側 T 検定を行うと $p \leq 0.07$ となる。身体特徴量と締め付けが必要と感じる腰部負担値との相関関係を表 2.5 に示す。この結果から、体重から締め付けが必要な腰部負担値の推定式を構築する。推定式 2.2 を最小二乗法で求める。

$$y = \alpha_{T_w} w + C_{T_w} \quad (2.2)$$

各パラメータは $\alpha_{T_w} = 21.01$, $C_{T_w} = -345.65$ となる。

これらの解析結果から腰部負担に対する人の感覚を定義する。推定式 2.2 に示すように、人間の体重に対して不安となる腰部負担値を知ることができる。また、 C_{T_w} が、最低の腰部負担に対する閾値である。このことから、 $C_{T_w} = -345.65$ から、腰部負担に対して 350N 程度の差を見る必要があることが分かる。腰部負担値を推定する際に 350N 以下の誤差にする必要があるとわかる。以降の章で示す、腰部負担推定においてのこの値を 1 つの指標とする。

また、男女の被験者 M001 から M011, F001 から F011 の被験者に関して、負担感覚と安心する締め付け、VAS(Visual Analog Scale) の関係を図 2.1.5 に示す。ここで用いる VAS は、様々な心理的負担主観評価 [66, 67] に利用されている。本実験において、VAS の両端の値に関しては、立っているときの負担感覚を左端とし、右端を背筋力を計測した際の負担感覚とした。先ほどの解析と同様に、個別に相関値を見る。負担感覚と安心する締め付

相関値は、22名中14名において相関値0.4と以上である。負担値と安心する締付けの相関値は、22名中13名において相関値0.4と以上である。ここから、負担感覚と負担値は相関があり、高い負担感覚を感じた時に安心する締付け力が高まっていることがわかる。このため、腰部負担が高いときにおいては、負担感も高まる。腰部負担値を見ることによって、精神的な負担値が見える可能性がある。

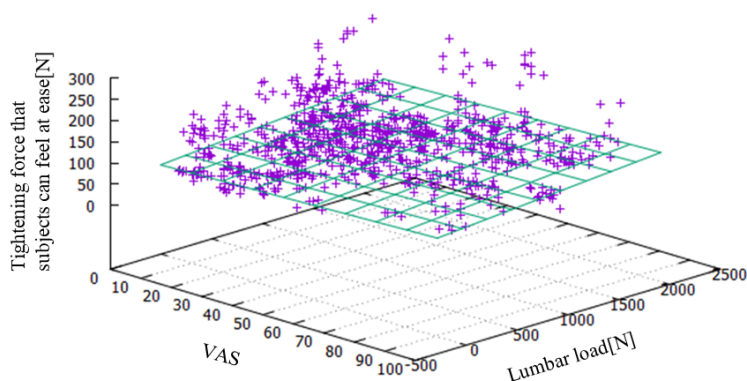


Fig. 2.1.5: Relationship between of tightening force that subjects can feel at ease and lumbar load, VAS.

2.2 ウェアラブルセンサシステム

ヒアリング結果を元に、腰部に装着するだけで、腰仙椎アライメント・外部負荷を考慮した腰部負担推定を行うシステムの開発を目指す。

関連研究として、これまでに外部情報から内部骨格情報を推定する手法として、X線画像を真値とし股関節中心位置を非侵襲的に推定する手法 [68] や、MRI画像を用いて手骨のモデルを構築する手法 [69] など、医療画像を活用した手法が研究されている。また、ウェアラブルセンサの一つとしてデータグローブを用いて、手指の表皮の曲率変化から動作を計測する手法も開発されている [70]。本研究では、これらを腰部に応用し、腰部表皮形状から腰仙椎アライメントを計測する。外部負荷変化にともな腰部の筋活動を計測することによって、腰部から未知外力の影響を計測する。本研究では、脊柱の棘突起と背面表皮との間は薄い皮膚と体格により多少の脂肪があるものの、棘突起の変化は表皮上から捉えることが可能であると考えられる。また、前屈姿勢のX線画像から表皮と椎体の関係を見出すことができ、表皮線 (Skin line と呼ぶ) と腰仙椎重心を滑らかに通る曲線 (Spine line と呼ぶ) の形状が等価であると仮定する。

X線画像の解析から、ウェアラブルセンサシステムのためのセンサ構成を提案する。

2.2.1 ウェアラブルセンサシステムの構成

腰仙椎アライメント推定と腰部負担推定を行うウェアラブルセンサシステム構成案を図2.2.1左に示す。センサ配置を決定するために、前屈動作姿勢におけるX線画像の解析を

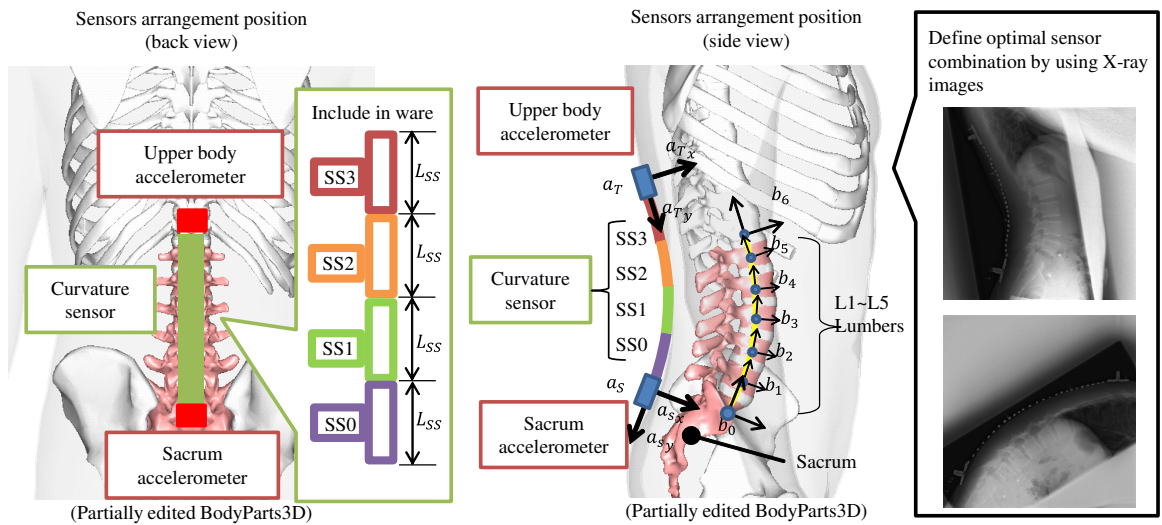


Fig. 2.2.1: Sensor arrangement position in wearable sensor system.

行った。解析結果から、骨盤の姿勢角と Skin line 形状より腰仙椎アライメント推定を行うことができる考えた。これを実現する最小数のセンサ構成として、1つの加速度センサと複数の曲率センサを提案する。前屈動作における Spine line と Skin line に関係があり、腰部表皮上に複数の曲率センサを取り付け、形状を取得する。骨盤姿勢角を計測するために、仙骨上の表皮に加速度センサ(仙骨加速度センサと呼ぶ)を配置する。さらに、後述する通り、体幹の姿勢角が変化することにより腰仙部の寸法が変化することが分かった。体幹姿勢を計測するために、上体(胸部以上の上半身)に加速度センサ(上体加速度センサと呼ぶ)を配置する。これは、前屈動作時の上体姿勢角を計測するためである。

次に、外部負荷を考慮した腰部負担推定を行うために筋活動を計測する。腰部負担を調べる上で、筋活動を利用した研究がある [71]。Fujimura らは、手先荷重と筋電位の関係性は調べている [72]。荷重が増加することによって筋活動の増加があり、筋負担が大きくなることが示唆された。このように、筋活動を計測する方法として、表面筋電位計測が一般的に用いられている。また、筋電により筋活動を計測し膝と足首関節トルクを推定する研究も行われている [73]。しかし、筋電位計測は直接皮膚に電極を取り付ける必要があり非侵襲性ではあるが、地肌に張り付けるため日常的に取り付けることには適していない。筋電位以外で筋活動を計測する方法は、筋電以外にも振動素子による計測 [74] や、硬さを計測する方法 [75] がある。そこで、本研究では服の上からでも取り付け可能なロードセルを用いた筋硬さセンサ [76] を用いて、筋活動を計測する。

2.2.2 曲率センサの設計

本研究を進める上で、市販の曲率センサを利用して来た。しかし、腰部の曲率を計測するために作成された曲率センサではない。そこで、人体の前屈動作における腰部曲率から曲率センサ設計を行った。腰椎長さを考えるために、産業技術総合研究所が持つ人体データ

ベース [77] の計測箇所から4つを計測し、L1 から L5 腰椎の突起部の直立姿勢時の腰椎全長を計測する。計測箇所は図 2.2.2 に示す、身長、後ウエスト高、前ウエスト高、殿突高である。被験者は20代男性5名とした。

計測結果を表 2.6 に示す。これらの計測結果から、各計測箇所に対する腰椎の割合を求め、表 2.7 に示す。それぞれの割合の平均値を求め、腰椎全長を推定し、実測値との誤差を算出する。算出した各平均誤差を表 2.8 に示す。ここから、後ウエスト高がもっとも腰椎全長を推定するのに向いているパラメータとわかった。そこで、人体データベースの後ウエスト高の平均値から腰椎全長の一般的な長さを求める。後ウエスト高の平均値は 95.06[cm] であるため、一般的な腰椎全長は 11.2[cm] である。

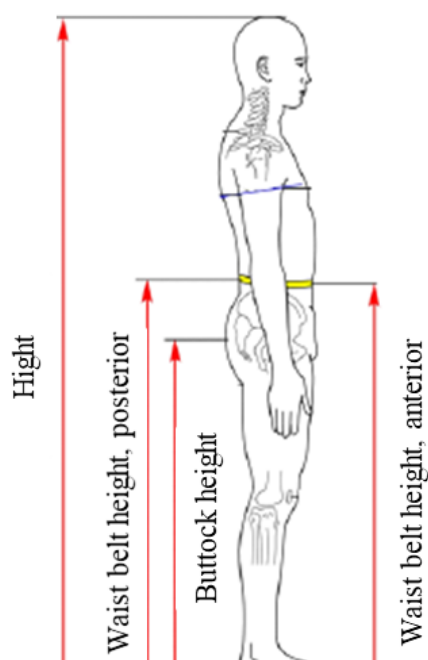


Fig. 2.2.2: Measurement points of the body information(Partially edited [77])

Table. 2.6: Measurement results of the physical information [cm]

Subject	height	Waist belt height, posterior	Waist belt height, anterior	Buttock height	lumbar
A	179.0	113.0	110.0	91.0	15.0
B	179.0	112.2	110.8	90.6	12.2
C	172.0	103.0	101.2	86.0	12.2
D	160.0	97.0	94.0	82.6	11.0
E	170.0	104.0	103.0	87.0	12.2
Average	172.0	105.8	103.8	87.4	12.5

Table. 2.7: Rate of lumbar total length to the body information [%]

Subject	height	Waist belt height, posterior	Waist belt height, anterior	Buttock height
A	8.4	13.3	13.6	16.5
B	6.8	10.9	11.0	13.5
C	7.1	11.8	12.1	14.2
D	6.9	11.3	11.7	13.3
E	7.2	11.7	11.8	14.0
Average	7.3	11.8	12.0	14.3

Table. 2.8: Average error of estimated lumbar total length and the measured lumbar total length of the lumbar spine from the full-length ratio of the physical information [mm]

	height	Waist belt height, posterior
Average	0.78	0.66
	Buttock height	Waist belt height, anterior
Average	0.78	0.69

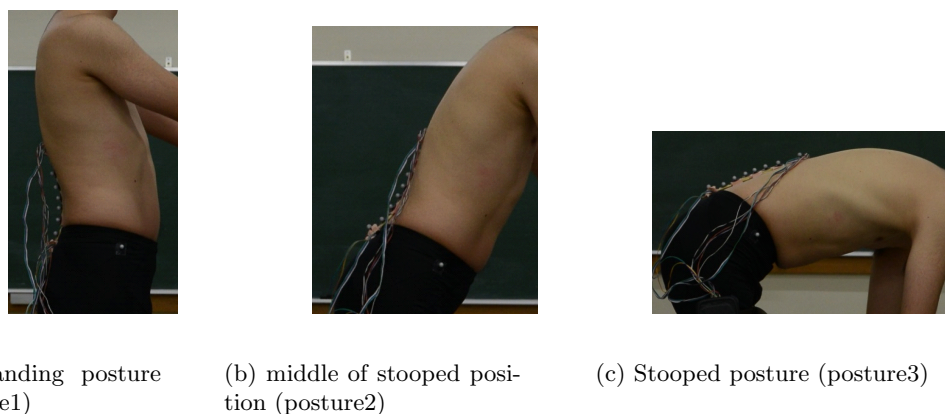


Fig. 2.2.3: Each posture of the X-ray imaging

次に、前屈動作時にとりうる姿勢として、3つの姿勢(図2.2.3)をX線撮影した。撮影した姿勢の表皮形状から、各姿勢の曲率と、椎体間距離距離を算出した。1サイズで多くの人間の腰部曲率を計測出来るようにするために、各椎体間距離を考慮しつつ、人間がとりうる最大曲率を算出する。

計測姿勢とX線画像の対応をするためにX線撮影室に、3次元計測システム(MAC3Dモーションキャプチャーシステム)に持ち込む。撮影場所と、X線撮影風景を図2.2.4に示す。男女ともに、脊柱に鉛マーカを貼り付けることにより、撮影姿勢の表皮形状を計測する。鉛マーカは5mm間隔で、仙骨上から250mmの長さのものである。また、3次元計測用のマーカを12個取り付ける。仙骨部にマーカを3つ、脊椎に仙骨部から100mmごとに2つを取り付ける。鉛マーカの最上部にも3つ取り付ける。肩に左右1つずつ、左右の腸骨稜に1つずつ取り付ける。鉛マーカ、3次元計測用マーカを取り付けた被験者を図2.2.5に示す。曲率センサ設計のための被験者の身長、体重を表2.9に示す。解析方法として、鉛マーカから表皮曲率を求める。そのために、まず画像をpixel値からmmに変換する。変換したのちに、表皮曲率は、連続する3点の鉛マーカから曲率半径を求める(図2.2.6)。原点を仙骨部マーカの最下点とする。解析項目として、以下の2つについて取り組む。

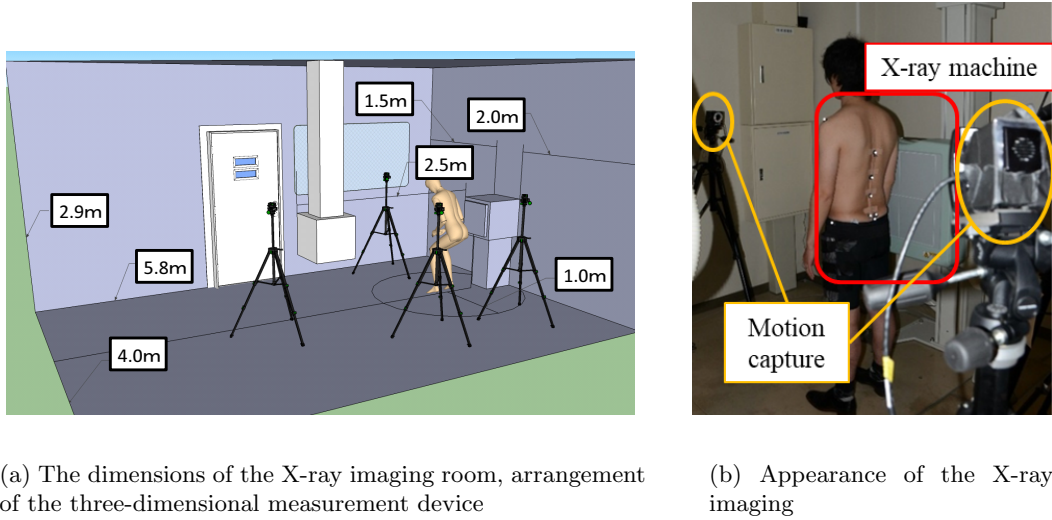


Fig. 2.2.4: X-ray imaging

- 1本あたりの計測範囲
- 腰仙部全体での計測範囲

Table. 2.9: Subjects of height and weight for the curvature sensor design

	height[mm]	weight[kg]
M01	1799	70.1
M02	1712	62.4
M03	1929	92.7
W02	1654	62.6
W02	1567	47.8
W03	1636	67.6

はじめに、表皮曲率を求める範囲の長さを変更し、曲率センサ1つあたりの計測範囲を決定する。表皮曲率の変化を、変化量 $\Delta\kappa_{s_i}$ で定義する。

$$\Delta\kappa_{s_i} = \|\kappa_{s_i} - \kappa_{s_{i+1}}\| \quad (2.3)$$

この変化量が大きくなる位置に変曲点が存在すると考える。変化量が一定上であり、表皮曲率の符号反転が起こっている点を、変化点と定義し変化点を評価する。今回の解析では、閾値を $\Delta\kappa_{s_i} \geq 0.01$ とする。解析結果を図 2.2.7 に示す。



Fig. 2.2.5: Each marker mounting position in the X-ray experiments

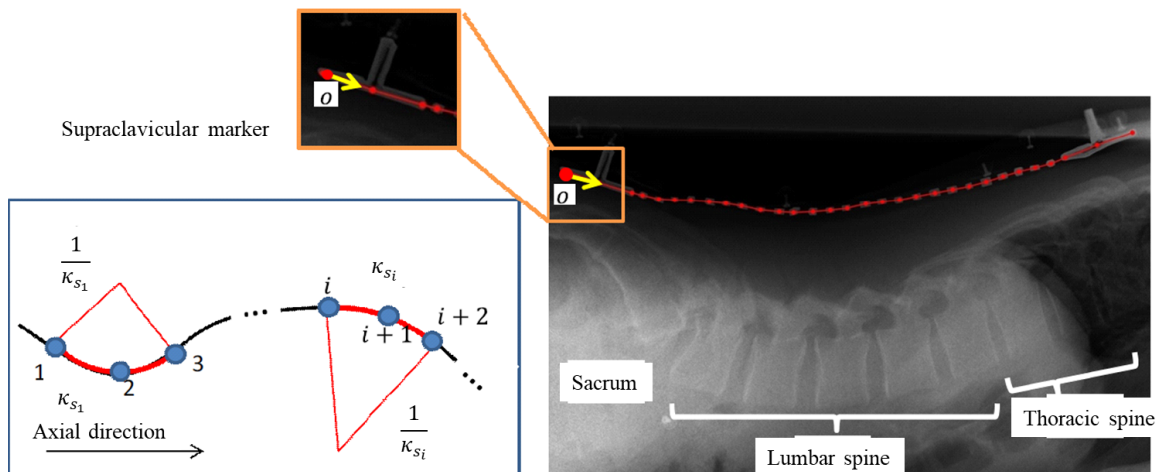
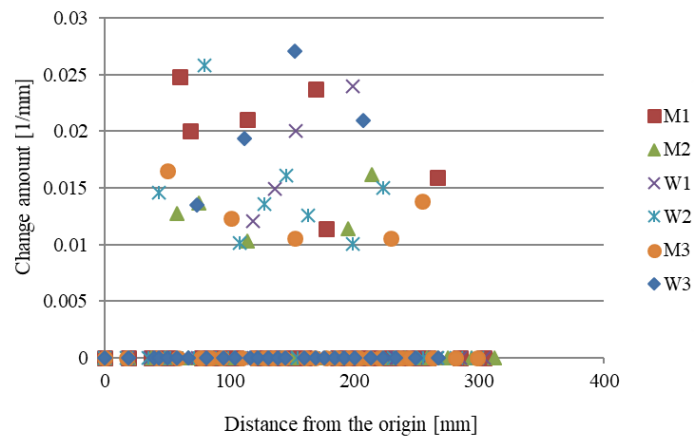
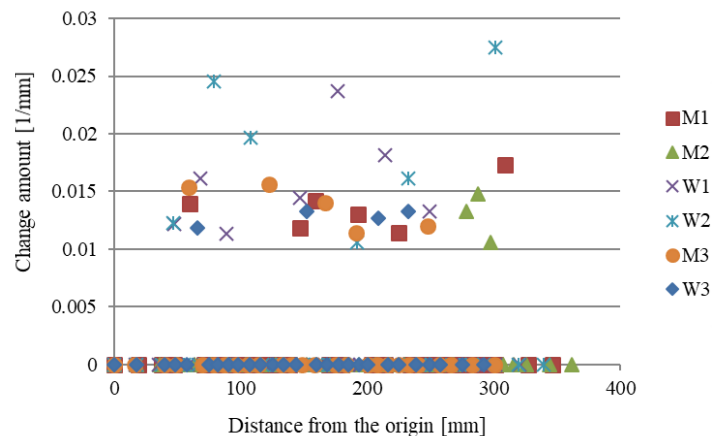


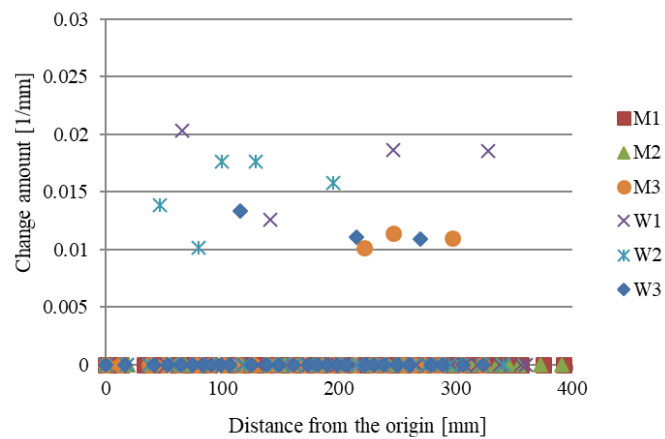
Fig. 2.2.6: Method of calculating the skin curvature of the X-ray



(a) Amount of change in the distribution of posture1



(b) Amount of change in the distribution of posture2



(c) Amount of change in the distribution of posture3

Fig. 2.2.7: Amount of change in the distributiong

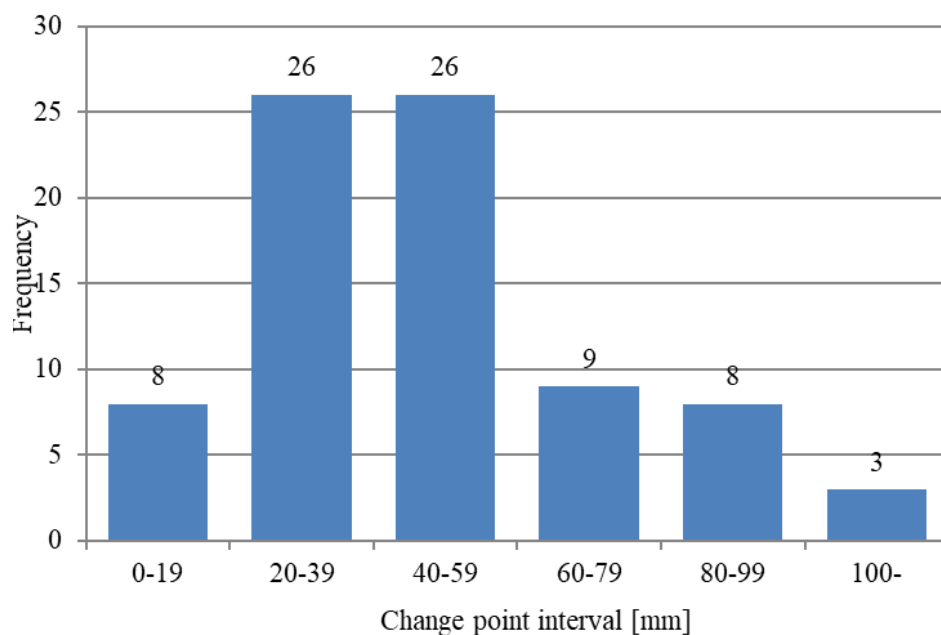


Fig. 2.2.8: Appearance interval of change point

Table. 2.10: The ratio of the height and the distance between T12-S1

[%]	posture1	posture2	posture3	average
M1	11.3	11.2	11.4	11.3
M2	11.3	10.7	11.0	11.0
W1	10.9	10.5	11.5	10.9
W2	12.1	12.1	11.9	12.0

前屈動作を行うことにつれて、変化点の点数が変わっていることがわかる。また、男女差はなく、姿勢によって変化点の位置が変化している。このことから、姿勢によって変化点の出現する位置が変わることがわかる。そのため、1本当たりの計測範囲を決めるためには、変化点がどこに存在しているのかではなく、変化点の出現間隔を見る必要がある。そこで、変化点間隔の度数が高い範囲にセンサ長さを設定することによって、1本あたりの計測範囲を決定する。

変化点間隔のヒストグラムを図2.2.8に示す。6名の解析で、出現した変化点は80点であった。この結果から、20から60mm間隔の頻度が高いことがわかる。そこで、今回の曲率センサの設計として、1本あたりの計測範囲を50mmとする。

次に、腰仙部全体での計測範囲を決定する。図2.2.9に示すようにT12-S1の重心間の距離を求める。一般的に人間は、腰を曲げることによって皮膚が伸びる。それは脊柱の腰椎や、胸椎等の椎間板が伸びる。そのために、最大前屈姿勢時の身長とT12-S1間距離の関係を考える。図2.2.10に、各姿勢における身長とT12-S1間距離の関係を示す。表2.10に、被験者ごとの各姿勢における身長とT12-S1間距離の比を示す。

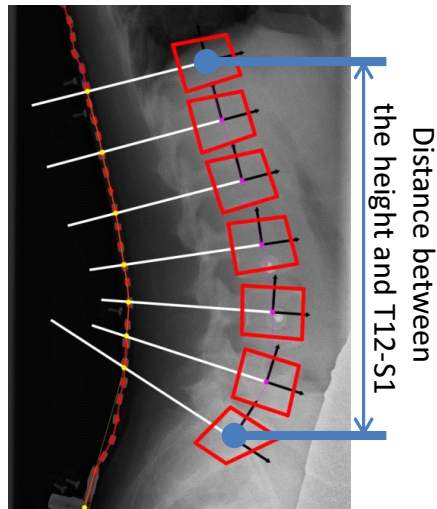


Fig. 2.2.9: Distance between T12-S1 and height

この結果から、身長の変化によって T12-S1 間距離が変化することがわかる。最大前屈姿勢において身長と T12-S1 間距離の R^2 が 0.6977 となっているため、身長と T12-S1 間距離には高い相関があると言える。そのため、身長 180[cm] までを計測すると考え、全体での計測範囲は 200mm と決める。

これらの結果から、計測全長 200mm とする。1 本当たりの計測範囲 50mm とするため、4 つ 1 組となる表皮曲率センサとなる。新たに開発する表皮曲率計測用センサは、図 2.2.11 なものを提案する。

2.2.3 慣性センサの特性

慣性センサに関しては、姿勢を計測するために 6 軸の IMU センサを採用する。各加速度センサは、Sparkfun 社の IMU 6 Degrees of Freedom を利用する。これは、3 軸加速度センサ (ADXL345) と 3 軸ジャイロ (ITG-3200) を搭載した超小型モジュールである。6 軸センサの仕様を表 2.11 に示す。

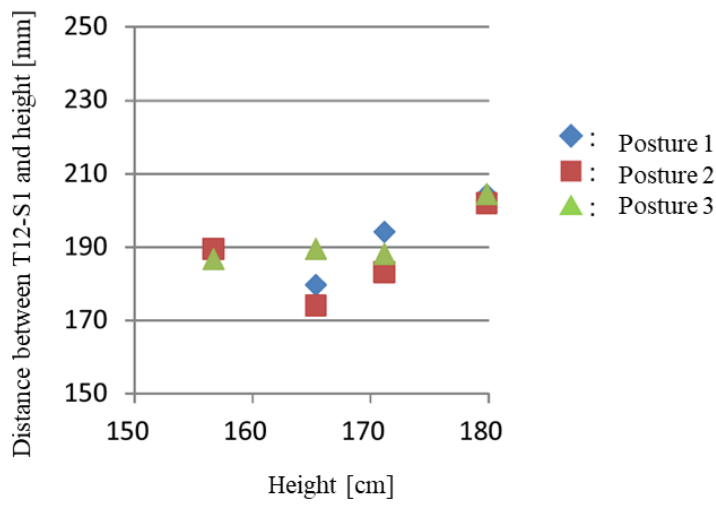


Fig. 2.2.10: Relationship of the distance between the height and T12-S1 in each posture

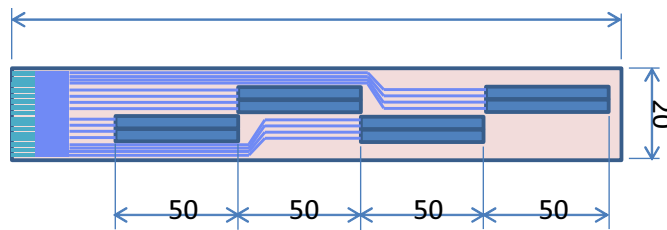


Fig. 2.2.11: skin curvature measurement sensor to propose

Table. 2.11: Specification of 6-axis sensor
ITG-3200

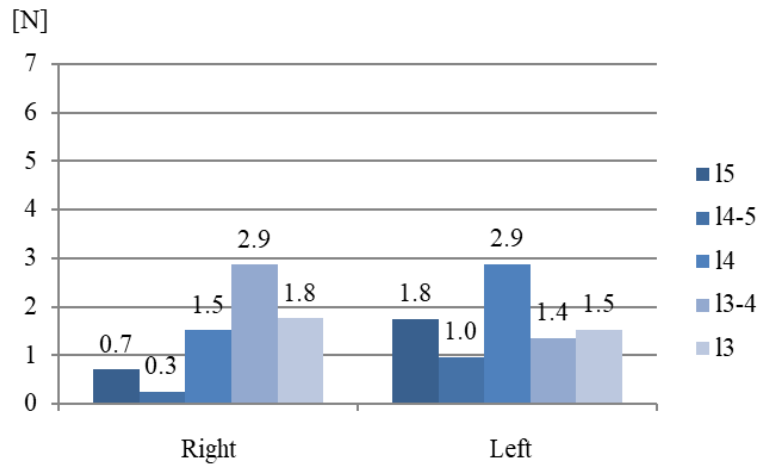
AD conversion	16bit
Scale range	$\pm 2000^\circ / \text{sec}$
Operating voltage	2.1~3.6V
Temperature range	-40 °C to +85 °C

ADXL345

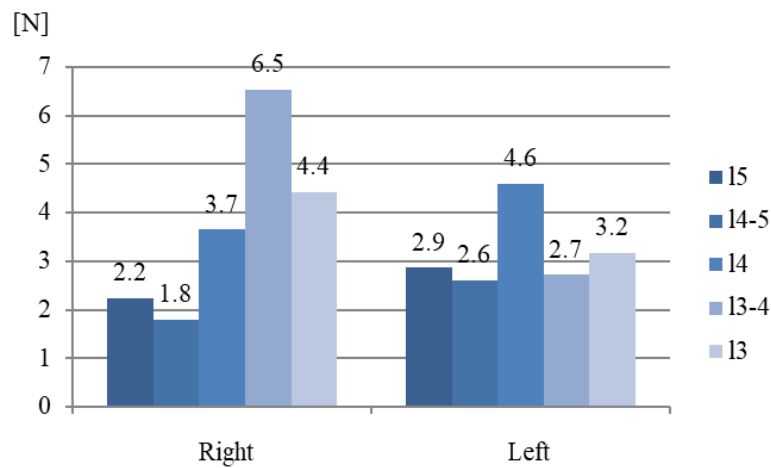
AD conversion	13bit
Scale range	$\pm 16 \text{ g}$
Operating voltage	2.0~3.6 V
Temperature range	-40 °C to +85 °C

2.2.4 筋硬さセンサの特性

筋硬さセンサ取り付け位置の選定実験を行った。L3 腰椎から L5 腰椎の間である、各棘突起、各棘突起間の合計 5 か所でセンサ値変化を計測する。棘突起から左右に 30mm に配置し、上下方向の取り付け位置を選定する。前屈動作を行い、動作中のセンサ出力値で評価を行う。計測結果を図 2.2.12 に示す。各腰椎の棘突起と同一高さにセンサを配置するこ



(a) Average values



(b) Max values.

Fig. 2.2.12: Muscle stiffness sensor values

とは効果的ではないことが分かる。被験者へのヒアリング結果として、下部に取り付けるほどセンサを意識すると解答を得た。L3-4 椎体の棘突起間に、センサを配置することによって左右とも安定してセンサ値を取得することが可能である。このため、本研究において、筋硬さセンサを L3-4 椎体の棘突起間に配置する。

筋硬さセンサの突起部寸法を実験によって確定させる。比較した突起部を含むロードセルの寸法図を図 2.2.13 に示す。図 2.2.14 に示す、直立姿勢、軽度前屈姿勢、前屈姿勢を 10 秒間維持する。その姿勢において、手先荷重を変化させ、筋硬さセンサ値の出力を比較する。手先荷重は 0, 5, 10kg とする。被験者は、男性 1 名とする。

各姿勢、荷重のセンサ出力値の平均値を図 2.2.15 に示す。この結果から、姿勢、荷重によってセンサ出力値が変化することがみられる。突起物をつけたロードセルを用いることによって、外部負荷に対する筋活動を計測することができると判断できる。結果から、突起部の直径が小さくすることによって、センサの平均出力値が低下する。このため、突起部がセンサシステムに入れることが可能なサイズの最大にすることがよい。

また、被験者のヒアリング結果として、前屈角度が深くなるにつれて痛みが増す。直径 $\phi 4$ の突起部に関しては、痛みを感じる。針で刺すような痛み。このため、筋硬さセンサの突起部は直径 $\phi 12$ とする。

研究で用いた筋硬さセンサの特性を検証する。使用した筋硬さセンサは、ロードセルを用いる。このロードセルを用いて腰部の筋硬さセンサを計測する。腰部の筋肉として背筋群があり、この筋活動を筋硬化として計測する。図 2.2.16 に示すように、筋肉の硬化を皮膚越しに計測する。荷重を受ける部分については $\phi 12$ で SR7.5 の半球面とする。筋肉硬化を荷重として受け、計測する値を $P_*[N]$ とする。

ロードセルのサイズは T&T 社のあり定格荷重は 20 N である。ロードセルの基本特性を検証するために、33 個の同一型で荷重に対する電圧値の値を調べた。結果を図 2.2.17 に示す。荷重に対する電圧値の変化は直線性が高い。

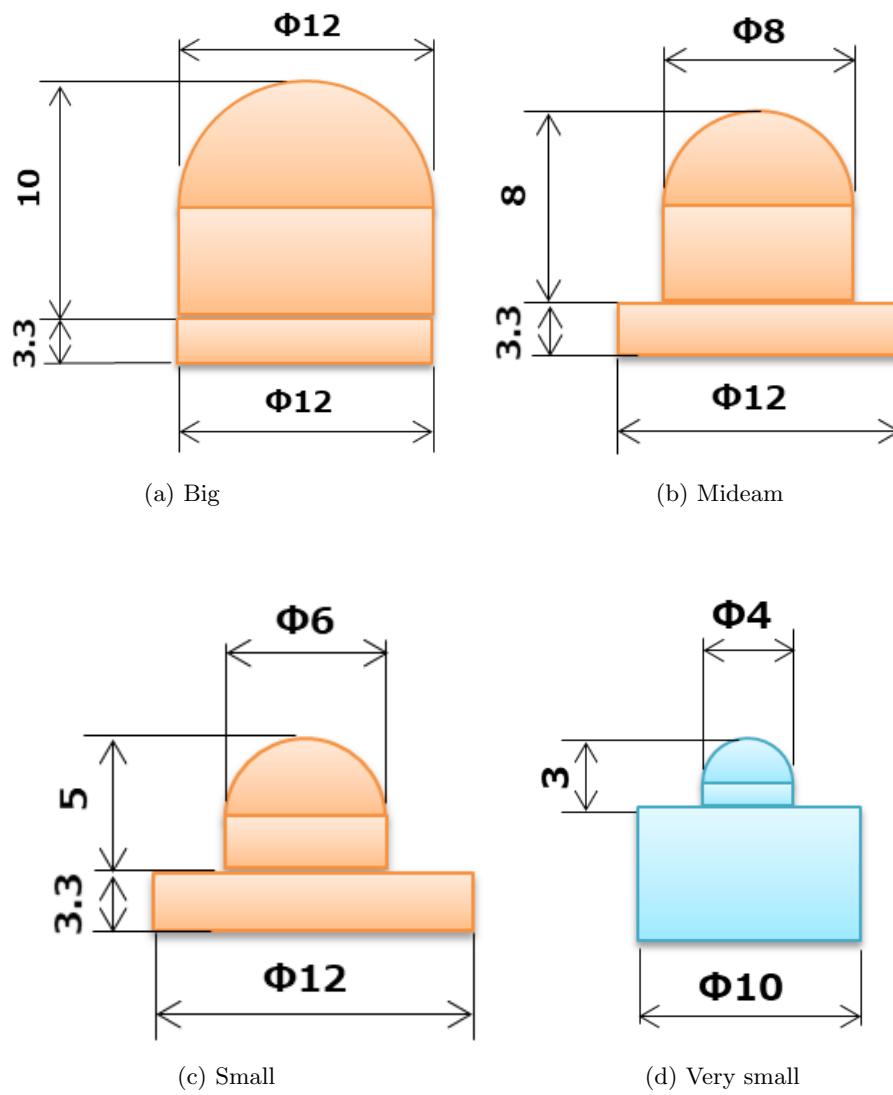


Fig. 2.2.13: Muscle stiffness sensor values

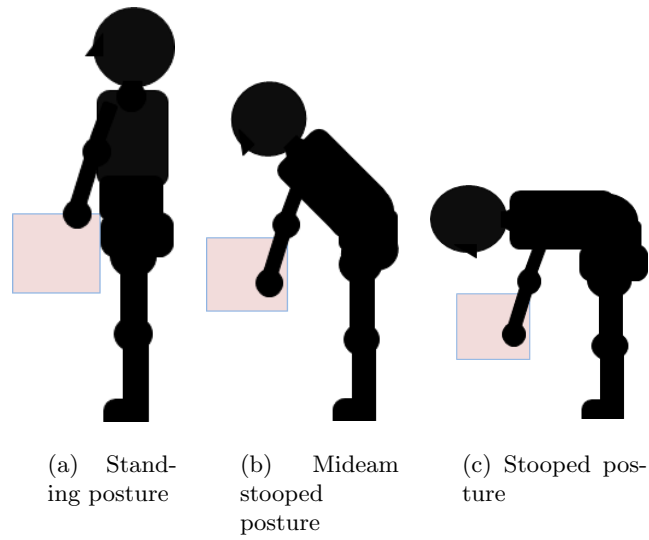


Fig. 2.2.14: Experimental postures

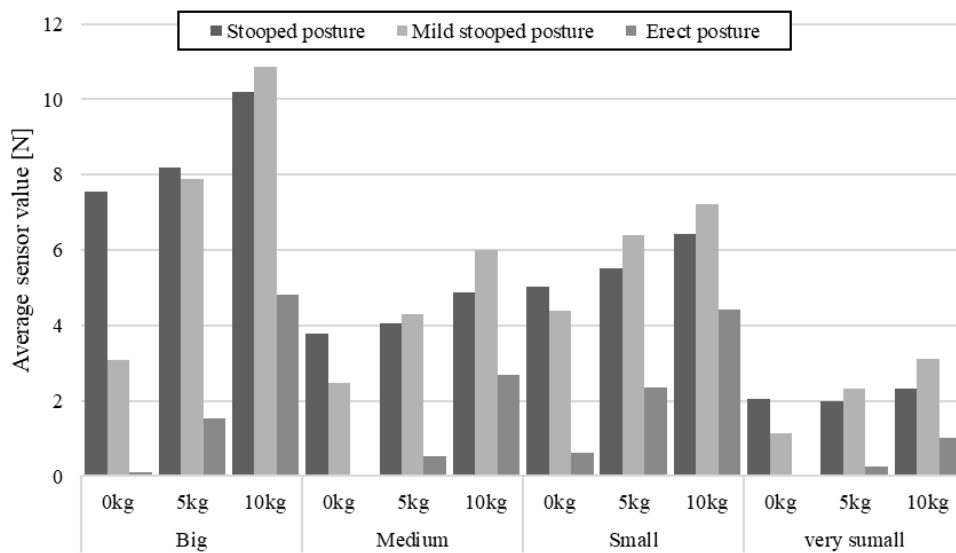


Fig. 2.2.15: Average sensor values

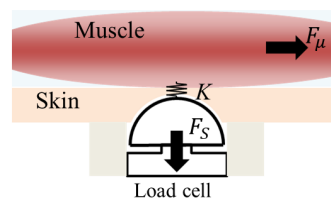


Fig. 2.2.16: Outline drawing of muscle hardness sensor

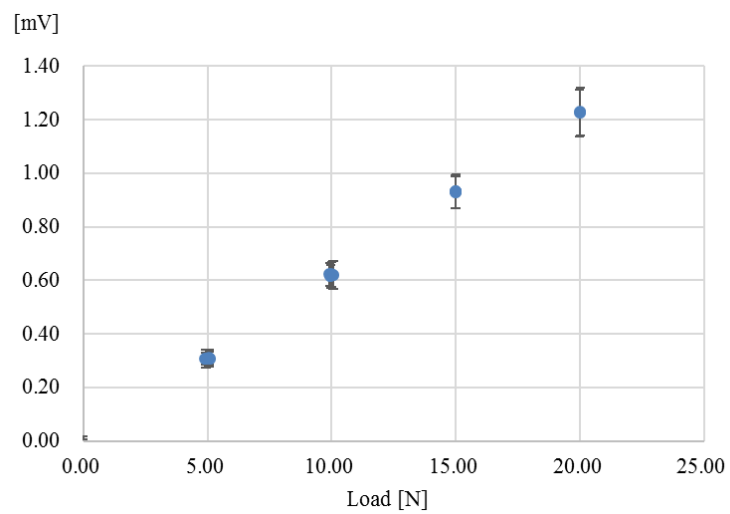


Fig. 2.2.17: Relationship between voltage and load in the load cell. Line approximate expression and determination coefficient are shown on the graph.

第3章 腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定法

3.1 2次元腰仙椎アライメント推定法

正前屈動作における腰仙椎アライメントを推定することを目的に、2.2.1節で示したように、表皮形状と脊柱線の関係性をもとに、腰仙椎アライメント推定法を構築する。表皮の曲率から表皮形状を計測し、骨盤姿勢と上体姿勢の角度を用いた腰仙椎アライメント推定を行う。

3.1.1 腰仙椎アライメント推定法

図3.1.1にウェアラブルセンサシステムを用いた腰仙椎アライメント推定及びその後の腰部負担推定までの流れを示す。ウェアラブルセンサシステムとして実装するために、計算コストの低い推定法を構築する必要がある。このため、座標変換行列を用いた順運動学的アプローチにより腰仙椎アライメントを求める。Skin line と Spine line が部分的に同一の曲率中心を持つものとする。このことに着目し、腰部曲率を用いて腰仙椎アライメントを推定する。本推定法は、図2.2.1における曲率センサ4組から取得する曲率 κ_{SS_j} ($j = 0 \sim 3$) と、仙骨加速度センサから計測した加速度 \mathbf{a}_S を利用した推定法である。ここでは j は、曲率センサの番号を示す。腰仙椎アライメント推定法による推定結果のイメージを図3.1.2に示す。Spine line は推定する椎体重心点 \mathbf{b}_0 から \mathbf{b}_6 を滑らかに結ぶ曲線である。表皮点 \mathbf{s}_0 は、仙骨加速度センサが取り付けられた位置とする。表皮点 \mathbf{s}_1 から \mathbf{s}_6 は推定した椎体重心から x 軸に延長し表皮と交わる点である。Skin line は、表皮点を滑らかに曲線で結んだものである。各曲線における曲率は連続的に変化するが、各椎体間では同一とみなす。 \mathbf{p}_i は、 $\mathbf{b}_i, \mathbf{b}_{i+1}$ 間において一様曲率とした場合の曲率中心の座標となる。最下部から数えた椎体番号を i とし、推定する表皮位置ベクトル \mathbf{s}_i と椎体位置ベクトル \mathbf{b}_i とする。

まず、図3.1.2のように仙骨加速度センサの位置座標系 Σ_S に骨盤座標系 Σ_s を設ける。基準座標系 Σ_0 については、 Σ_s と同一の原点とし、基準座標系の y 軸を重力方向とする。鉛直上向きを y 軸、水平方向を x 軸とする。仙骨 S1 の表皮位置ベクトル \mathbf{s}_0 とする。しかし、体格によって Σ_S と Σ_s に距離 l_s が生じる。そのため、 l_s を考慮した \mathbf{s}_0 を原点とする。骨盤の傾きである骨盤姿勢角度 ψ_{s_0} は仙骨加速度センサ出力 $\mathbf{a}_S = [a_{S_x} \ a_{S_y}]^T$ より次式で求める。

$$\psi_{s_0} = \tan^{-1} \left(\frac{a_{S_x}}{a_{S_y}} \right) \quad (3.1)$$

ここでは、表皮-椎体重心間距離 d_0 として、 ψ_{a_S} から Σ_s 座標系での \mathbf{b}_0 を式(3.2)から求

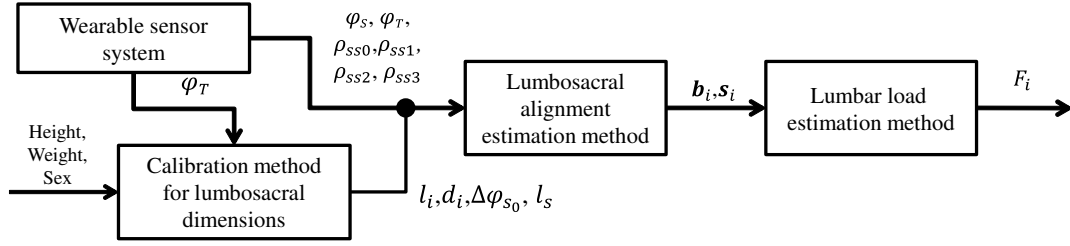


Fig. 3.1.1: Estimation algorithm of lumbosacral alignment and lumbar load.

める.

$$\mathbf{b}_0 = \begin{pmatrix} d_0 \cos(\psi_{s_0} + \Delta\psi_{s_0}) \\ d_0 \sin(\psi_{s_0} + \Delta\psi_{s_0}) \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

先行研究によって、一般的に男女では骨盤の傾きは異なることが知られている (松村他, 2013). また、仙骨加速度センサからの骨盤角度と実際の骨盤角度が異なる. このため骨盤の傾き角を補正するために $\Delta\psi_{s_0}$ を考慮して \mathbf{b}_0 を求める. 次に、図 3.1.3 に示すように曲率センサ値 κ_{ss_j} から椎体曲率 κ_{L_i} を求める. 曲率中心が Spine line, Skin line に対して体の前後どちらに存在するかは、推定時に利用する椎体曲率の符号で判断し、後屈方向を負、前屈方向を正とする. ここで、曲率センサの長さ $L_{ss} = 50\text{mm}$ は一定であるが、Spine line の形状は姿勢によって変化するため、1つの曲率センサ $SS_j (j = 0 \sim 3)$ で計測できる Spine line の長さ L'_{ss_j} は以下の式で求める.

$$L'_{ss_j} = (1/\kappa_{ss_j} + \hat{d}) \sin\left(\frac{L_{ss}}{1/\kappa_{ss_j}}\right) \approx \frac{(1/\kappa_{ss_j} + \hat{d})L_{ss}}{1/\kappa_{ss_j}} \quad (3.3)$$

上式おける \hat{d} は、その曲率センサが覆う椎体の表皮-椎体重心間距離 d_i の平均値を用いる. i 番目までの椎体位置を推定する場合、 \mathbf{b}_0 から i 番目までの椎体重心間距離の総和と、計測範囲を覆う j 番目までの曲率センサ長の総和の差分 ε_i ただし ($\varepsilon_i > 0$) として、以下の式より求める.

$$\varepsilon_i = \sum_{k=0}^i l_k - \sum_{k=0}^j L'_{ss_k} \quad (3.4)$$

使用する表皮曲率を計測した曲率センサの番号を j と示し、 ε_i を最小となる j を選択する. 次に曲率センサから各椎体曲率に変換するために次式を用いる.

$$\kappa_{L_i} = \delta_i \frac{|\kappa_{ss_j}| |\kappa_{ss_{j+1}}|}{(1 - \alpha_{l_{\varepsilon_i}}) |\kappa_{ss_{j+1}}| + \alpha_{l_{\varepsilon_i}} |\kappa_{ss_j}|} \quad (3.5)$$

各椎体曲率を求めるために使用する $\alpha_{l_{\varepsilon}}$ は、計測範囲を覆っている曲率センサの最も上部にある計測範囲の長さ、椎体重心間距離に対しての割合を示す. δ_i は各椎体曲率の正負の判定をし、以下の式より求める. これらの結果を踏まえて $\alpha_{l_{\varepsilon_i}}$ を計算する.

$$\alpha_{l_{\varepsilon_i}} = \begin{cases} \frac{l_i - \varepsilon_i}{l_i} & (\varepsilon_i > 0) \\ 1 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3.6)$$

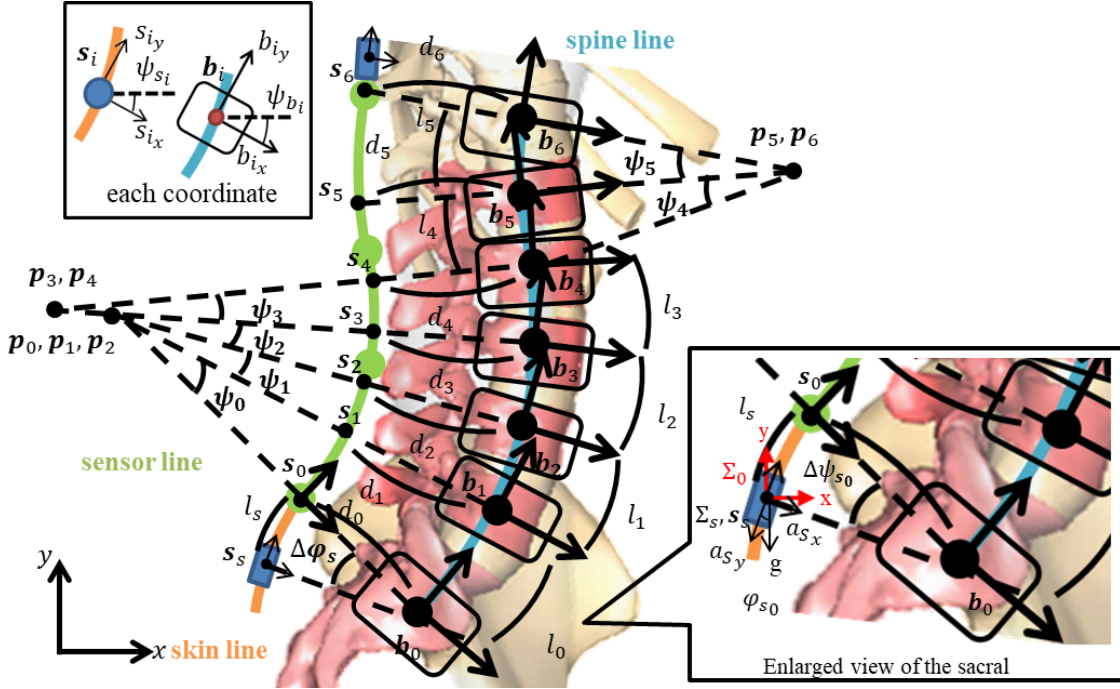


Fig. 3.1.2: Lumbosacral coordinates and each parameters. This model is based on the lumbo-sacral alignment estimation. Axis and angle of each coordinate are defined by this figure (Partially edited BodyParts3D[65]).

$$\delta_i = \begin{cases} \text{sign}(\kappa_{ss_j}) & (\alpha_{l_{\varepsilon_i}} \leq \frac{1}{2}) \\ \text{sign}(\kappa_{ss_{j+1}}) & (\alpha_{l_{\varepsilon_i}} > \frac{1}{2}) \end{cases} \quad (3.7)$$

本研究では、曲率センサの計測範囲が広い方のセンサ値の正負をもとに椎体曲率の正負を判定し利用する。式(3.8)を利用して図中の各角度 θ_i を求める。この時の反時計回りを正として角度をとる。各角度 θ_i を利用して、各座標系を仙骨の座標から順に下から求める。

$$\psi_i = \frac{l_i}{d_i - 1/\kappa_{L_i}} \quad (3.8)$$

Skin line, Spine line 上の各座標を繋ぐ曲率中心点 p_i を式(3.9)から求める。

$$p_i = \begin{pmatrix} s_{ix} + \frac{1}{\kappa_{L_i}} \cos \psi_{b_i} \\ s_{iy} + \frac{1}{\kappa_{L_i}} \sin \psi_{b_i} \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

各椎体位置の姿勢角 ψ_{b_i} および、各表皮位置の姿勢角 ψ_{s_i} は、 ψ_{b_i} と ψ_{s_i} は等価であり、下式より求まる。

$$\psi_{s_{i+1}} = \sum_{k=0}^i \psi_k + \psi_{s_0} + \Delta\psi_{s_0} \quad (3.10)$$

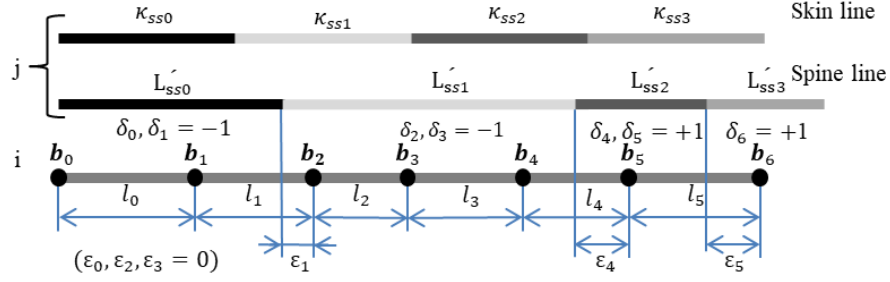


Fig. 3.1.3: Relationship between the measurement area of each curvature sensor and each lumbar estimation coordinate.

曲率中心を原点とする座標系から ψ_{b_i} 回転させることによって、次の表皮点、椎体位置を次式の同次座標変換行列 ${}^i\mathbf{T}_{i+1}$ を用いて求める。この同次座標変換行列 ${}^i\mathbf{T}_{i+1}$ は、3つの変換を持つ。まず、 \mathbf{b}_i 座標系から曲率中心 \mathbf{p}_i への移動を行う。次に、曲率中心 \mathbf{p}_i からの回転を行う。最後に、 \mathbf{p}_i から心 \mathbf{b}_i までの移動を示す。

$${}^i\mathbf{T}_{i+1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & p_{i_x} \\ 0 & 1 & p_{i_y} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \psi_{b_i} & -\sin \psi_{b_i} & 0 \\ \sin \psi_{b_i} & \cos \psi_{b_i} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -p_{i_x} \\ 0 & 1 & -p_{i_y} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

$i+1$ 番目に推定する椎体座標 \mathbf{b}_{i+1} に同次座標行列 ${}^i\mathbf{T}_{i+1}$ を対応させ、各座標を (3.12) で求める。

$$\begin{pmatrix} \mathbf{b}_{i+1} \\ 1 \end{pmatrix} = {}^i\mathbf{T}_{i+1} \begin{pmatrix} \mathbf{b}_i \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

表皮座標 \mathbf{s}_{i+1} は、椎体座標 \mathbf{b}_{i+1} から式 (3.13) を用いて求める。

$$\mathbf{s}_{i+1} = \begin{pmatrix} b_{i+1_x} - d_{i+1} \cos \psi_{b_{i+1}} \\ b_{i+1_y} - d_{i+1} \sin \psi_{b_{i+1}} \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

以上より、腰仙椎アライメントを推定することができる。

本手法における、表皮-椎体重心間距離と各椎体間距離は定数を用いる。各定数を表 3.1 に示す。各パラメータについては、被験者の平均値を利用している。平均値の算出には、文献 [64] の X 線画像から取得した値を用いる。

Table. 3.1: Constant of the distance between the centers of gravity of vertebral body and skin line, and the distance between each vertebral body

$d[\text{mm}]$		70			
$l_i[\text{mm}]$					
l_0	l_1	l_2	l_3	l_4	l_5
L5-S1	L5-L4	L4-L3	L3-L2	L2-L1	L1-T12
23.62	35.47	36.81	36.42	34.26	22.4

3.1.2 挟み込み補正法

骨盤姿勢角度と腰部表皮形状のみの推定では誤差が生じる。そこで、図3.1.2に示す、上体の加速度 \mathbf{a}_T から上体姿勢角 ψ_{a_T} を求める。求めた上体姿勢角 ψ_{a_T} と腰仙椎アライメント推定法を用いて求めた、 s_4 の姿勢角 $\psi_{c_{s_6}}$ を比較する。比較式を以下の式に示し、誤差角を $\Delta\theta$ とする。

$$\Delta\theta = \psi_{a_T} - \psi_{c_{s_6}} (\Delta\theta > 0) \quad (3.14)$$

この誤差角を修正するために、挟み込み補正法の手順を示す。

1. 誤差角 $\Delta\theta$ を計算する
2. 誤差角を信頼度 $C_i(\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3)$ で分割する
3. 椎体間距離 l_i を維持し、 κ_i を補正する
4. 補正した曲率 κ_i' を用いて、再度2次元腰仙椎アライメント推定を行う

この誤差角を信頼度 γ_i を用いて分配する。曲率センサ計測地より身代を計測し、信頼度の低い曲率センサに補正值を多く割振り、発散しないように補正し誤差角を加える。信頼度を定義するために、曲率センサの信頼度を計測する。

電圧出力モデルとして

$$V = \alpha_c \kappa_i \quad (3.15)$$

α_c は実測値であり、1.31である。この時の実測データを図3.1.4に示す。計測値 V^* との残差モデルをする。

$$\begin{aligned} \Delta V &= V^* - V \\ &= V^* \alpha_c \kappa_i \\ V^* &= V + \Delta V \end{aligned} \quad (3.16)$$

これらの式より、計測値である V のノイズ ΔV の感度 $\Delta V/V$ を利用する。また、ランダム誤差 $\Delta\kappa_i$ を与えて $\Delta V/V$ をシミュレーションする。結果を図3.1.5に示す。実験的に

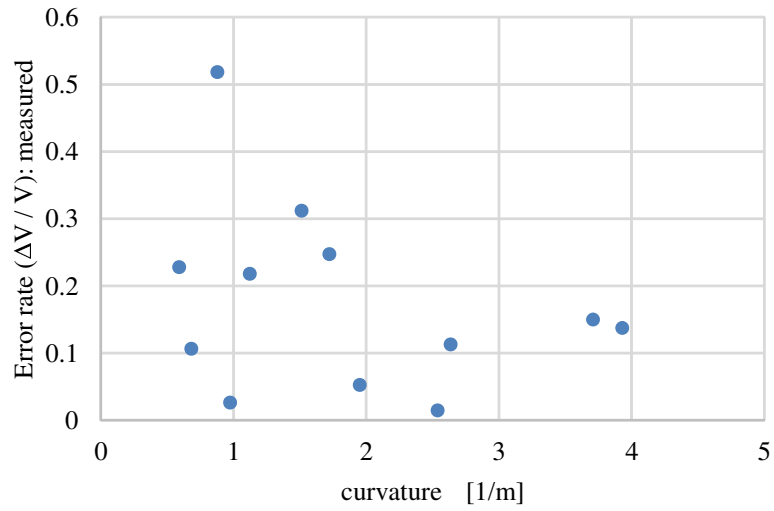


Fig. 3.1.4: Error rate in flex sensor

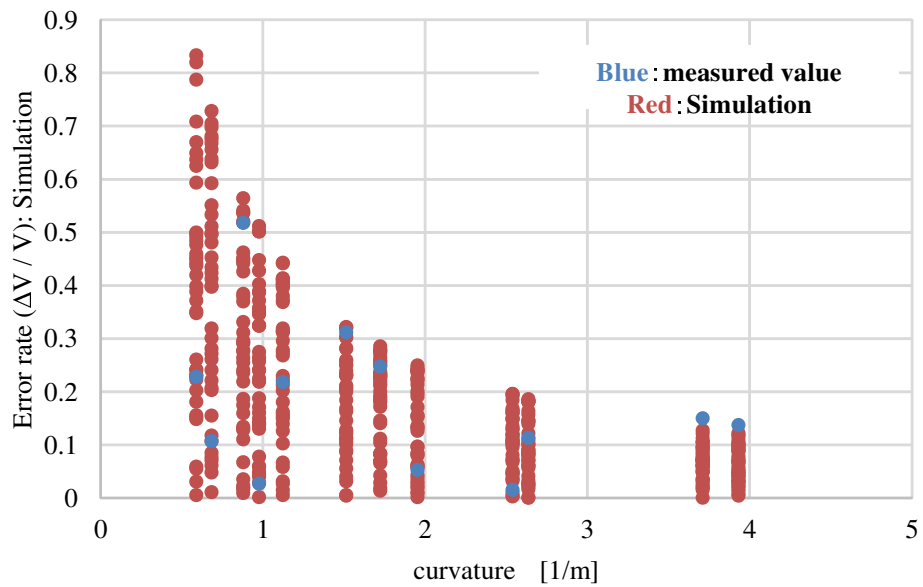


Fig. 3.1.5: Simulation of error rate in flex sensor

$\max(\Delta\kappa_i)$ は 0.5 とし、グラフ上で実測値と比較しながら決定させる。グラフより実測値と誤差モデルが一値するので、誤差要因は κ_i に依存しないと考えられる。このため、計測誤差モデルを以下の式と仮定出来る。

$$\begin{aligned} \frac{\Delta V}{V} &= \frac{V^* - V}{V} \\ &= \frac{\alpha_c(\kappa_i + \Delta\kappa_i) - \alpha_c\kappa_i}{\alpha_c\kappa_i} \\ &\propto \frac{1}{\kappa_i} \end{aligned} \tag{3.17}$$

次に、誤差率の最大期待値を考える。

$$\begin{aligned} E_\kappa &= \max\left(\frac{\Delta\kappa_i}{\kappa_i}\right) \\ &= \frac{\max(\Delta\kappa_i)}{\kappa_i} (= \frac{0.5}{\kappa_i}) \end{aligned} \tag{3.18}$$

誤差率から信頼度を定義する。誤差率期待値が 50[%] 以上の区間は、信頼度設計において重視しない。($0 < \kappa_i < \Delta\kappa_i/E_\kappa$ の除去する。) 誤差率期待値の低い区間で $1 - E_\kappa$ を信頼度として扱う。これを線形近似 (図 3.1.6) して割合を決定する。信頼度 r_i は、以下の式に

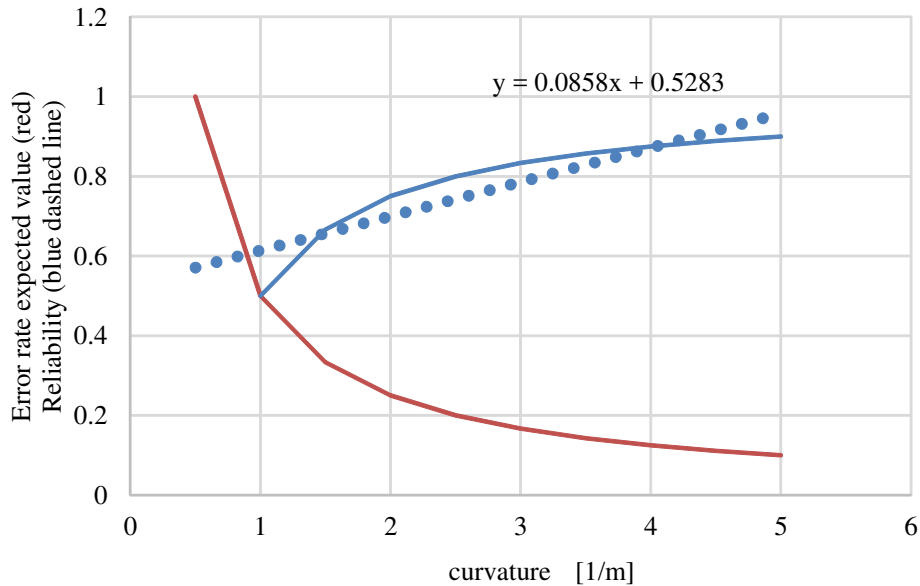


Fig. 3.1.6: Design of error angle distribution rate by the expected value and the reliability of the error rate

なる。

$$\gamma_i = \begin{cases} 0.53 & (0 < \|\kappa_i\|) \\ 0.086\|\kappa_i\| + 0.53 & (0 < \|\kappa_i\| \leq 5.50) \\ 1.00 & (5.50 < \|\kappa_i\|) \end{cases} \quad (3.19)$$

信頼度は、それぞれの曲率センサに対して計算する。そのため、信頼度がすべて等しい場合は、均等に誤差角を分配する。

これより、信頼度による補正值の分配率は以下の式にとする。

$$C_i(\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3) = \frac{\Sigma\gamma_j - \gamma_i}{2\Sigma\gamma_j} \quad (3.20)$$

式 3.21 では、 $\Sigma C_i = 1$ となる。例として、 C_i は $\frac{1}{2} \frac{\gamma_2 + \gamma_3}{\gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3}$ となる。

これらの信頼度 C_i を用いて、誤差角を分割する。そのための式を以下に示す。

$$\theta_i' = \theta_i + C_i(\kappa_1, \kappa_2, \kappa_3)\Delta\Psi \quad (3.21)$$

次に、椎体間距離 l_i に影響しない、曲率値 κ_i の補正式を示す。

$$\kappa_i' = \frac{2}{l_i} \sin \frac{\theta_i'}{2} \quad (3.22)$$

これらの式を用いて、誤差角を補正し、2次元腰仙椎アライメント推定法を再度行う。この様に、上下の加速度センサの値から、2次元腰仙椎アライメント推定法を補正するため、挟み込み補正法と呼ぶ。

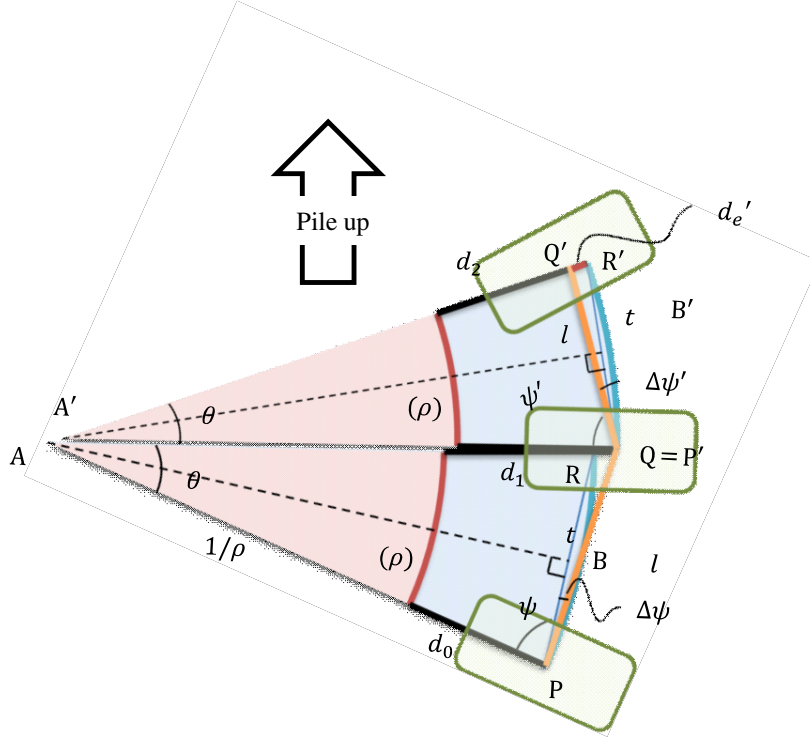


Fig. 3.1.7: Calibration method for interbody distance in lumbosacral alignment estimation. P is always the origin in coordinate transformations. Q is the next lumbar point in the calibration method.

3.1.3 椎体間距離を保証する腰仙椎アライメント推定法

これまでの腰仙椎アライメント推定法は、腰仙部寸法を考慮しないものであった。特に、椎体間距離が保障されたままではないという問題がある。これは、腰仙椎アライメント推定法では、曲率値を主とするためである。しかし、人体の可動域は有限であるため、椎体間距離を保証する腰仙椎アライメント推定法を提案する。

図3.1.7に、提案手法の概要を示す。提案手法では、既知となる椎体重心位置を P とし、求めたい椎体重心位置を Q と置く。ここで、点 P を原点とした座標系を定義し、点 Q を次式で求める。

$$\mathbf{Q} = \begin{pmatrix} x_Q \\ y_Q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l \cos(\pi - \psi - \Delta\psi) \\ l \sin(\pi - \psi - \Delta\psi) \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

式3.23にある ψ と $\Delta\psi$ を求める必要がある。線分 PR を、図中に示す $\triangle ABP$ から求める。

$$\frac{\theta}{2} = \sin^{-1} \frac{t/2}{r} \quad (3.24)$$

$$\begin{aligned} t &= 2r \sin \frac{\theta}{2} \\ &= r\theta \end{aligned} \quad (3.25)$$

この時、 θ は微小であると仮定し、 $\sin \theta \approx \theta$ の近似を行う。次に、 $\triangle AQP$ の余弦定理から

θ を求める.

$$\begin{aligned} l^2 &= r^2 + (r + d_e)^2 - 2r(r + d_e) \cos \theta \\ \theta &= \cos^{-1} \left(\frac{r^2 + (r + d_e)^2 - l^2}{2r(r + d_e)} \right). \end{aligned} \quad (3.26)$$

$\triangle ABP$ から ψ を求める.

$$\psi = \frac{\pi}{2} - \frac{\theta}{2} \quad (3.27)$$

$\triangle PRQ$ の余弦定理から $\Delta\psi$ を求める.

$$\begin{aligned} d_e^2 &= t^2 + l^2 - 2tl \cos \Delta\psi \\ \Delta\psi &= \cos^{-1} \left(\frac{t^2 + l^2 - d_e^2}{2tl} \right) \end{aligned} \quad (3.28)$$

求めた ψ と $\Delta\psi$ を, 式 3.23 に代入し, 0Q を求める.

求めた 0Q をワールド座標系に変換する.

$${}^0Q = \begin{pmatrix} {}^0x_Q \\ {}^0y_Q \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_p & -\sin \theta_p & {}^0x_p \\ \sin \theta_p & \cos \theta_p & {}^0y_p \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_Q \\ y_Q \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.29)$$

ここで示す θ_p は, 腰仙椎アライメント推定法で求めた各椎体姿勢角を示し, 式 3.29 の ψ_{b_i} と同じである. また, この推定法で求めた $\Delta\psi$ は各椎体姿勢角に変化を与えるため, 次式で姿勢角を再計算する.

$$\psi_{b_i} = \psi_{b_i} - \Delta\psi \quad (3.30)$$

各椎体座標を, 下から上に順々に求めていく.

3.2 腰仙部寸法校正法の構築

3.2.1 腰部 X 線画像における腰仙椎の寸法抽出

前屈動作における各パラメータの変化を取得するために、腰部 X 線画像を撮影した。図3.2.1 に椎体座標を示す。様々な体格の人に合わせ込むために体格差を考慮した腰仙椎アライメント推定法を構築するために、54名の X 線画像から各体内寸法の補正式を求める。被験者の内訳は、図3.2.2, 3.2.3 に示すように、20代から60代の男女である。男性は32名、女性は22名である。撮影した X 線画像の一例を図3.2.4 に示す。X 線撮影は、医師の指示のもと本研究グループで行い倫理審査委員会の承認を得ている(自主臨床試験番号1103-0016)。被験者は健常者であり、撮影前にインフォームドコンセントを行い同意書に署名をもらっている。直立姿勢 (posture1), 前屈姿勢 (posture2), 最大前屈姿勢 (posture3) の3姿勢を撮影した。被験者の分布図を図5 に示す。体格差を考慮するために、図6のように撮影した162枚の X 線写真から腰仙部寸法の真値を抽出した。撮影した X 線画像から椎体座標系を抽出する方法を以下に示す。

1. X 線画像のコントラストを調整し、各椎体の端点を4つ結び長方形として近似する
2. 長方形の対角線の交点を各椎体の重心位置 \mathbf{b}_i と定義する
3. 各椎体の座標は、鉛直上向きを Y 軸、水平方向を X 軸とする
4. X 軸を表皮上まで延長し、表皮と交わる点を各表皮点 \mathbf{s}_i とする

これらの過程を踏まえて、X 線画像から各パラメータを抽出する。椎体重心間距離 l_i 、表皮-椎体重心間距離 d_i は以下の式より求める。

$$l_i = |\mathbf{b}_{i+1} - \mathbf{b}_i| \quad (3.31)$$

$$d_i = |\mathbf{s}_i - \mathbf{b}_i| \quad (3.32)$$

仙骨部補正角 $\Delta\psi_{s_0}$ については、仙骨加速度センサ取り付け位置の表皮点 \mathbf{s}_S の y 軸と \mathbf{b}_0 の y 軸との傾き方算出する。腰仙椎アライメント座標原点に体格差 l_s については以下の式より求める。

$$l_s = |\mathbf{s}_0 - \mathbf{s}_S| \quad (3.33)$$

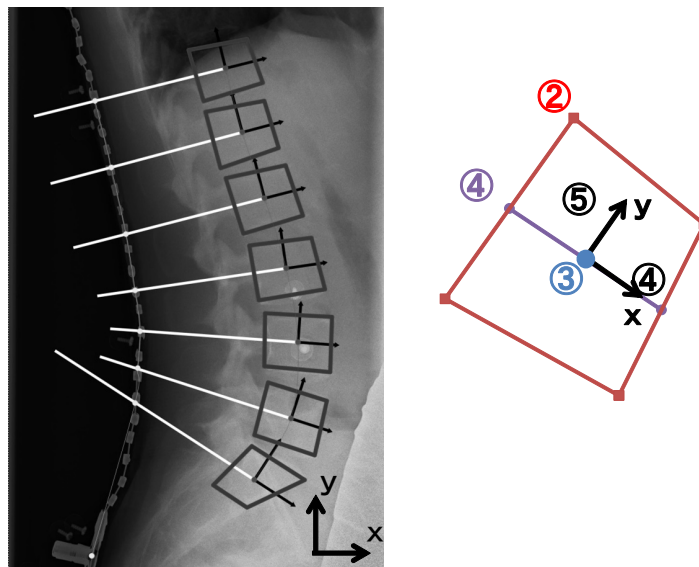


Fig. 3.2.1: Extraction vertebral coordinates from the X-ray image

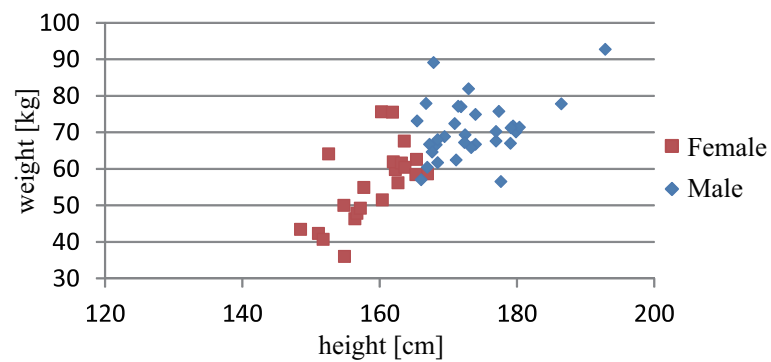


Fig. 3.2.2: The distribution by separate male and female of height and weight

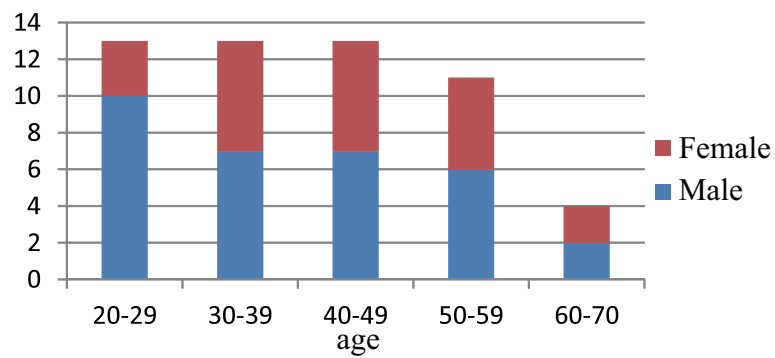
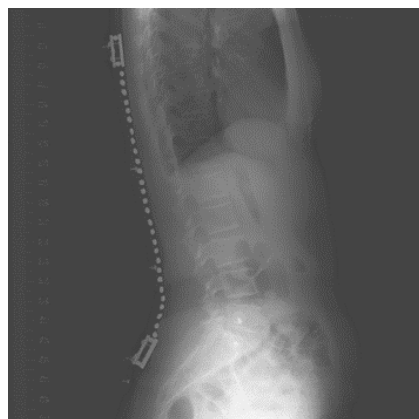
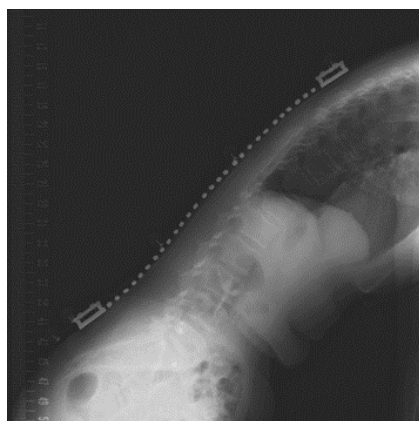


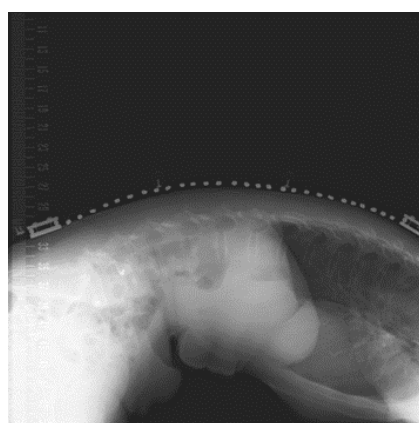
Fig. 3.2.3: Men and women by age distribution



(a) Posture 1.



(b) Posture 2.



(c) posture 3.

Fig. 3.2.4: The captured X-ray images

3.2.2 X線画像と身体特徴量による腰仙部寸法の校正

本研究では、ユーザの体格や性別によらず使用できるウェアラブルセンサシステムの開発を目指している。日本人の脊柱彎曲角度が年齢や性別によって異なることが、金村らの研究 [78] よりわかっている。体格によって骨格の長さや皮膚の厚みが増えることは自明であり、性別によって骨盤形状に差異があることが知られている [79]。これらは、姿勢変化によって変化することも考えられる。つまり図 3.1.2 に示す、腰仙椎アライメント推定法に用いる特徴量 $l_i \cdot d_i \cdot \Delta\psi_{s_0} \cdot l_s$ は、体格・性別・姿勢によって変化し、腰仙椎アライメント推定の精度に影響を及ぼすと考えられる。そこで、体格、性別の異なる 54 名の被験者の腰仙部 X 線画像を撮影し、体格、性別、姿勢と各パラメータ $l_i, d_i, \Delta\psi_{s_0}, l_s$ との関係を実験的に求める。これにより装着者の体格や性別によらない、高精度な腰仙椎アライメント推定を実現する。抽出した腰仙部寸法と身体特徴量の関係式を構築し、個別の腰仙部寸法に補正する方法を提案する。

体表面積

体表面積とは、皮膚の全表面積である。身長と体重を用いる算出式 [80, 81, 82, 83] は、複数研究されている。世界中で広く使われている成人向けの計算式は、DuBis 式 [83] である。しかし、本研究で用いる体表面積の算出式は、藏澄ら [80] によって構築されたものである。健康な日本人の 18~26 歳までの 45 名（男性 24 名、女性 21 名）の体表面積 $S_M, S_F[\text{mm}^2]$ を実測し、算出した式である。本研究では、主に日本人に対しての実験を行ったものであり、男女ごとに算出式を構築したものであるため、藏澄ら [80] の式を利用する。本研究では、藏澄らの推定式を用いて、身長 $h[\text{cm}]$ 、体重 $w[\text{kg}]$ から体表面積 $S_*[\text{m}^2]$ より求める。男性は式 (3.34)、女性は式 (3.35) を用いて推定する [80]。

$$S_M = 0.0053189w^{0.364}h^{0.833} \quad (3.34)$$

$$S_F = 0.0110529w^{0.445}h^{0.627} \quad (3.35)$$

これをの式 3.34, 3.35 を用いて、個別の体表面積を推定する。

この式が持つ、推定誤差値について考察する。男女それぞれが持つ推定誤差は式が異なるため、それぞれの推定誤差を求め、図 3.2.5 に示す。男女それぞれの誤差率を表 3.2 に示す。体表面積を特徴量として、腰仙部寸法校正式を構築した場合において、体表面積推

Table. 3.2: The average error rate of men and women of the body surface area[%]

Sex	Average error rate [%]
men	2.43
women	2.38

定式が持つ誤差以下とすることは出来ない。

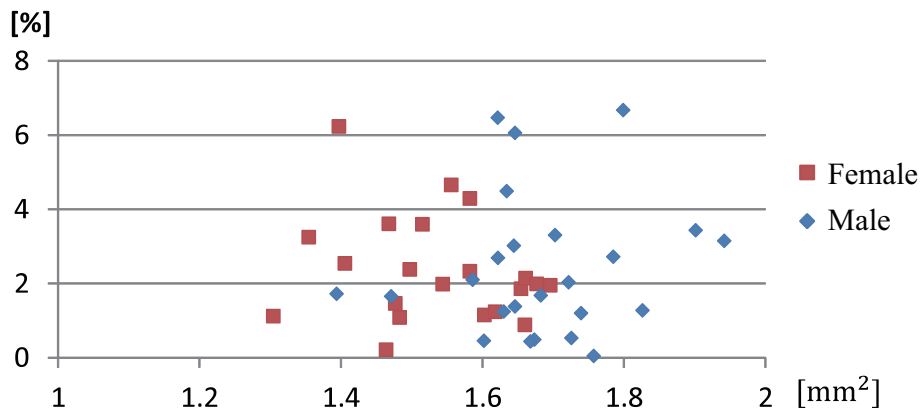


Fig. 3.2.5: Estimation equation error rate of the body surface area

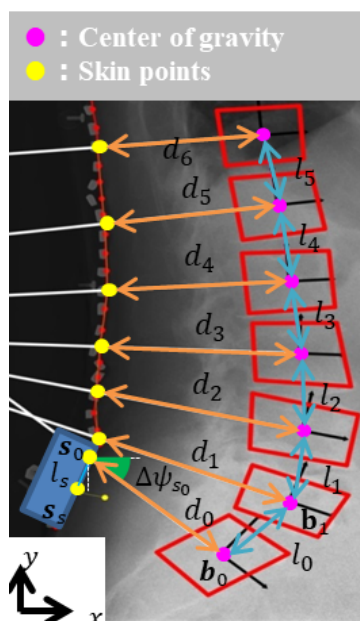


Fig. 3.2.6: Lumbosacral parameters extracted from X-ray image.

3.2.3 腰仙部寸法の体格差補正

撮影した直立姿勢 (posture1), 前屈姿勢 (posture2), 最大前屈姿勢 (posture3) における 54 名分の腰仙部寸法パラメータ l_i , d_i , $\Delta\psi_{s0}$, l_s と体表面積 S , 上体姿勢角 ψ_T との関係それぞれ図 3.2.7 に示す. 各姿勢において上体姿勢角 ψ_T の目標値を 0, 45, 90 度と設定した. 椎体重心間距離, 表皮-椎体重心間距離は代表データとし第 5 椎体に関する寸法である l_1 , d_1 を図に示す. どちらのパラメータも上体姿勢角 ψ_T , 体表面積 S に対して変化していることが読み取れる. また, 2つのパラメータの他部位における結果は同様の傾向を示した. 仙骨部補正角 $\Delta\psi_{s0}$ の女性被験者の結果を図 3.7(c) に示す. S と ψ_T に関して, 分布していることが図から読み取れる. 男性被験者についても同様に, 姿勢と体表面積によって変化している. l_s に関して, 女性被験者の結果を図 3.7(d) に示す. S と ψ_T に対しての変化が見られる. 男性被験者についても同様に, 上体姿勢角と体表面積によって変化が見られる. 体格差補正を行うパラメータとして, 上体姿勢角 ψ_T と体表面積 S を用いる. これらのパラメータを補正する係数を 2 つの変数から取得する必要がある. 効果的に各パラメータの係数を決定するために, $S\psi_T$ の項を設けうる. これは, 図 7 から各パラメータは上体姿勢角 ψ_T と体表面積 S は交互作用があるためである. よって, パラメータ補正として $S\psi_T$, S と ψ_T の 3 つの項を利用する. そこで, 上体姿勢角 ψ_T は上体加速度センサ出力 $\mathbf{a}_T = [a_{Tx} \ a_{Ty}]^T$ より次式で求める.

$$\psi_T = \tan^{-1} \left(\frac{a_{Tx}}{a_{Ty}} \right) - \psi_{a_{T0}} \quad (3.36)$$

$\psi_{a_{T0}}$ は直立姿勢時の ψ_{a_T} である. 前述のように, 一般的に男女では骨盤の傾きが異なることが知られていることから, 仙骨部補正角 $\Delta\psi_{s0}$ と腰仙椎アライメント座標原点に体格差

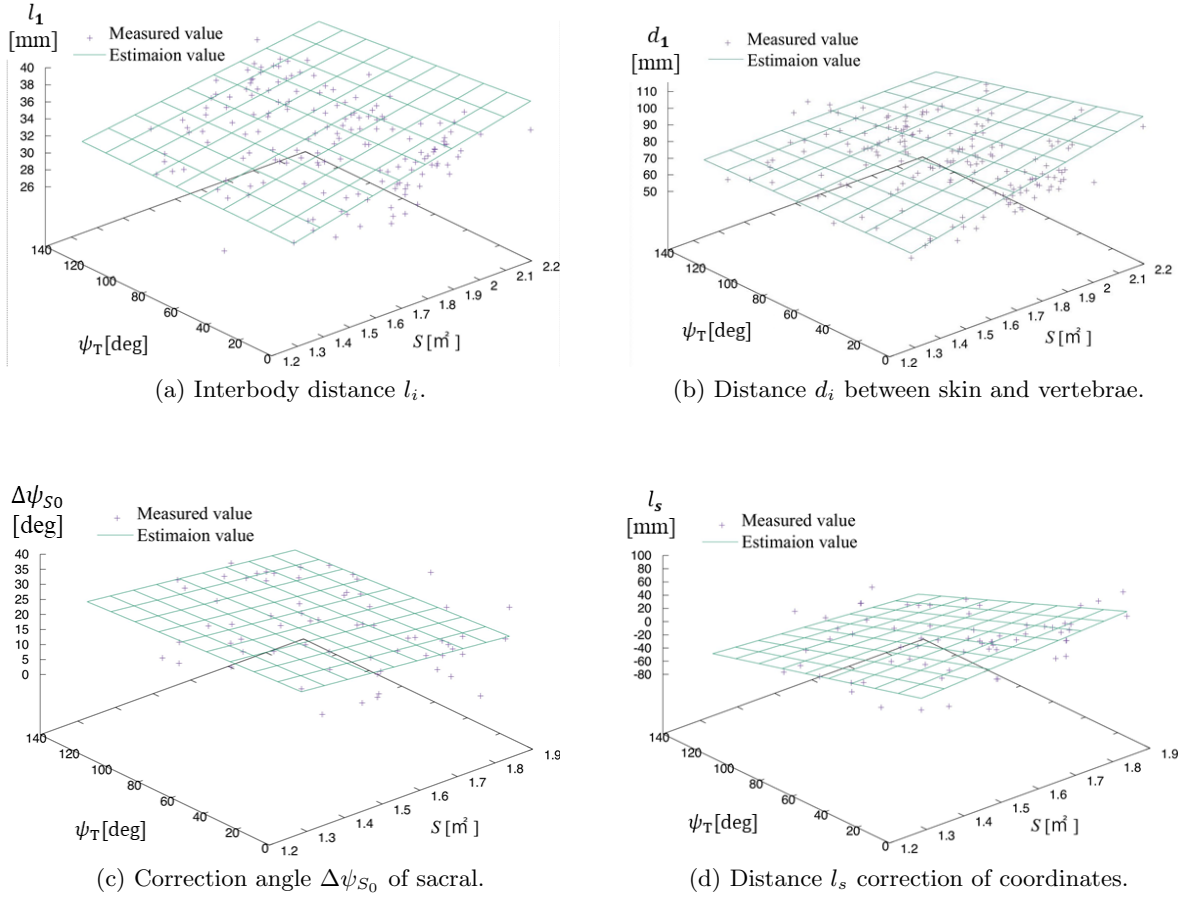


Fig. 3.2.7: The captured X-ray images

l_s は、男女別に構築する。体格差を考慮するために用いる補正式を下に示す。各パラメータについては、重回帰解析を行い求めた。

$$\begin{pmatrix} l_i \\ d_i \\ \Delta\psi_{s_0} \\ l_s \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} S\psi_T \\ S \\ \psi_T \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_{l_i} & \beta_{l_i} & \gamma_{l_i} & c_{l_i} \\ \alpha_{d_i} & \beta_{d_i} & \gamma_{d_i} & c_{d_i} \\ \alpha_{\Delta\psi_{s_0}} & \beta_{\Delta\psi_{s_0}} & \gamma_{\Delta\psi_{s_0}} & c_{\Delta\psi_{s_0}} \\ \alpha_{l_s} & \beta_{l_s} & \gamma_{l_s} & c_{l_s} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} S\psi_T \\ S \\ \psi_T \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.37)$$

各変数のパラメータを表 3.3 から 3.6 に示す。各係数には、男女 54 名の X 線画像を用いた解析結果を利用する。また、図 7 に式 (3.37) で求めた推定式を示し、各推定式の重相関 R を表 3.3 から 3.6 に示す。 l_1 における分散分析の p 値は、 2.45×10^{-7} であり、 d_1 の p 値は、 5.11×10^{-17} である。他の l_i, d_i に足しても同等の p 値となっている。女性の $\Delta\psi_s$ の分散分析の p 値は、0.0587 であり、女性の l_s の分散分析の p 値は、0.0014 である。男性のおいても同等の p 値となっている。

これまで腰仙椎アライメント推定に用いる、椎体重心間距離 l_i 、表皮-椎体重心間距離 d_i の値は、X 線画像からの平均値を用いてきた。そのため、54 名分で作成した平均値を利用した場合の推定精度 (Constant) と本手法を用いた場合の精度 (Proposed) を比較する。式

Table. 3.3: Calibration parameters for interbody distance l_i .

i	α_{l_i}	β_{l_i}	γ_{l_i}	c_{l_i}	R
0	0.006	4.288	-0.006	27.236	0.240
1	-0.022	7.216	0.028	21.969	0.437
2	-0.011	6.969	0.007	22.931	0.476
3	-0.024	6.477	0.032	23.303	0.411
4	-0.015	5.722	0.016	23.067	0.418
5	-0.004	5.677	0.002	20.805	0.453

Table. 3.4: Calibration parameters for distance d_i between skin and vertebrae.

i	α_{d_i}	β_{d_i}	γ_{d_i}	c_{d_i}	R
0	-0.357	44.247	0.467	2.024	0.617
1	-0.246	34.376	0.286	28.163	0.626
2	-0.209	31.556	0.258	31.187	0.564
3	-0.196	30.649	0.258	29.212	0.523
4	-0.190	29.564	0.262	26.844	0.512
5	-0.186	28.714	0.258	25.476	0.500
6	-0.169	27.760	0.226	26.092	0.518

(3.38) から各被験者ごとの累積誤差を利用し累積平均誤差値 E_{sum*} [mm] を求め、椎体重心間距離 l_i 、表皮-椎体重心間距離 d_i を評価する。 E_{t_i} は X 線画像の真値を示し、 E_{e_i} は推定値を示す。 M は被験者数を示し、 N は各パラメータを推定部位を示す。

$$E_{sum*} = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \left(\sum_{i=0}^N |E_{t_i} - E_{e_i}| \right) \quad (3.38)$$

仙骨部補正角 $\Delta\psi_{s_0}$ と腰仙椎アライメント座標原点に体格差 l_s においても、54 名分で作成した平均値を利用した場合の推定精度 (Constant) と、本手法で推定した場合の誤差 (Proposed) を比較する。下式を用いて、各 E_* を求める。

$$E_* = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (|E_t - E_e|) \quad (3.39)$$

図 3.2.8 にそれぞれの結果を示す。 l_i 、 d_i と l_s については、体格差補正を用いることにより、誤差が減少していることが分かる。このため、この 3 つのパラメータに関して本補正法の推定の有効性が示された。しかし、 $\Delta\psi_{s_0}$ については女性のみ有効であった。これは、表 3.5 に示したように、男性の重相関 R が低いためである。各腰部寸法の体格差補正を用いることにより、誤差を削減することが出来ている。このため、これらを用いて腰仙椎アライメントを推定することによって精度を向上させることが可能である。

Table. 3.5: Calibration parameters for correction angle $\Delta\psi_{S_0}$ of sacral.

a	$\alpha_{\Delta\psi_{S_0}}$	$\beta_{\Delta\psi_{S_0}}$	$\gamma_{\Delta\psi_{S_0}}$	$c_{\Delta\psi_{S_0}}$	R
Male	-0.065	-4.455	0.075	32.708	0.265
Female	-0.018	-12.081	-0.010	42.580	0.335

Table. 3.6: Calibration parameters for distance l_s correction of coordinates.

	α_{l_s}	β_{l_s}	γ_{l_s}	c_{l_s}	R
Male	-0.355	32.987	0.366	-7.4945	0.530
Female	-0.550	68.808	0.557	-59.972	0.470

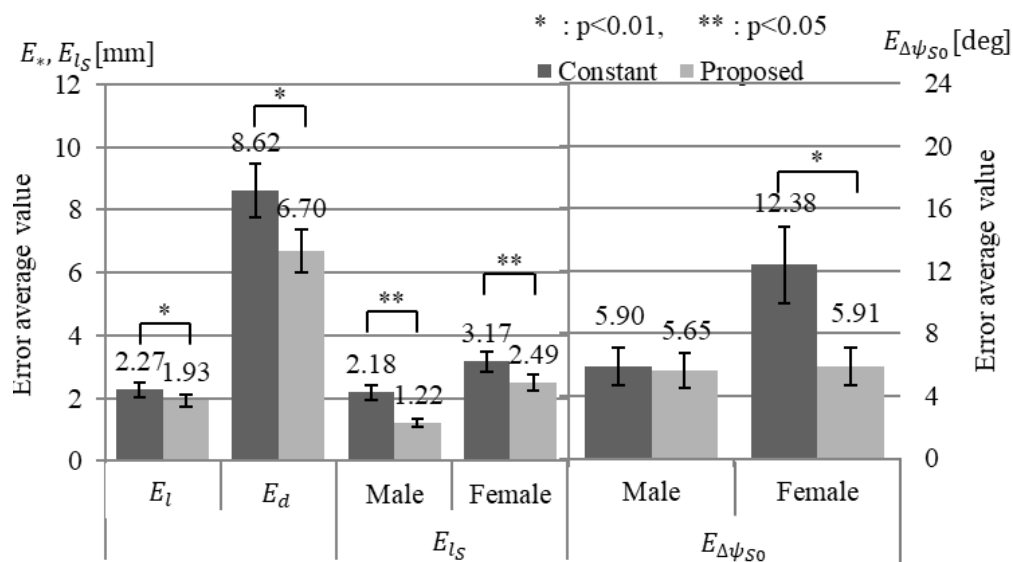


Fig. 3.2.8: Estimation error by using lumbosacral dimension calibration method.

3.2.4 補正法による各推定結果への影響

これまでの、腰仙椎アライメント推定誤差を削減するために、腰仙部寸法校正法を構築した。これらの補正を行う上で、それぞれの補正、校正による腰仙椎アライメントへの影響を調べる。特に各推定に対して影響があると思われる項目に対して解析を行う。そのため、腰仙椎アライメント推定法の回転角、角度誤差が与える腰部負担推定の影響を調べる。

腰仙椎アライメント推定における回転角

腰仙部寸法校正法における、椎体重心間距離、表皮-椎体重心距離の校正法の影響は、式 3.8 に表れる。曲率値 κ を一定値として、椎体重心間距離 l_i 、表皮-椎体重心距離 d にそれぞれ誤差を持たせる。椎体重心間距離、表皮-椎体重心距離の誤差の影響を調べる。回転角 θ_i のシミュレーションのために、各数値を表 3.7 に示す。

Table. 3.7: Simulation of rotation angle θ_i

$\kappa[1/mm]$	$l_i[mm]$	$d_i [mm]$
0.00400	35.47	70.00

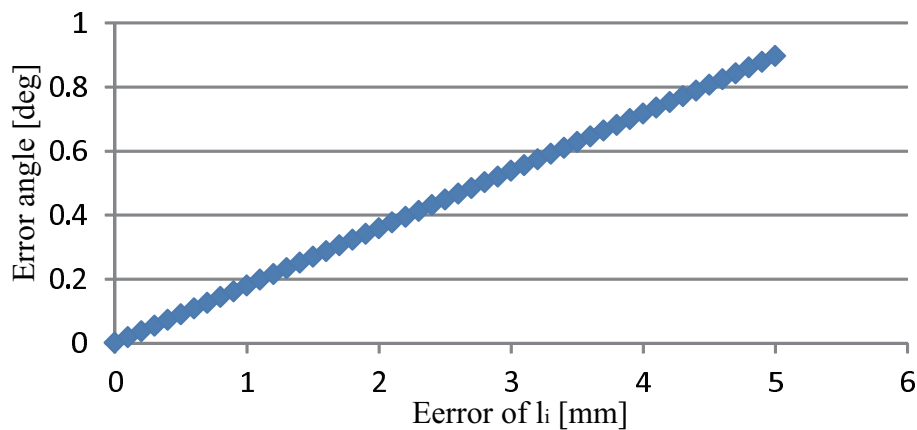
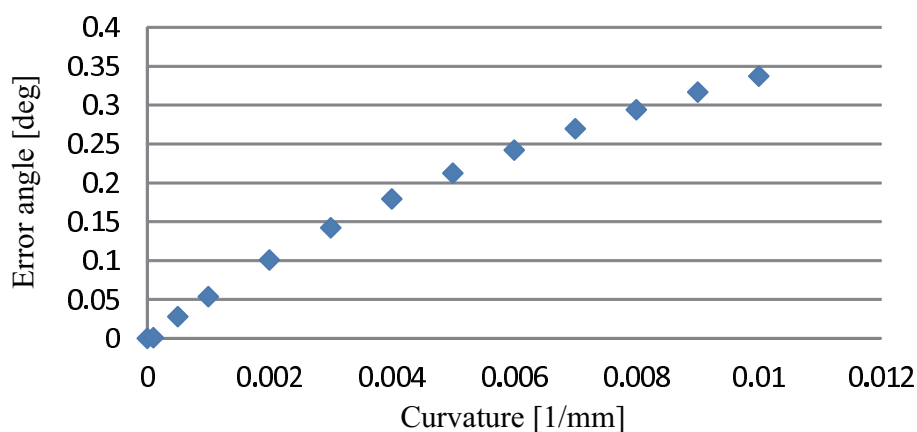
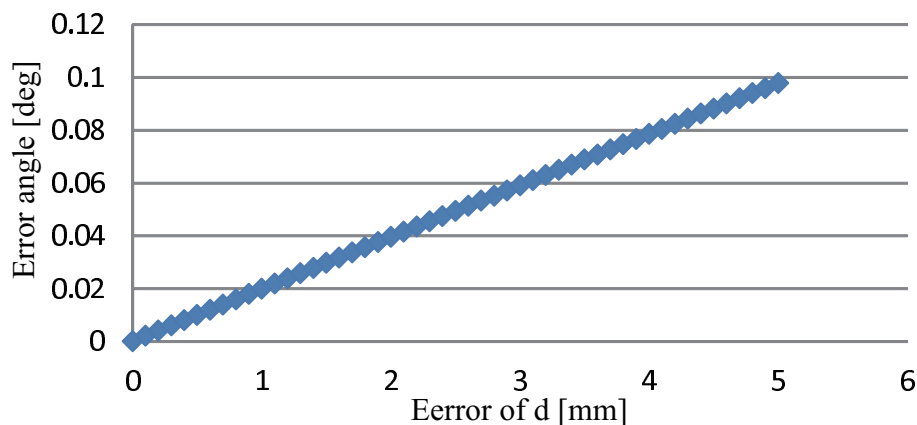


Fig. 3.2.9: Influence of the error angle in $l_i[mm]$

まず、椎体重心距離 l_i の影響を調べる。シミュレーション結果を図 3.2.9 に示す。この結果に対して、直線近似を行う。直線近似の結果から椎体重心距離 l_i に 1mm の誤差が生じると、0.179deg が分かる。同様に、曲率値を変更して行う。曲率値が大きくなるに連れて、誤差値の影響が増える事が図 3.2.10 が分かる。

このように、曲率値に影響を受けるが、人間が取りえる曲率の範囲である $0.01mm^{-1}$ で、1mm の誤差で 0.373deg 生じる。また、曲率値が増加するごとに一定に収束することが見て取れる。このため、前屈角度が増えるごとに誤差要因としての重みが増える。

Fig. 3.2.10: Influence of the error angle in l_i due to changes in the curvature valueFig. 3.2.11: Influence of the error angle in d_i [mm]

次に、表皮-椎体重心距離 d の影響を調べる。シミュレーション結果を図 3.2.11 に示す。この結果結果ら、表皮-椎体重心距離 d に 1mm の誤差が生じると、0.0196deg が分かる。同様に、曲率値を変更して行う。曲率値が大きくなるに連れて、誤差値の影響が増える事が図 3.2.12 が分かる。人間が取りえる曲率の範囲である $0.01mm^{-1}$ で、1mm の誤差で 0.0688deg 生じる。曲率値が増えるごとに、角度誤差への影響が強くなる。しかし、椎体重心距離 l_i に比べて、角度誤差への影響は少ない。このため、各腰仙椎の座標系の推定精度を向上させるためには、椎体重心距離 l_i の精度を向上することが重要であると言える。

曲率値に影響がある場合においては、図 3.2.13 に示す。曲率値が小さな値である場合において、角度誤差が大きくなることがわかる。このため、曲率が大きく曲がってる最大前屈姿勢においての曲率の計測誤差による影響は少ない。だが、椎体重心間距離 l_i 、表皮-椎体重心距離 d の誤差に比べて、各腰仙椎の座標系の推定精度を向上させるためにはもっとも重要な項目である。

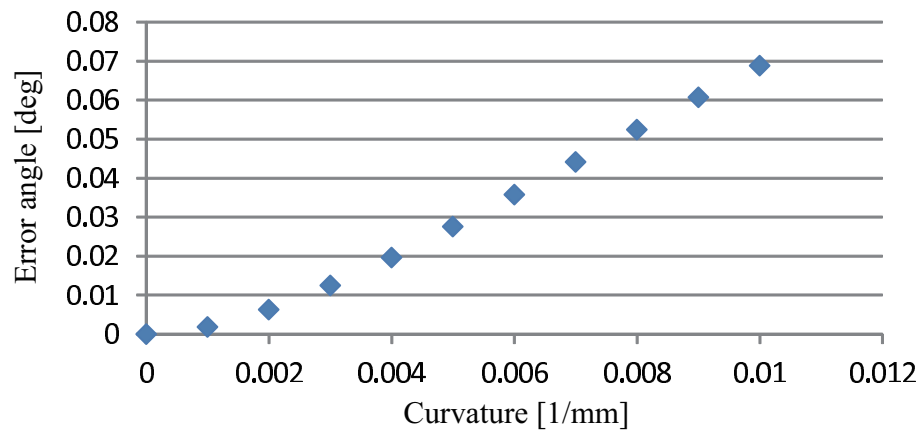


Fig. 3.2.12: Influence of the error angle in d_i due to changes in the curvature value

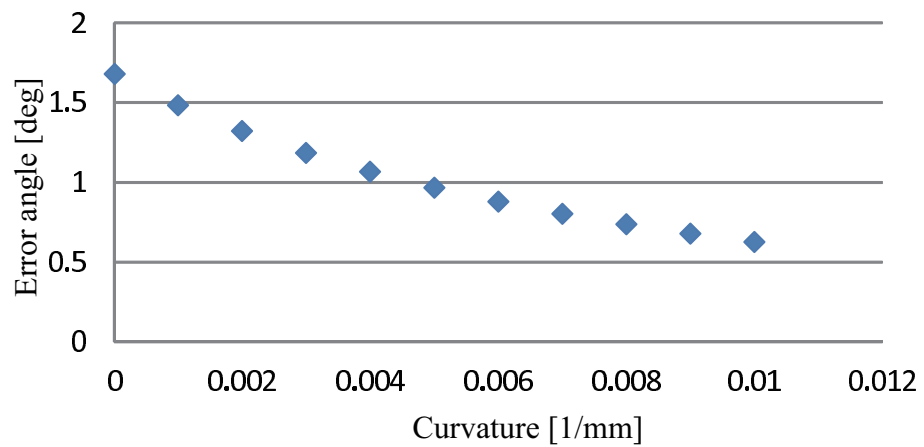


Fig. 3.2.13: Influence of the error angle in the curvature value due to changes in the curvature value

Table. 3.8: Subject's parameter of estimation experiment.

	height[cm]	weight[kg]
Male1	168.3	66.6
Male2	177.4	75.7
Male3	171.0	72.4
Male4	179.1	67.0
Female1	148.5	43.4
Female2	154.8	50.0
Female3	151.8	40.7
Female4	160.4	51.5

3.3 2次元腰仙椎アライメント推定実験

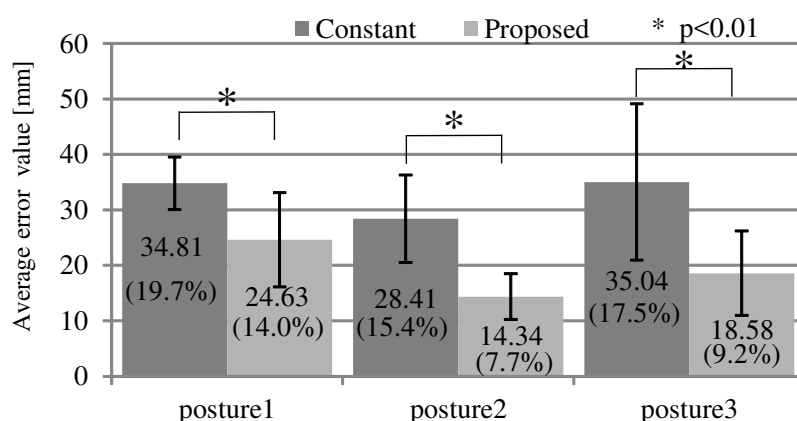


Fig. 3.3.1: Estimation of the lumbosacral alignment results, and the ratio of the error value to the lumbosacral length.

体格差補正と腰仙椎アライメント推定法の精度検証のため、実際の腰仙椎アライメントと比較するためにX線写真を用いて、推定精度の検証を行う。ウェアラブルセンサシステムが取得可能である各姿勢角および、各表皮曲率をX線画像から抽出した。それらの値を用いて腰仙椎アライメントを推定する。計測した姿勢は、X線撮影と同様の直立姿勢 (posture1)、前屈姿勢 (posture2)、最大前屈姿勢 (posture3) である。体格差補正の効果を確認するために、推定方法は、パラメータに定数値を用いた腰仙椎アライメント推定法 (Constant) と、腰部寸法の体格差補正を加えた腰仙椎アライメント推定 (Proposed) を行う。被験者は男女各4名で評価を行う。各被験者の身体特徴量を表3.8に示す。ここでは、本手法の前提条件である計測範囲の表皮曲率と椎体曲率の曲率中心符号が等しい被験者を対象として解析を行う。

評価方法として、X線写真から取得した各腰仙椎の重心位置 R_i と、各手法で推定した

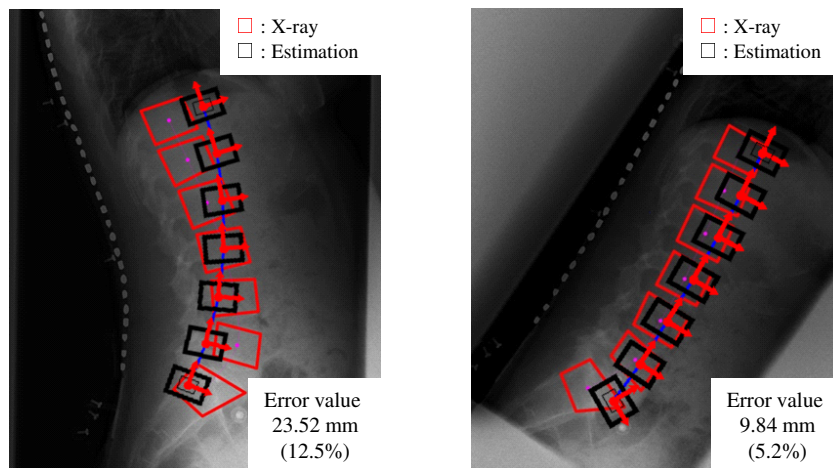
各腰仙椎の重心位置 b_i を比較する。評価する条件として、座標系の原点から各腰仙椎座標の位置を比較する。比較した各点の誤差の平均誤差値を用いて評価する。椎体 1 つあたりの平均誤差値を図 3.3.1 に示す。図中の括弧内の数字は、腰仙椎長さに対する誤差割合である。推定結果を同一姿勢の X 線画像に重ねた結果を図 3.3.2 に示す。赤の四角が X 線画像における椎体、黒の四角が推定した椎体を示す。

3.3.1 体格差を考慮した腰仙椎アライメント推定の考察

体格差を考慮し、反映させることにより全ての姿勢に対して誤差の削減を確認した。各姿勢に対して t 検定を行った結果、全姿勢において $p < 0.01$ であり、体格差補正法の有意性が示せる。全姿勢における 1 椎体あたりの誤差平均は、25.97mm となる。このことは、椎体 1 つ分のズレを示す。腰仙椎長に対する誤差割合は平均 10.32% となっている。誤差は、腰仙椎アライメント推定のアルゴリズムが下部からの積み上げであるため、上部での誤差が大きくなる。このため、今後は上部の姿勢を考慮したアライメント推定が必要だと考える。

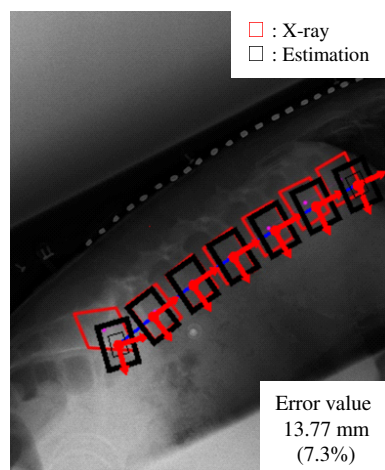
先に述べたように、前提条件である計測範囲の表皮曲率と椎体曲率の曲率中心符号が等しかった被験者は今回の X 線画像撮影の被験者の 15% であった。曲率中心符号が異なる被験者の多くは、特に仙骨と腰椎を繋ぐ曲率と表皮上での曲率が異なる場合である。また、この箇所を除く曲率中心符号に問題ない被験者は全体の 50% であるため仙骨と腰椎における、表皮曲率と椎体曲率の関係を考慮した推定が必要となる。また、各腰仙椎には棘突起が存在する。棘突起は表皮に近く Skin line に接していると考えられる。このため、X 線画像から各腰仙椎の棘突起と椎体重心の関係を求めることにより、Skin line と棘突起の関係から腰仙椎アライメントの推定が行えると考える。このことは、腰椎と仙骨部の解剖学的観点を本手法に取り入れる必要があることを示す。

また、40 名の 2 方向の X 線画像を用いて 28 特徴量から脊柱の 3D 復元を行う研究がなされている [48]。この研究成果において、腰椎における重心位置の推定誤差が 15mm 程ある。本研究では、全姿勢における 1 椎体あたりの誤差平均は、25.97mm となる。特徴量の少ない推定にもかかわらず 2 倍の誤差に収めることができている。



(a) posture 1.

(b) posture 2.



(c) posture 3.

Fig. 3.3.2: Estimation of the lumbosacral alignment in each posture (Female1).

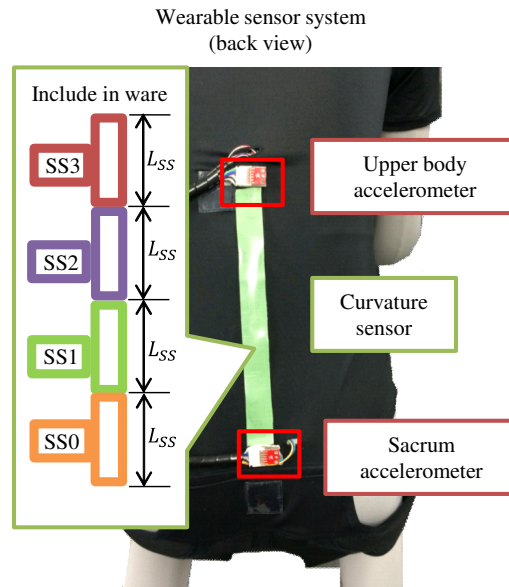
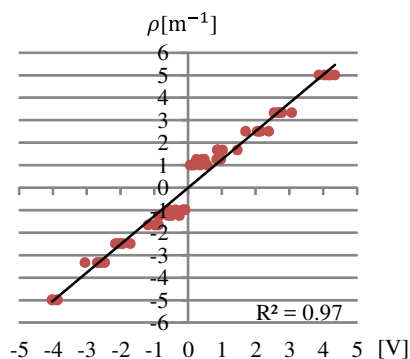


Fig. 3.3.3: Wearable sensor system prototype.

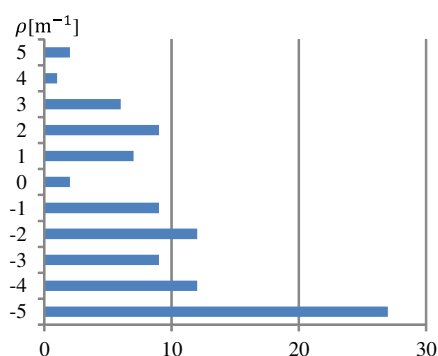
3.3.2 試作したウェアラブルセンサシステムにおける腰仙椎アライメント推定誤差の予測

我々が提案したウェアラブルセンサシステムのイメージを図 3.3.3 に示す。これまで我々が試作に用いたセンサ特性から、腰仙椎アライメント推定への影響を考える。曲率センサは Flex Sensor (Spectra symbol 社) を利用した。このセンサの出力に対して、カットオフ周波数 4 Hz のローパスフィルタ回路と計装アンプを用い 17 倍の増幅回路を通して、曲率値を取得する。曲率センサを 2 本 1 組とし、前屈側と後屈側を計測できるように組み合わせた。また、前屈側の曲率を正とし、後屈側の曲率を負とする。センサ特性は図 3.3.4(a) に示すように、線形性がある。曲率の計測範囲は、 $\pm 6.00m^{-1}$ となり、分解能は $0.01m^{-1}$ である。曲率センサの標準誤差は $0.46m^{-1}$ である。加速度センサは ADXL345 (ANALOG DEVICE 社) を用いる。重力加速度の計測範囲が $\pm 2g$ であり、分解能は $0.007g$ となる。分解能分の誤差が存在すると、0.4 度の誤差が考えられる。

これらのセンサ特性から、腰仙椎アライメント推定に影響を考える。Faemale1 の腰仙椎アライメント推定の際に、各センサに誤差を与える。4 本の曲率センサに標準偏差分の誤差がある場合、腰仙椎アライメント推定の累積誤差は平均 0.66mm である。図 3.3.4(b) に、腰仙椎アライメント推定で用いた曲率値の頻度を示す。計測精度の悪いと考えられる $\pm 2m^{-1}$ の範囲は、少ないことが図 3.3.4(b) から読み取れる。しかし、式 (3.9) のように $\frac{1}{\kappa}$ となる項があるため、計測感度の悪い位置での影響は大きい。このため、曲率センサの改良及び、解剖学的知見から曲率中心を利用しない腰仙椎アライメント推定用に改善する必要がある。仙骨加速度センサから求めた骨盤姿勢角 ψ_{s_0} の誤差が 0.4 度に対して、腰仙椎



(a) Measurement value of curvature sensor.



(b) Frequency of curvature sensor valu.

Fig. 3.3.4: Curvature sensor value

アライメント推定の累積誤差は平均 1.35mm である。曲率センサによる誤差に比べて、加速度センサの誤差が腰仙椎アライメント推定法に与える影響が大きいと予測される。ただし、各センサが体に密着している必要がある。

また、体格差補正による腰仙椎アライメント推定によって、体格差補正なしに比べ平均 51.87mm の誤差削減が行えている。センサによる誤差よりも、体格差補正による誤差削減値が大きいため、ウェアラブルセンサシステムを用いて腰仙椎アライメント推定を行った場合、体格差補正による精度向上の効果がある。

3.4 静力学筋骨格モデルに基づく腰部負担推定法

腰仙椎アライメント推定の結果を元に腰部負担推定を行う．そのための，上体重心位置推定法及び，静力学筋骨格モデルに基づく腰部負担推定法を提案する．上体重心位置推定法においては，腰仙椎アライメント推定法で求めた仙骨 S1 座標系と胸椎 T12 座標系である s_0 ， b_6 座標系を主として扱う．腰部負担推定法は，腰仙椎アライメント推定法と上体重心位置推定法で求めた，椎体座標系と上体重心位を用いて腰部負担を推定する．

3.4.1 上体重心位置推定法

我々は，腰仙椎アライメントの結果を用いて上体重心位置を求める．胸郭部分を剛体と考え， b_6 座標系に重心位置が固定であるとする．また，上体重量は脊柱線下部の基準座標系原点にかかっているとし，重心位置を直立時の b_6 座標系 z 軸上に設定する．これを点 G とする．

$$G_0 = \begin{pmatrix} 0 \\ (h \cdot D) \end{pmatrix} \quad (3.40)$$

身長 h 対しての骨盤から上体重心位置まで距離の割合を D とおく． G 相対角度や位置関係は b_6 と一定であると仮定する．そのため，上体姿勢に依存しない． ${}^{b_6}G$ は， b_6 から G までは以下のように求まる．

$${}^{b_6}G = \begin{pmatrix} C\psi_{b_6} & -S\psi_{b_6} & 0 \\ S\psi_{b_6} & C\psi_{b_6} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot (G_0 - b_6) \quad (3.41)$$

重心位置を以下の式を用いて求める．これにより b_6 座標系固定である重心位置を原点座標系における点 G の位置ベクトルを，以下の式を用いて求める．

$$G = {}^{b_6}\mathbf{T}_g \cdot {}^{b_6}G \quad (3.42)$$

$$\begin{aligned} {}^{b_6}\mathbf{T}_g &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & x_{b_6} \\ 0 & 1 & y_{b_6} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C\psi_{b_6} & -S\psi_{b_6} & 0 \\ S\psi_{b_6} & C\psi_{b_6} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} C\psi_{b_6} & -S\psi_{b_6} & x_{b_6} \\ S\psi_{b_6} & C\psi_{b_6} & y_{b_6} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.43)$$

本研究において， R は文献 [36] を採用する．文献 [36] によると体重における上半身重量の割合は 54.8[%] であり，身長に対する上半身の割合は 44.7[%] である．文献 [35] によると，身長に対する頭部から重心位置までの長さの割合は 53.4[%] とされている．以後の解析では，この値を使用する． D については，文献 [35],[36] の値から計算し設定する．

$$\begin{aligned} D &= (0.447(1 - 0.534)) \\ &= 0.208 \end{aligned} \quad (3.44)$$

3.4.2 筋骨格モデルに基づく腰部負担推定法

spine line 上の腰椎の重心からの法線、垂線ベクトルと、上体の重心を用いて、腰部負担を推定する。腰部負担 F_n は、2つの圧迫力の合力である (図3.4.1)。それらは、上体の重さによる圧迫力 F_{g_n} と、胸椎を支える筋肉による圧迫力 F_τ である。まず、上体の重さに

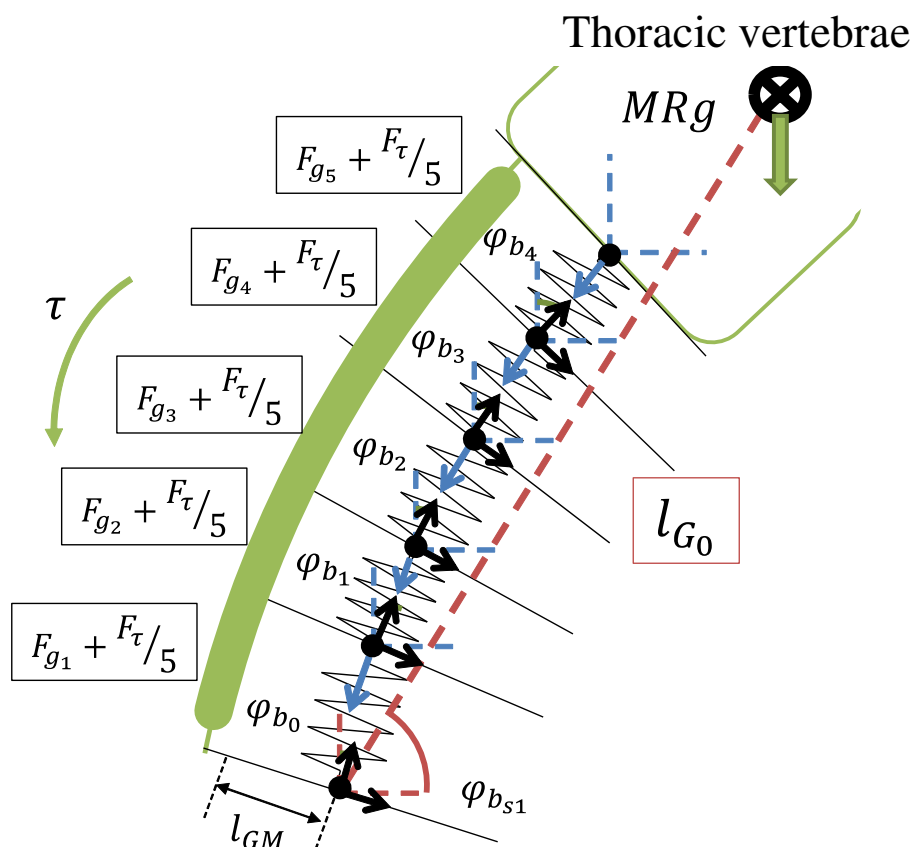


Fig. 3.4.1: Coordinates of lumbar load. This model is based on the method for estimating lumbar load introduced above. Each formula for calculating the lumbar load

よる圧迫力を以下の式より計算する

$$F_{g_n} = \|w \cdot R \cdot g \cdot C\psi_{b_n}\| \quad (3.45)$$

w は、体重。 R は、全体重に対する上体の重さの割合を指す。 F_{g_n} は、重力方向のみの力である。次に、胸椎を支える筋肉による圧迫力を計算する。 τ は、胸椎を支える筋肉によって発生する筋トルクと定義する。以下の式を用いて、 τ を計算する。

$$\tau = l_{G_0} \cdot w \cdot R \cdot g \cdot C\psi_{b_s} \quad (3.46)$$

ここでは、1つの筋肉が椎体を支えていると考える。そのため、 l_{G_0} は上体重心から仙骨の重心までのモーメントアームと定義する。

計算されて筋トルクから圧迫力を考える。すべての椎体間距離に対して同一の圧迫力が働いていると仮定し、各椎体の重心位置から筋肉までの距離は l_{GM_n} と定義する。この時支えられている筋肉が脊柱起立筋がトルクを保障する力を出していると考え。図 3.4.2 に示すように、各椎体に付着する胸最長筋のモーメントアームは文献 [84] における椎体のサイズを計測結果を用いて、重心から棘突起起点までの距離を胸最長筋モーメントアーム l_{GM} として以下の式より計算する。

$$l_{GM} = \frac{S_T + S_B}{4} + S_P + S_L \cos \theta_C \quad (3.47)$$

この式における、パラメータは文献 [84] の物を利用する。モーメントアーム計算に用いた計測箇所とそれらの値を、図 3.4.3 と 3.4.4 に示す。計算によって求めた l_{GM_n} は表 3.9 に示す。

Table. 3.9: Length from center of gravity to the spinous process endpoint

l_{GM_0}	l_{GM_1}	l_{GM_2}	l_{GM_3}	l_{GM_4}
54.12	60.36	62.78	62.46	60.67

胸椎を支える筋肉による圧迫力は、式 3.48 によって計算される。

$$F_\tau = \frac{\tau}{l_{GM_n}} \quad (3.48)$$

最後に、全体の圧迫力 F_n を式 3.49 によって計算する。

$$F_n = F_{g_n} + F_\tau \quad (3.49)$$

腰痛と腰部負担の関係は、さまざま研究されている。そこで、本手法で計測された腰部負担推定値が 3400N を超えた場合において、危険姿勢と示すシステムを構築した。図 3.4.5 に示すように、動作中の腰仙椎アライメントを推定し、腰部負担値を計算する。計算した値が閾値を超えた場合に警告を行うシステムである。

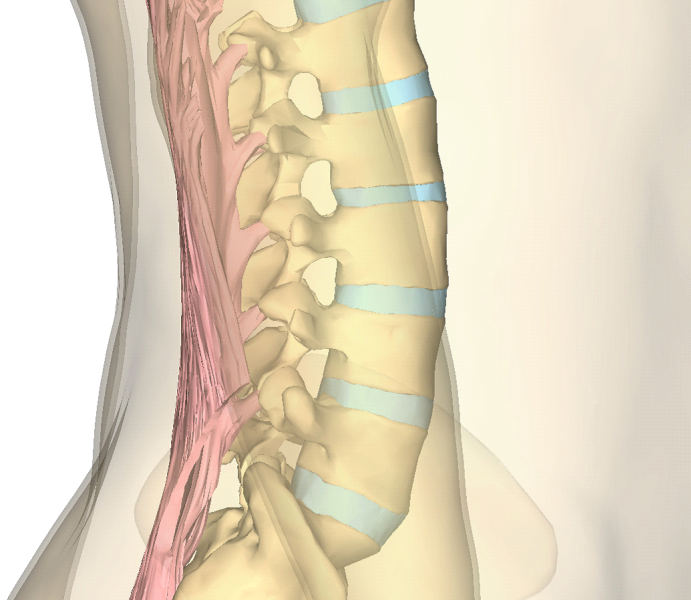


Fig. 3.4.2: Relationship of the vertebral body and erector spinae[65]

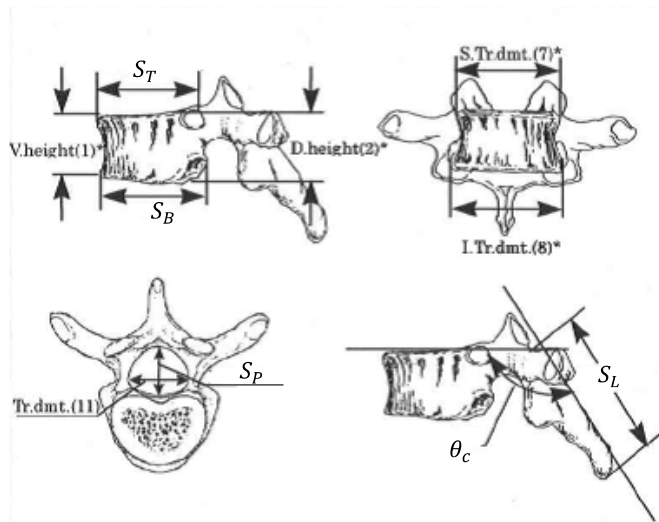


Fig. 3.4.3: Size measurement method of each vertebral body(reproduced from [84])

Means of vertebrae
Homo sapiens (male, n = 26)

Vertebrae No.	Vertebral body*				Vertebral canal		Spine			
	V.height(mm) M ± σ	D.height(mm) M ± σ	S _T M ± σ	S _B M ± σ	S.Tr.dmt.(mm) M ± σ	I.Tr.dmt.(mm) M ± σ	S _P M ± σ	Tr.dmt.(mm) M ± σ	θ _c M ± σ	S _L M ± σ
C3	12.93 ± 1.45	12.39 ± 1.41	15.23 ± 0.93	16.41 ± 1.41	20.44 ± 1.38	20.60 ± 2.47	13.26 ± 1.43	21.74 ± 1.37	134.78 ± 7.07	16.48 ± 2.78
C4	12.24 ± 1.21	12.15 ± 1.24	15.63 ± 1.47	16.59 ± 1.40	21.95 ± 1.84	21.91 ± 2.25	12.62 ± 1.41	22.43 ± 1.52	138.02 ± 8.04	16.37 ± 2.82
C5	11.42 ± 1.19	11.76 ± 1.18	15.62 ± 1.29	16.93 ± 1.45	23.35 ± 1.98	23.34 ± 2.74	12.72 ± 1.20	23.31 ± 1.55	141.00 ± 10.76	17.44 ± 3.82
C6	11.69 ± 1.37	12.05 ± 1.27	16.43 ± 1.56	17.21 ± 1.58	24.95 ± 1.66	25.30 ± 2.48	12.87 ± 1.26	23.57 ± 1.20	146.92 ± 11.90	25.19 ± 4.78
C7	13.79 ± 1.16	13.38 ± 1.21	16.74 ± 1.34	16.86 ± 1.64	26.96 ± 1.66	28.86 ± 2.66	13.33 ± 1.23	22.63 ± 1.43	150.23 ± 9.59	34.18 ± 4.01
T1	15.12 ± 1.12	15.25 ± 1.14	16.81 ± 1.63	17.17 ± 1.38	26.75 ± 2.56	32.36 ± 2.65	13.48 ± 1.50	19.82 ± 1.40	145.58 ± 7.83	36.75 ± 3.42
T2	16.48 ± 1.11	15.82 ± 1.37	16.95 ± 1.58	18.18 ± 1.47	27.52 ± 1.68	32.04 ± 2.14	13.92 ± 1.41	17.39 ± 1.35	141.72 ± 7.31	38.63 ± 3.26
T3	16.90 ± 1.10	16.35 ± 1.31	18.50 ± 1.64	19.83 ± 1.60	26.81 ± 1.61	30.60 ± 2.16	13.96 ± 1.30	16.05 ± 1.09	136.85 ± 8.60	38.73 ± 4.45
T4	17.32 ± 1.23	17.15 ± 1.50	20.20 ± 1.73	21.45 ± 1.65	26.69 ± 1.48	29.96 ± 2.25	14.13 ± 1.54	15.59 ± 1.08	129.62 ± 9.72	41.82 ± 5.10
T5	17.64 ± 1.15	17.92 ± 1.46	21.79 ± 1.63	22.59 ± 1.72	27.11 ± 1.53	29.92 ± 1.97	14.67 ± 0.95	15.38 ± 0.96	121.08 ± 6.94	44.42 ± 4.74
T6	18.33 ± 1.22	18.50 ± 1.39	23.18 ± 1.90	24.11 ± 2.05	28.27 ± 1.75	30.86 ± 2.17	14.57 ± 1.37	15.10 ± 1.05	117.23 ± 6.09	47.01 ± 4.36
T7	18.83 ± 1.39	19.35 ± 1.23	24.55 ± 1.93	25.37 ± 2.06	29.35 ± 1.84	31.52 ± 2.18	14.52 ± 1.12	15.16 ± 1.08	116.85 ± 5.99	45.63 ± 4.59
T8	19.36 ± 1.30	19.31 ± 1.43	25.86 ± 2.11	26.62 ± 2.46	30.53 ± 2.11	32.92 ± 2.55	14.31 ± 1.10	15.20 ± 1.11	120.88 ± 6.68	42.55 ± 3.64
T9	20.07 ± 1.09	19.65 ± 1.24	26.79 ± 2.45	27.12 ± 2.38	31.72 ± 2.31	34.68 ± 2.33	13.96 ± 0.95	15.35 ± 1.07	125.65 ± 6.62	39.76 ± 3.18
T10	20.49 ± 1.32	20.82 ± 1.12	27.25 ± 2.62	27.50 ± 2.23	33.26 ± 2.52	37.27 ± 2.63	13.73 ± 0.99	15.44 ± 1.13	130.15 ± 7.89	36.02 ± 3.87
T11	20.91 ± 1.49	22.91 ± 1.62	27.88 ± 2.05	27.96 ± 1.96	36.12 ± 2.60	40.28 ± 2.73	13.93 ± 1.17	16.67 ± 1.33	140.96 ± 11.35	32.40 ± 3.24
T12	22.33 ± 1.91	24.44 ± 1.70	28.58 ± 2.04	28.78 ± 2.14	39.32 ± 2.86	42.66 ± 3.03	14.72 ± 1.49	19.36 ± 1.57	157.58 ± 11.89	30.46 ± 3.40
L1	23.39 ± 1.80	25.50 ± 1.88	29.34 ± 2.41	30.47 ± 2.15	41.87 ± 3.19	45.44 ± 3.05	14.95 ± 1.44	20.56 ± 1.46	166.58 ± 10.35	31.63 ± 3.04
L2	24.38 ± 2.09	25.54 ± 2.08	30.86 ± 2.53	31.70 ± 2.26	44.42 ± 3.15	47.45 ± 3.09	13.99 ± 1.47	21.12 ± 1.73	170.73 ± 8.54	33.26 ± 3.69
L3	24.81 ± 1.82	24.61 ± 2.33	32.36 ± 2.33	32.66 ± 2.47	46.60 ± 3.15	50.08 ± 3.50	13.45 ± 1.81	21.55 ± 1.74	170.69 ± 6.92	33.52 ± 4.07
L4	24.89 ± 2.02	23.11 ± 2.68	32.75 ± 2.45	33.91 ± 2.59	48.65 ± 2.92	51.66 ± 3.43	14.10 ± 2.08	22.77 ± 2.00	166.23 ± 8.20	30.48 ± 4.15
L5	25.15 ± 2.29	21.83 ± 1.90	33.89 ± 2.20	33.12 ± 2.64	50.22 ± 3.39	51.29 ± 3.68	14.40 ± 2.14	24.68 ± 2.53	157.69 ± 10.28	24.83 ± 4.64

Fig. 3.4.4: Size of each vertebral body site(reproduced from [84])

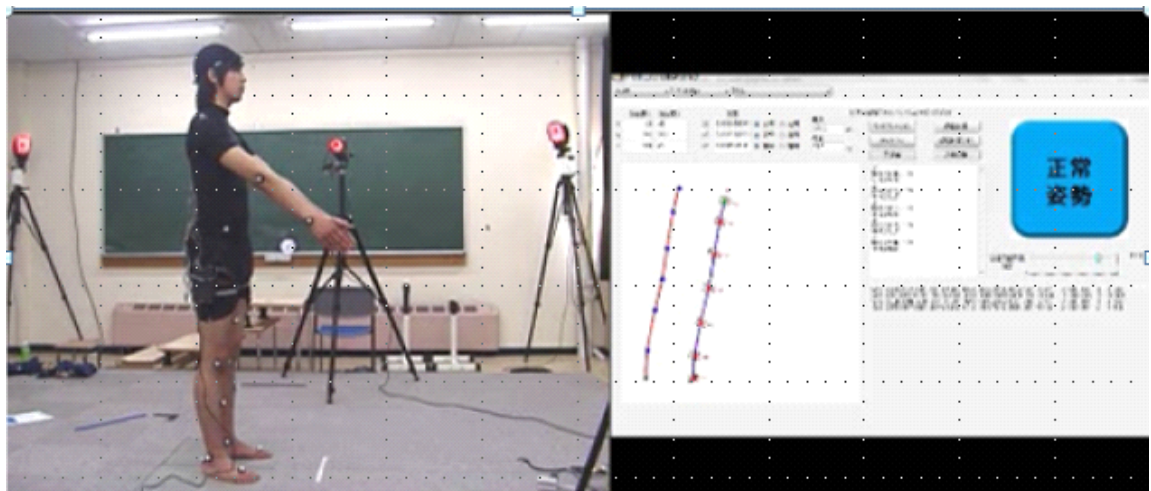


Fig. 3.4.5: Lumbar load warning system

3.4.3 腰仙部寸法校正法を用いた腰部負担推定実験

これまでの実験で比較を行った手法を用いて腰部負担推定を行う。被験者は、男女各1名とする。被験者の身体情報については、表3.10にまとめる比較対象として、BlessPro[37]に被験者の身長、体重、前屈角を入力し、求めた腰部負担を用いる。本手法において、腰部負担はT12からS1に存在する椎体間の圧迫力である。そのため、BlessProが計測出来るS1-L5間の腰部負担を比較する。

Table. 3.10: Subject's body information of lumbar load estimation experiment

	height[cm]	weight[kg]	body surface area[m ²]
men	173.4	65.8	1.86
women	163.2	61.6	1.69

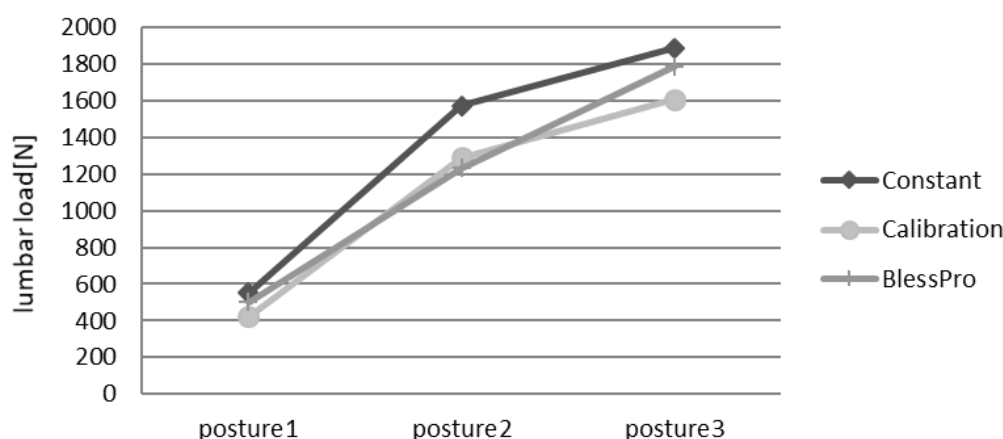


Fig. 3.4.6: Lumbar load between the S1-L5 in each posture of male subjects

各被験者の腰部負担値を図3.4.6と3.4.7に示す。各図に、7種類の腰部負担値を提示する。図中の腰部負担推定値の表記は以下のように示す。定数値を用いた腰仙椎アライメント推定からの腰部負担推定値を Constant。各腰仙部寸法校正法を用いた腰仙椎アライメント推定からの腰部負担推定値、Calibration。BlessProを用いた腰部負担値を BlessPro。

男性の腰部負担推定結果は、挟み込み補正以外では BlessPro と同様の変化をとらえている。BlessPro を真値とした場合において、Calibration の平均誤差率は、10[%]である。

女性の腰部負担推定結果においても、BlessPro と同様の変化をとらえている。この被験者の腰仙椎アライメント推定の評価では、前屈姿勢以外において最も誤差が大きくなる結果であった。

今回の比較対象として用いた BlessPro は、同一の前屈角であったとして、腰部の表皮形状や、腰仙椎アライメントの変化による腰部負担変化をとらえることが出来ない。しかし、本研究における腰部負担推定は、表皮形状から腰仙椎アライメントの変化を捉え反映

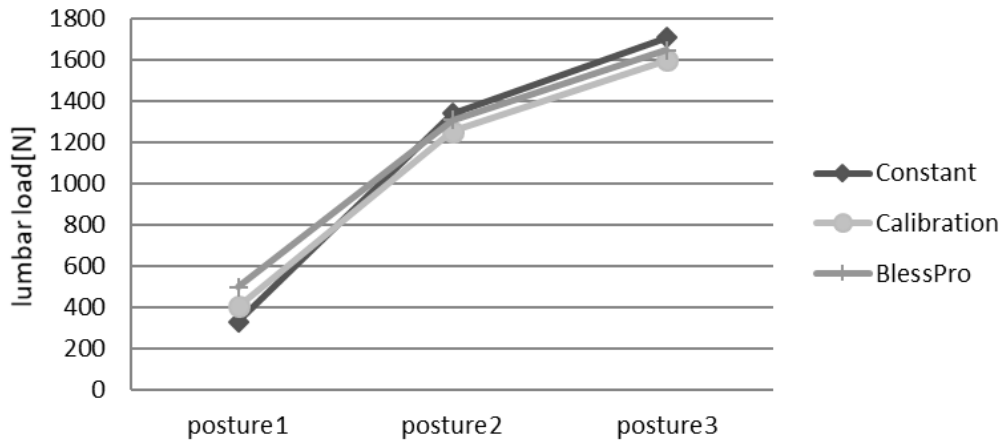


Fig. 3.4.7: Lumbar load between the S1-L5 in each posture of female subjects

する手法のため、BlessProと同一の値を示さないと考えられる。腰部負担値の評価においては、今後は有限要素法を用いた腰部負担の研究結果との比較を行っていく。また、人体内部に電極を入れることによって測定された腰部負担値を元に、姿勢毎の腰部負担を再現する装置を開発することにより腰部負担推定法の結果を反映していく。

3.4.4 角度誤差が与える腰部負担の影響

角度誤差が生じる場合の、腰部負担のシミュレーションを行う。シミュレーションで用いるパラメータを表 3.11 にまとめる。シミュレーションでは、S1-L5の腰部負担と考え、負担値は、2430Nとなる。この負担値から角度誤差が存在するときの負担値誤差を求める。姿勢角ごとに負担値は変動するが、最も負担値が高くなる姿勢角として前屈角 90 度とした。

Table. 3.11: Simulation of lumbar load

height h	weight w	Anteflexion angle	Error angle interval
170.0	60.0	90.0	1.0

角度誤差による負担値の変化を、図 3.4.8 に示す。直線近似を行った結果は、傾き 6.997 となった。このため、1度の誤差で、7Nの誤差が生じる。同様のシミュレーションを前屈角度 0 度で行う。この場合は、1度の誤差で 42Nの誤差が生じる。

このため、仙骨部補正角の効果による効果は、誤差が1度減るごとに、負担値として最大 42Nの改善が見込める。このように、誤差を削減していき、負担値における誤差を削減することが出来る。位置の誤差を減らすことと、誤差角を減らすことが同一の目的として考えることが出来る。そのため、腰仙部寸法校正法による精度向上は、腰部負担推定の

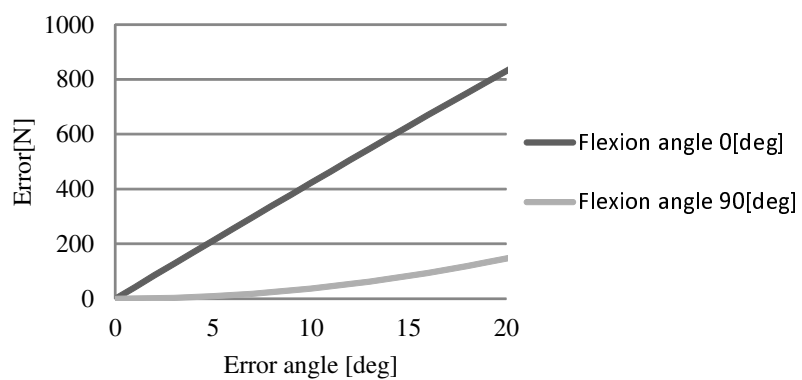


Fig. 3.4.8: Influence of by the angle error to load value

精度向上となる.

3.5 腰部負担推定の3次元拡張

腰は前屈動作以外に側屈・回旋動作を行うことができる。実際の作業の現場において、前屈動作に比べ少ないが、側屈・回旋動作が発生する。このため、前屈動作以外においても腰仙椎アライメントを推定する必要がある。

3.5.1 四元数相補フィルタによる3次元姿勢計測

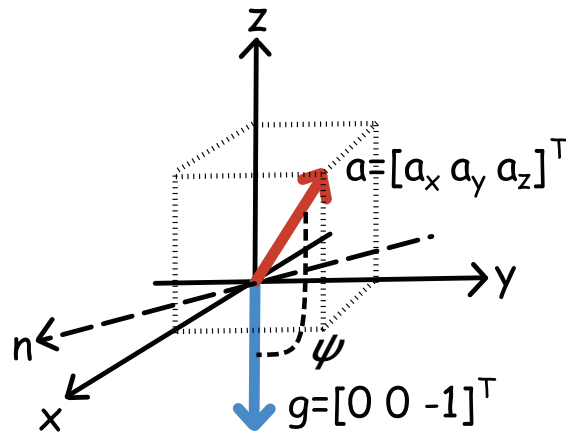


Fig. 3.5.1: Quaternion representation of accelerometer

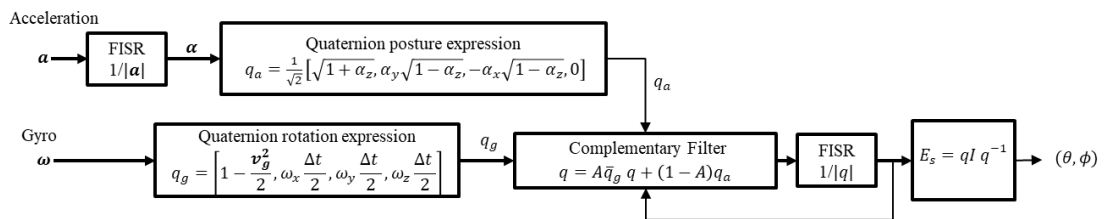


Fig. 3.5.2: Fast 3D posture measurement by quaternion complementary filter

腰仙椎アライメントの3次元化を行うために上体の3次元姿勢を利用する。その計測にはあらかじめ実装されていた加速度・ジャイロセンサを用いる。加速度センサは重力加速度とのなす角，ジャイロからは動作の角速度を取得し，それらのセンサフュージョンによって姿勢計測を行う。具体的には加速度センサは運動加速度の影響が乗るため高周波領域での信頼性が低下し，ジャイロセンサは積分誤差が発生するため低周波領域の信頼性が低い。それらを同時に解決する手法として種々のセンサフュージョンが提案 [85, 86] されているが，ここでは実装の簡便さから相補フィルタを用いる。一次元における相補フィルタの基本式は次式のようなになる。

$$\theta(t) = A(\theta(t-1) + \omega\Delta t) + (1-A)\theta_a \quad (3.50)$$

ここで， ω はジャイロセンサの計測値， θ_a は加速度センサから得た重力からの相対的な姿勢である。A は相補フィルタの係数であるが，通常は 0.9 前後として設定される。この式

では第一項はオイラー法によるジャイロからの角度計測であり，第二項は加速度センサの計測結果である．相補フィルタの効果により，前者にはHPF効果が現れ，後者にはLPF効果が現れるため，理想的な姿勢推定が行える．

次に，相補フィルタを3次元的に扱うことを考える．3次元姿勢表現にはオイラー角による表示と四元数による表示があるが，オイラー角表現は相補フィルタに向かない点と加速度センサと四元数表現の親和性の高さから，ここでは四元数を用いた相補フィルタの3次元拡張を行う．四元数の姿勢表現の定義として， \mathbf{n} 軸周りに ψ [rad]の回転は

$$q = \left\{ \cos \frac{\psi}{2}, \mathbf{n} \sin \frac{\psi}{2} \right\} \quad (3.51)$$

と表現される．

これを加速度センサの計測値を $\mathbf{a} = \{a_x, a_y, a_z\}$ として適用すると，図3.5.1となるため，四元数による姿勢表現として重力 $\mathbf{g} = \{0, 0, -1\}$ との相対姿勢は，

$$q_a = \left\{ \sqrt{1 - a_z}, a_y \sqrt{1 + a_z}, -a_x \sqrt{1 + a_z}, 0 \right\} \quad (3.52)$$

となる．途中式は省略したが， ψ を \arccos で計算するため， \cos, \sin と相殺して最終的には非常に簡単な式で表現される．

次にジャイロセンサの四元数表示を行う．ジャイロセンサの表現には2通りあり，回転後の位置の四元数を求めるものと回転自体を表現する四元数(rotor)を求めるものがあるが，相補フィルタに用いるために後者を用いる．ジャイロセンサの出力が $\omega = \{\omega_x, \omega_y, \omega_z\}$ のとき，rotorは

$$q_\omega = \left\{ \cos \frac{|\omega|dt}{2}, \frac{\omega_x}{|\omega|} \sin \frac{|\omega|dt}{2}, \frac{\omega_y}{|\omega|} \sin \frac{|\omega|dt}{2}, \frac{\omega_z}{|\omega|} \sin \frac{|\omega|dt}{2} \right\} \quad (3.53)$$

となり， Δt が十分に小さければ，Small angle approximationより，

$$q_\omega = \left\{ \sqrt{1 - \omega^2 \left(\frac{dt}{2} \right)^2}, \frac{\omega_x dt}{2}, \frac{\omega_y dt}{2}, \frac{\omega_z dt}{2} \right\} \quad (3.54)$$

として，ジャイロも四元数表示により非常に取り扱いが容易になる．これから，回転後の位置を求めるには四元数の回転の定義から，

$$q_g(t) = q_\omega q_g(t-1) \bar{q}_\omega \quad (3.55)$$

となる，ここで \bar{q}_r は q_r の複素共役である．

加速度センサから姿勢を求めた q_a とジャイロセンサの姿勢更新値 q_g は同じ値を別のセンサで計測した結果であるのでセンサフュージョンが可能であるため，ここで式(3.50)のアナロジーより相補フィルタを形成する．

$$q(t) = A q_r q(t-1) + (1-A) q_a \quad (3.56)$$

$q(t)$ は姿勢変換フレームとなるので，3次元姿勢の表現となっている．上記で確認したように，加速度センサとジャイロセンサは双方とも四元数表示との親和性が非常に高く，四元数の回転の定義は相補フィルタとの相性が良いため非常に簡単に全ての計算を行うこ

とが可能となっている。また、本稿では割愛するが、上記に加えて Fast inverse square root (FISR) を用いることで、アルゴリズム中の計算を全て加算と乗算とビットシフトのみで行うことが可能となるため、非常に高速に3次元姿勢計算を行うことが可能となる。全体の処理の流れを図3.5.2に示す。

3.5.2 腰仙椎アライメントの3次元再構成

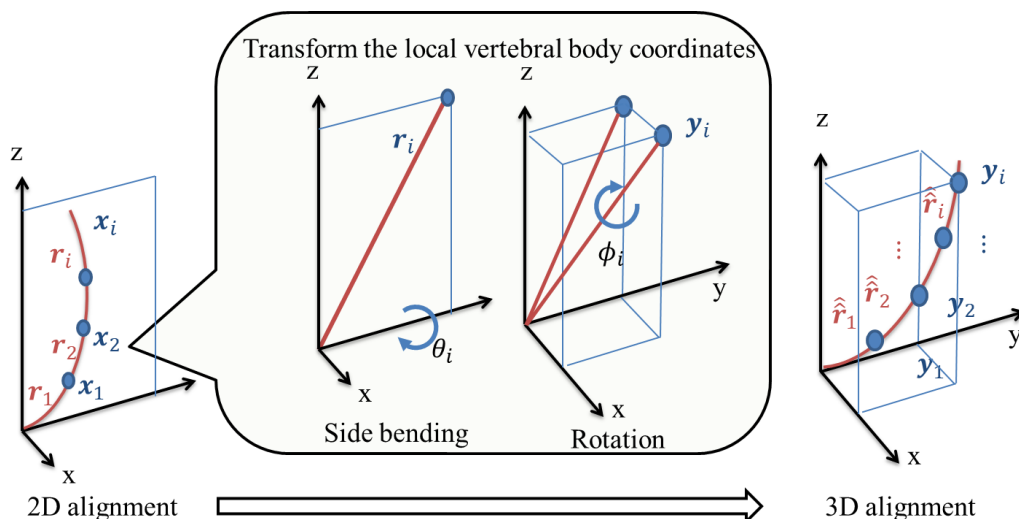


Fig. 3.5.3: Reconstruction of 3D lumbosacral alignment

前屈に対する腰仙椎アライメントは曲率センサを用いて正確に求められているため、ここでは状態の3次元姿勢より側屈/回旋に対する補償を行う。概要を図3.5.3に示す。まず、前節で求めた3次元上体姿勢角より、上体側屈角 θ と上体回旋角 ϕ を求める。矢状面上における腰仙椎アライメントの各椎体位置 x_i は、これまでの研究より既知であるため、各椎体間の変位ベクトル $r_i = x_i - x_{i-1}$ に対して、それぞれの椎体座標系において、上体側屈角 θ の補正は、

$$\hat{r}_i = R_y(\theta_i) r_i = [r_z \sin \theta, r_y, r_z \cos \theta]^T \quad (3.57)$$

$$\theta_i = \frac{i}{N} \theta \quad (3.58)$$

となる。ここで、 N 個の椎体による角度の分割は等分割を仮定している。同様に回旋角は、回転軸を $\mathbf{n}_i = \hat{r}/|\hat{r}|$ として、

$$\hat{\hat{r}}_i = R(\mathbf{n}_i, \phi_i) \hat{r}_i \quad (3.59)$$

$$\phi_i = \frac{i}{N} \phi \quad (3.60)$$

これより、各椎体ローカル座標系での3次元補正が行えたので、再度積み上げることで再

構成を行う。

$$y_i = \sum_{j=i}^i \hat{r}_i \quad (3.61)$$

本手法を用いた結果を図3.5.4に示す。前屈時には、曲率センサを用いた腰仙椎アライメントが推定されており、側屈/回旋時にはそれぞれの姿勢に応じた方向への補正が加わっていることが確認できる。

3.5.3 筋骨格モデルにおける腰部負担計算の3次元拡張

矢状面上の運動においては単純な力学的釣合いから腰部負担を求めていた。3次元化した腰仙椎アライメントでは、ニュートン-オイラー法を用いて動力学計算による負担計算を行う。リンク長さ情報 \mathbf{p} 、質量位置情報 \mathbf{s}_i 、慣性情報 I_i, m_i を用いると、順方向計算と逆方向計算はそれぞれ、

$$z_i = \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{y}}_i \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \\ \boldsymbol{\omega}_i \end{bmatrix} = f_{\text{forward}}(R_i, z_i, \mathbf{p}_i) \quad (3.62)$$

$$\mathbf{F}_i = \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{f}}_i \\ \dot{\boldsymbol{\tau}}_i \\ \boldsymbol{\tau}_i \end{bmatrix} = f_{\text{backward}}(R_{i+1}, \mathbf{F}_{i+1}, m\mathbf{z}_{i+1}, \mathbf{p}_{i+1}, \mathbf{s}_i, I_i, m_i) \quad (3.63)$$

と求めることができる。ここで、椎体間の相対姿勢情報(回転行列) R_i が必要となるが、アライメントの3次元化で $\hat{\mathbf{r}}_i$ と $\hat{\mathbf{r}}_{i+1}$ を得ているので、回転軸 \mathbf{n}'_i と回転角 ψ'_i を用いて、この回転は四元数を用いて下記のように表現できる。

$$q' = \left\{ \cos \frac{\psi'}{2}, \mathbf{n}'_i \sin \frac{\psi'}{2} \right\} \quad (3.64)$$

$$\mathbf{n}'_i = \frac{\hat{\mathbf{r}}_i \times \hat{\mathbf{r}}_{i+1}}{|\hat{\mathbf{r}}_i \times \hat{\mathbf{r}}_{i+1}|} \quad (3.65)$$

$$\psi' = \cos^{-1} \frac{\hat{\mathbf{r}}_i \cdot \hat{\mathbf{r}}_{i+1}}{|\hat{\mathbf{r}}_i \times \hat{\mathbf{r}}_{i+1}|} \quad (3.66)$$

四元数の回転 q' と回転行列 R_i は一対一の変換を持つので、ニュートン-オイラー法によって効率的に負担計算を行うことができる。この計算結果は図3.5.4の椎間板色の濃さとして提示している。また、この結果より危険姿勢の警告等を行う。

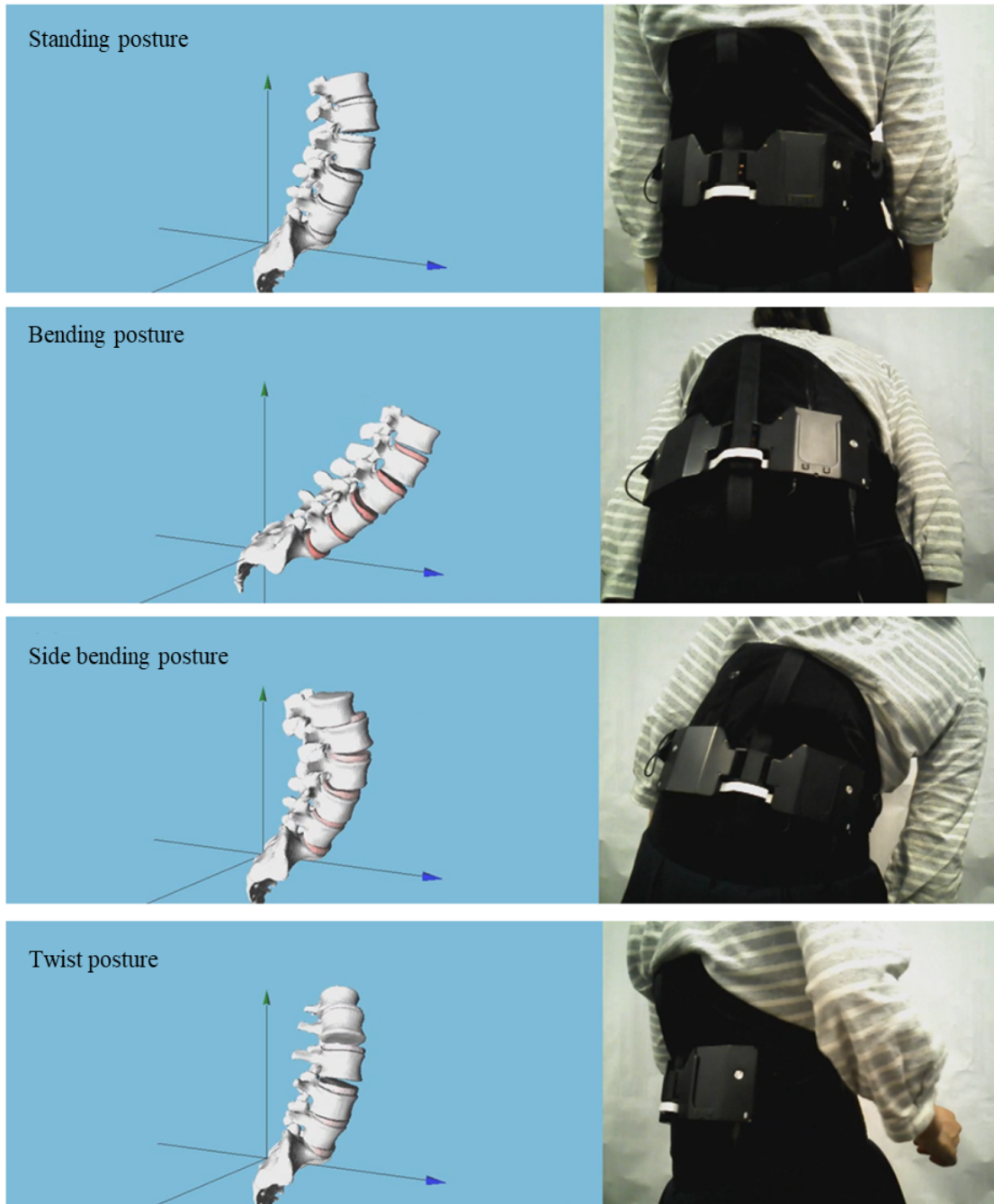


Fig. 3.5.4: 3D reconstruction result of lumbosacral alignment

3.6 側屈・回旋姿勢による腰仙椎アライメントの変化

側屈・回旋動作時の腰仙椎座標の姿勢角と上体姿勢角の関係性は知れていない。このため、X線画像解析を行うことで側屈・回旋時の腰仙椎アライメントの関係から、個体差補正する手法を構築し、効果を検証する。

3.6.1 X線画像から各椎体側屈・回旋姿勢角の抽出

X線撮影と3次元計測システム(MAC3D モーションキャプチャーシステム)を用いて回旋・回旋姿勢時の腰仙椎アライメントを計測する。直立姿勢の背面と側面、回旋側・回旋姿勢については、左右1姿勢ずつ背面を撮影を行い、計6枚撮影する。撮影した被験者1名分のX線画像を図3.6.1に示す。撮影したX線画像からT12椎体、L1~5椎体、S1仙骨の椎体重心位置 \mathbf{b}_i を抽出する。各姿勢と各椎体重心位置の関係を調べる。仙骨側のS1仙骨の重心位置を \mathbf{b}_0 として、胸椎側のT12椎体を \mathbf{b}_6 とする。椎体重心位置を抽出した一例を図3.6.2に示す。

取得した椎体重心位置から椎体側屈角 θ_i と椎体回旋角 ϕ_i を定義する。椎体側屈角 θ_i は、直立姿勢の椎体重心位置 \mathbf{b}_i' と側屈姿勢の椎体重心位置 \mathbf{b}_i の位置の変化から抽出する。骨盤及び仙骨が姿勢変化によって変化しないと仮定する。このため、 θ_0 は0となる。各姿勢のS1仙骨重心位置 \mathbf{b}_0 を原点として、各椎体重心の移動を θ_i とし、下式より求める。

$$\theta_i = \cos^{-1} \frac{(\mathbf{b}_i - \mathbf{b}_0) \cdot (\mathbf{b}_i' - \mathbf{b}_0')}{|\mathbf{b}_i - \mathbf{b}_0| |\mathbf{b}_i' - \mathbf{b}_0'|} \quad (3.67)$$

椎体回旋角 ϕ_i に関しては、同様に各椎体重心位置の変化から計算する。しかし、椎体重心から表皮までは距離があるため、直立姿勢の側面X線画像から各表皮-椎体重心間距離 d_i を、以下の式から求める。

$$d_i = \sqrt{(\mathbf{b}_{i_y} - \mathbf{s}_{i_y})^2 + (\mathbf{b}_{i_z} - \mathbf{s}_{i_z})^2} \quad (3.68)$$

表皮抽出した各表皮-椎体重心間距離 d_i と、背面X線画像から抽出した各椎体重心位置 \mathbf{b}_i から ϕ_i を計算する。この時、式3.69で ϕ_i は小さいと考える。

$$\begin{aligned} \phi_i &= \sin \frac{\sqrt{(\mathbf{b}_{i_x} - \mathbf{b}_{i_x}')^2 + (\mathbf{b}_{i_z} - \mathbf{b}_{i_z}')^2}}{d_i} \\ &= \frac{\sqrt{(\mathbf{b}_{i_x} - \mathbf{b}_{i_x}')^2 + (\mathbf{b}_{i_z} - \mathbf{b}_{i_z}')^2}}{d_i} \end{aligned} \quad (3.69)$$

本研究において、側屈と回旋において相互関係がないと仮定する。

3.6.2 側屈・回旋姿勢角の推定法

本研究では、前節に示したX線撮影を男女各15名に行った。側弯症傾向にある被験者5名を除く25名のデータから各椎体の姿勢角の分布を調べる。上体姿勢角 θ_T と各椎体側屈角の関係を図3.6.3に示す。各図に直線近似した結果も示す。直線近似した式のパラメータ及び相関値を表3.12に示す。上体に向かうほど、相関値が増加することがわかる。また、

Table. 3.12: Parameters for θ_i and correlating value.

	a	b	R
θ_1	0.051	1.850	0.100
θ_2	0.185	-2.543	0.437
θ_3	0.306	-5.595	0.641
θ_4	0.437	-8.180	0.731
θ_5	0.508	-8.565	0.765
θ_6	0.557	-8.382	0.789

Table. 3.13: Parameters for ϕ_i and correlating value.

	a	b	R
ϕ_0	0.027	-0.271	0.441
ϕ_1	0.025	-0.177	0.493
ϕ_2	0.029	-0.283	0.537
ϕ_3	0.030	-0.244	0.543
ϕ_4	0.035	-0.354	0.586
ϕ_5	0.037	-0.366	0.548
ϕ_6	0.045	-0.561	0.560

同様に傾き a も増加していることがわかる。L5 椎体の側屈角 θ_1 は、相関値が低く、上体姿勢角が変化した場合においても姿勢角の変化がみられないことがわかる。

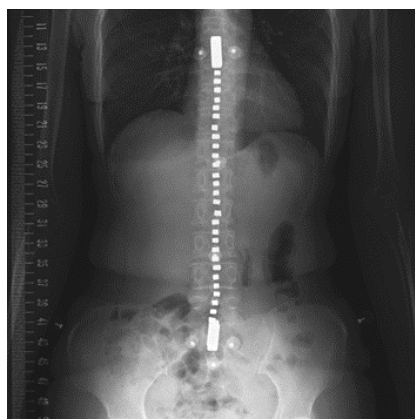
次に、上体姿勢角 ϕ_T と各椎体回旋角 ϕ_i の関係を図 3.6.4 に示す。各図に直線近似した結果も示す。直線近似した式のパラメータ及び相関値を表 3.13 に示す。上体に向かうほど、相関値が増加する傾向があるまた、傾き a も増加していることがわかる。椎体が下部になるにつれて、 R が低い。しかし、回転角度が小さいため、本研究での利用上では問題ない。

これらの結果から、上体姿勢角より側屈・回旋時の椎体姿勢角を推定することが可能である。このため、側屈と回旋が独立事象と仮定し、推定式を以下の様に定義する。各パラメータは、直線近似式のものを用いる。

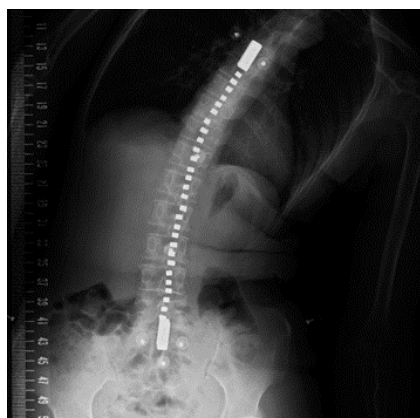
$$\begin{pmatrix} \theta_i \\ \phi_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_{\theta_i} & 0 & c_{\theta_i} \\ 0 & \alpha_{\phi_i} & c_{\phi_i} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta_T \\ \phi_T \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.70)$$



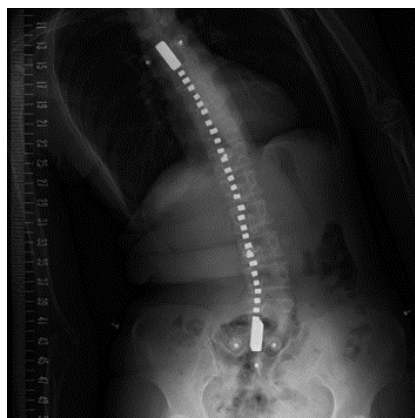
(a) Right side bending.



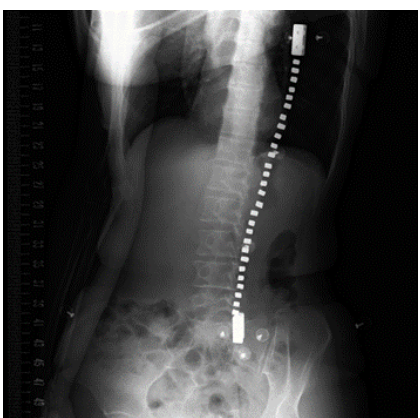
(b) Left side bending



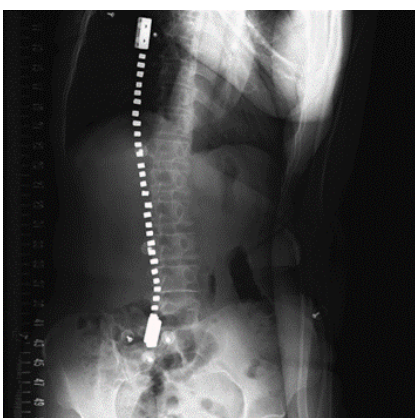
(c) Right side bending posture.



(d) Left side bending posture.



(e) Right twist posture.



(f) Left twist posture.

Fig. 3.6.1: Estimation result \hat{F} of the lumbosacral load by using conventional and proposed method.

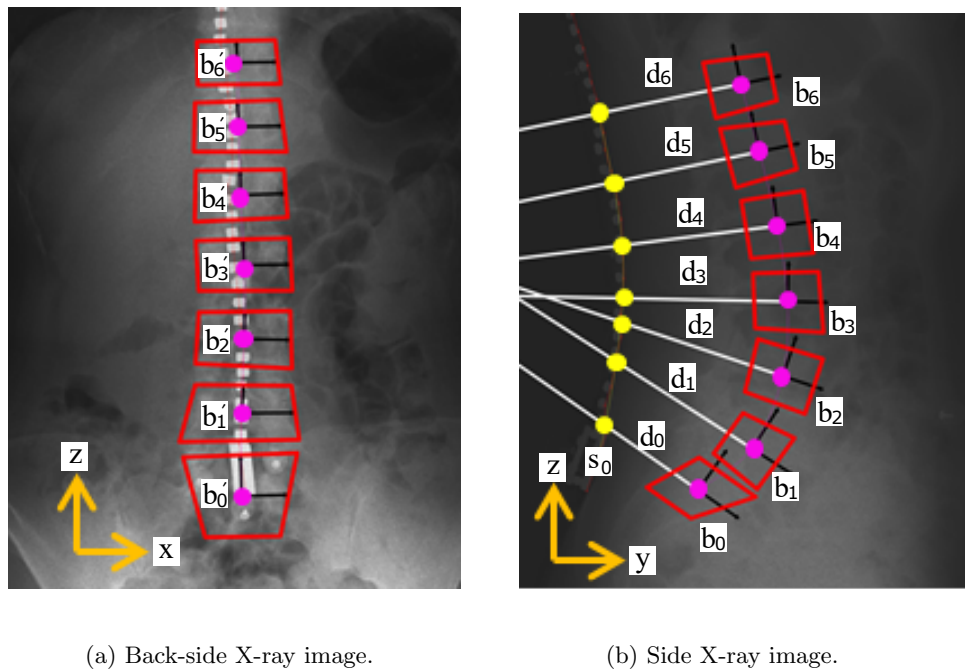


Fig. 3.6.2: X-ray image. Pink point is vertebra body point b_i . Yellow point is skin point s_i .

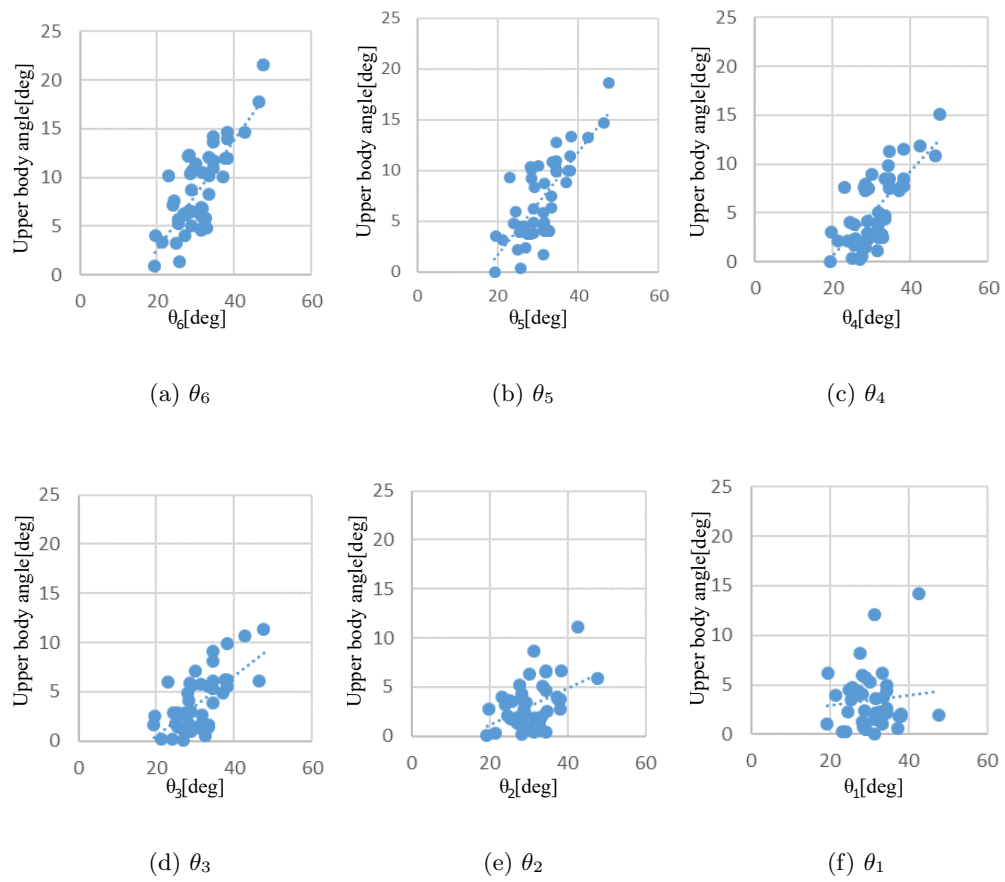


Fig. 3.6.3: Relationship between θ_T and θ_i

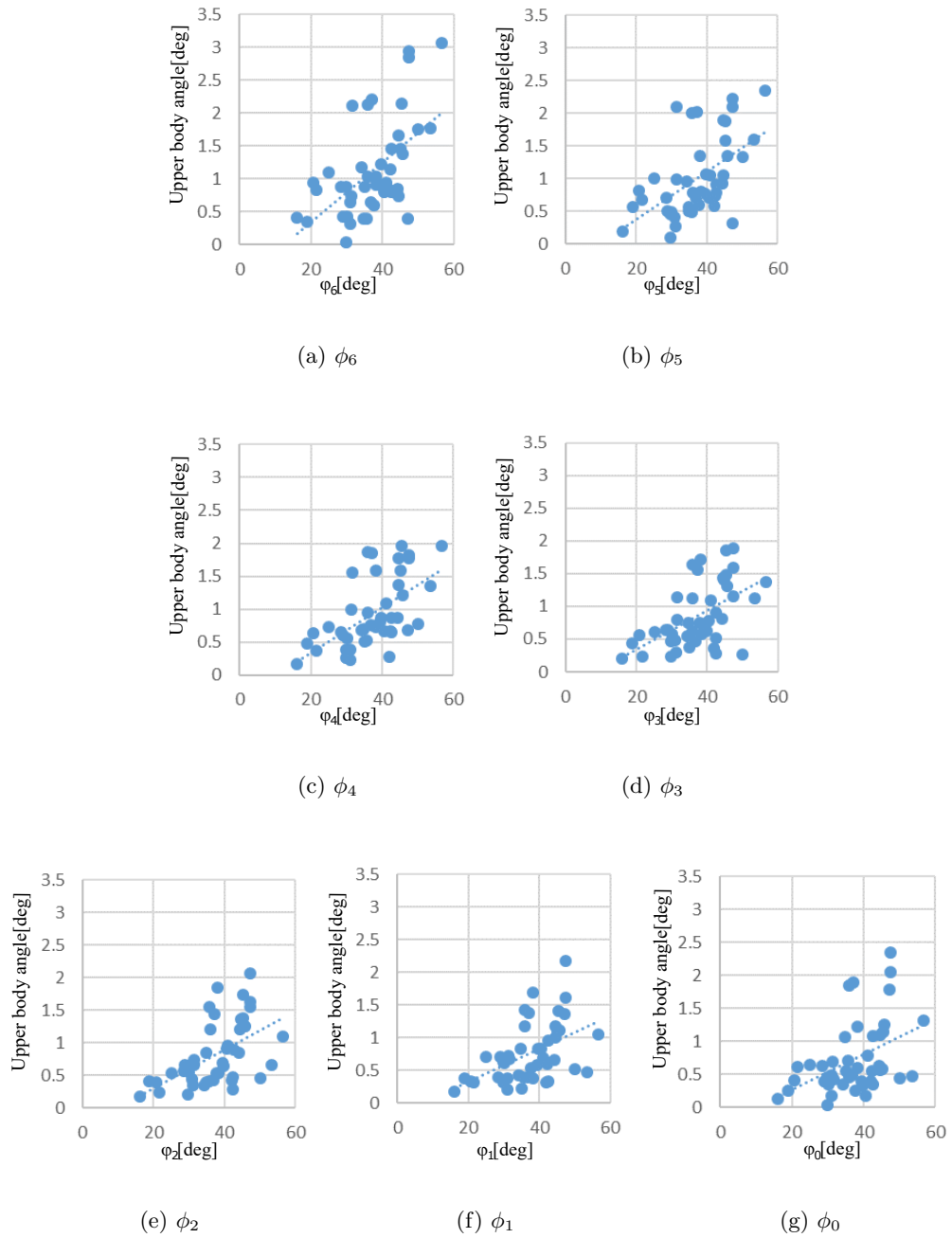
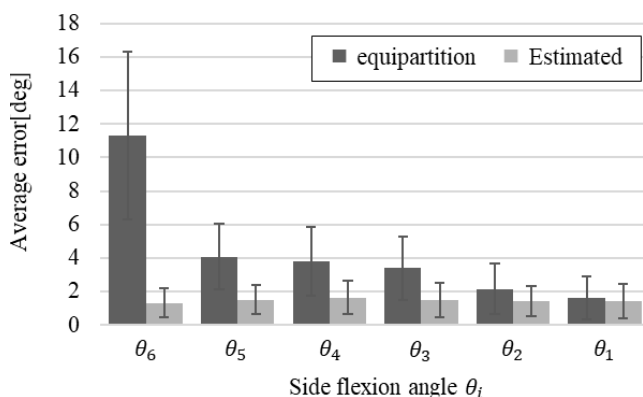


Fig. 3.6.4: Relationship between θ_T and ϕ_i .

Fig. 3.6.5: Estimation results of average error E_{θ_i} .

3.6.3 側屈・回旋時の椎体姿勢角推定評価

直線近似式を用いることにより、上体姿勢角から各椎体姿勢角を推定する。構築した式を評価するために、真値と比較する。下式を用いて評価をする。

$$\delta E_{\theta_i} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |\theta_{i_j} - \bar{\theta}_{i_j}| \quad (3.71)$$

$$\delta E_{\phi_i} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |\phi_{i_j} - \bar{\phi}_{i_j}| \quad (3.72)$$

比較対象として上体姿勢角を均等分配した値を用いた場合と比較する。被験者数 (N) は 25 名とし、平均誤差値で評価する。

評価結果を図 3.6.5, 3.6.6 に示す。各腰仙椎の側屈角は、均等分配に比べ推定誤差を平均 52.0%削減することができた。上体側の T12 から L4 までの椎体では推定式を用いることで、上体姿勢に合わせた各椎体の側屈角を表現することができている。片側 T 検定を行うと、T12 椎体から L4 椎体までは $p < 0.01$ となっている。このため、上部の側屈角推定は十分効果がある。L5 椎体 θ_1 に関しては平均値を用いた場合と差がない結果となった。これは前章で述べたように、下部の椎体は側屈動作では、ほとんど動いていないと考えられるためである。

回旋角に関しては、均等分配に比べ推定誤差を平均 37.7%削減することができた。片側 T 検定を行うと、T12 椎体から L5 椎体までは $p < 0.01$ となっている。このため、腰椎における推定は十分効果がある。しかし、S1 仙骨について $p = 0.057$ となり、有効性を示すことができなかった。ここから、S 1 仙骨を含む骨盤は回旋時にほぼ動いていないことを示す結果となった。

また、上体姿勢角に対しての各腰仙椎の姿勢角の推定誤差割合を図 3.6.7, 3.6.8 に示す。計算には以下の式を用いる。

$$E_{\theta_i} = \frac{100}{N} \sum_{j=1}^N \left| \frac{\theta_{i_j} - \bar{\theta}_{i_j}}{\theta_T} \right| \quad (3.73)$$

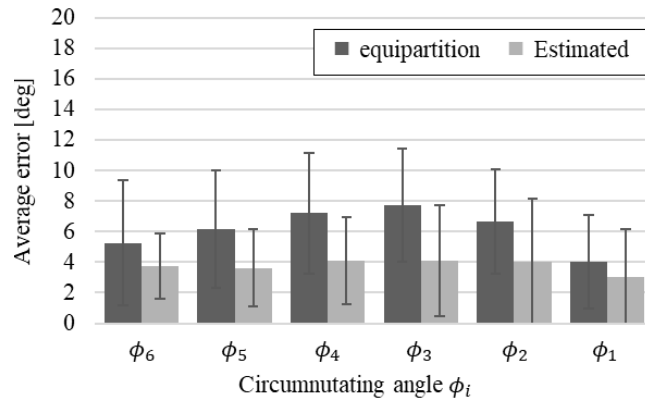


Fig. 3.6.6: Estimation results of average error E_{ϕ_i} .

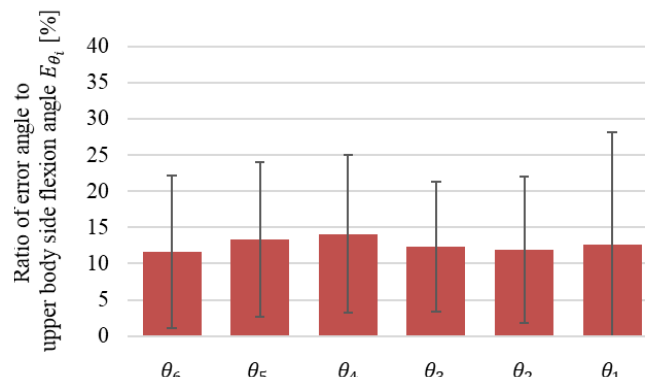


Fig. 3.6.7: Estimation results of average error E_{θ_i} .

$$E_{\phi_i} = \frac{100}{N} \sum_{j=1}^N \left| \frac{\phi_{i_j} - \bar{\phi}_{i_j}}{\phi_T} \right| \quad (3.74)$$

この結果から、平均誤差率を15%以下にすることができたとわかる。構築した推定式を用いることにより3次元動作における腰仙椎アライメント推定精度が向上する。他の腰仙部パラメータに関しては個体差補正をすることができている。

側屈・回旋姿勢角においても個体を考慮する必要があると考えられる。このため、体表面積等のパラメータとの相関を解析する必要がある。個体差ごとの姿勢角補正を行っていく。また、実際の動作をセンサシステムで計測した結果とX線画像と比較を行うことで、腰仙椎アライメント推定の評価を行う必要がある。この推定評価をふまえて、個体差補正の必要な要素のみを補正を行うようにする。

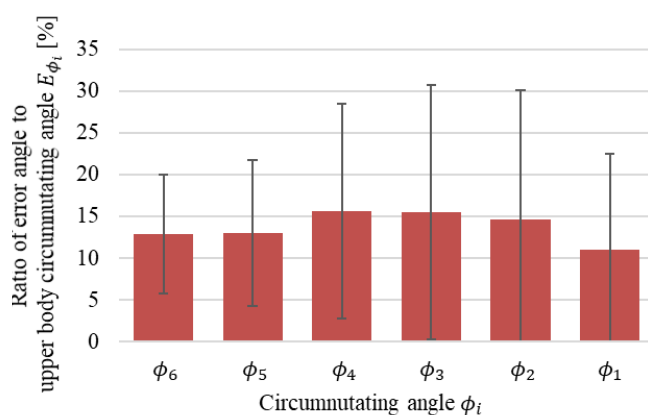


Fig. 3.6.8: Estimation results of average error E_{ϕ_i} .

第4章 未知外部負荷を考慮した腰部負担推定法

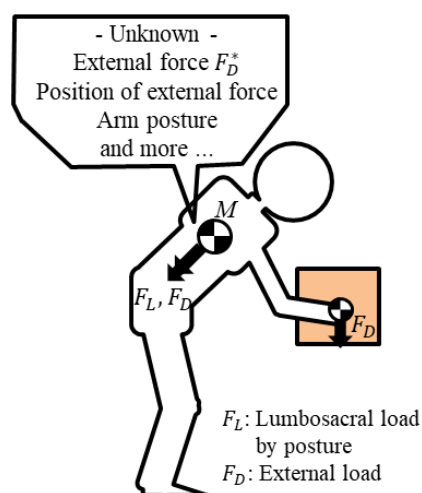


Fig. 4.0.1: Lumbosacral load due to the posture change and the external force.

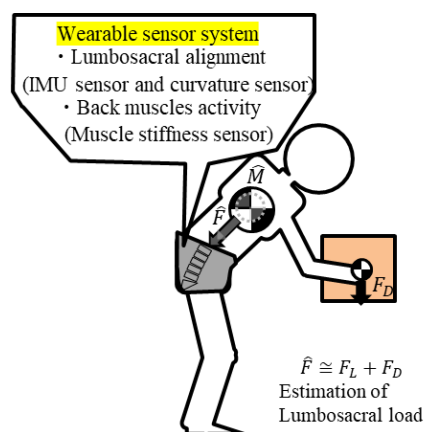


Fig. 4.0.2: Measurement of Lumbosacral load due to the posture change and the external force by using wearable sensor system.

図 4.0.1 に示すように外部負荷による負担 F_D^* を考慮した腰部負担値は、外部負荷の大きさ、荷重の位置、腕の姿勢など様々な要素を踏まえて計算しなければならない。図 4.0.1

の場合は、手先荷重を例に挙げているが、外部負荷が手先荷重とは限らない。しかし、本研究では腰部に着用することだけで外部負荷を考慮した腰部負担値を計測可能とシステムを構築する。図 4.0.2 の様に、腰部に配置した筋硬さセンサから取得したデータをもとに、筋発揮力の変化を推定する。外部負荷の影響を筋発揮力の変化が主と仮定し、筋発揮力の変化によって上体重量が変化することで外部負荷を考慮した腰部負担推定を行う。

これまで、主に前屈動作についての腰部負担推定の評価を行ってきた。このため、未知外力負荷を考慮した筋発揮力を推定では前屈動作を伴う動作において推定を行う。

4.1 前屈動作における静力学筋骨格 2 筋モデル

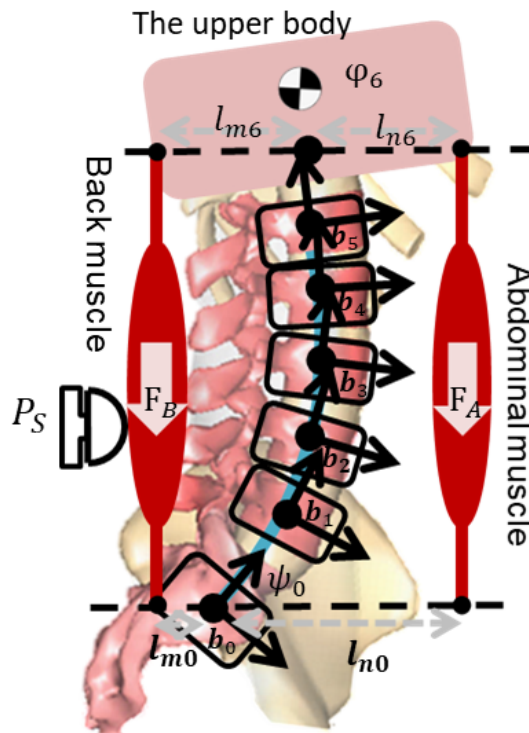


Fig. 4.1.1: Musculature model for lumbosacral load estimation has back muscle and abdominal muscle.

図 4.1.1 に示す、骨盤、胸郭、腰仙椎、背筋と腹筋から構成される 2 次元筋骨格力学モデルを考える。図中における b_i は、各椎体の重心位置を示す。胸郭に上半身の体重が集中していると考え、その質量を M とする。背筋および腹筋の筋発揮力を F_B , F_A とする。腰仙椎は骨盤をベースとして胸郭との間に位置し、背筋、腹筋の筋活動および自重、外部荷重により運動するものとして、胸郭より腰仙椎上端が受ける圧迫力を F とすると、次の 3

式の力とモーメントのつり合いが成り立つ。

$$\mathbf{F}_B \times \mathbf{l}_{m6} + \mathbf{F}_A \times \mathbf{l}_{n6} + M\mathbf{g} \times \mathbf{l}_g = \tau \quad (4.1)$$

$$\mathbf{F}_B \times \mathbf{l}_{m0} + \mathbf{F}_A \times \mathbf{l}_{n0} = 0 \quad (4.2)$$

$$\mathbf{F}_B + \mathbf{F}_A + M\mathbf{g} = \mathbf{F} \quad (4.3)$$

本論文において、 l_{mi} , l_{ni} については、文献 [84] を参考にし設定する。

4.1.1 外部負荷における腰部負担値と上体重量変化における腰部負担値

腰部負担値の計算には、先に述べた2次元静力学筋骨格モデルを用いる。シミュレーションでは、身長1600mm、体重50kgの男性で行う。手先荷重位置は図4.1.2に示すように、腕の長さを800mmとして、腕を上体に対して水平から-45度として計算を行う。直立姿勢を0度として、姿勢角を15度刻みに変化をさせる。シミュレーションでは2つの条件で行う。1つは、上体重量は0kgから100kgまで、1kg刻みで変化を行い、手先荷重は0kgとする。もう1つは、手先荷重を0kgから30kgまで、1kg刻みで変化を行い、上体重量の変化は0kgとする。

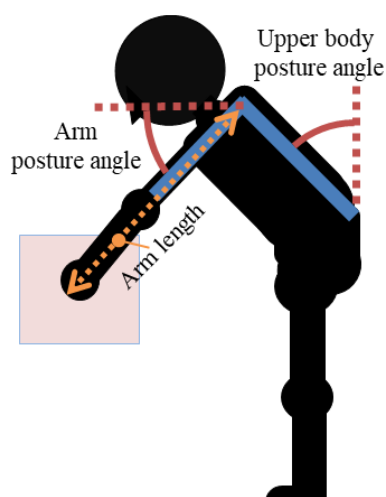


Fig. 4.1.2: Posture at simulation. Definition of arm posture angle and body posture angle.

上体重量の増加による腰部負担値の変化を図4.1.3に示す。手先荷重の増加による腰部負担値の変化を図4.1.4に示す。手先荷重の増加に比べて、上体重量の増加による腰部負担値の増加率は低い。上体重量は、直立姿勢になる程、上体重量が変化しても腰部負担値の変化率は低い。手先荷重の増加化による腰部負担値の変化率は姿勢変化の影響は少ない。しかし、どちらの場合においても荷重増加することによって腰部負担値が増加する。

図4.1.5に、上体重量変化における腰部負担値と、手先荷重変化における腰部負担値が同等値となる荷重を示す。上体姿勢角ごとに示す。例として、上体姿勢角が90度前屈した場合、手先荷重20kgの外部負荷による腰部負担値は、上体重量が51kg増加による腰部

負担値と等価である。他の姿勢角，手先荷重の変化においても同様に等価となる腰部負担値が存在する。このように，手先荷重の変化による腰部負担値の変化は，上体重量の変化によって置き換えることが可能である。このため，手先荷重が不明であっても上体重量の増減で，同等の腰部負担値を計算することができる。また，上体姿勢角が直立姿勢になるほど，手先荷重の変化による腰部負担値と等価になる上体重量は大きくなる。これは，前屈姿勢になるにつれて筋トルクによる腰部負担値が高まるためである。このため，外部負荷の影響を筋発揮力の変化が主と仮定し，上体重量が変化することで外部負荷を考慮した腰部負担推定を行う手法を提案する。

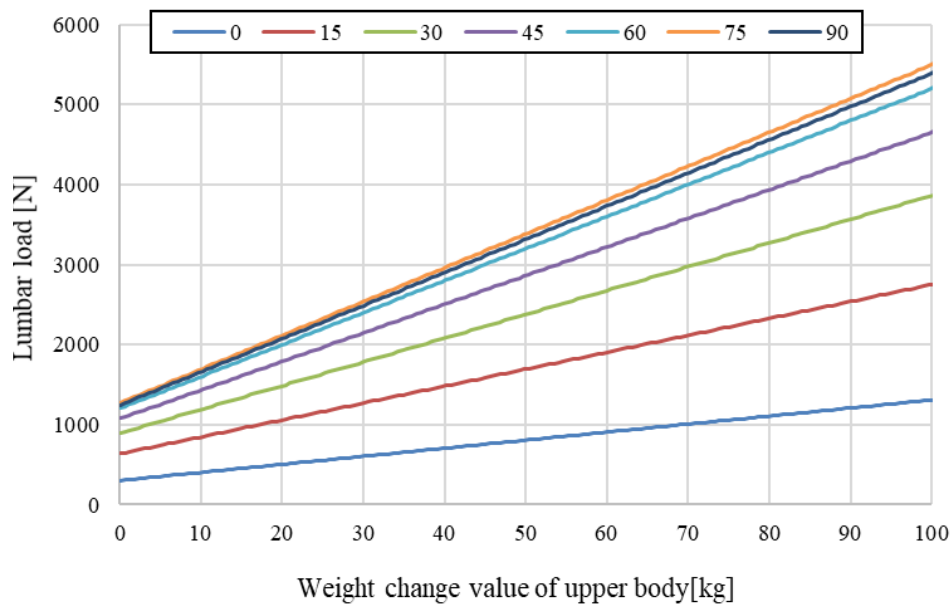


Fig. 4.1.3: Lumbar load on upper body weight change due to body posture angle change. Differences in color indicate differences in body posture angle.

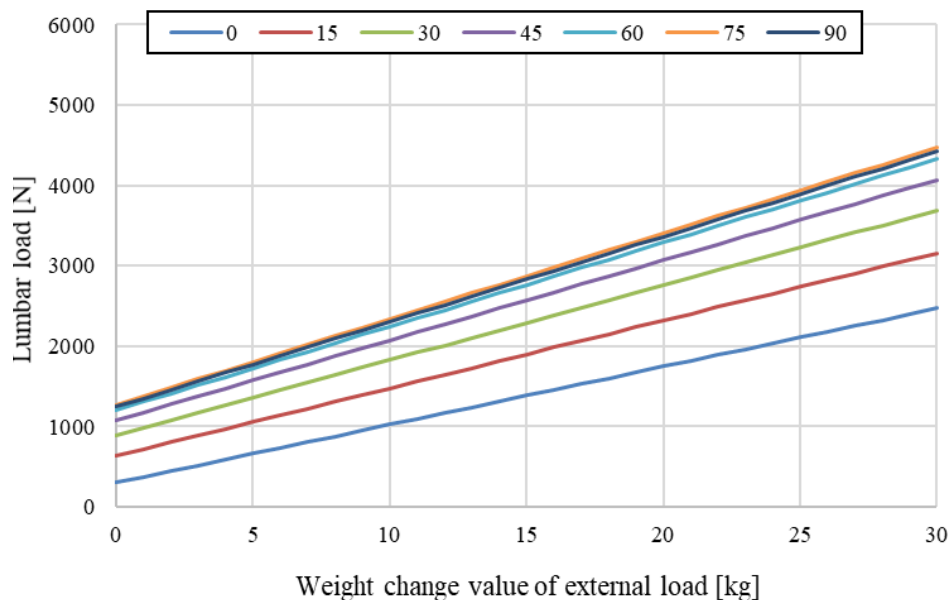


Fig. 4.1.4: Lumbar load on extranal load change due to body posture angle change. Differences in color indicate differences in body posture angle.

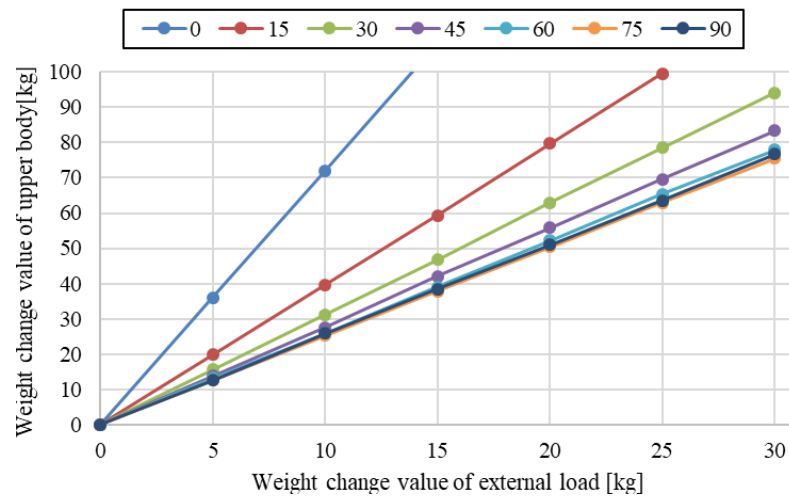


Fig. 4.1.5: Weight of the upper body and external load which will be the same lumbar load.

4.2 筋硬さセンサと前屈動作における腰部負担の関係

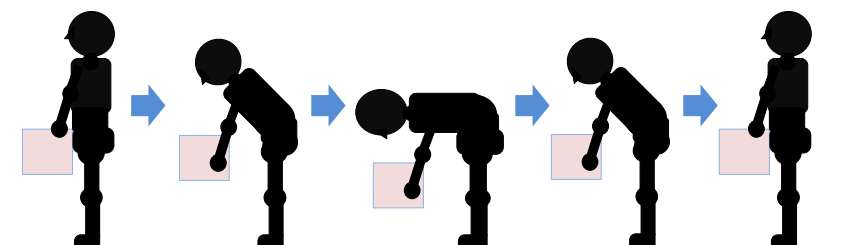


Fig. 4.2.1: Measurement of bend forward in changing the hand load

筋硬さセンサが腰部負担の変化を捉えることを確認するために、前屈動作において手先荷重が増えた場合の筋硬さセンサの出力値の関係を調べる。このため、3次元計測システム (MAC3D モーションキャプチャシステム) と筋硬さセンサを用いた実験を行う。計測する動作を図 4.2.1 に示す。被験者は、各姿勢を 3 秒間維持し、各姿勢への移動時間を 3 秒と指示し、動作を行う。手先荷重を 0, 5, 10, 15kg とする。被験者を男性 3 名とし、身体情報を表 4.1 に示す。手先位置、姿勢を 3 次元計測システム (MAC3D モーションキャプチャシステム) から取得して、手先荷重ありの腰部負担を計算する。腰部負担の計算については一般的に使われている計算モデル [87, 88, 89] と、同等の前節で示した前屈動作における静力学筋骨格 2 筋モデルを用いる。筋硬さセンサは、実験的に L3-4 腰椎間に、棘突起を挟んで 15cm 間で左右に配置する。今回計測する動作は、左右対称の動作であるため、左右の筋硬さセンサ値の平均値を用いる。

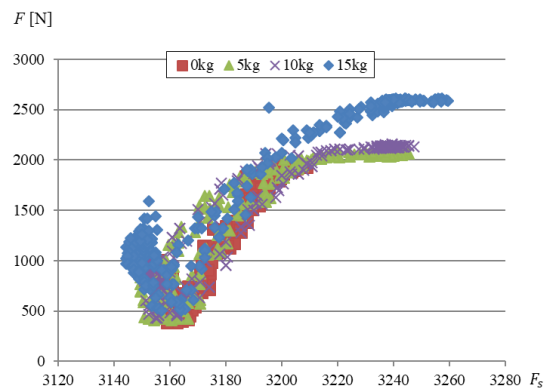
Table. 4.1: Subject parameter.

	Height [cm]	Weight [kg]	Sex
subject1	165	69	M
subject2	167	60.4	M
subject3	157.3	58.8	M

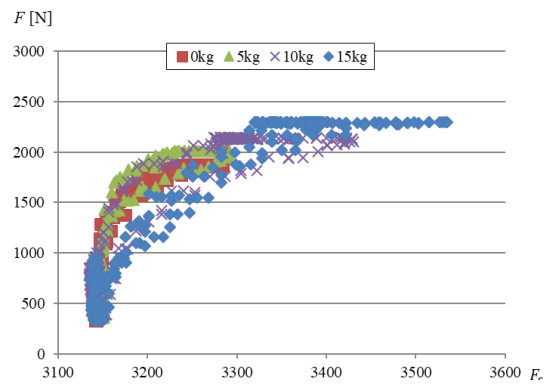
図 4.2.2 に、筋硬さセンサ値と腰部負担の関係を被験者ごとに示す。動作に合わせて、筋硬さセンサ値が増加していることが分かる。被験者ごとに腰部負担値と筋硬さセンサ値の関係が異なる。特に、直立姿勢時である低腰部負担値とセンサ値の関係に差がみられる。このため、個体差を考慮する必要がある。手先荷重が増えることにつれて、センサ値が増加していることが分かる。また、被験者によって、動作に対してのヒステリシスを確認することができる。本研究においては、ヒステリシスはないと仮定して推定式を構築していく。次に、筋硬さセンサ値と腰部負担の相関係数を表 4.2 に示す。荷重に関係なくすべの場合において相関係数が高い。このため、筋硬さセンサ値を用いることで外部負荷を考慮した腰部負担推定が可能である。

Table. 4.2: Correlation coefficient of muscle stiffness sensor and lumbar load.

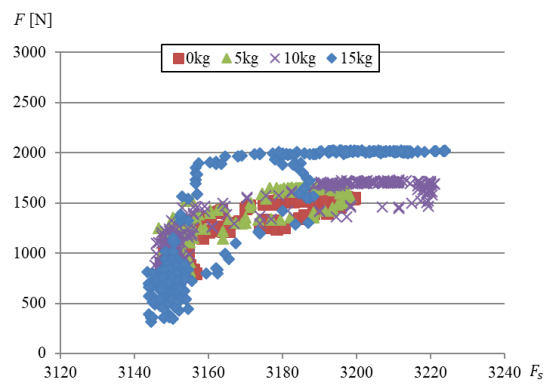
[kg]	0	5	10	15
Subject 1	0.940	0.928	0.955	0.960
Subject 2	0.947	0.935	0.937	0.937
Subject 3	0.909	0.937	0.897	0.922



(a) Subject 1



(b) Subject 2



(c) Subject 3

Fig. 4.2.2: Relationship between muscle stiffness sensor and lumbar load

4.2.1 筋発揮力推定式の設計

本研究において前屈動作に着目し、左右の筋活動に差がないと仮定し、左右の平均値を用いる。

$$F_S = \left(\frac{F_{S_R} + F_{S_L}}{2} \right) \quad (4.4)$$

この時の腰部筋発揮力 F_B を筋骨格力学シミュレーションから取得する。前屈動作を3次元計測システム (MAC3D モーションキャプチャシステム) で計測し、動作データを筋骨格力学シミュレーションに入れる。本研究で使用する筋骨格力学シミュレーションは、今村らの研究成果 [90] を利用する。被験者は、男女各1名とする。被験者情報を表 4.3 に示す。推定式として、下記の式を定義する。

Table. 4.3: Subject's parameter

	Height[cm]	Weight[kg]	Sex
Subject1	175.1	61.6	M
Subject2	147.9	54.5	F

$$\hat{F}_B = \alpha \ln(P_S) + \beta \quad (4.5)$$

人間動作であるため、 \log による近似式を選択する。このため、 P_S 対してのオフセットを複数試し、結果を図 4.2.3 に示す。縦軸を腰部筋発揮力とする。オフセットの違いによってセンサに対する感度を変えることができる。本研究において、外部負荷が増加することを筋硬さセンサ値の増加ととらえているためセンサ値の増加に影響のある推定式を採用した。このため、手先荷重 10kg における腰部筋発揮力の推定値で評価を行う。時間変化による結果を図 4.2.4 に示す。図中 P_S は筋骨格力学シミュレーションの結果である。外部負荷によって、腰部負担値が増加していることが図から分かる。推定式を用いることによって最も腰部負担が高い前屈姿勢時の負担についての推定がうまくいっていることが分かる。

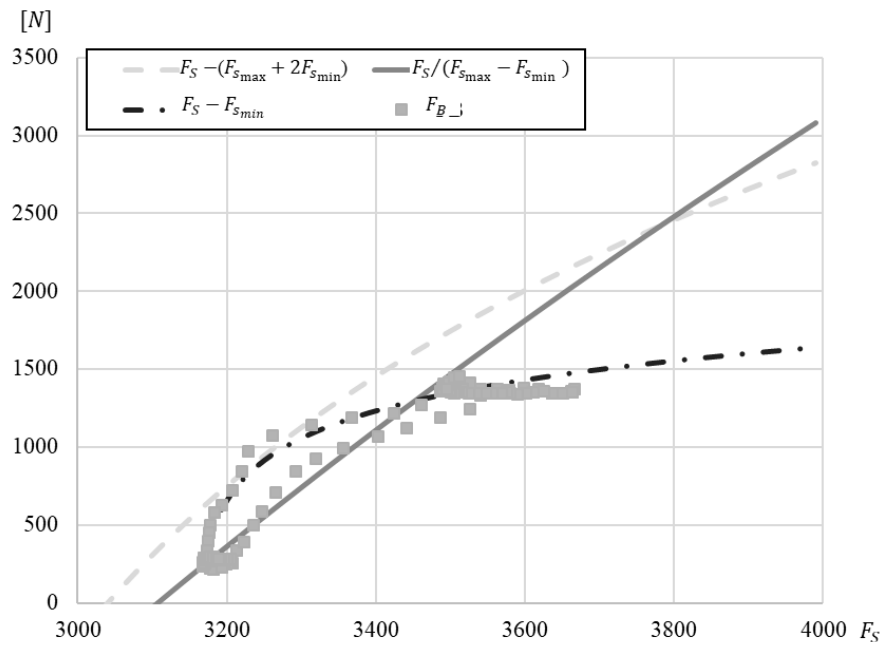
また、オフセットによる違いを比較するために表 4.4 に、推定誤差の平均値を示す。平均誤差は以下の式で計算する。

$$\bar{E}_{P_S} = \frac{1}{t} \sum_{i=0}^t |F_{s_i} - \hat{F}_{s_i}| \quad (4.6)$$

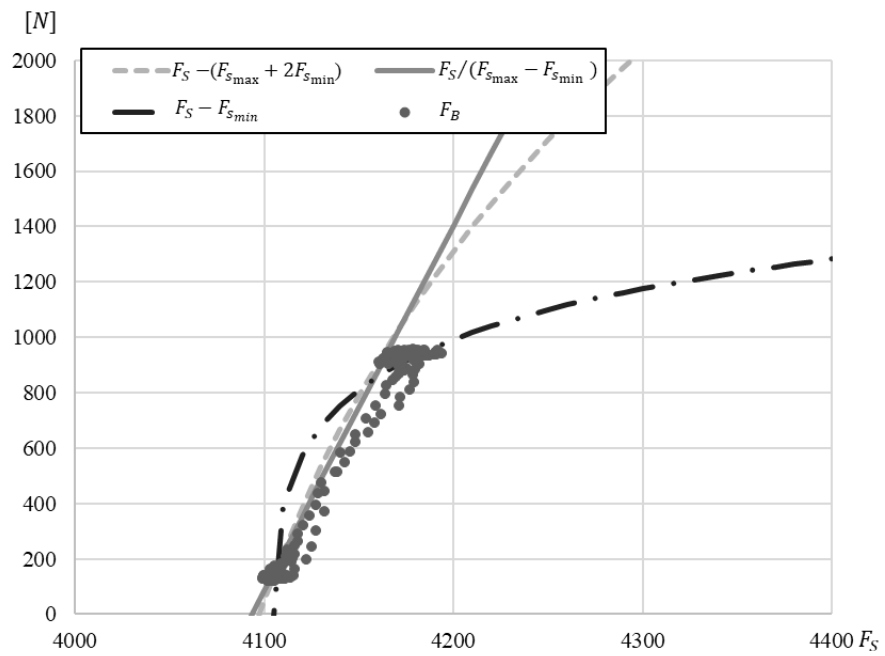
両被験者においても、 $P_S - F_{s-min}$ のオフセットによる推定結果は、基準となる筋骨格力学シミュレーションの結果 (P_S) に対して大きく異なる結果となっている。表に示すようにオフセットを $P_S - (F_{s_{max}} + 2F_{s_{min}})$ とすることによって最も推定誤差を小さくすることができる。このため、本研究においては推定式内のオフセットを $P_S - (F_{s_{max}} + 2F_{s_{min}})$ とする。

Table. 4.4: Estimation average values of the lumbar muscular strength in external load 10kg.

\bar{E}_{P_S}	$P_S - (F_{smax} + 2F_{smin})$	$P_S / (F_{smax} - F_{smin})$	$P_S - F_{smin}$
Subject1	307.0	310.1	385.2
Subject2	268.6	335.8	384.6

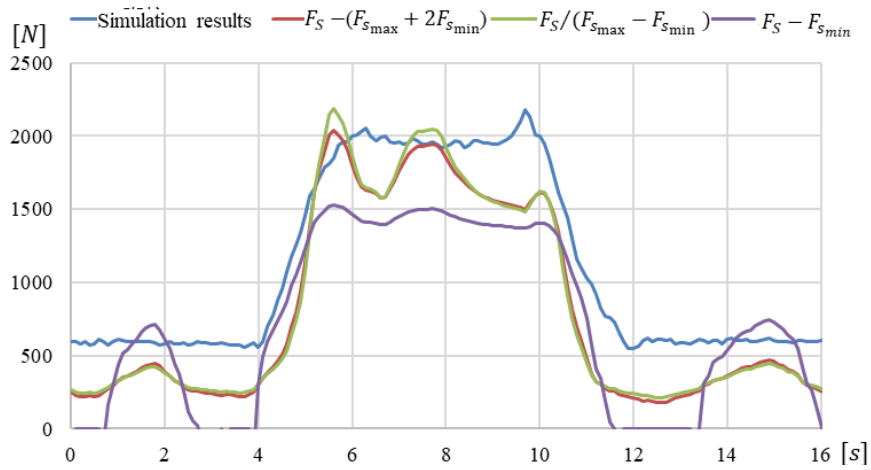


(a) Subject1

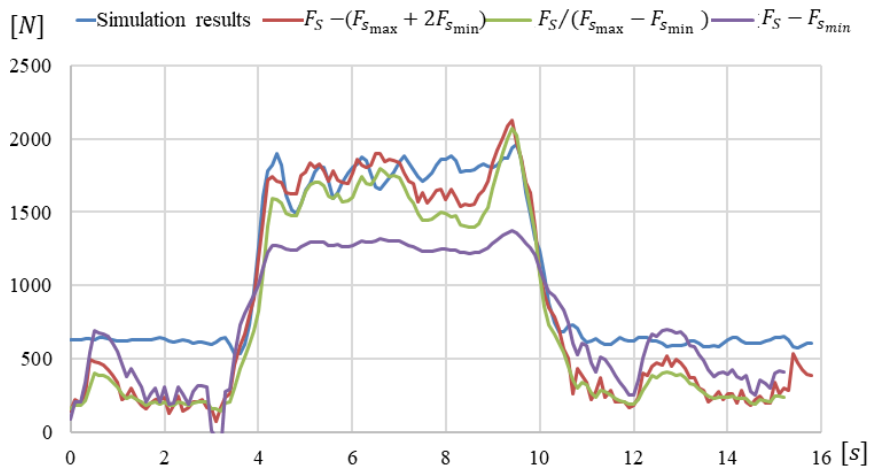


(b) Subject2

Fig. 4.2.3: Estimation values and muscle stiffness sensor values.



(a) Subject1



(b) Subject2

Fig. 4.2.4: Estimation values of the lumbar muscular strength in external load 10kg.

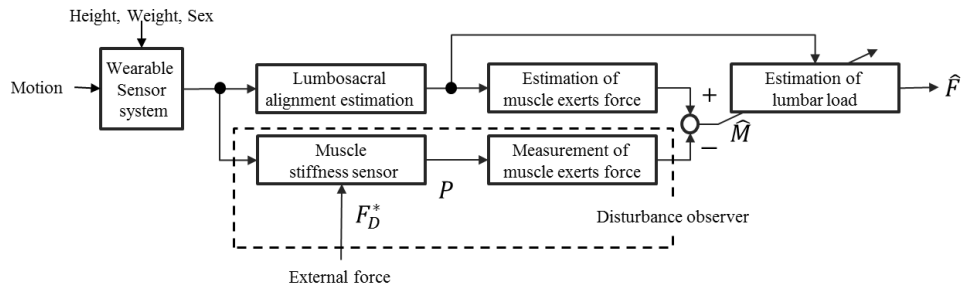


Fig. 4.3.1: Estimation algorithm of lumbosacral alignment and lumbar load.

4.3 未知外力を考慮した腰部筋発揮力推定

図 4.3.1 にウェアラブルセンサシステムを用いた腰仙椎アライメント推定及びその後の腰部負担推定までの流れを示す。本研究において、推定する手先荷重は直立姿勢時に荷重を持ち、前屈動作を行った場合の腰部筋発揮力を推定するモデルを構築する。この時、増加した手先加重などの未知外力の影響を上体重量の増加として扱うモデルとする。筋発揮力と筋硬さには非線形ながらも単調増加な関係にあることが知らせており、特に筋電位計では感度の悪い低い筋発揮力域において感度が良いことが知られている。このため、筋硬さセンサ値から腰部筋発揮力を推定する。

4.3.1 筋発揮力推定による腰部負担推定

キャリブレーション動作として、外部荷重の無い状態で、立位姿勢から腰を 90 度前屈させる、その間の上体姿勢角と腰仙椎アライメントから算出した胸郭重心位置と筋硬さセンサを記録し、式 (4.1)～(4.3) に代入する。ウェアラブルセンサシステムに取り付けた筋硬さセンサから左右の背筋群の硬度を計測する。計測値を F_{SR} , F_{SL} とする。前屈動作に着目し、左右の筋活動に差がないと仮定し、左右の平均値を用いる。

$$F_S = \left(\frac{F_{SR} + F_{SL}}{2} \right) \quad (4.7)$$

求めた平均値 \bar{P}_S から、腰部筋発揮力を推定する。その結果を用いて、次の線形近似を行い、最小二乗法によって係数 α_* , β_* を求める C については、前屈動作中の P_S の最大値と最小値を用いて求める。背筋の活動に合わせて筋硬さセンサ値が変化するため、 F_B を P_S から推定してきた。

$$\hat{F}_B = \alpha \ln(P_S + C) + \beta \quad (4.8)$$

$$C = F_{S_{max}} - 2F_{S_{min}} \quad (4.9)$$

$$(4.10)$$

推定した \hat{F}_B を用いて, \hat{F}_A , \hat{M} を計算する. 式 4.2, 4.3, 4.3 の式を整理することで以下の式が求まる.

$$\hat{F}_A = \hat{F}_B \frac{l_{m0}}{l_{n0}} \quad (4.11)$$

$$\hat{M} = \frac{\hat{F}_B}{gl_g \cos \psi_6} \left(l_{m6} - l_{n6} \frac{l_{m0}}{l_{n0}} \right) \quad (4.12)$$

ここで, 推定した値を式 4.3 に用いることで, 筋発揮力推定からの腰部負担推定が行える.

4.3.2 筋発揮力推定実験

提案した推定法を評価するために, 動作実験を行う. 動作は, 手先荷重を伴う前屈である. 被験者を男性3名とし, 身体情報を表 4.1 に示す. 手先荷重は, 0, 5, 10, 15kg とする. 0kg の状態での前屈動作を基準として, 最小二乗法を行い, 推定パラメータを計算する. 評価方法として, 前屈動作における静力学筋骨格2筋モデルに手先荷重値と位置が既知として計算した値を真値 F_* として推定した値と比較する.

まず, キャリブレーションの評価を行う. 誤差値を以下の式から求める.

$$\Delta F_B = \hat{F}_B - F_B \quad (4.13)$$

$$\Delta F = \hat{F} - F \quad (4.14)$$

平均誤差の結果を図 4.3.2 に示す. この結果から, 推定式構築を行った際の初期誤差を示

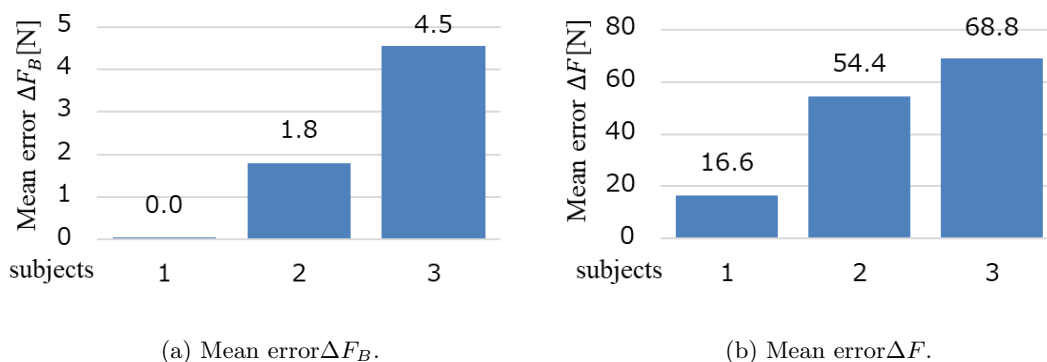
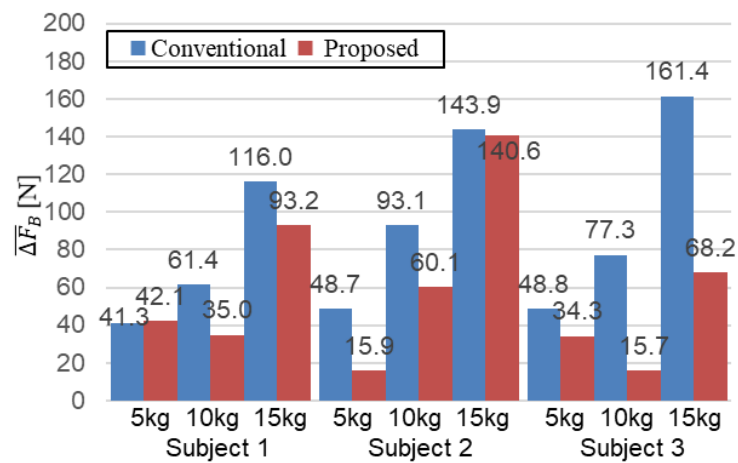


Fig. 4.3.2: Estimated error in calibration.

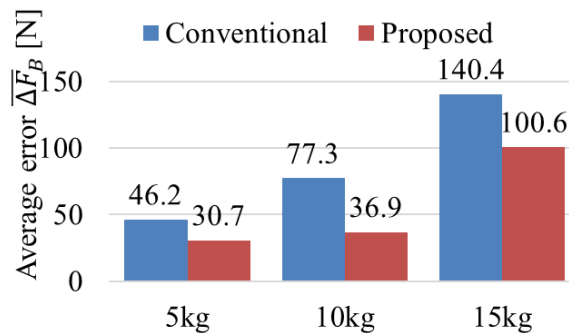
す. ΔF_B に関しては, 平均誤差として 5N 未満にすることができている. 平均筋発揮力 \bar{F}_B に対して, 1%以下の誤差率である. このため, キャリブレーション時の筋発揮力推定の精度は高い. また, ΔF に関しては, 平均誤差として 70N 未満にすることができている. 平均筋発揮力 \bar{F} に対して, 7%以下の誤差率である. このため, キャリブレーション時の腰部負担推定の精度は高い.

次に, 手先荷重が変化した場合の筋発揮力推定と腰部負担推定の評価を行う. 3被験者の平均筋発揮力推定誤差値を図 4.3.3 に示す. 比較対象として, 腰仙椎アライメント推定

から求めた筋発揮力 (Conventional) と提案手法 (Proposed) を比較する。最大で、52%、平均 34%の誤差率を削減することができた。この結果から、筋硬さセンサを用いることで手先荷重変化にともなう筋発揮力の変化の推定精度の向上がみられる。同様に、腰部負担推定の結果の1例を図4.3.2に示す。従来手法の平均誤差値は352.4N、提案手法の平均誤差値は237.9Nとなった。このため、腰部負担推定においても100N以上の誤差を削減することができた。また、最大前屈中の7から12秒における平均誤差を図4.3.2に示す。腰仙椎アライメント推定からの腰部負担推定に比べて、誤差を88%削減することができた。これらの結果から、筋硬さセンサを用いることにより荷重を考慮した腰部負担を推定可能とした。



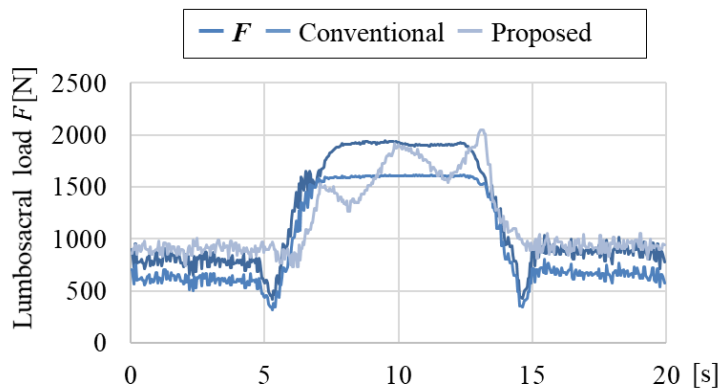
(a) Average error valu



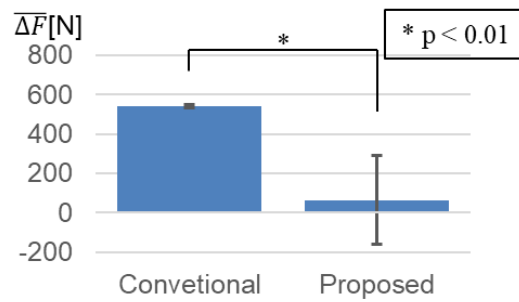
(b) Subject's average error valu.

Fig. 4.3.3: Estimation result of average value $\Delta\hat{F}_B$

しかし、背筋活動に伴う腰部負担の変化を上体自重の変化を推定する際に、分母に \cos が存在し発散する恐れがある。この推定式が問題となり、直立姿勢時において上体姿勢角が 0° となる場合において誤差が発散する問題が起きた。実際に、Subject3 における手先荷



(a) Estimation result in all time in subject1 with 15kg hand load.



(b) Average error during stooped posture.

Fig. 4.3.4: Estimation result \hat{F} of the lumbar load by using conventional and proposed method.

重 10kg 時の腰部負担推定結果を図 4.3.5 に示す。発散するしている箇所を除き場合において、推定精度は先に述べた結果と大差はないものであった。このため、推定式の分母に \cos が、現れない推定式に改善する必要がある。

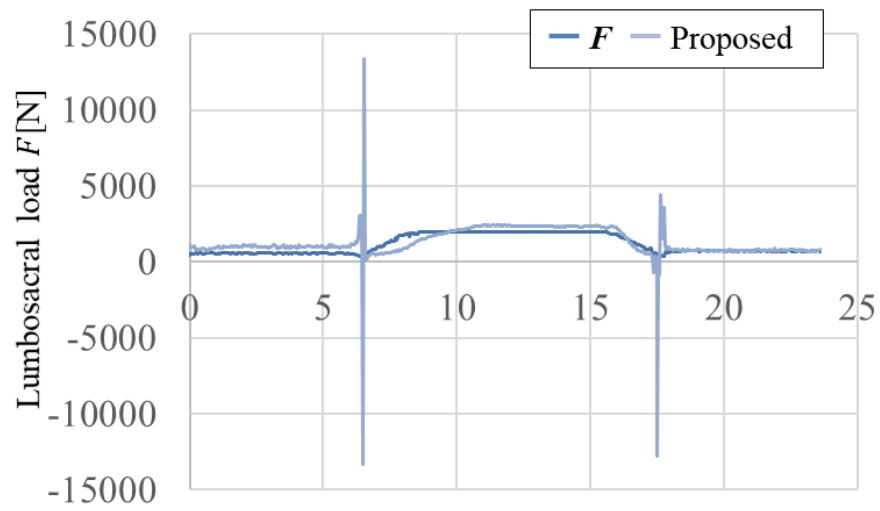


Fig. 4.3.5: Subject3 with 10kg hand load.

4.4 筋発揮力を用いた自重質量推定による腰部負担推定法

4.4.1 筋発揮力を用いた自重質量推定による腰部負担推定法

先の節で述べた問題を改善するために、改善案を提案する。式4.2~4.3の重力による項に関して整理し、 F_g と τ_g を次式で定義する。

$$\begin{cases} F_g = F - F_B - F_A = Mg \sin \psi_6 \\ \tau_g = F_B l_{m6} - F_A l_{n6} = Mgl_g \cos \psi_6 \end{cases} \quad (4.15)$$

これらの式は、自重質量 M の関数である。式4.12で示すように、筋硬さセンサで計測可能な背筋群の筋発揮力 F_B の関数である。このため、筋硬さセンサから上体自重の変化を推定する。

$$\begin{cases} \hat{F}_g = \alpha_F \ln(P_S + C) + \beta_F \\ \hat{\tau}_g = \alpha_\tau \ln(P_S + C) + \beta_\tau \end{cases} \quad (4.16)$$

$$C = F_{S_{max}} - 2F_{S_{min}} \quad (4.17)$$

先の手法と同様に、基準動作に対しての腰仙椎アライメント推定から求めた F_g , τ_g と筋硬さセンサ値 P_S の値で最小二乗法を行う。この結果から α_* , β_* と C を求める。楕円の式から M を求める。

$$\hat{M} = \frac{1}{g} \sqrt{\hat{F}_g^2 + \frac{1}{l_g^2} \hat{\tau}_g^2} \quad (4.18)$$

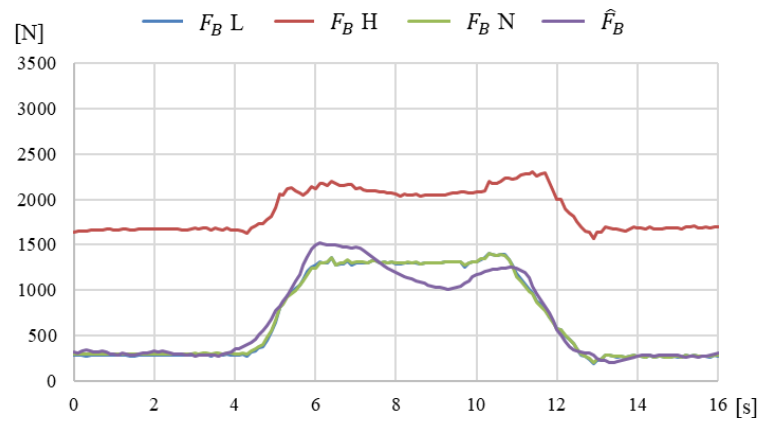
計算で求めた自重質量 M の増減に換算し、釣り合う各筋の筋発揮力を次式から求める。

$$\begin{cases} \hat{F}_B = \hat{\tau}_g / (l_{m6} - \frac{l_{m0}}{l_{n0}} l_{m6}) \\ \hat{F}_A = \hat{F}_B \frac{l_{m0}}{l_{n0}} \end{cases} \quad (4.19)$$

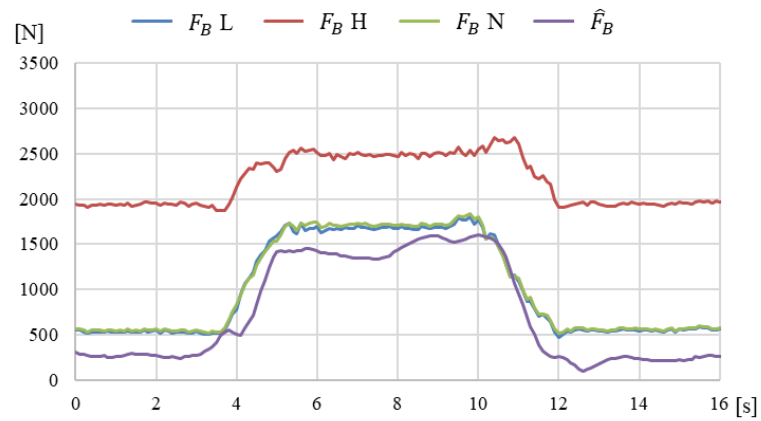
推定した \hat{M} , \hat{F}_B , \hat{F}_A を用いることによって、筋発揮力を考慮した腰部負担推定を式4.3によって求める。

Table. 4.5: Subject's parameter

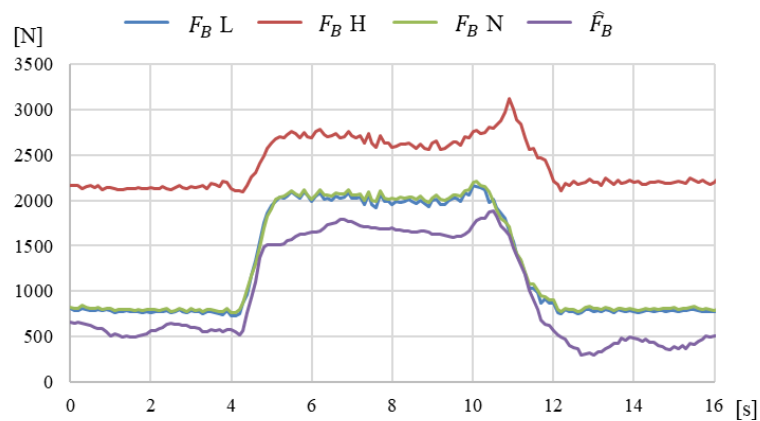
	Height[cm]	Weight[kg]	Sex
Subject1	161.0	58.0	M
Subject2	167.4	59.7	M
Subject3	165.2	71.8	M



(a) External load 0kg

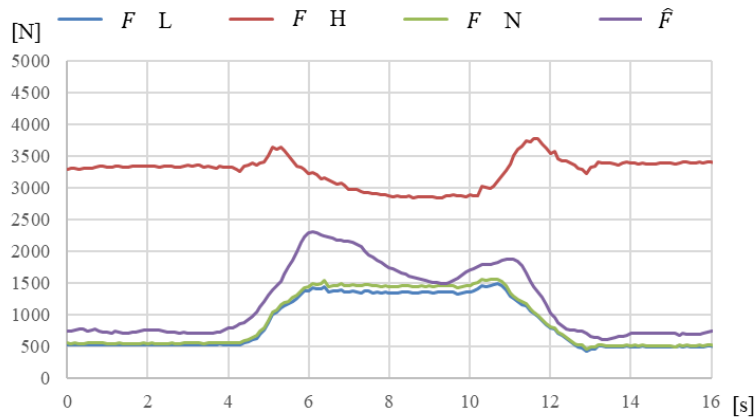


(b) External load 5kg

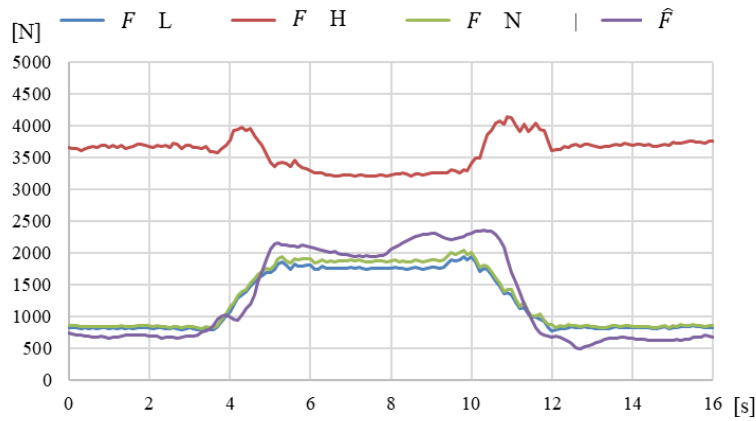


(c) External load 10kg

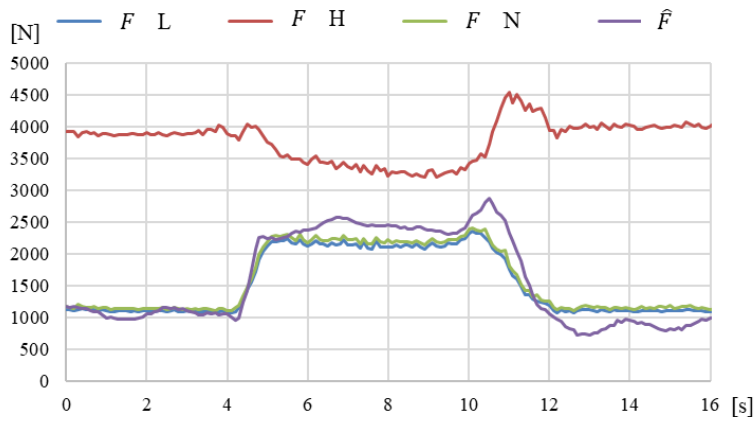
Fig. 4.4.1: Estimated value of lumbar muscular strength of subject1



(a) External load 0kg



(b) External load 5kg



(c) External load 10kg

Fig. 4.4.2: Estimated value of lumbar load of subject1

4.4.2 評価実験

改善した未知外力を考慮した腰部負担推定法の効果を検証する。被験者は男性3名として、推定法の効果を確認する。身体情報を表4.5に示す。手先荷重は、0, 5, 10kgとする。0kgの状態での前屈動作を基準として、最小二乗法を行い、推定パラメータを計算する。前屈動作を3次元計測システム(MAC3D モーションキャプチャーシステム)で計測し、動作データを筋骨格力学シミュレーションに入れる。本研究で使用する筋骨格力学シミュレーションは、今村らの研究成果[90]を利用する。評価方法として、真値 F_* を筋骨格力学シミュレーションの結果として推定した値と比較する。評価は以下の式を用いる。 T は全体の動作時間を、 i は時間ごとの腰部筋発揮力を示す。

$$\hat{E}_{F_*} = \frac{1}{T} \sum_{i=0}^T \left| \hat{F}_{*i} - F_{*i} \right| \quad (4.20)$$

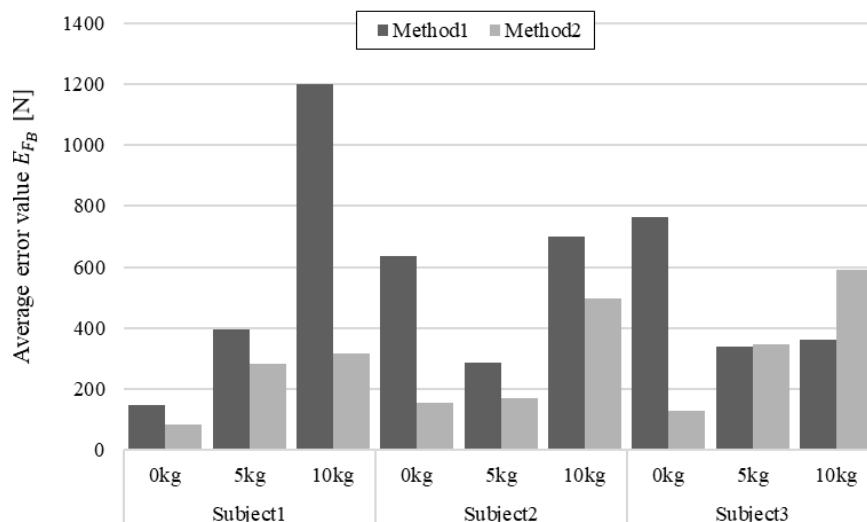
本研究では、準静的動作を対象として評価を行う。提案手法では、ダイナミックを考慮せず筋活動を反映した推定法となっている。一般的に筋骨格力学シミュレーションは、筋活動を考慮して計測することが可能であるが、今回の筋骨格力学シミュレーション[90]では、筋活動を入力せず動作からの腰部負担値を計算する。評価実験の前屈動作に3秒かけたもの動作である。この時の、重力加速度に対して3.4%の運動加速度となり、準静的動作の評価となるため動力学シミュレーションの結果と比較可能と判断する。

図4.4.1に式4.19を用いて推定した \hat{F}_B と真値 F_B の時間変化を示す。被験者1の結果を示す。図中の F_{BL} は、椎間板圧迫を筋発揮力に対して削減するようにした場合の筋骨格力学シミュレーションによる背筋群の筋発揮力を示す。 F_{BH} は、椎間板圧迫を筋発揮力に対して増加するようにした場合の筋骨格力学シミュレーションによる背筋群の筋発揮力を示す。 F_{BN} は、椎間板圧迫を考慮しない筋骨格力学シミュレーションによる背筋群の筋発揮力を示す。先の節で述べた手法と同等で、外部負荷による腰部筋発揮力を推定することが可能であることが分かる。

図4.4.2に、推定した \hat{F} と真値 F の時間変化を示す。被験者1の結果を示す。図中の FL は、椎間板圧迫を筋発揮力に対して削減するようにした場合の筋骨格力学シミュレーションによる腰部負担値を示す。 FH は、椎間板圧迫を筋発揮力に対して増加するようにした場合の筋骨格力学シミュレーションによる腰部負担値を示す。 FN は、椎間板圧迫を考慮しない筋骨格力学シミュレーションによる腰部負担値を示す。図4.3.5に示した問題である腰部負担推定への影響を見る。姿勢角が0度付近において、負担値の発散せず推定することが可能となった。

他の被験者の結果と和せて、 \hat{E}_{F_*} を図4.4.3に示す。この時、真値とする筋骨格力学シミュレーションの結果は F_{BN} とする。図に示す、Method1は4.3節で示した推定式を用いた結果、Method2は本節で示した推定式を用いた結果である。平均誤差値で比較すると、 \hat{F}_B の精度は差がみられないため、腰部筋発揮力推定の効果は式変形の影響を受けていないと分かる。被験者ごとに推定結果の差は見られるが、Method2を用いることによって平均誤差削減率は34.57%となる。このため、本手法においても問題なく筋発揮力推定を行うことができる。

図4.4.4に、被験者ごとの平均誤差値 \hat{E}_F を示す。先の解析と同様に、真値とする筋骨格力学シミュレーションの結果は FN とする。図中のMethod1は4.3節で示した推定

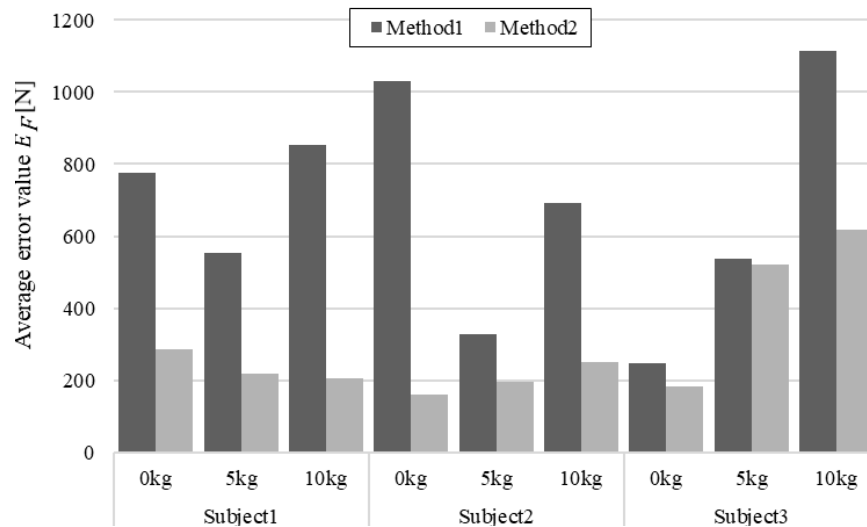
Fig. 4.4.3: Average error value \bar{E}_{FB} .

式を用いた結果，Method2 は本節で示した推定式を用いた結果を示す．Method1 と比較して，安定して腰部負担値を推定することができている．このため，未知外力を考慮した腰部負担推定は可能である．被験者ごとに推定結果の差は見られるが，Method2 を用いることによって平均誤差削減率は 51.41% となる．先に述べたように，筋発揮力推定においても，Method2 を用いることによって推定誤差が削減している．このため，本手法の改善性が見られる．

Method2 を用いた場合において，全被験者の全荷重に対しての平均誤差値 \hat{E}_F は 292.9N となっている．これは，全被験者の全荷重に対しての平均負荷値 1141.7N であり，誤差率 25.7% となる．平均値負荷値が高くなる手先荷重 10kg に対しての全被験者の平均誤差率は 23.2% となる．最大負荷値は個体差はあるが，手先荷重 10kg に対しての全被験者の平均最大値は 2666N としている．この時，手先荷重 10kg に対しての全被験者の平均誤差値は 358.1N であり，誤差率 13.4% となる．他の手先荷重時においても，0kg で 12.2%，5kg で 14.1% と誤差率となっている．本手法において，負担値の最大値に対して誤差率 15% 未満となっている．このため，腰部負担値が高い場合における誤差率が低い．

評価動作は，準静的動作を扱っているが，実空間の動作では，運動加速度の影響が考えられる．例えば，1 秒の前屈動作だと重力加速度に対して 31.0% の運動加速度となる．このため，今後ダイナミクスの影響を考慮した筋モデルに変更する必要がある．次に，手先荷重 0kg に対する腰部負担推定値が真値よりも高い問題がある．提案手法では，筋活動を計測し腰部負担を推定しているため，筋骨格動力学シミュレーションの結果よりも高い値が，出力される区間が存在すると考えられる．特に動作の開始時と停止時に特に高まっているこのため，今後の評価では，筋骨格動力学シミュレーションでは，筋活動の変化を踏まえたもの真値とする必要があると判断する．

また，各被験者の上体重量推定値が，4.1 節で述べたシミュレーションによる上体重量との比較結果を図 4.4.5 に示す．All は，動作中すべての比較結果を示す．Bend posture は，

Fig. 4.4.4: Average error value \bar{E}_F .

前屈姿勢を維持している3秒間の比較結果を示す。前屈姿勢時においても、誤差値の変化は少ない。全体平均として、1kgの差しかない。腰部負荷値の誤差と同様に、手先荷重の増加によって誤差は増加している。これらの結果から、上体重量推定での誤差が増えることによって、誤差が増加していることが分かる。次節では、この問題点に対しての改善点を提案する。

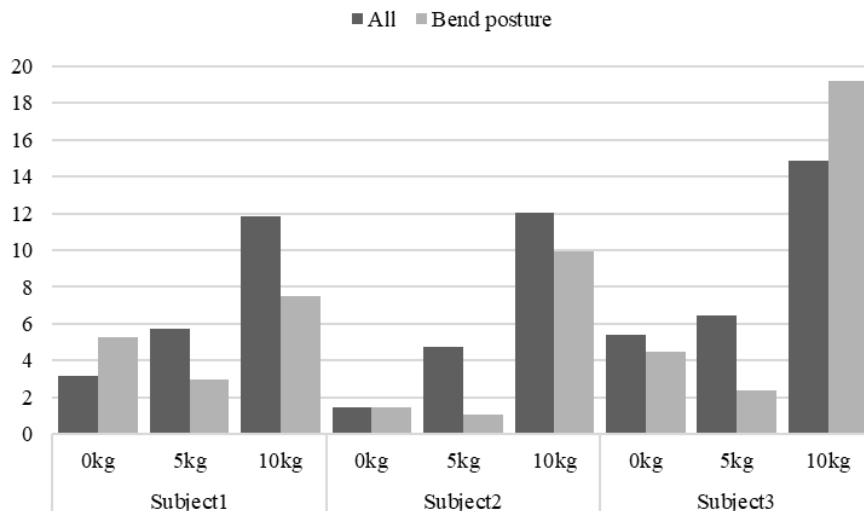


Fig. 4.4.5: Average error value \bar{E}_W .

4.4.3 筋発揮力を考慮した腰部負担推定法の改善点

本節で説明した手法についての考察を行う。図 4.4.2 の結果に示すように、直立姿勢時の腰部負担値が筋骨格力学シミュレーションの結果に比べて低い傾向がみられる。図 4.4.1 に示すように、 \hat{F}_B の場合においても、筋骨格力学シミュレーションの結果に比べて低い傾向があるこの原因を追究する。

まず、推定式 4.18 についての評価を行う。この式に

$$\begin{aligned}\hat{M} &= \frac{1}{g} \sqrt{\hat{F}_g^2 + \frac{1}{l_g^2} \hat{\tau}_g^2} \\ &= \frac{1}{g} \sqrt{\ln(P_S + C)^2 (\alpha_F^2 + \frac{\alpha_{\tau}^2}{l_g^2}) + \beta_F^2 + \frac{\beta_{\tau}^2}{l_g^2} - \ln(P_S + C)^2 (\alpha_F \beta_F + \frac{\alpha_{\tau} \beta_{\tau}}{l_g})} \end{aligned} \quad (4.21)$$

推定式を代入することによって、上式のように展開される。平方根の中には 4 つの項に分かれている。この中で、センサ値に対して負の相関となる項がみられる。このため、筋硬さセンサ値が増加した場合においても、推定結果が減少する可能性がある。平均推定誤差値が高い被験者 3 のデータを元に論じる。図 4.4.6 に被験者 3 が手先加重 10kg 持った場合の推定した上体重量 \hat{M} と、腕の長さ、腕の姿勢角、手先荷重量が既知である場合の合成重心での荷重 M を示す。動作に合わせて、上体重量の推定値が変化していることが分かる。前屈姿勢時において上体重量が大きくぞうかしている。図 4.4.7 に示すように当初の

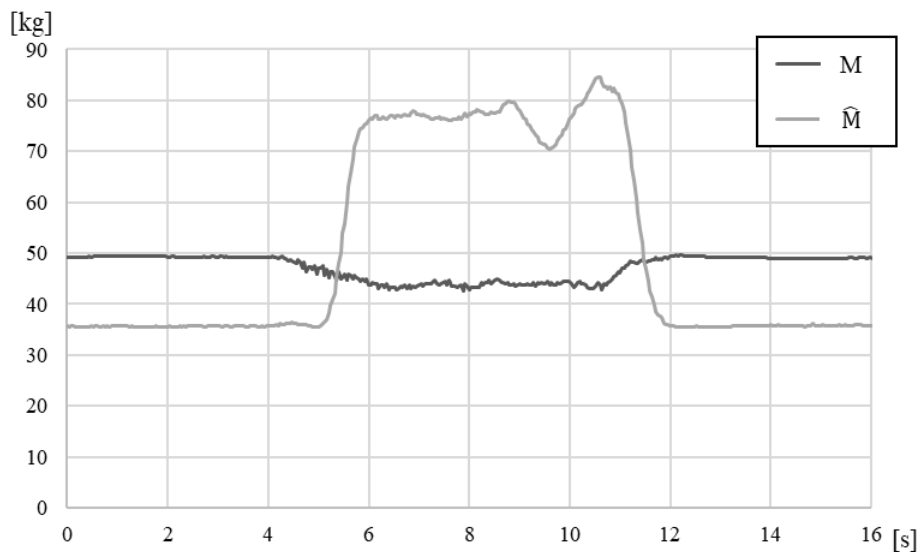


Fig. 4.4.6: Changes in upper body load.

目的である、未知外力の増加を上体重量の増減として扱うことができる。しかし、直立姿勢時である 100 度付近では、手先加重を持った上体重量以下となっている。この時の、筋硬さセンサ値は、無荷重の時よりも高い値を示している。手先加重によって、筋硬さセンサ値の増加は見られるが、センサ値に対して推定した上体重量が変化していない。このため、現状の推定法の誤差要因の 1 つだと考えられる。直立姿勢においては、無荷重時の上体重量よりも、推定値が低い値となっている。これは、上体重量を腕なので支えた場合を考慮しているため、上体重量が初期状態よりも減ることを前提としているためである。これらの問題に対しての対策を考えていく。

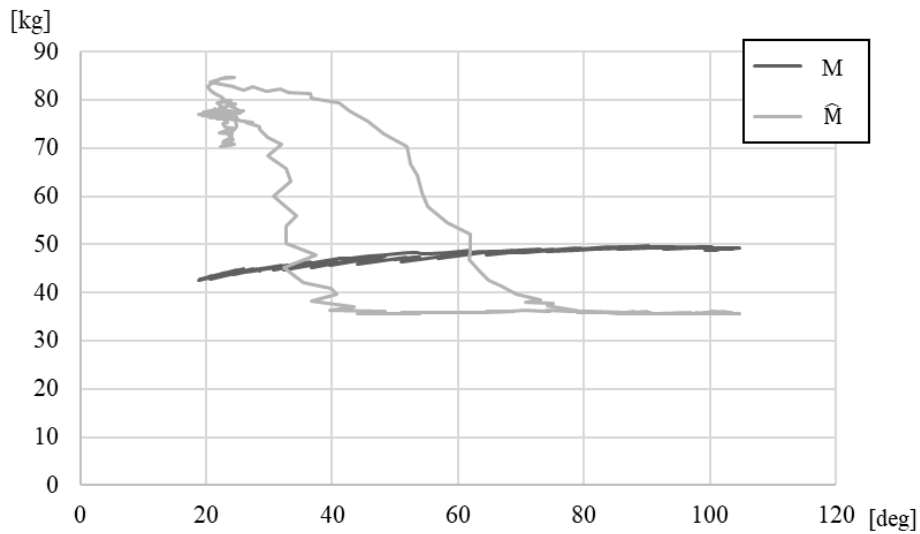
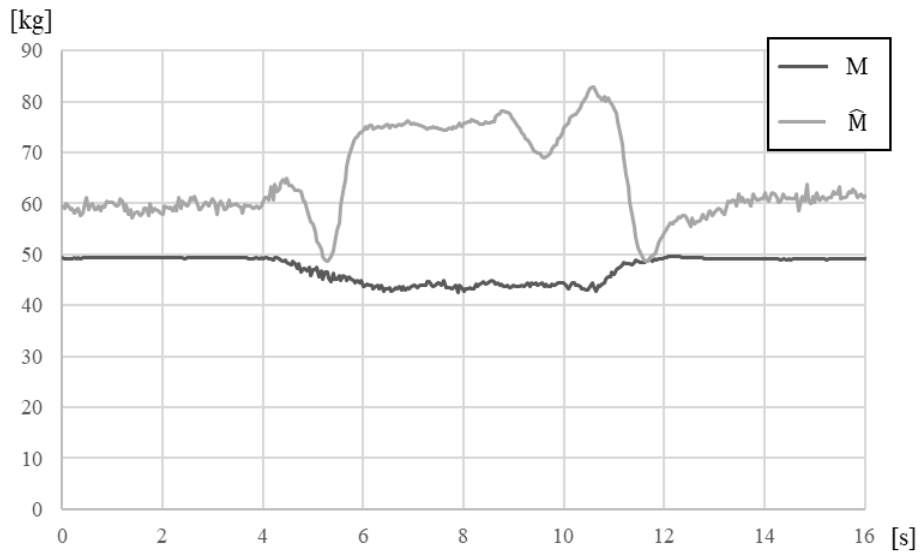
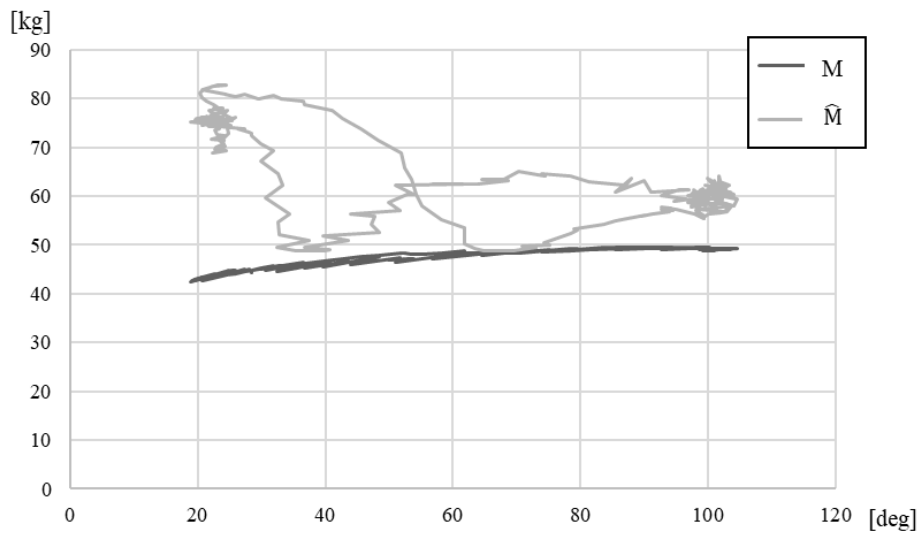


Fig. 4.4.7: Changes in upper body load due to upper body posture angle.

まず、推定式 4.16 における C のパラメータの最適がされていないためと考えられる。手動で、 C を調整した結果を図 4.4.8 に示す。この結果から、どの姿勢角においても推定した上体重量が計算した合成重心の荷重よりも高い状態を維持することができると判断できる。推定式を変化させるのではなく、推定式でもちいる各パラメータについてすべてに対して最適化を行う必要がある。



(a) Time change



(b) Upper body posture angle change.

Fig. 4.4.8: Results by manual parameter C adjustment.

次に、上体重量が減ることがないと仮定した場合について考える。推定する \hat{M} が $M + \Delta M$ とする。増分の ΔM について考え、筋硬さセンサの変動分の ΔP_S から各パラメータを推定する。推定する値は、 $\Delta \hat{F}_g$ と $\Delta \hat{\tau}_g$ となり、 $\Delta P_S = 0$ の時 $\Delta \hat{F}_g = \Delta \hat{\tau}_g = 0$ となる。推定式は下式となる。

$$\begin{cases} \Delta \hat{F}_g = \alpha_F \ln(P_S + C) \\ \Delta \hat{\tau}_g = \alpha_T \ln(P_S + C) \end{cases} \quad (4.22)$$

この時の ΔM の推定式は、下式に示すように ΔP_S に対して比例となる。

$$\Delta \hat{M} = \frac{\ln(\Delta P_S + C)}{g} \sqrt{\alpha_F^2 + \left(\frac{\alpha_T}{l_g}\right)^2} \quad (4.23)$$

この式の有効性を判断するために平均推定誤差値が高い被験者3のデータを用いる。先の考察を踏まえて、 $C = 0.1 - P_{S_{min}}$ とし、式4.22の α_* を最小二乗法から求める。推定した \hat{M} の時間変化を図4.4.9に示す。先の問題であった、直立姿勢においても手先加重変化

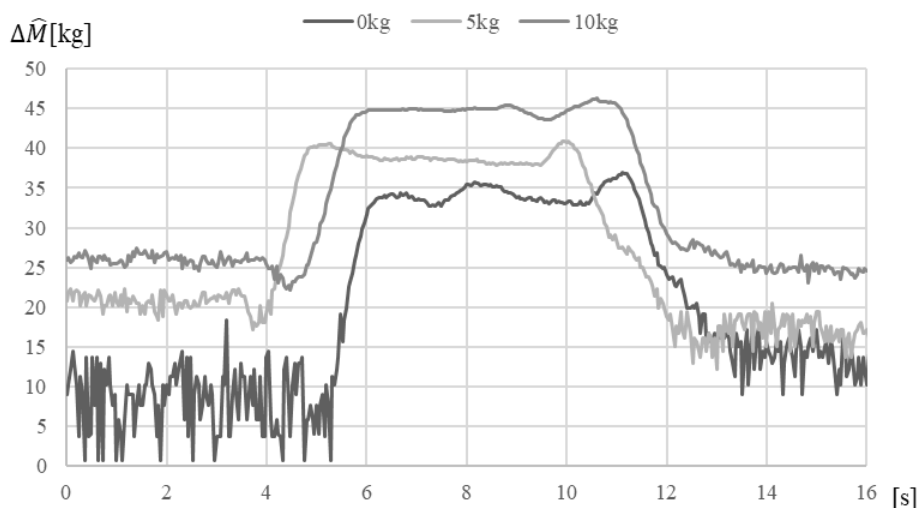


Fig. 4.4.9: Estimation result of upper body load with changing hand load.

による上体重量変化を推定することが可能となっている。

上体重量推定の向上が見込めるため、腰部負担値推定の評価を行う。腰部負担値推定の平均誤差を図4.4.10に示す。Method1は4.3節で提案した手法の推定結果、Mthod2は、4.4.2節で提案した手法の推定結果、Mthod3は本節で提案した手法の推定結果を示す。先の解析と同様に、真値とする筋骨格力学シミュレーションの結果は FN とする。

これまで、提示した筋発揮力を考慮した腰部負担推定法に比べて、平均推定誤差値が最小となる。筋硬さセンサ値が、直立姿勢時の最小値以下を計測しないと仮定した場合において本手法は有効的であることが示された。このため改善点は、推定式で用いる各パラメータについてすべてに対して最適化を行い、初期状態から変動に着目することである。

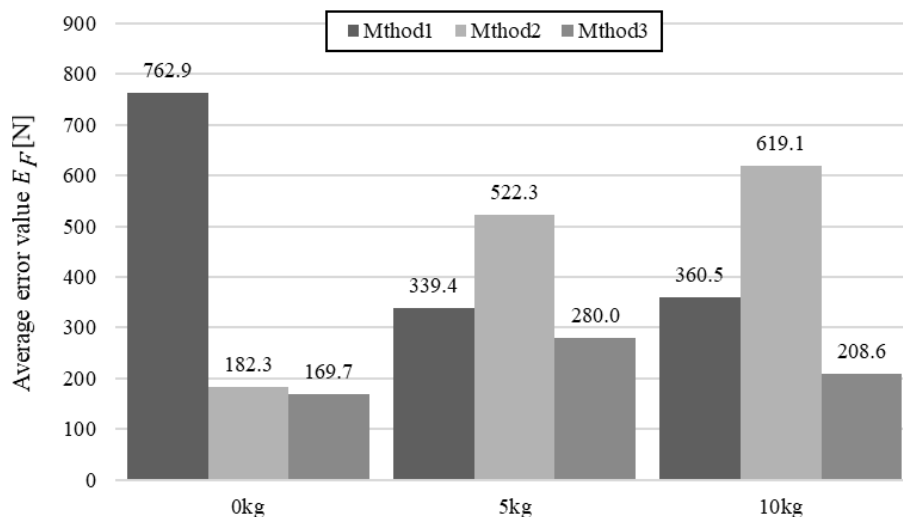


Fig. 4.4.10: Average estimation error value with changing hand load by using three methods.

第5章 腰部負担推定可能な装着型装置を用いたフィールド実験

これまで説明を行った，腰部負担推定用のウェアラブルセンサを用いることによって実作業中の腰部負担を計測することができる．そこで，開発したウェアラブルセンサシステムを実作業現場で利用する．

介護現場で行われる移乗動作の研究は様々行われている．被介護者の腰部負担に関しては，デジタルヒューマンを用いたシミュレーション [91] が挙げられる．SkotteらやSchibyeらの研究では，動的な3次元モデルによって移乗介助動作時の腰部負担を検討されている [92, 93]．勝平らの研究においては，移乗補助具を用いることによって腰部負担を大きく削減することが報告されている [94]．介護動作計測するために接触力と動作姿勢計測方法の開発及び，関節モーメントによる定量的評価を山崎らが行っている [60]．このため，フィールド実験では介護施設で行う．

5.1 フィールド実験



Fig. 5.1.1: The conditions of an experiment.

筋発揮力を考慮した腰部負担推定法を組み込んだ，ウェアラブルセンサシステムを用いてフィールド実験を行った．平成29年8月に介護老人保健施設なごみのさと（秋田県大曲市）において，介護職員4名（男性2名，女性2名）にウェアラブル腰部負担センサを着用してもらい，実際の介護作業を3時間連続で計測した．男女各1名においては，二日

Table. 5.1: Percentage of work classification on 1 day

Walk	Transferring care	Wheelchair assistance
24.4%	13.4%	7.8%
Bath assistance	Helping the toilet	Othe
23.9%	12.4%	18.1%

Table. 5.2: Percentage of potsure classification on 1 day

Standing	Front bending	Squat down	Twist
41.1%	53.5%	5.9%	0.5%

間着用してもらう。1日目は筋発揮力を考慮しない腰部負担推定，2日目は筋発揮力を考慮した腰部負担推定を行った。実験風景を図 5.1.1 に示す。

女性の1名の被験者の動作動画から，作業中における動作・姿勢の時間割合を抽出した。1日目の作業内容の割合を表 5.1 に示す。同様に，作業中の姿勢割合を表 5.2 に示す。作業内容の都合上，入浴介助と排泄介助時の姿勢については含めないものとする。業務中の大半の時間で前屈姿勢をとっていることが分かる。今回の業務中では，側屈動作はなく，回旋動作に関しても1%しかないため，正しい介護動作が行われていることがわかる。

2日目の動作動画から，作業中における姿勢の時間割合を抽出した。ウェアラブルセンサシステムから抽出した作業中における姿勢の時間割合と比較を行う。全体の作業時間は4367秒であった。しかし，1日目と同様に動作動画からは排泄介助時の姿勢は撮影できていない。このため，作業動画から姿勢を抽出できる全体時間は2812秒であった。ウェアラブルセンサシステムからデータを抽出することができる時間は3133秒であった。これは，使用中にログデータが保存されていない問題が起きたためである。表 5.3 に動画から抽出した，作業の割合を示す。表 5.4 に動画から抽出した，動作中の姿勢割合を示す。表 5.5 にウェアラブルセンサシステムから抽出した，動作中の姿勢割合を示す。今回，ウェアラブルセンサシステムでは直立姿勢から30度以上前屈した場合を前屈姿勢と定義する。回旋姿勢については，20度以上を回旋姿勢と定義する。ただし，ウェアラブルセンサシステムは，しゃがみ姿勢に関しては計測できない。

動画から姿勢等を抽出する際に，プライバシーの問題等ですべての作業中を行えることができない。しかし，ウェアラブルセンサシステムを用いることによって，着用中であればすべての作業中を計測することができる。ここで，動画及びウェアラブルセンサシステムどちらも計測可能であった時間のデータについて評価を行う。はじめに，前屈姿勢について評価を行う。ウェアラブルセンサシステムの解析可能時間が3133秒であるが，解析可能動画時間は2812秒となる。動画の解析可能時間に，ウェアラブルセンサシステムの出力時間を合わせるために，排泄介助時間を除く。この場合の前屈姿勢割合は11.6%となる。また，今回撮影が行えていない場合がすべて前屈姿勢と定義した場合の，動画から抽出した前屈姿勢の割合は32.0%となる。このため，ウェアラブルセンサシステムと動画から抽出した前屈姿勢の割合は，ほぼ一致している。

Table. 5.3: Percentage of work classification on 2 day

Walk	Transferring care	Wheelchair assistance
12.5%	0.0%	6.3%
Bath assistance	Helping the toilet	Othe
0.0%	35.6%	45.4%

Table. 5.4: Percentage of potsure classification on 2 day

Standing	Front bending	Squat down	Twist
82.6%	16.7%	0.6%	0.1%

Table. 5.5: Percentage of body posture extracted from wearable sensor system.

Standing	Front bending	Twist
70.7%	27.9%	1.4%

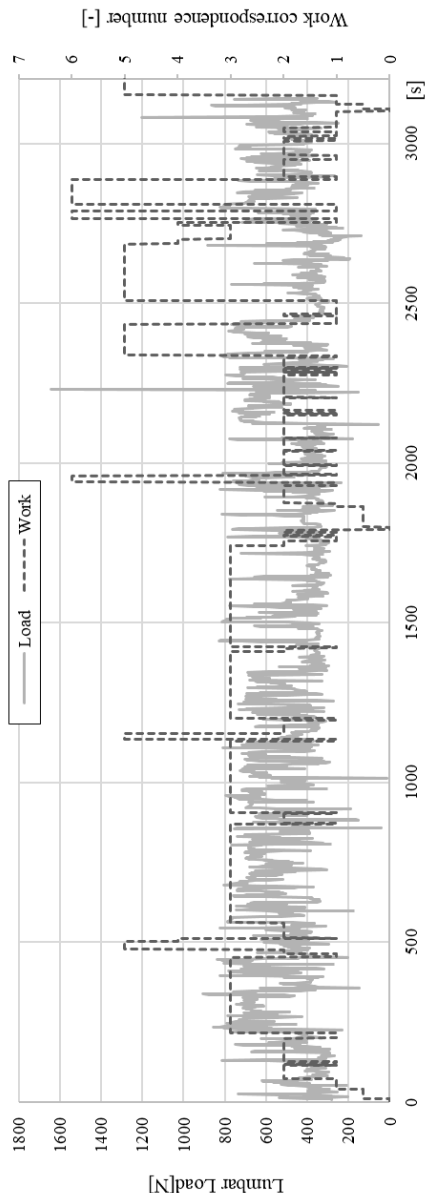


Fig. 5.1.2: Estimation results of lumbar load during work. Work correspondence number. 1 is Walk. 2 is stop. 3 is Excursion care. 4 is Wheelchair assistance. 5 is transportation work. 6 is hand washing.

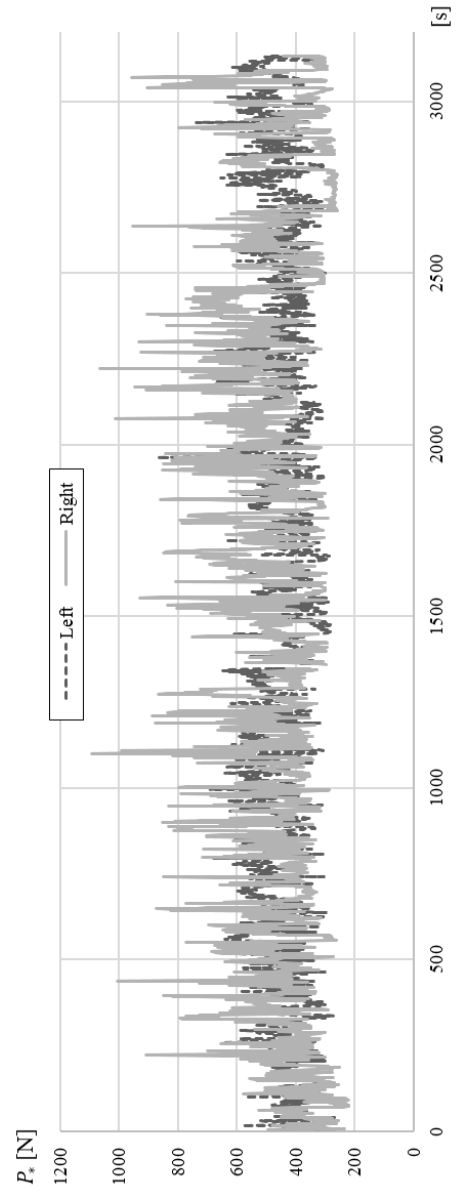


Fig. 5.1.3: Estimation results of lumbar load during work.

Table. 5.6: Average values of Lumbar load

	Average value[N]
Calibration	338.2
All work time	440.5
Wheelchair assistance	391.8

Table. 5.7: Average values of muscle stiffness sensor

Average value[N]	Left	Right
Calibration	366.2	345.9
All work time	446.8	446.7
Wheelchair assistance	438.7	375.4

次に、腰部負担が高まっていると考えられる前屈姿勢において腰部負担値が増加しているのかを確認する。ウェアラブルセンサシステムで推移した腰部負担推の時間変化と、作業分類の結果を図5.1.2に示す。作業分類は番号で示し、1は歩行、2は静止、3は排泄介助、4は車椅子補助、5は運搬作業、6は手洗いとなっている。動画からの作業分類で判別した。腰を曲げて作業すると予測される車椅子補助における負荷値及び、上体姿勢角を用いて、ウェアラブルセンサシステムの計測性を判断する。2日目のデータでは、車椅子補助の時間は41秒であった。ウェアラブルセンサシステムの計測結果は、計測中の上体姿勢角の平均が71.2度で、車椅子補助中の平均は82.8度である。車椅子補助中は、全作業中に比べて姿勢角が傾かないことが分かる。車椅子補助中では前屈姿勢をとらないことは、動画からも確認できた。腰部負担値に関して、表5.6に、作業中全体での平均出力値、キャリブレーション時の平均出力値と車椅子補助中の平均出力値を示す。上体姿勢角が傾いていないため、計測中の平均腰部負担値440.5Nよりも、車椅子補助中の平均腰部負担値は低く、391.8Nである。このため、ウェアラブルセンサシステムからの姿勢角と腰部負担推定に関しては、ビデオと同等の有用性がみられた。

左右に配置された筋硬さセンサの出力値の評価を行う。ウェアラブルセンサシステムで計測した筋硬さセンサ値の時間変化を図5.1.3に示す。図5.1.2で、負担値が増加している位置では、筋硬さセンサ値の出力が高いことが分かる。表5.7に、作業中全体での平均出力値、キャリブレーション時の平均出力値と車椅子補助中の平均出力値を示す。キャリブレーション時の平均出力値よりも、作業中の出力値が高い。これは作業中に、背筋を使った作業が多かったことを示す車椅子補助中は手先から車椅子に力を加えるための力が発生するため、キャリブレーション時の筋硬さセンサ値の平均出力値よりも高い平均出力値となる予想される。計測データ上でも平均出力値は高いため、実際に車椅子への力を加えたことが筋硬さセンサから計測可能だと判断できる。これらの結果から、本研究で構築した腰部負担推定のためのウェアラブルセンサシステムのセンサ選択及び、各推定法の利用性をフィールド実験上で確認することができた。

この結果を用いることによって、作業内容だけではなく腰部負担の変化で作業分担を行うことができる。図5.1.4に示すように、今回の作業は腰部負担の高くなる動作が3割程であったため、直立姿勢の腰部負担負担値に近い500N未満の割合が高い。500Nよりも

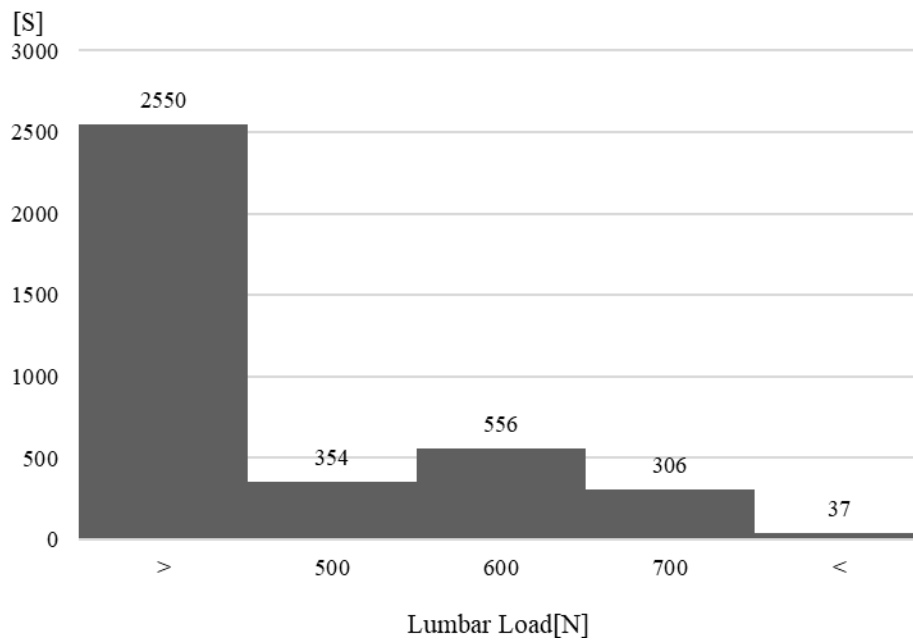


Fig. 5.1.4: Histogram of estimation results of lumbar load during work.

600N 付近においての頻度が高いことは、前屈姿勢で作業をしていることを示している。このように、これまで提示できなかった指標を提示することが可能であることが示される。

第6章 結論

6.1 結論

本研究では、目的の腰部負担値を推定する非侵襲システムの開発を行い、フィールド実験によって実用性の評価を行った。以下に目的の実現のために、3つの技術を開発した。

1. 腰部負担計測のための非侵襲なウェアラブルセンサシステム

ヒアリングの結果を受けて、作業への影響の少ない腰部に取り付けるコンパクトで非侵襲なシステム構成とした。このため、X線画像解析から、動作及び外部負荷計測のための最小数のセンサ構成を提案した。動作に関しては、表皮形状と腰仙椎アライメントの関係から、曲率センサとIMUセンサを組み合わせ、曲率センサに関しては、前屈による背部の変化を捉えるように設計を行なった。外部負荷に関しては、負荷に対して増加する筋活動を計測するために、ロードセルを用いた筋硬さセンサの設計を行った。

2. 腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定法

2次元の腰仙椎アライメント推定を行うために、座標変換行列を用いた順運動学的アプローチによる腰仙椎アライメント推定法を提案した。2次元腰仙椎アライメント推定法を、3次元動作対応させるために椎体毎に側屈角・回旋角を分配する3次元腰仙椎アライメント推定法を構築した。推定精度を向上させるために、X線画像解析を用いて個体差を考慮するための腰仙部寸法校正法を構築した。椎体姿勢角についても、側屈角・回旋角の精度向上のために、X線画像解析を用いて椎体姿勢推定法を構築した。

3. 未知外力を考慮した腰部負担推定法

上体重量変化と外部負荷変化による腰部負担値への影響をシミュレーションから、外部負荷変化を上体重量変化として捉える腰部負担推定法を構築した。外力によって変化する腰部筋活動を、筋硬さセンサを用いて計測し筋発揮力推定を行い、未知外力を考慮した腰部負担推定を行う。筋骨格力学シミュレーションを用いて、未知外力を考慮した腰部負担推定法の評価を行った。

上記で示した目的実現のための、3つの技術とフィールド実験に関して、章ごとにまとめを下記に示す。

2章において、装着型装置である腰部負担推定用ウェアラブルセンサシステムの設計のために3つのことを行った。表皮形状と腰仙椎アライメントの関係からセンサ配置及び選択を行った。胸椎 T12 から仙骨 S1 までの腰部の表皮形状を捉えるための曲げセンサの設計を行った。外部負荷を考慮した腰部負担を推定するために、筋硬さセンサの設計を行った。

3章において、腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定法を構築した。手法を構築するために、矢状面における2次元から構築し、3次元へと拡張した。表皮曲率と姿勢角を用いた、座標変換行列を用いた順運動学的アプローチによる腰仙椎アライメント推定法を提案した。腰仙部寸法校正法として、椎体重心間距離、表皮-椎体間重心間距離、仙骨部補正角、腰仙椎アライメント座標原点の4種類の校正法を構築し、重回帰分析によって設計し、各腰仙部寸法校正法の精度検証を行った。X線画像を用いて腰仙椎アライメント推定精度検証を行い、1椎体あたりの誤差を25.97mmとした。本研究で推定箇所の腰仙椎長に対して10%の誤差率となり、有効性を示した。推定した腰部負担値をBlessProと比較し、腰部負担推定値の有効性を示した。2次元腰仙椎アライメント・腰部負担推定法を構築した。これを3次元動作対応させた。椎体毎に側屈・回旋を考慮して再度腰仙椎アライメントを積み上げることによって、3次元腰仙椎アライメント推定法に拡張した。3次元動作における腰部負担計算をニュートンオイラー法で行った。回帰モデルを用いた椎体姿勢推定法を構築した。手法の有効性をX線画像を用いて評価を行い、上体姿勢角の回転角に対して15%以下の誤差に抑えることが可能となり有効性を示した。

4章において、未知外部負荷を考慮した腰部負担推定法を構築した。手法を構築するために、上体荷重変化と外部負荷変化による腰部負担値の変化をシミュレーションを行い、外部負荷変化の影響を、上体重量の変化として捉えるアプローチとした。被験者実験から、外部負荷変化に伴う腰部負担と、筋硬さセンサの出力の関係の解析を行った。解析結果から、外部負荷と腰部負担における腰部筋発揮力に着目し、筋硬さセンサ値から筋発揮力推定法を構築した。筋発揮力推定から、腰部負担筋発揮力、腰部負担推定値を筋骨格力学シミュレーション値と比較を行い評価を行った。評価結果として、動作中の最大値負荷値に対して誤差率を15%未満に抑えることができ、有効性を示した。

5章において、開発したウェアラブルセンサシステムでフィールド実験を行い、実用性の確認を行った。ウェアラブルセンサシステムを用いて、介護動作における動作・姿勢分類を行い、撮影したビデオとの比較を行った。動画から抽出した姿勢と、ウェアラブルセンサシステムから取得した姿勢は、合致率は94.9%であった。動作と腰部負担推定値の対応性の確認を行い、動作による筋硬さセンサの出力値と推定した腰部負担値の整合性の確認ができた。このため、フィールド実験によって、ウェアラブルセンサシステムの実用性を示した。

上記のように本研究では、腰部負担推定のためのウェアラブルセンサシステムの開発を軸として、複数の技術を開発した。コンパクトで非侵襲なウェアラブルセンサシステムとするために、腰部にコルセットの同様に取り付けれるようにした。曲率センサとIMUセンサを用いて、3次元動作に対応した腰仙椎アライメントを考慮した腰部負担推定法と、筋硬さセンサを用いて、未知外力を考慮した腰部負担推定法を構築した。2つの推定法を用いて、腰部負担を推定する。フィールド実験にて、開発したウェアラブルセンサシステムの実用性を示した。

6.2 今後の展望

本研究において、腰部に関しての非侵襲的計測技術と装着型装置の開発を行った。この技術を開発をした上での、今後の展望として大きく分けて3つが考えられる。

- 腰仙椎アライメントと腰部負担推定精度の向上と評価
- 腰仙椎アライメントと腰部負担推定の利用
- 非侵襲的計測技術の応用

まず、推定精度の向上が課題としてあげられる。本研究では、腰仙椎アライメント推定と筋発揮力推定の2つを元に腰部負担推定を行っている。腰仙椎アライメント推定の3次元腰仙椎アライメントの評価に関しては、平面的な評価しか行っていない。このため、MRIやCT撮影を行う必要がある。撮影したデータを使うことで、3次元の腰仙椎アライメントの真値を取得することができる。新たな真値を取得することによって、腰仙椎アライメントこれまでの幾何学のモデルと扱ってきたが、実際には人体構造上の拘束条件が存在する。拘束条件を加えることにより、腰仙椎アライメントの推定精度を向上させることが出来ると考える。アライメントの推定精度が向上することによって腰部負担の推定精度が向上する。また、腰部負担で用いる筋骨格モデルについての改善も必要になると考える。筋骨格動力学シミュレーションでは、複数の筋肉を解剖学に基づいて配置されている [95]。本研究で利用した筋骨格モデルは3本のみとなる。これは、ウェアラブルセンサシステムに組み込むために計算量を削減するためでもある。しかし、より精度の高い腰部負担推定を行うためには、実際の人体に近づけたモデル用いることが必要となってくる。例えば、今村らは椎間板の特性を筋骨格動力学シミュレーションに取り入れる研究を行っている [96]。この研究の様に、生体特性を取り入れることで推定精度を向上が見込めると考える。同様に、FEM解析の様に腰部負担がどこに作用しているのかを示す [47] ことも推定精度の向上といえる。このため、本研究で用いた筋骨格モデルを改善していくことによって腰部負担推定の精度向上が見込める。

腰部負担推定の評価について考える。提案した手法の腰仙椎アライメント推定の評価については、行うことが出来ている。しかし、推定した腰部負担の評価を正確に行うことは出来ていない。比較として、本研究では BlessPro を用いた。これはあくまでも S1-L5 間の腰部負担値しか比較することが出来ない。本研究の強みである同一屈曲角においても腰仙椎アライメントが異なる場合の腰部負担を推定出来ることの評価を行うことが出来ない。しかし、人体内部の椎体間圧迫力を計測することは容易に行えることではないため、別の方法を考える必要がある。そこで、久山ら [97] のように、腰椎模型を用いた椎間板にかかる負担を計測する研究から、腰部負担を求めていく必要がある。この他の方法としては、有限要素解析を行うことにより椎体間圧迫力を算出することが出来る。この方法は、各個人の腰仙部の設計を行う必要があり、椎体の寸法が大切である。また、動作中の筋活動を計測することで、1つの指標になり、筋活動が活発であれば腰部負担が大きいといえる。腰部負担推定の精度向上には、先に述べた腰仙椎アライメントの推定精度向上が不可欠である。これ加えて、上体の重心位置の推定精度の向上も必要である。現段階では、腰仙部には重さはなく、胸椎以上の身体が重さを持つと仮定し、体重に対して一定の割合で表している。だが、実際は各腰仙部にも重さが存在し、上体重心位置も姿勢によって左右

される。このため、各要素ごとの重心を考えて、計算していく手法を取り入れる必要がある。松井 [98] による研究では、姿勢ごとの重心位置を身体の要素ごとに求めている。この研究結果を用いることにより、より高精度な重心位置推定が行えると考えられる。また、久保ら [99] は、松井の式を用いて 3 次元計測を用いた身体重心の測定を行っているため、同様に求めることにより推定した重心位置の評価を行うことが出来ると考える。

次に、腰部負担推定の利用方法を考える。1 つ目に、作業分類による作業評価への利用が考えられる。これまでの、作業分類はビデオ撮影データを用いて行っている研究が多くある [101, 102, 103]。工場作業や、実験室で再現可能な動作であれば、センサを用いた解析が行われている [104, 105]。しかし、プライバシー保護などの観点から、介護動作における排泄介助や入浴介助中の動作分類を行うことは難しかった。本研究で開発したウェアラブルセンサシステムを用いることによって、これまで分類することが難しかった作業についても評価することが可能となる。分類結果を用いることによって、腰部負担から作業労働評価を行うことができ、作業衛生が高まる。このため、健康寿命を延ばすことにつながり、腰痛予防のためのウェアラブルセンサシステム利用が可能と考える。2 つ目として、本研究で作成した腰部負担推定ウェアラブルセンサシステムを使うことによって、装着型のアシスト装置の評価が行うことができる。この装置の上からアシスト装置を装着することによって作業姿勢の変化を見ることが可能となり、腰部負担の変化を捉えることが可能となる。3 つ目に、計測したセンサ値から腰部負担値を推定し、負荷に合わせたアシストを行うなどの軽労化技術への応用が考えられる。本研究で開発したシステムでは、姿勢と外力の影響から腰部負担を推定するため、同一姿勢であっても外力の影響によってアシスト力を変化させることができる。これは、アシストすることによって筋力低下が起こる [106] ため、必要ない場合においてはアシストを行わない必要がある。このため、本研究成果を生かすことによって、本来の筋力を維持したままアシストを行うことができる装置の開発が可能となる [107]。

最後に、非侵襲的計測技術の応用を考える。これらの技術を開発するにあたって、腰仙椎アライメントと表皮形状の関係を利用してきた。これは、関節の状態を表皮上から推定する技術である。このため、様々な人体の部位の内部計測に応用可能である。先に述べたように、脊柱全体を見ることによって腰痛との因果関係 [24] やスマートフォンやタブレット端末を利用による首への負担 [55] への研究応用が可能である。

参考文献

- [1] 国民生活基礎調査（平成 25 年）の結果からグラフで見る世帯の状況, 厚生労働省大臣官房統計情報部, 平成 26 年
- [2] ITOH H et al.: “ Estimates of annual medical costs of work-related low back pain in Japan ”, *Industrial health*, 51(5), p.524-529(2013).
- [3] 松平浩, 磯村達也, 岡崎裕司, 三好光太, 小西宏昭, 日本人勤労者を対象とした腰痛疫学研究, *日本職業・災害医学会会誌*, 63(6), p.329-336(2015).
- [4] 松平浩, 町田秀人, 内田毅, 小西宏昭, 三好光太, 仕事に支障をきたす非特異的腰痛の危険因子の検討, *日本職業・災害医学会会誌*, 57(1), p.5-10(2009).
- [5] Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, et al: Years lived with disability (YLDs) for 1, 160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990—2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 380, p.2163—2196(2012).
- [6] 厚生労働省, 職場における腰痛予防対策指針の改訂,
<http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/youtsuushishin.html>, 閲覧日 2014.02.19
- [7] Occupational Safety & Health Administration: “Guidelines for Nursing Homes”, *Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders (ID 3182) U.S.A.*, 2003.
- [8] Waddell, Gordon, and A. Kim Burton., Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review., *Occupational medicine*, 51(2), p.124-135(2001).
- [9] LOW BACK PAIN: GUIDELINES FOR ITS MANAGEMENT, EUROPEAN COMMISSION RESEARCH DIRECTORATE GENERAL, 2004
- [10] Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, Shun'ichi Kaneko, Yoshihito Suzuki, Munenobu Saito, and Hidekazu Kajiwara Smart Suit for Horse Trainers -Power and Skill Assist Based on Semi-active Assist and Energy Control-, 2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Montreal, Canada, July 6-9, 2010.
- [11] 日下 聖, 田中孝之, 今村由芽子, 齊藤宗信, 鈴木善人: 調教騎手用筋力補助器具スマートスーツ・ライトの開発—騎乗装具との一体化による装着感の向上と負担軽減効果の検証—, *日本ウマ科学会和文誌 Hippophile*, (47), 27-33(2012).

- [12] Yumeko Imamura, Takayuki Tanaka, Yoshihito Suzuki, Kazuki Takizawa, and Masanori Yamanaka: Motion-Based-Design of Elastic Material for Passive Assistive Device Using Musculoskeletal Model, *Journal of Robotics and Mechatronics*, 23(6) p.978-990(2011).
- [13] van Tulder, M. W., Assendelft, W. J., Koes, B. W., Bouter, L. M., Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain. A systematic review of observational studies., *Spine*, 22(4), p.27-34(1997).
- [14] Singh, C., Omer, H., A correlation study to establish a correlation between kinesiophobia with disability and mechanical factors in subjects with chronic nonspecific low back pain., *Journal of Biomedical and Pharmaceutical Research*, 6(4), (2017).
- [15] Gallagher, S., Mayton, A. G., Back injury control measures for manual lifting and seat design, *Mining Engineering*, 59(12), p.41-49(2007).
- [16] Alf L. Nachemson: The lumbar spine: an orthopaedic challenge *Spine*, 1(1), p.59-71(1976).
- [17] Adams M A, Patricia Dolan .*Spine biomechanics.*,*Spine* 38, p.1972-1983(2005).
- [18] 但野茂, 石川博将, 伊東学, 金田清志, 生体内椎間板矢状面に生じるひずみ分布, *日本機械学会論文集*, 57(537), p.182-187(1991).
- [19] Frederic H. Martini , Michael J. Timmons and Michael P. McKinley , *Human Anatomy* , Third Edition , ISBN:0-13-010011-0(2000).
- [20] CHANGDE SHI , SATOSHI NISHIZAWA , KAZUTAKA ADACHI and TASHUKU KIMURA, Morphological Comparison of the Vertebrae in Humans and Some Other Mammals, *Anthropological Science* , 107(1), p.3-19(1999).
- [21] 大橋 鉄也 , 菊地 智, 変形の異方性を考慮したヒトの筋, 腱, 椎間板に関する数値モデリング, *日本機械学会論文集. A 編*, 74(747), p.1398-1404(2008-11-25).
- [22] 山田陽滋, 工藤直紀, 鮎澤光, 吉安祐介, 吉田英一, 腰部負担評価のための基準データとシミュレータ., *日本ロボット学会誌*, 34(4), p.244-248(2016).
- [23] 城由起子, 青木一治, 友田淳雄, 腰椎椎間関節症患者の脊柱アライメントと腰痛の関係., *理学療法科学*, 24(1), p.65-69(2009).
- [24] Dolphens, M., Cagnie, B., Coorevits, P., Vanderstraeten, G., Cardon, G., D'hooge, R., Danneels, L., Sagittal standing posture and its association with spinal pain: a school-based epidemiological study of 1196 Flemish adolescents before age at peak height velocity., *Spine*, 37, p.1657-1666(2012).
- [25] Farag E. Elfeituri, Salem M. Taboun, An Evaluation of the NIOSH Lifting Equation: A Psychophysical and Biomechanical Investigation, *JOURNAL OF OCCUPATIONAL SAFETY AND ERGONOMICS*, 8(2), p.243258(2002).

- [26] Matthias Jaeger, Alwin Luttmann: Critical survey on the biomechanical criterion in the NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23(4), p.331-337(1999).
- [27] Meir, A. R., Fairbank, J. C., Jones, D. A., McNally, D. S., Urban, J. P., High pressures and asymmetrical stresses in the scoliotic disc in the absence of muscle loading., *Scoliosis*, 2(1), p.4(2007).
- [28] Takahashi, I., Kikuchi, S. I., Sato, K., Sato, N., Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunka biomechanical study., *Spine*, 31(1), p.18-23(2006).
- [29] Ledet, E. H., Tymeson, M. P., DiRisio, D. J., Cohen, B., Uhl, R. L. Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine. *The Spine Journal*, 5(1), p.85-94.(2005).
- [30] 北原恒, 長谷川和宏, 原利昭. 脊椎損傷モデルによる回旋運動特性および椎間板内圧変化特性評価, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, Vol.28, p.131-138(2007).
- [31] Moody, David Aaron, A Quantification of Deep Core Trunk Muscles Impact on Lumbar Lordosis and Spine Stability, UC Berkeley Electronic Theses and Dissertations, 2011.
- [32] Popovich, J. M., Welcher, J. B., Hedman, T. P., Tawackoli, W., Anand, N., Chen, T. C., Kulig, K. (2013). Lumbar facet joint and intervertebral disc loading during simulated pelvic obliquity., *The Spine Journal*, 13(11), p.1581-1589(2013).
- [33] 松村 陸文, 異なる開始姿勢からの重量物挙動動作の解析・評価と躍度最小規範を用いた適切な動作姿勢の検討, *日本機械学会論文集*, C編 72(720), p.214-221(2006)
- [34] 松村 陸文, 島 和義, 福山 聡, 伊藤 友孝, 重量物挙上動作における動作姿勢の受容率を用いた評価, *計測自動制御学会論文集*, 42(2), p.174-182(2006).
- [35] 松丸 隆文, 福山 聡, 佐藤 智祐, 重量物挙上動作における Valsalva 効果による腹圧増加分を考慮した解析モデルの提案, *日本機械学会論文集*. C編 72(724), p.3863-3870(2006).
- [36] 瀬尾明彦, 近藤雄二, 日下幸則, 腰部負担軽減のための作業再設計支援ソフト, *産業衛生学雑誌*, 40, p.349(1998).
- [37] 瀬尾明彦, 産業現場における作業負担の計測と評価に関する研究, *産業衛生学雑誌*, 41, p.150-151(1999).
- [38] 芝田 京子, 井上 喜雄, 岩田 祥孝, 片川 準也, 藤井 涼, 腰椎系における椎間板負荷の非侵襲的な推定法, *日本機械学会論文集 C編*, 78(791), p.2483-2495(2012).
- [39] Suzuki, Y., Shibata, K., Sonobe, M., Inoue, Y., Satoh, H., Noninvasive Estimation of Lumbar Disk Load During Motion to Improve the Posture, In *International*

- Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Springer, p.578-588(2017, July).
- [40] Osmo Karhu, Pekka Kansil, Iikka Kuorinka, Correcting working postures in industry: A practical method for analysis, *Applied Ergonomics*, 8(4), p.199-201(1977).
- [41] 西内 信之, 鈴木 拓真, 山中 仁寛, ブースティングを用いた作業姿勢評価システムの開発, *日本経営工学会論文誌*, 62(2), p.51-58(2011-06-15).
- [42] 瀬尾明彦, OWAS : Ovako 式作業姿勢分析システム,
<http://homepage2.nifty.com/aseo/owas.htm>
- [43] M. Jaeger, A. Luttmann, W. Laurig Lumbar load during one-handed bricklaying, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8, p.261-277(1991).
- [44] Matthias Jaeger, , Claus Jordan, Alwin Luttmann, Wolfgang Laurig, DOLLY Group: Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study DOLLY, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(6), p.553-571(July 2000).
- [45] Gilad I, Boughanim D., Three-Dimensional Lifting Model For Non-Homogeneous Loads, *Int J Occup Saf Ergon*. 8(4), p.511-524(2002).
- [46] Charles K. Anderson, Don B. Chaffin, Gary D. Herrin, Larry S. Matthews, A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities, *Journal of Biomechanics*, 18(8), p.571-584(1985).
- [47]] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C.M. Puttlitz, C.J. Adam, C.S. Chen, V.K. Goel, A. Kiapour, Y.H. Kim, K.M. Labus, J.P. Little, W.M. Park, Y.H. Wang, H.J. Wilke, A. Rohmann, H. Schmidt, Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together., *Journal of biomechanics*, 47(8), p.1757-1766(2014).
- [48] A.NEROT, W.SKALLI, X. WANG, Prediction of joint centers location from a statistical body shape model, *Digital human modeling2016*, #28(2016).
- [49] Dao, T. T., Pouletaut, P., Charleux, F., Lazry, ., Eltes, P., Varga, P. P., Tho, M. C. H. B., Multimodal medical imaging (CT and dynamic MRI) data and computer-graphics multi-physical model for the estimation of patient specific lumbar spine muscle forces. *Data & Knowledge Engineering*, 96, p.3-18(2015).
- [50] Alberto Ranavolo, Romildo Don, Francesco Draicchio, Michelangelo Bartolo, Mariano Serrao, Luca Padua, Gianfranco Cipolla, Francesco Pierelli, Sergio Iavicoli, Giorgio Sandrini, Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system., In *Applied Ergonomics*, 44(2), p.192-199(2013).

- [51] 松尾礼美, 杉野伸治, 廣庭美紀, 蒲田和芳, 横山茂樹, 山本大造, and 貞松俊弘, 609 スパイナルマウスの信頼性について: 矢状面レントゲン画像との比較によるスパイナルマウスの妥当性の検討 (理学療法基礎系 6, 一般演題ポスター発表, 理学療法の可能性, 第 41 回日本理学療法学会大会). 理学療法学, 33(2), p.305(2006).
- [52] T. Kobayashi, N. Takeda, Y. Atsuta, and T. Matsuno: Flattening of sagittal curvature as a predictor of vertebral fracture, *Osteoporos Int.*, 19(1), p.65-69(2008).
- [53] Goodvin, C., Park, E. J., Huang, K., and Sakaki, K., Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(12), p.1061-1075(2006).
- [54] 山田 秀幸, 大谷津 裕, 石原 嘉一: 人間適合性評価を目的としたコンピュータマネキンの研究開発, 三菱総合研究所所報 (44), p.118-137(2005).
- [55] Hansraj KK: Assessment of stresses in the cervical spine caused by posture and position of the head, *Surg Technol Int*, 25, p.277-279(2014).
- [56] 徳永力雄. 介護労働者の健康問題. 車谷典男, 徳永力雄編 介護職の健康管理. 京都: ミネルヴァ書房, 2003 2 10.
- [57] 伊藤友一, 武田陽公, 介護士の職業性腰痛の実態調査, *日本腰痛学会雑誌*, 10(1), p.95-99(2004).
- [58] 菅野衣美, 介護従事者における腰痛を引き起こす要因についての一考察, *人間関係学研究: 社会学社会心理学人間福祉学: 大妻女子大学人間関係学部紀要*, 13, p.153-157(2011).
- [59] 熊谷信二, 田井中秀嗣, 宮島啓子, 宮野直子, 小坂淳子, 田淵武夫, 赤阪進, 小坂博, 吉田仁, 富岡公子, 織田肇, 高齢者介護施設における介護労働者の腰部負担, *産業衛生学雑誌*, 47(4), p.131-138(2005).
- [60] 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸, 移乗介助動作の計測と腰部負担の評価. *バイオメカニズム*, 16, p.195-205(2002).
- [61] 大久保 雄, 金岡 恒治, 半谷 美夏, 椎名 逸雄, 辰村 正紀, 泉 重樹, 宮川 俊平, 体表で計測した腰部角度変化と腰椎椎体角度変化との関係, 第 62 回日本体力医学会大会, 818, 2007-12-01
- [62] Wilke HJ, Neef P, Caimi M, et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24, p.755-762(1999).
- [63] hiroki HOSHINA et al., "An Estimation of Shape of Lumbar Spine Based on Measuring Lumbar Skin Shape and Angle of Upper Body for an Estimation of Lumbar Burden", 1st Annual IEEE Healthcare Innovation Conference of the IEEE EMBS Houston, 7-9, 2012 November.
- [64] 保科大樹, 田中孝之, 奈良博之, 金子俊一, 腰部表皮形状と上体前屈角度計測に基づく腰部負担推定法: 第 45 回計測自動制御学会北海道支部学術講演会, A-19(2013).

- [65] BodyParts3D, ©ライフサイエンス統合データベースセンター licensed by CC 表示-継承 2.1 日本 (2013)
- [66] 稲岡正裕, 米延策雄, 山本利美雄, 多田浩一, 養護学校教職員と製造業従事者の腰痛の比較— VAS, PD による腰痛の定義の導入—. 日本腰痛学会雑誌, 7(1), p.79-88(2001).
- [67] 牧迫飛雄馬, 阿部勉, 阿部恵一郎, 小林聖美, 小口理恵, 大沼剛, 島田雄之, 中村好男, 在宅要介護者の主介護者における介護負担感に關与する要因についての研究. 日本老年医学会雑誌, 45(1), p.59-67(2008).
- [68] Kirkwood, R. N., Culham, E. G. and Costigan, P., Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments, *Clinical Biomechanics*, 14(4), p.227-235(1999).
- [69] 宮田なつき, 鴨島里実, 太田順, 骨モデル当てはめによる MR 画像からの手骨位置姿勢同定, *日本ロボット学会誌*, 25(2), p.241-248(2007).
- [70] 山根卓也, 船富卓哉, 飯山将晃, 美濃導彦, データグローブのセンサデータに基づく各指節の位置・向きの推定手法の検討, *電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解*, 111(353), p.77-82(2011).
- [71] 瀬尾明彦, 宇土博, 吉永文隆, 取扱い重量と前屈姿勢による腰部負担評価のための筋電位測定法, *産業医学*, 35(1), p.19-24(1993).
- [72] FUJIMURA,M.,KAWAMURA,M. and NARA,I., The Effect of Changes in Weight on Muscles in Motions of Raising Objects-Electromyographical Study-,*Rigakuryoho Kagaku*, 17(1), p.65-70(2002)(in Japaneses).
- [73] Furukawa, J. I., Noda, T., Teramae, T., and Morimoto, J., An emg-driven weight support system with pneumatic artificial muscles. *IEEE Systems Journal*, 10(3), p.1026-1034 (2016).
- [74] Han, H., and Kim, J., Active muscle stiffness sensor based on piezoelectric resonance for muscle contraction estimation. *Sensors and Actuators A: Physical*, 194, p.212-219(2013).
- [75] Ashina, M., Bendtsen, L., Jensen, R., Sakai, F., and Olesen, J., Measurement of muscle hardness: a methodological study., *Cephalalgia*, 18(2), p.106-111(1998).
- [76] Moromugi, S., Koujina, Y., Arika, S., Okamoto, A., Tanaka, T., Feng, M. Q., and Ishimatsu, T., Muscle stiffness sensor to control an assistance device for the disabled., *Artificial Life and Robotics*, 8(1), p.42-45(2004).
- [77] 独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルヒューマン工学研究センター, AIST 人体寸法・形状データベース, 2009/03/02
- [78] 金村徳相, 日本人の脊柱矢状面彎曲とその評価. , *脊柱変形*, 18, p.150-155(2003).

- [79] 松村 将司, 宇佐 英幸, 小川 大輔, 市川 和奈, 畠 昌史, 見供 翔, 竹井 仁, 健常成人における骨盤と下肢アライメントの年代比較と性差の分析, 第 48 回日本理学療法学会大会, セッション ID:C-P-42(2013).
- [80] 藏澄 美仁, 堀越 哲美, 土川 忠浩, 松原 斎樹, 日本人の体表面積に関する研究, 日本生気象学会雑誌, 31(1), p.5-29(1994).
- [81] 藤本 薫喜, 渡辺 孟, 坂本 淳, 湯川 幸一, 森本 和枝, 日本人の体表面積に関する研究 第 18 篇 三期にまとめた算出式日本衛生学雑誌, 23(5), p.443-450(1968).
- [82] 小川 良治, 日本人の体表面積に関する研究 第 3 編 18~20 才の体表面積及びその算出式, 長崎総合公衆衛生学雑誌, 5(1), p.5-18(1956).
- [83] DuBois D, DuBois EF., A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known., Arch Intern Med, 17, p.863-871(1916).
- [84] CHANGDE SHI, SATOSHI NISHIZAWA, KAZUTAKA ADACHI and TASHUKU KIMURA, Morphological Comparison of the Vertebrae in Humans and Some Other Mammals, Anthropological Science, 107(1), p.3-19(1999).
- [85] Tian, Ya, Hongxing Wei, and Jindong Tan., An adaptive-gain complementary filter for real-time human motion tracking with MARG sensors in free-living environments, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21(2), p.254-264(2013).
- [86] 廣瀬圭, 土岐仁, 小田紳介, 永作清, 拡張カルマンフィルタを用いたスキー・ターンの運動計測と力学解析に関する研究., 日本機械学会論文集 C 編, 77(774), p.470-480(2011).
- [87] 則次俊郎, 高雷, 湾曲型空気圧ゴム人工筋を用いた腰部パワーアシスト装置の開発, Journal of the Japan Fluid Power System Society, 36(6), p.143-151(2005).
- [88] 成瀬継太郎, 腰部装着型パワーアシスト装置のための 3 次元持ち上げ動作解析, 精密工学会学術講演会講演論文集 2005 年度精密工学会秋季大会, p.559-560 (2005).
- [89] 河越恒夫, 今戸啓二, 山口安昭, S2002-1-3 簡易型腰部負担軽減具についての簡易力学モデルによる考察 (人機能支援の工学), 年次大会講演論文集 2009.5., p.337-338(2009).
- [90] Imamura, Yumeko and Ayusawa, Ko and Yoshida, Eiichi, Risk Estimation for Intervertebral Disc Pressure through Musculoskeletal Joint Reaction Force Simulation, EMBSC2017, p.1636-1639(2017).
- [91] 川野常夫, 福井裕, 田中優介, デジタルヒューマン Jack を用いた力学的腰部負担の評価-背上げベッド上の要介護者への適用. 摂南大学 融合科学研究所論文集, 1(1), p.48-55(2015).
- [92] Skotte JH, Essendrop M, Hansen AF and Schibye B, A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks., Journal of Biomechanics, 35 (10) , p.1357-1366(2002).

- [93] Schibye, B., Hansen, A. F., Hye-Knudsen, C. T., Essendrop, M., Bcher, M., Skotte, J., Biomechanical analysis of the effect of changing patient-handling technique., *Applied ergonomics*, 34(2), p.115-123(2003).
- [94] 勝平純司, 富田早基, 原口辰也, 原田紗希, 石川悦子, 久保和也, 丸山仁司, 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿勢の違いが移乗介助動作時の腰部負担に与える影響. *人間工学*, 46(2), p.157-165(2010).
- [95] Delp, Scott L and Anderson, Frank C and Arnold, Allison S and Loan, Peter and Habib, Ayman and John, Chand T and Guendelman, Eran and Thelen, Darryl G, OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11), p.1940-1950(2007).
- [96] Imamura, Y., Tanaka, T., Kusaka, T., Tsuchiya, Y., Lumbar load estimation using a musculoskeletal model in consideration of vertebral body displacement: Lumbar load simulation under static conditions. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, p.3905-3908(2015).
- [97] 久山智史, 仲宗根桂子, 腰椎椎間板に負荷をかけた場合の応力分布解析—腰椎模型に対する圧縮応力の測定—, *琉球大学理学部紀要*, 90, p.7-10(2010).
- [98] 松井 秀治, 各種姿勢の重心位置に関する研究 : (1) 身体各部の簡易質量計算とその質量比による重心位置の合成, *体育学研究*, 2(2), p.65-76(1956-07-30).
- [99] 久保 祐子, 山口 光國, 大野 範夫, 福井 勉, 姿勢・動作分析における身体重心点の視覚的評価の検討, *理学療法学*, 33(3), p.112-117(2006-06-20).
- [100] P. Bifulco, M. Cesarelli, R. Allen, M. Romano, A. Fratini, and G. Pasquariello., 2D-3D registration of CT vertebra volume to fluoroscopy projection: a calibration-model assessment., *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2010(1), 806094(2009).
- [101] 金子純一朗, 潮見泰藏, 石井博之, 丸山仁司, 修正版起き上がり動作分類表に関する測定者間信頼性について, *日本理学療法学術大会*, 32(2) (第 40 回日本理学療法学術大会抄録集), p.A1114-A1114(2005).
- [102] 泉博之, 戸上英憲, 橋本正浩, 佐藤教昭, 神代雅晴, バイオメカニカルモデルを用いた繰り返し作業における腰部負担と腰痛発生との関連性に関する研究, *一般社団法人 日本人間工学会, 日本人間工学会大会講演集 日本人間工学会第 46 回大会*, p.364-365(2005).
- [103] 小西清美, 神代雅晴, 泉博之, 初学者である助産師学生の正面介助法分娩介助技術における作業姿勢および精神的負担の検討—熟練助産師との比較—, *人間工学*, 42(4), p.251-258(2006).
- [104] 宮島沙織, 田中孝之, 泉博之, 宮田なつき, 多田充徳, 持丸正明, 心拍数変動と身体負荷を用いた作業負担推定, *日本人間工学会第 57 回大会*, p.234-235(2016).

-
- [105] 宮島沙織, 田中孝之, 泉博之, 宮田なつき, 多田充徳, 持丸正明, 作業中における負担感と作業動作の同時計測, 産業保健人間工学研究, NO.19, 特別号, p.39-42(2017).
- [106] Ando, S., Tanaka, T., Nara, H., Takizawa, K., A proposal for a model of change of maximum isometric muscle force in step-change workload. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 25(6), p.1050-1059(2013).
- [107] 北海道大学 PRESS RELEASE, 腰の負担を計り, 予測し, 腰を締め付けて, 腰を守るアクティブコルセット「アシストウェア」を開発, *https : //www.hokudai.ac.jp/news/170601_p3.pdf*, 20170601.

謝辞

本論文は、北海道大学大学院情報科学研究科システム情報科学専攻博士課程において行った研究をまとめたものである。論文執筆に際して、大変多くの方々からのご指導、ご協力をいただきましたことを、この場を借りて深く感謝申し上げます。

ご指導していただいた、田中孝之准教授、金子俊一教授に心から感謝いたします。田中先生におきましては、指導教員として様々な助言をいただき、研究を進めるだけではなく、研究者のとしての心構えや、研究姿勢を教えていただけました。このため、無事博士を修了でき、厚く御礼申し上げます。金子先生におきましては、普段のゼミ等で重要なてんをご指導いただき、常に研究の本質を問うことを意識して行うことができました。心から感謝いたします。金井理教授におきましては、副査として本論文の指摘・意見をいただき、心から感謝いたします。また、学位授与審議委員として、本専攻の山下裕教授、小野里雅彦教授、小笠原悟司教授、北裕幸教授、五十嵐一教授、今野敦教授および、産業技術総合研究所の持丸正明客員教授、北海道大学大学院保健科学研究院の山中正紀教授には、審査をしていただき、心から感謝いたします。持丸先生におきましては、事前に研究の指針等の助言をいただき、心から感謝いたします。山中先生におきましては、X線撮影等の実験を行う上で協力していただき、心から感謝いたします。

株式会社ニコンの石井勇樹新事業開発本部長を始めとする、新規事業部の大平哲哉様、北本達也様、尾鷲幹夫様、安田雅彦様、森野友介様、多数の方々には、研究を進める上で大変お世話になりました。本論文をまとめるにあたり協力していただき、心から感謝いたします。産業技術総合研究所の今村由芽子様には、本論文をまとめる上で助言をいただき、大変お世話になりました。また、本論文をまとめるにあたって重要なデータを提供していただき、心から感謝いたします。産業医科大学産業生態科学研究所の泉博之准教授には、研究を進める上で産業衛生等の視点からの助言をいただき、心から感謝いたします。北海道大学大学院大学院保健科学研究院の神島保教授、北海道大学病院の小田まこと先生、笹木工先生らには、本研究でのX線画像取得に対して助言やご協力いただき、心から感謝いたします。

ヒューマンセントリック工学研究室内では、松下昭彦助教、吉川美紀秘書、途中雅恵秘書には、様々な作業においてお世話になり、無事に研究生活を送ることができました。心から感謝いたします。本研究を進める上で、日下聖特任助教を始めとする、本研究室に在籍したPDの方々には、研究を進める上で多くの助言をいただき、円滑に研究を進めることができました。心から感謝いたします。同研究室の先輩・後輩たちには実験にご協力していただいたり、建設的な議論を行うことができました。研究室の方々は、いつでも明るく様々な行事等を行うなど、有意義な研究生活を起こることができ、心から感謝いたします。また、本研究室への進学を薦めていただいた北海学園大学の高氏秀則教授には、所属が変わってからもミーティング等で、指摘や助言をいただき、心から感謝いたします。

長い学生生活の間，生活・精神面で支えていただき大変苦勞をおかけしましたが，両親には心から感謝いたします。

最後に，本研究は JSPS 科研費 JP16J02052 の助成を受けました．ここに感謝の意を表します。

研究業績目録

学位関連論文

査読付き学会誌等

- (1) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 小田まこと, 笹木工, 神島保, 山中正紀, X線画像に基づく腰部負荷ウェアラブルセンサの提案と腰仙椎アライメント推定, 日本機械学会論文集, Vol.82(843), p.00072-16-00072, 2016年10月18日

学会誌等

- (1) 土谷圭央, 田中孝之, 日下聖, 松尾祥和, 作業負担評価のためのウェアラブル腰部負荷推定システム, 産業保健人間工学研究, 16(増補), p68-71, 2014年11月15日

査読付き国際会議プロシーディングス

- (1) Yoshikazu MATUSO, Yoshio Tsuchiya, Hiroki HOSHINA, Takayuki TANAKA, “ Estimation of Lumbar Spine based on Back Flexion and Curvature of Skin ”, GLOBAL HEALTH 2013, The Second International Conference on Global Health Challenges, Portugal, 2013.
- (2) Yoshio Tsuchiya, Yoshikazu Matsuo, Takayuki Tanaka, Estimation of lumbar load by 2D reconstruction of spine line using wearable sensor system, IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC 2014, p.3669-3674(2014).
- (3) Yumeko Imamura, Takayuki Tanaka, Takashi Kusaka, Yoshio Tsuchiya, Lumbar load estimation using a musculoskeletal model in consideration of vertebral body displacement: Lumbar load simulation under static conditions., 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC2015, p.3905-3908(2015).
- (4) Yoshio Tsuchiya, Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, Yoshikazu Matsuo, Makoto Oda, Tsukasa Sasaki, Tamotsu Kamishima, Masanori Yamanaka, Calibration method for lumbosacral dimensions in wearable sensor system of lumbar alignment, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC2015, p.3909-3912(2015).

- (5) Yoshio Tsuchiya, Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, Yoshikazu Matsuo, Makoto Oda, Tsukasa Sasaki, Tamotsu Kamishima, Masanori Yamanaka, A Calibration Method for Interbody Distance in Lumbosacral Alignment Estimation, Intelligent Robotics and Applications - 9th International Conference, ICIRA 2016, Proceedings, Part II, p.200-210(2016).
- (6) Yoshio Tsuchiya, Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, Yoshikazu Matsuo, Wearable sensor system for lumbosacral load estimation by considering the effect of external load, International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics AHFE 2017: Advances in Human Factors in Wearable Technologies and Game Design, p.160-168(2017)

学術講演

- (1) 土谷圭央, 松尾祥和, 田中孝之, 動作と表皮形状計測に基づく腰椎形状と姿勢の推定, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 3D3-6, 2013年12月
- (2) 土谷圭央, 松尾祥和, 田中孝之, 複数加速度・曲率センサを用いた腰椎2次元形状推定のためのセンサシステム, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 3A1-S03, 2014年5月
- (3) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 作業負担評価のためのウェアラブル腰部負荷推定システム, 産業保健人間工学会 第19回大会, p.68-71, 2014年11月
- (4) 今村 由芽子, 田中 孝之, 日下 聖, 土谷圭央, 椎体変位を考慮した筋骨格モデルによる腰椎負荷推定: 立位静止時における椎体重心間距離の解析, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 1P1-X05, 2015年5月
- (5) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 小田まこと, 笹木工, 神島保, 山中正紀, ウェアラブル腰部負荷推定システムのための腰仙部寸法校正法, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 1P1-X04, 2015年5月
- (6) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 小田まこと, 笹木工, 神島保, 山中正紀, ウェアラブルセンサシステムを用いた腰部負荷推定のための腰仙部寸法校正法, 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会講演論文集, SS18-5(O1-2), 2015年11月
- (7) 日下聖, 土谷圭央, 田中孝之, 松尾祥和, ウェアラブル腰部負荷センサを用いた介護施設作業管理, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 3A4-4, 2015年12月
- (8) 日下聖, 土谷圭央, 田中孝之, 松尾祥和, ウェアラブル腰部負荷センサの開発と介護施設作業管理への応用, 電気学会制御研究会資料, CT-16, p.33-34, 2016年1月
- (9) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 秋本晴馬, 筋硬さセンサを用いた前屈動作における手先荷重推定法, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 1P1-12b2, 2016年6月

-
- (10) 日下聖, 土谷圭央, 田中孝之, 四元数相補フィルタを用いた複数種センサによる腰部表皮形状の3次元計測, バイオメカニズム学術講演会予稿集, 1B3-3, 2016年11月
 - (11) 秋本晴馬, 田中孝之, 日下聖, 土谷圭央, 椎間板負荷の推定精度向上のための有限要素解析に基づく脊椎リンクモデル, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 1D2-4, 2016年12月
 - (12) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 腰部負担が見えるセンサ内蔵ウェア, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2X2-3, 2016年12月
 - (13) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 秋本晴馬, 筋硬さセンサを用いた腰部筋発揮力推定, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 1D2-3, 2016年12月
 - (14) 岡本仁志, 日下聖, 土谷圭央, 田中孝之, 腰部アシストスーツのための腰部負担予測, 計測自動制御学会北海道支部学術講演会論文集, p.121-122, 2017年3月
 - (15) 土谷圭央, 日下聖, 田中孝之, 松尾祥和, 小田まこと, 笹木工, 神島保, 山中正紀, X線画像解析に基づく腰部3次元動作と腰仙椎アライメントとの関係, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2P2-J06, 2017年5月
 - (16) 秋本晴馬, 土谷圭央, 田中孝之, 日下聖, 今村由芽子, FEM解析による腰部負担推定のための腰部簡易筋骨格モデルの最適化, 第38回バイオメカニズム学術講演会, p.85.-88(2017-11).

特許

- (1) 大平哲哉, 山本雅也, 尾鷲幹夫, 田中孝之, 松尾祥和, 土谷圭央, “負荷算出装置、補助具、負荷算出方法およびプログラム”, 特願 2013-260038
- (2) 大平哲哉, 森野友介, 尾鷲幹夫, 田中孝之, 日下聖, 土谷圭央, “負荷算出装置、補助具、負荷算出方法およびプログラム”, 特願 2016-239646

その他の業績

査読付き学会誌等

- (1) 土谷圭央, 高氏秀則, 花島直彦, 段階処理を用いた点群照合の高精度・高速化と照合範囲の拡大, 精密工学会誌, Vol.79(11), p.1110-1116, 2013年11月5日

査読付き国際会議プロシーディングス

- (1) Wakaiki Tomohiro, Tanaka Takayuki, Shimatani Koji, Iida Tadayuki, Sugiyama Yoshimi, Yoshio Tsuchiya, Pelvic Deformation Estimation Based on Analyzing Gait, 39th

Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC2017, FrDT14-02.6, 2017

- (2) Tomohiro Wakaiki, Takayuki Tanaka, Koji Shimatani, Tadayuki Iida, Yoshio Tsuchiya, Kazuya Sugihara, Yoshimi Sugiyama, Individualization of Musculoskeletal Model to Analyze Pelvic Floor Muscles Activity, DIGITAL HUMAN MODELING SYMPOSIUM, DHM-013FP, 2017

学術講演

- (1) 若生知宏, 田中孝之, 島谷康司, 土谷圭央, 骨盤底筋群活動解析のための筋骨格モデルの個別適合, 計測自動制御学会北海道支部学術講演会論文集, p.85-86, 2017年
- (2) 吉田道拓, 土谷圭央, 田中孝之, 日下聖, 身体負担計測を目的とする簡易インソール型足底反力センサの試作, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2P2-K02, 2017年5月