



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	アクティブコルセットの可変締付力制御の開発に向けた骨盤締付力による腰部負担軽減機序の解明
Author(s)	吉田, 道拓
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第15556号
Issue Date	2023-03-23
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k15556
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/89581
Type	doctoral thesis
File Information	Michihiro_Yoshida.pdf



博士論文

アクティブコルセットの可変締付力制御の開発に向けた
骨盤締付力による腰部負担軽減機序の解明

吉田 道拓



HOKKAIDO
UNIVERSITY

2023 年 3 月

北海道大学 大学院情報科学院
システム情報科学コース

本論文は北海道大学大学院情報科学院に
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。

吉田 道拓

審査委員： 主査 田中 孝之 教授
副査 金井 理 教授
山下 裕 教授

Copyright © 2023 by Michihiro Yoshida. All rights reserved.

アクティブコルセットの可変締付力制御の開発に向けた 骨盤締付力による腰部負担軽減機序の解明*

吉田 道拓

概要

腰痛症は多くの人々が罹患する疾病であり、生涯罹患率が8割にも及ぶ。腰痛症の治療および予防の方法の一つとして、骨盤部に締付力を与える骨盤ベルトが広く用いられてきた。一方で、骨盤ベルトの長期使用には血行阻害や補助対象筋の萎縮などの悪影響も指摘されている。そこで本研究では、腰部負担に応じて締付力を自動的に調整する可変締付力制御により腰部を補助する骨盤ベルト型アシストスーツのアクティブコルセットを開発した。可変締付力制御において、適切な締付けの強さやタイミングといった特性や得られる補助効果は各個人で異なることが予想され、制御則を個人に適合させる必要がある。これらを決定するためには、補助効果の個人差が生じる要因を特定する必要がある。しかしながら、今日までに骨盤締付力により腰部負担が軽減されるメカニズムは解明されておらず、また補助効果の個人差がどのような要因から生じるのかは明らかにされていない。そこで本研究では、可変締付力制御則の開発に向けた締付力による負担軽減機序の解明および補助効果の個人差要因の特定を目的とする。

補助メカニズムの検証では93名の被験者を動員した運動計測実験により前屈位における締付力の補助効果を検証した。力学モデルに基づき計算された腰椎関節トルクを腰部負担の指標として評価したところ、約8~9割の被験者において腰部負担が軽減されることを確認した。このとき負担が軽減された被験者では腰椎関節の屈曲が抑制され、股関節により運動が代替される傾向が見られた。この運動矯正は前屈に関わる関節の屈曲に対する剛性が変化することで生じており、締付力が腰椎関節剛性を股関節剛性に対してより高い状態に変化させることが明らかとなった。さらに、X線画像から得られた骨盤や腰椎部の姿勢や形状(腰仙椎アライメント)を用い、関節剛性変化が腰仙椎アライメントの変形に起因することを示す回帰モデルを構築した。また、被験者が元々備える腰仙椎アライメントおよび体格的特徴から、関節剛性変化に対して高い寄与をもつ特徴量を特定し、補助効果を推定する回帰モデルを開発した。これにより骨盤ベルトの補助効果は骨盤に対する仙骨の姿勢角(PI角)や体重に強く影響されることが示された。得られた知見に基づき被験者の体格および腰仙椎アライメントを入力として締付力制御則を個人適合する手法を開発した。また、実用に向けて体格的特徴のみを入力に持つ手法を開発し、64名の被験者を動員して個人適合された制御則の性能評価実験を行った。これに

* 北海道大学大学院情報科学院 システム情報科学コース 博士論文, SSI-DT46205032, 2023年3月1日。

より提案法を適用することで過半数の被験者で補助効果が向上することを確認した.

キーワード: アクティブコルセット, 可変締付力制御, 骨盤締付力, 関節剛性, 腰仙椎アライメント

Elucidation of the Mechanism of Lumbar Burden Reduction by Pelvic Tightening for the Development of Variable Tightening Force Control of Active Corset[†]

Michihiro Yoshida

Abstract

Low back pain is a disease that affects a large number of people, with a lifetime incidence of approximately 80%. Pelvic belts have been widely used as a method of treatment and prevention of low back pain. On the other hand, long-term use of pelvic belts has been associated with negative effects such as impaired blood circulation and atrophy of the muscles. Therefore, this study developed the Active Corset, a pelvic belt-type power assist suit. Active Corset assists the lumbar region by using a variable tightening force control that automatically adjusts the tightening force according to the lumbar burden. In variable tightening force control, it is expected that there will be individual differences in characteristics such as appropriate tightening strength and timing, as well as assistance effects, and the control law should be personalized. To determine these factors, it is necessary to identify the factors that cause individual differences in assistance effects. However, the mechanism by which the pelvic tightening force reduces lumbar burden has not been elucidated, and it is not clear what factors cause the individual differences in the assistance effect. Therefore, the purpose of this study is to elucidate the mechanism of burden reduction by tightening force and to identify the individual difference factors of the assistance effect for the development of a variable tightening force control.

The effect of the tightening force assistance in the forward bending position was verified by a motion measurement experiment with 93 subjects. The lumbar joint torque calculated based on the mechanical model was evaluated as the lumbar burden, and it was confirmed that the lumbar burden was reduced in approximately 80-90% of the volunteers. In volunteers with reduced burden, lumbar joint flexion was decreased and hip flexion tended to increase. Motion correction is caused by a change in joint stiffness, and it was found that the tightening force changes the lumbar joint stiffness to a higher value relative to the hip joint stiffness.

Furthermore, the relationship between joint stiffness changes and lumbosacral vertebral alignment deformity was modeled using X-ray images. Also, a model was developed to estimate the assistance effect by identifying features with high contribution to joint stiffness change based on

[†] Doctoral Dissertation, Course of Systems Science and Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University, SSI-DT46205032, March 1, 2023.

lumbosacral vertebral alignment and physique characteristics. The assistance effect was shown to be influenced by the posture angle of the sacrum relative to the pelvis (PI angle) and body weight. A method was developed to personalize tightening force control by using body size and lumbosacral alignment as inputs. In addition, 64 volunteers were mobilized for evaluation experiments of the control law, and it was confirmed that the assistance effect was improved in the majority of subjects.

Keywords: Active Corset, Variable tightening force control, Pelvic tightening, Joint stiffness, Lumbosacral alignment

目次

第 1 章	序論	1
1.1	腰部補助の需要と課題	1
1.2	締付力補助の有効性	2
1.3	アクティブコルセットの概要	4
1.3.1	システム概要	4
1.3.2	機構および諸元	6
1.3.3	可変締付力制御	7
1.3.4	アクティブコルセットにおける課題	10
1.4	研究目的	10
1.5	論文構成	11
第 2 章	骨盤締付力による負担軽減機序	13
2.1	先行研究	13
2.2	負担軽減機序仮説	14
2.3	パワーアシストにおけるアクティブコルセットの位置づけ	16
第 3 章	運動計測に基づく姿勢および腰部負担の評価	23
3.1	補助効果検証のための運動計測実験	23
3.2	力学モデルに基づく負担評価	25
3.3	締付力による運動矯正	30
3.3.1	評価方法	30
3.3.2	各群における運動変化	32
3.4	腰部関節剛性への影響	35
3.4.1	運動矯正と関節剛性との関係	35
3.4.2	腰部関節剛性の推定	36
3.4.3	締付けによる関節剛性変化	41
3.4.4	関節剛性比 R の変化に対する各関節の寄与	44
3.4.5	考察	46
3.4.6	補助効果と関節剛性	48

第 4 章	締付力による腰仙椎アライメント への影響	51
4.1	腰仙椎アライメント	51
4.1.1	関節剛性変化と腰仙椎アライメント	51
4.1.2	期待される腰仙椎アライメント変化	52
4.2	アライメントの変化量に基づく 剛性変化推定モデル	54
4.2.1	モデル化方針	54
4.2.2	X 線画像に基づく腰仙椎アライメント計測	58
4.2.3	締付力によるアライメント変化	59
4.2.4	腰椎関節剛性変化のモデル化	62
4.2.5	考察	65
4.3	腰仙椎アライメントおよび体格に 基づく補助効果推定モデル	66
4.3.1	モデル化方針	66
4.3.2	入力特徴量の検討	67
4.3.3	モデル係数の決定	69
4.3.4	考察	72
4.3.5	歩容の計測に基づく手法の簡易化	74
第 5 章	アクティブコルセットによる 可変締付力制御則の個人適合	81
5.1	制御則の個人適合手法	81
5.1.1	個人適合方針	81
5.1.2	特性 α および β の計測実験	83
5.1.3	個人適合モデル	84
5.1.4	モデルの比較	85
5.1.5	考察	87
5.2	個人適合締付力制御則の性能評価	88
5.2.1	評価の概要	88
5.2.2	評価実験	90
5.2.3	補助効果の比較	91
5.2.4	関節剛性に基づく補助効果向上の要因の考察	93
第 6 章	結論	97
6.1	まとめ	97
6.2	今後の展望	98

謝辞	99
参考文献	101
付 録 A 研究業績	111
A.1 学術雑誌	111
A.2 査読付き国際会議	111
A.3 国内学会	112
A.4 受賞等	113

目 次

1.1	Lumbar burden reduction due to increasing the intra-abdominal pressure[1] . . .	2
1.2	Active Corset	4
1.3	Constitution of Active Corset	4
1.4	Musculature model for lumbar burden estimation including the back and abdominal muscles[2]	5
1.5	Active Corset-Human System	6
1.6	Sensors loaded on Active Corset	7
1.7	Tightening force against the lumbar burden based on Eq.1.1	9
2.1	Hypothesis about reducing lumbar burden by tightening the pelvis	14
2.2	Posture correction by pelvic tightening	15
2.3	Erector spinae muscle compress the intervertebral disc [3]	15
2.4	Classification of PAS based on skeletal structure	16
2.5	Classification of PAS by active and passive type	17
2.6	Classification of PAS based on skeletal structure	18
3.1	Motion measurement experiment	23
3.2	Marker pasting position for motion capture	25
3.3	Age distribution of subjects	26
3.4	Height and weight distribution of subjects	26
3.5	Mechanical model to compute the lumbar load	27
3.6	Gravity resistance torque on the lumbar joint of Subject A	28
3.7	Distribution of burden reduction rate	30
3.8	Contribution ratio of each joint (Subject A)	31
3.9	Change of the contribution ratio of hip and lumbar joint	33
3.10	Change of the posture due to the pelvic tightening	34
3.11	Mechanical model to compute the joint elasticity	36
3.12	Estimation of the joint elasticity based on Eq.3.8	39
3.13	Joint elasticity estimated from motion analysis	40

3.14	Total number of volunteers for changes in joint stiffness (Burden reduced group)	42
3.15	Total number of volunteers for changes in joint stiffness (Burden increased group)	43
3.16	Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity (Forward bending rate: 20~40%MFB)	45
3.17	Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity (Forward bending rate: 40~60%MFB)	45
3.18	Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity (Forward bending rate: 60~80%MFB)	46
3.19	Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity (Forward bending rate: 80~100%MFB)	46
3.20	Relation between the change of joint elasticity and posture correction	49
4.1	Change of the pelvic alignment by tightening	53
4.2	Correlation between the change of the joint stiffness ratio R and $\Delta \frac{1}{k_H}$ and Δk_L	57
4.3	Measurement for sacrum tilt and curvature of the lumbar spine	59
4.4	Measurement for pelvic aperture angle	60
4.5	The histograms of change in lumbosacral alignment	61
4.6	Relationship between change in lumbosacral alignment and amount of change in lumbar joint stiffness Δk_L due to tightening	63
4.7	The representative volunteers of the slight group and robust group	68
4.8	Influence of sacral posture on assistance effect	69
4.9	Correlation coefficient between each feature	70
4.10	The representative volunteers of the slight group and robust group	71
4.11	Volunteer 1 (Sacrum tilts forward relative to the pelvis)	73
4.12	Volunteer 2 (Sacrum tilts backward relative to the pelvis)	74
4.13	The contribution of muscle contraction to the increase in lumbar joint stiffness depends on the posture	75
4.14	Estimation of the change in joint stiffness ratio based on gait motion	75
4.15	Measurement of the characteristics x_1 to x_6 from gait motion	77
4.16	Feature angles of pelvis (objective variables) [4]	77
4.17	Characteristics measured from gait motion in volunteer C	79
5.1	Personalizing of tightening force control row	82
5.2	Relation ship between the subjectively proper tightening force and the lumbar burden	83
5.3	The distribution of the α and β	84
5.4	Estimation error of each model for α	87

5.5	Estimation error of each model for β	87
5.6	The number of volunteers in each phase of evaluation of the controllers	88
5.7	Distribution of age and weight and height of each group	89
5.8	Burden reduction rate in “Personalized” condition E_p and “Standard” condition E_s (N=64)	92
5.9	The number of subjects that increase, decrease or unchanged the burden reduction rate	93
5.10	Totalization of the change of the joint stiffness ratio R in each group	94

表 目 次

1.1	Motor drive characteristics	8
1.2	Sensor characteristics	8
2.1	Assistance methods and features for each power assist suit (1)	19
2.2	Assistance methods and features for each power assist suit (2)	20
2.3	Assistance methods and features for each power assist suit (3)	21
3.1	Overview of motion measurement experiment	24
3.2	The ratio of volunteers in each group and the burden reduction rate	28
3.3	Mass and CoG of each link	37
4.1	Multiple regression analysis between the change of the joint stiffness ratio ΔR and variance of the joint stiffness Δk_L and $\Delta \frac{1}{k_H}$	55
4.2	Partial regression analysis between the variation of the lumbar joint stiffness Δk_L and variation of the pelvic alignment	64
4.3	Regression analysis between the change of the lumbar joint stiffness Δk_L and change of the sacral tilt angle $\Delta \theta_I$	64
4.4	Coefficient of the model Eq.4.11	70
4.5	Regression analysis for Eq.4.14	76
4.6	The characteristics value x_1 to x_6 measured from gait motion	77
4.7	Estimation results of change in joint stiffness ratio ΔR based on gait motion	78
5.1	The coefficients $c_{\alpha i}^1$ and $c_{\beta i}^1$ of the model 1	86
5.2	The coefficients $c_{\alpha i}^2$ and $c_{\beta i}^2$ of the model 2	86
5.3	The coefficients $c_{\alpha i}^3$ and $c_{\beta i}^3$ of the model 3	86
5.4	Contribution rate of each variable in the model 1 [%]	86
5.5	Contribution rate of each variable in the model 2 [%]	86
5.6	Contribution rate of each variable in the model 3 [%]	86
5.7	Model parameters of personalized tightening force control for evaluation	90

第 1 章

序論

1.1 腰部補助の需要と課題

いわゆる腰痛症は国内において生涯有病率が 8 割を超える疾病であるとされる [5]。2019 年度に厚生労働省が実施した国民生活基礎調査によると、腰痛症は男性の 9.1% が自覚しており最も有訴率が高く、女性でも肩こりに次いで多く 11.4% であったことから多くの人々を悩ませているといえる [6]。腰痛の発生機会は労働中が全体の 36% と最多であり [7]、業種による差はあるものの労働者の 4~8 割程度が腰痛を患っているとされ、特に介護に従事する者では 8 割以上が常に腰痛を自覚しているとされる [8, 9, 10]。国外においても腰痛症は深刻な問題であり、米国では 1990 年の調査で腰部の機械的な損傷に起因する腰痛に関する診察件数が約 1500 万件あったとされ、これは米国内の全診療科目の 2.8% を占めた [11]。腰痛症による経済的損失は大きく、米国では腰痛関連の労災に係る直接経費のみで 100 億から 150 億ドルに及ぶとされ、労災補償総額の 16% を占めた [12]。国内においても、腰痛に関連する医療費が 820 億円に及ぶとする報告がある [5]。

腰痛症は、痛みの原因や発生機序によりいくつかに分類することができる。腰痛が生じる原因には身体的な負荷による組織の損傷、心理的要因 [13]、神経性 [14] のものに分けることができるとされる。特に心理的要因および神経性の痛みは原因の特定が難しく、また組織の損傷においても筋肉や靭帯の緊張などに起因する痛み [15] は、発生箇所が痛みを自覚する部位とは別であることも多く、原因が特定しづらい非特異的腰痛に分類される。一方で、痛みの発生箇所が特定可能な腰痛は特異的腰痛と呼ばれ、主に仙腸関節または椎間関節の損傷 [16, 17, 18] や腰部椎体間の軟組織 (椎間板) の変性や損傷 [19] に起因するものが報告されている。

腰痛症の治療は重症度や原因に応じた適切な方法が選択されるべきであるが、一般的に科学的根拠に基づき用いられる手法としては薬物投与や外科的治療の他、運動療法 [20, 21, 22, 23, 24] や温熱療法なども知られている [25]。これらの方法は筋硬度を低下させる効果が知られており [25]、筋や靭帯の緊張を解すことで非特異的腰痛の症状を緩和する効果が期待できる。その他に、古くから症状の緩和や予防のために用いられてきた方法に骨盤ベルトやコルセットを用いて体幹や骨盤部を圧迫する方法がある [26, 27, 28]。骨盤ベルトやコルセットは腰部にかかる負

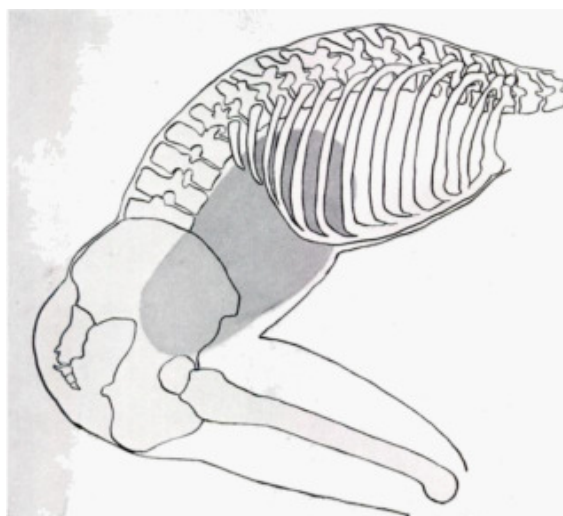


Fig.1.1. Lumbar burden reduction due to increasing the intra-abdominal pressure[1]

担を軽減する効果があるとされており [1, 29], 椎体や仙腸関節の機械的な損傷に対する予防効果が期待できる。

1.2 締付力補助の有効性

骨盤ベルトやコルセットなど、締付力により腰部を補助する装具の補助効果は古くから議論されてきた。20 世紀初頭には脊柱側弯症の治療に骨盤ベルトを用いたとする記録があり、一定の効果が認められた [30]。その後は Bartelink らにより、コルセットによる腹部の圧迫が腹腔内圧を上昇させ腰部負担を軽減するとした報告がされて以来、科学的な根拠に基づく補助効果の検証が進められてきた [1]。腹腔は体幹内部で臓器を格納するための空間であり、気体や液体で満たされている (Fig.1.1)。腹腔内圧は体外からの圧迫力に比例して上昇することが知られており [31]、腹部の周囲を圧迫することで内圧が上昇し圧力が上下方向に逃れることで上体の自重を支える力が生じ、椎体に掛かる負荷が減少するとされる。morris らの報告によると腹腔内圧から生じる力により椎間板に掛かる圧迫力は本来より 30% 程度減少するとされる [32]。

骨盤ベルトとコルセットは締付力により腰部を補助するという点において共通するが、補助メカニズムは異なるものと思われる。着用する位置について、コルセットは肋骨の下部から骨盤の上部までの腹部全体を圧迫するが、骨盤ベルトは上前腸骨棘から大転子付近までの骨盤部のみを締め付ける。よってコルセットでは腹腔全体を圧迫することができる一方で、骨盤ベルトでは胴体前面側の下腹部を圧迫するのみであり、側部や背部は寛骨および仙骨により臓器が覆われるため腹腔まで圧迫力が伝達されない。さらに骨盤部への締付力は腰部の関節を安定化させる効果があるとされており、骨盤ベルトが骨格に影響を及ぼした可能性が示唆されてきた [33, 34]。従って骨盤ベルトでは、コルセットによる腹腔内圧上昇とは異なる影響も作用し

て腰部が補助されることが予想される。しかしながら骨盤ベルトについてはその補助メカニズムがこれまでに明らかにされておらず、計測に基づく仮説が述べられるのみにとどまる状況である。

一方で、コルセットおよび骨盤ベルトの補助効果の検証はこれまでに様々な評価指標によりなされてきた。一つの評価方法として腰痛治療の観点から、VAS(Visual Analog Scale)等を用いて痛みの程度を測る方法がとられてきた。Zomaheto らは 67 名を動員し、コルセットを着用する群と着用しない群での腰痛の軽減度を VAS で評価した [35]。Sato らは 6 か月におよぶ長期使用による効果を調べ、コルセットにより腰痛が軽減されることを示した [36]。また、筋負担の軽減効果という観点から近年では筋活動による評価が用いられる [37]。朱らは広背筋の表面筋電図を計測し、コルセット着用時の筋活動低下を示した [38]。松村らは農作業を対象とし、作物を収穫する動作において骨盤ベルトの着用により大臀筋および大腿直筋の筋負担が低下することを示した [39]。姿勢や運動の矯正効果という観点からは、吉川らが移乗介護動作における運動の矯正効果を示したほか [40]、荷物挙上時にコルセットを着用することで腰椎部の前弯が増大したとする報告もある [41, 42]。また、出口らはコルセットの着用が腹腔内圧を上昇させたことを報告し [43]、末廣らは腹腔内圧の上昇に寄与する内腹斜筋の活動がコルセット着用時に低下することを示し、コルセットが腹腔内圧の上昇を補助することを指摘した [44]。

締付力による補助効果が認められないとする事例も報告されており、鴨原らによる 20 名の被験者を動員した 1 か月に渡るコルセットの着用実験において、歩行時の身体疲労が軽減される傾向はみられたものの腰痛は改善しないとした。また松尾らによる報告では、上肢を前方に伸ばした姿勢で荷物を挙上したとき、コルセットの着用により先行研究 [41, 42] で報告されたような腰椎の前弯角度の変化が認められなかったとされる [45]。一般的にはコルセットや骨盤ベルトの補助効果は広く認められているものの [46]、効果が認められない例もあり全ての患者に適用することができない。さらに、これらの装具の長期間にわたる使用は締付力による血流の阻害や補助対象筋の萎縮といった弊害も指摘されており [47, 48, 49]、締付力を必要とする人へのみに適切なタイミングと強度の補助力を与えることが望ましい。そこで本研究では、次節で述べるように腰部負担の大きさに応じて自動的に締付力を調整する機能をもつアクティブコルセットを開発した (Fig.1.2)。これにより、必要な分だけ締付力を与え、身体への負荷を抑えた腰部補助を行うことができる。

ところで、先に述べたようにこれまでに骨盤ベルトやコルセットの評価には様々な方法が取られ、また対象とする部位も各々で異なった。これは腰部負担の定義の仕方によるところが大きく、本研究においてもアクティブコルセットの開発および補助効果の評価に当たり適切に腰部負担を定義する必要がある。コルセットおよび骨盤ベルトに期待される効果は圧迫力による腰部負担の軽減であり、すなわち椎間板にかかる圧迫力の緩和である。椎間板の圧迫力は椎間板ヘルニアや脊椎すべり症といった腰部の機械的な損傷による腰痛の原因となる箇所であり、これまでの先行研究でも腰部負担の指標として用いられてきた [50, 51, 52]。よって本研究においても椎間板圧迫力を腰部負担として定義する。



Fig.1.2. Active Corset

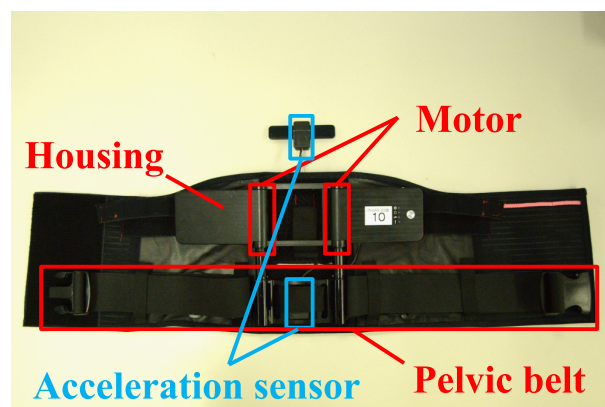


Fig.1.3. Constitution of Active Corset

1.3 アクティブコルセットの概要

1.3.1 システム概要

アクティブコルセット本体を Fig.1.3 に、装着状態を Fig. 1.2 に示す。アクティブコルセットは骨盤ベルト型のアシストスーツであり、腰部負担の大きさに応じてベルトの張力を自動的に調節する可変締付力制御により腰部を補助する。ベルト張力の調節はモータユニット（減速機付き DC ブラシレスモータ）よりフレキシブルジョイントを介して行われ、モータの出力軸に

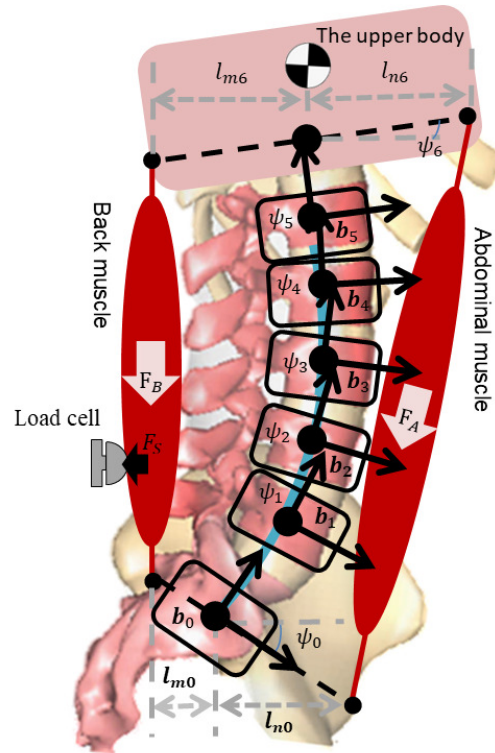


Fig.1.4. Musculature model for lumbar burden estimation including the back and abdominal muscles[2]

接続されたシャフトにより骨盤ベルトを巻き取ることで締付力を調整する。ベルト張力はモータユニットの出力範囲に依存し、最小で 33.3N、最大で 80N の締付力を発揮する。

アクティブコルセットには腰部負担値を推定するために土谷らが開発したセンサスーツ [53, 54] と同様のセンサシステムが内蔵され、これにより腰部負担を推定する。センサ構成としては、上体および骨盤部にあたる位置にそれぞれ 9 軸 IMU が搭載され、二つのセンサ姿勢の差分から上体の屈曲角度が得られる。また、腰背部の筋活動量を測るためのロードセルも搭載されており、これにより姿勢変化以外にも手先荷重による腰部負担の変化も検知できる。土谷らの手法では、仙骨および五つの腰椎 (L1~L5 椎体) と一つの胸椎 (T12 椎体)、腹筋群からなる 7 リンクの筋骨格モデル [2] により腰部負担を推定する (Fig.1.4)。腰背部に取り付けた 2 つの 9 軸 IMU により腰仙椎アライメント、つまり 7 リンクの姿勢を求め、ロードセルから得られる筋肉の硬さに基づき背筋力を推定する。これを Fig.1.4 の筋骨格モデルに入力し、筋発揮力によるモーメントの釣り合いが成り立つように、外部負荷を自重の増減に換算して各筋発揮力を推定する。そして、ニュートンオイラー法によって各リンク間力とモーメントを算出し、それにより各椎体間の椎間板圧迫力を腰部負担値として推定する。推定された腰部負担値をコントローラへ入力され、事前に設定された制御則に従い締付力が決定される (Fig.1.5)。

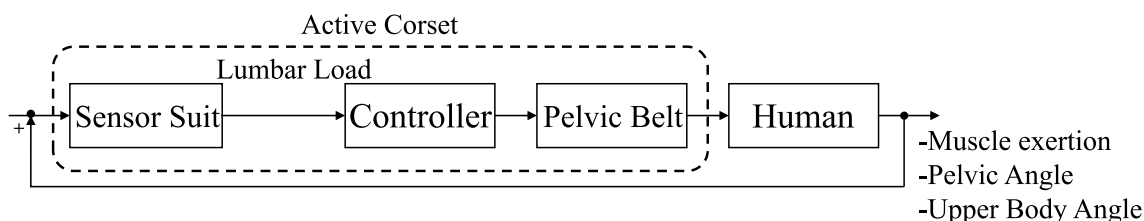


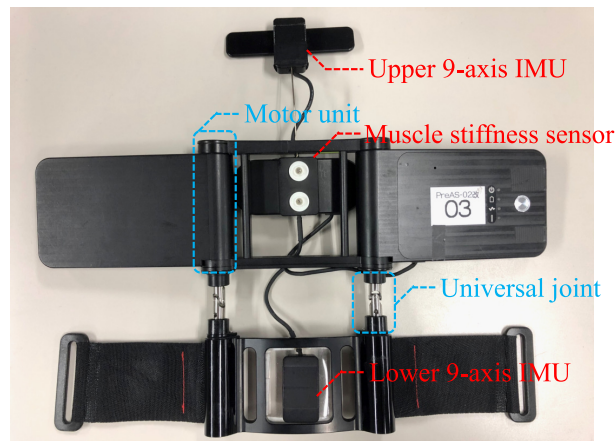
Fig.1.5. Active Corset-Human System

1.3.2 機構および諸元

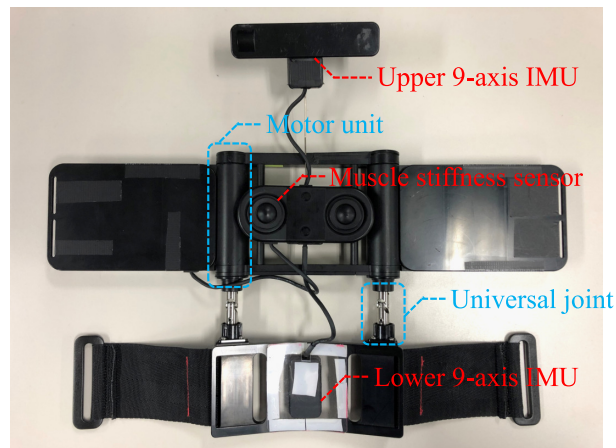
開発中のアクティブコルセットの詳細な機構・使用について記述する．本体重量は 765g であり，機体は機械部分と布地部分に分かれる．布地部分は，本体を人体の腰部に固定するためのコルセットと，骨盤部を締め付ける骨盤ベルトに分けられる．コルセットは腰部の背面側から下腹部の周囲に着用でき，人体の正面側でマジックテープにより留めることができる．コルセット生地は伸縮性があり，コルセットのみを装着した場合に体側部で着圧を 5 名の被験者で計測したところ，12～17mmHg 程度の値であった．骨盤ベルトは非伸縮性の素材で製作され，背面側でアクティブコルセット本体に結合されており，身体の正面側でバックルにより腰部の周囲に装着される．骨盤ベルトの長さはベルトアジャスタにより使用者の腰回りの周囲に合わせることができる．

機械部分にはバッテリー，制御基板，モータユニットおよびセンサを内蔵した．Fig.1.6 にアクティブコルセットから布地部分を外した機械部分のみの状態を示す．バッテリーと制御基板は本体上部に取り付けられた左右のハウジング内にそれぞれ収納されている．バッテリーはリチウムイオン電池を使用しており，本体の駆動時間は最大で約 4 時間である．モータは背面側の上部の左右に計 2 基マウントされており，本体下部に延長されたモータシャフトにより骨盤ベルトを巻き取ることで動力を伝達する．制御基板やバッテリーを納めた本体上部と，骨盤ベルト部分である本体下部は延長されたモータシャフトにより結合しているが，上部と下部の結合部にユニバーサルジョイントを用いることで，人体の腰部の屈曲に抵抗無く追従する構造となっている．アクティブコルセットの最大出力における締付力は 80N であり，締付力を 33.3～80N の間で 1N 刻みで調節することができる．モータユニットは内部に減速機が内蔵されており，減速比 111 で出力軸に動力が伝達される．これにより，アクティブコルセットの最大出力である 80N の張力で骨盤ベルトを締め付けるときの消費電力は，左右 2 基のモータユニットを合わせておよそ 15W 程度である．搭載したモータユニットの駆動特性を Table 1.1 に示す．

また，アクティブコルセットは加速度・地磁気センサ（Kionix 製,KMX62）およびジャイロセンサ（STMicroelectronics 製,L3GD20）を本体上部と下部に備えており，着用者の骨盤部および上体の姿勢を計測することができる．また，本体上部にロードセルを用いた筋硬さセンサ



(a) Outer part of Active Corset



(b) Inner part of Active Corset

Fig.1.6. Sensors loaded on Active Corset

を搭載している。これらのセンサはホックにより本体布地のコルセット部分に留めることができる。上部加速度センサは筋硬さセンサから上方に伸びた線材によって使用者の背中に押し付けられており、これによりセンサが表皮に追従するため、前後屈、側屈、回旋を含む多様な姿勢を計測することができる。これらのセンサの特性は Table 1.2 に記載する。

1.3.3 可変締付力制御

現在アクティブコルセットに実装されている可変締付力制御について述べる。土谷らによる調査から、着用者が安心感を得る締付力 (主観的適正締付力) と腰部負担値との間には正比例の

Table1.1. Motor drive characteristics

駆動電圧 [V]	12
無負荷電流 [mA]	24
最大連続トルク [mNm]	6.83
最大連続電流 [A]	0.645
停動トルク [mNm]	24.5
起動電流 [A]	2.24
トルク定数 [mNm/A]	10.9
機械的時定数 [ms]	4.32
使用温度範囲 [°C]	-30…+100

Table1.2. Sensor characteristics

加加速度・地磁気センサ (KMX62)	計測レンジ [g]	±2
	分解能 [g/LSB]	0.06
	温度オフセット係数 [±mg/°C]	0.25
	計測精度 [±%]	5
	温度精度係数 [±%/°C]	0.01
	使用温度範囲 [°C]	-40…+85
ジャイロセンサ (L3GD20)	計測レンジ [dps]	±250
	分解能 [dps/LSB]	7.63×10 ⁻³
	使用温度範囲 [°C]	-40…+85

関係があることが示されている [55]. この傾向に基づいて, 本研究では腰部負担に対して締付力を線形的に変化させる制御則を開発した. アクティブコルセットでは推定した椎間板圧迫力のうち, 第五腰椎と第一仙骨間の椎間板に掛かる圧迫力を腰部負担 L [N] として, 制御則に入力し, 実験的に導出した Eq.1.1 により腰部負担に応じた締付力 F [N] を決定する.

$$F = \begin{cases} 33.3 & (L < L_l) \\ \alpha L + \beta & (L_l \leq L \leq L_h) \\ 80.0 & (L > L_h) \end{cases} \quad (1.1)$$

締付力制御則には, 腰部負担に対する締付力 F の変化率を表す α , 締付力の切片 β , 閾値 L_l および L_h を用いて式 1.1 により表現される. この制御則は現在のところ, 暫定的に次に述べる方法で着用者の平均的な傾向に基づき開発されており, 標準締付力制御則と呼ぶ.

標準締付力制御則の開発に当たってはヒアリングに基づく実験が実施され, 主観的適正締付

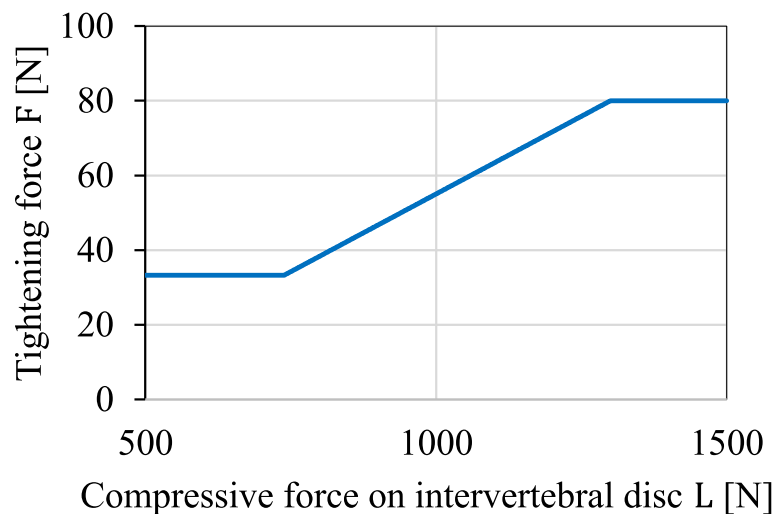


Fig.1.7. Tightening force against the lumbar burden based on Eq.1.1

力と腰部負担値との関係が調べられた。動員された被験者は23名(男性9名, 女性14名)であり, 年齢は21~68歳, 身長は1.46~1.74m, 体重は44.1~78.0kgの範囲に分布した。調査は3通りの前屈角(立位, 45度前屈位, 60度前屈位)と3通りの手先荷重(0, 5, 10kg)を組み合わせることで腰部負担が異なる9状態について各5回実施された。各条件において被験者は締付力が0Nとなるように骨盤ベルトを装着した後, 実験者が手動で締付力を上昇させた。被験者は腰部に安心感を得た時点で申告し, その時の腰部負担値と締付力を記録することで被験者一人当たり45点の計測値を得た。被験者毎に得られたデータ点に対して回帰分析を行い, 回帰係数(締付力変化率 α)と切片(締付力切片 β)を求めた。標準締付力制御則では α および β には12名の被験者の平均値である $\bar{\alpha}$ および $\bar{\beta}$ を用い, $\bar{\alpha} = 8.3 \times 10^{-2}$, $\bar{\beta} = -28.1\text{N}$ とした。

次に, Eq.1.1中の閾値 L_l について述べる。 L_l は締付力が線形変化を始める腰部負担値であり, すなわち着用者が補助を必要とする最小の腰部負担値(要補助腰部負担値)である。これを設定することで, 立位静止時や座位など腰部負担値が小さく締付力が必要ない姿勢における不要な締付けを予防する狙いがある。 L_l の決定にあたり, 先に述べた調査の後に各被験者に対して全9条件の中で締付力による補助が必要であると感じた条件を問い, 回答を記録した。その後, 回答した条件の中で最小の腰部負担値を取るものを選択し, その腰部負担値を要補助腰部負担値とした。標準締付力制御則においては12名の被験者の要補助腰部負担値の平均を求め, $L_l = 740\text{N}$ とした。また, 閾値 L_h については締付力がACの出力上限である80Nとなるときの腰部負担値であるが, これは締付力変化率 α と締付力切片 β , および締付力上限 ($F = 80\text{N}$)により一意に定まり, 標準締付力制御則では $L_h = 1300\text{N}$ である。これにより, 締付力は腰部負担値が $844 < L < 1340$ となる領域で線形変化するが, 後に述べる補助効果の評価実験の対象とした動作では腰部負担値がほぼこの範囲内に収まるため, 本研究の検証では十分である。以上の方法により決定した標準締付力制御則について, 腰部負担値に対する締付力を表示した

グラフを Fig.1.7 に示す．なお，本研究では 3 章で行う可変締付力制御による腰部負担軽減効果の検証にこの標準締付力制御を用いた．

1.3.4 アクティブコルセットにおける課題

締付力による腰部負担軽減効果の程度には個人差が確認されており [29]，その要因の一つとして個人の体格や筋力といった身体的特徴の影響が考えられる．体格の離れた者を比較して考えると，体格の大きな者では上体の自重による負荷が大きいため元々腰部への負担が高く，痩せ型の者では負担が小さくなる．よって体格の大きな者では，痩せ型と比較して締付力による補助が必要となる腰部負担の数値は大きなものとなる可能性がある．また，同様の体格であっても，上体を支えるための背筋群や腹筋群の体幹部の筋力量の差によって，腰部負担の増加に対する耐性に差異が生じ，同様の負担値でも必要な締付力が異なると思われる．よって可変締付力においても，あらゆる人に同一の制御則で十分な効果を得ることは難しく，各個人の特徴に適合した締付力制御則が必要となる．

また，締付力による効果が現れない例も確認されていることから [29, 56]，そもそも締付力による補助を適用するべきではない者も一定数存在する．皮下脂肪が厚い者ではにより骨格へ力が伝達されず，次章で述べるような骨盤や仙骨の姿勢変化が生じないことも考えられるし，元々腰部負担の少ない姿勢で運動する傾向にあるものでは補助の余地がない場合も考えられる．血行阻害等の締付力による弊害を考えると，効果が期待されない者は事前に判別し補助の対象から除外するべきである．そのためには，補助効果の個人差がどのような要因により生じるのかを明らかにする必要がある．

これらを踏まえると，現状のアクティブコルセットにおける課題とは身体的特徴に基づく締付力制御則の個人への適合と補助効果個人差要因の特定である．

1.4 研究目的

本研究の目的は，アクティブコルセットの締付力制御則の開発に向けて締付力により腰部負担が軽減されるメカニズムを解明し，また補助効果の個人差の要因となる身体的特徴を特定することである．そのために，本研究では次の課題に取り組む．

1. 仮説に基づく締付力による負担軽減メカニズムの検証
2. 補助効果の個人差要因の特定
3. 可変締付力制御則の個人適合

負担軽減メカニズムの検証では人体腰部の運動を表現した力学モデルを用いて腰部にかかる負担を計算し評価する．骨盤ベルトは腰部の運動軌道を変化させることが期待されており [41, 42]，これまでに報告されてきたような締付けによる運動の変化が実際に腰部負担の軽減に結びつくことを示す．締付力による運動矯正が関節剛性の変化により生じる可能性はこれま

でも言及されてきたが [33, 34], 生体の関節剛性は直接計測するのが困難であり, 運動変化との関係が十分に検証されてこなかった. この検証を通して本研究はバイオメカニクス分野において解明されてこなかった骨盤締付力による人体の力学的特性の変化を明らかにする.

また, 二点目の課題においては身長や体重といった体格的特徴や, 骨盤部の骨格の姿勢や形状といった腰仙椎アライメントの特徴と締付けによる補助効果との間の関係をモデル化する. このモデル開発の過程において, 補助効果の個人差要因を特定する. さらに, このモデルを用いることで身体的特徴から事前に補助効果を診断することで, 理学療法分野における骨盤ベルト処方のための判断材料として役立てられることが期待される.

これらの取り組みを通して得られた知見から, 三点目の課題である可変締付力制御則の個人適合を行う. 腰仙椎アライメントおよび体格的特徴に基づき制御則を変化させ, 事前に実験的に求めた個人に適合した制御則にフィッティングさせる手法について述べる. また, アクティブコルセットの実用化に向けて体格的特徴のみを用いた個人適合を試み, 開発された制御則の性能評価を行う.

1.5 論文構成

本論文の構成は以下の通りである.

- 第 1 章では研究の背景および先行研究について述べ, 本研究の目的を述べた
- 第 2 章では先行研究に基づき, 骨盤締付力による負担軽減メカニズムについて仮説を述べる
- 第 3 章では, 運動計測実験に基づきアクティブコルセットの補助効果を確認し, 仮説の検証を行う
- 第 4 章では, X 線画像から得られる腰仙椎アライメントに基づき仮説の検証を進め, 補助効果の個人差要因を特定する
- 第 5 章では, アクティブコルセットの可変締付力制御を個人適合する手法を開発し, 制御則の性能評価実験を行う
- 第 6 章では, 本研究の結論と今後の課題について述べる

第 2 章

骨盤締付力による負担軽減機序

2.1 先行研究

骨盤部への締付力により腰部負担が軽減されるメカニズムはこれまでに明らかにされてこなかった。可変締付力制御則の個人適合や補助効果の個人差要因の特定のためには、このメカニズムを明らかにし、どのような身体的特徴が負担軽減に関わるのかを調べる必要がある。そこで第 2 章では本研究で考える骨盤ベルトによる負担軽減メカニズムについての仮説を述べる。

骨盤ベルトについては従来より痛みの緩和効果など補助効果の検証が重視され、本質的なメカニズムの検証は不十分である。しかしながら、主に骨格に与える影響という観点からはいくつかの報告がなされてきた。Klima らは屍体から取り出した寛骨、仙骨および大腿骨を用いた実験により、締付力が仙骨および骨盤の姿勢を変化させることを示した [57]。Sichting らは有限要素法による解析から同様の報告をしており、骨盤ベルトによる仙骨の後傾や骨盤上方の開口部の狭窄を示した [58]。また Lee らによると、骨盤ベルトを着用した被験者をレントゲン撮影したところ、立位において腰椎部の各椎体の屈曲が減少することが判明した [59]。

関節の剛性や安定性に関する報告もなされており、Mens らによる 25 名の妊婦を対象とした実験では、ドップラー画像による計測から骨盤ベルトが仙腸関節の可動性を低下させ、剛性を高めることが報告されている [60]。Damen らもカラードップラー画像による計測に基づき骨盤ベルトが仙腸関節の安定化に寄与することを述べ、関節の安定化が仙骨の姿勢変化に起因する可能性を示唆した。

これらの先行研究から、骨盤ベルトには骨盤部の骨格を変形させることで仙腸関節における剛性に影響を及ぼし、また腰椎部の屈曲が矯正されることが予想される。しかしながら、これらの個々の現象と腰部負担、すなわち椎間板圧迫力との関係は示されていない。そこで本研究では次節に述べる仮説を考え、これを検証する。

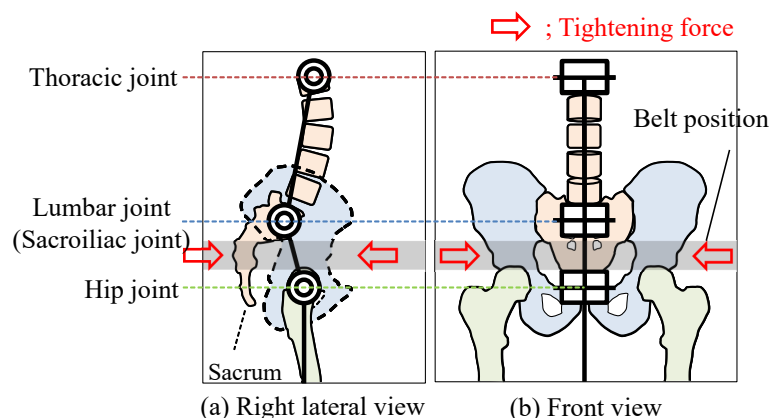


Fig.2.1. Hypothesis about reducing lumbar burden by tightening the pelvis

2.2 負担軽減機序仮説

本研究では、先行研究に基づいて次のような腰部締付けによる腰部負担軽減メカニズムの仮説を提唱する。負担が軽減される過程の概要を下記 (1)～(4) に示す。

- (1) 締付力による骨盤アライメントの変化
- (2) 仙腸関節面の圧迫による腰部関節剛性の上昇
- (3) 腰椎関節の屈曲を抑えた運動への矯正
- (4) 腰椎関節トルク (腰部負担) の減少

(1)～(4) に示す過程の詳細を述べる。ここでは簡単のために、Fig.2.1 に示した腰椎、骨盤、大腿骨の矢状面上での自由度を表現した 2 次元 3 リンクモデルにより考える。このとき骨盤ベルトによる締付けの位置は、上前腸骨棘の下方かつ大転子の上方で、仙骨と寛骨を同時に締め付けられるようにする。まず骨盤ベルトの締付力が表皮上から骨盤部の骨格に与える影響について、Fig.2.1(a) に示すような人体の前後方向からの圧迫力を考える。これにより仙骨下部には背面側から圧迫する力が加わり、仙腸関節 (Sacroiliac joint) を中心として図中において反時計回りのモーメントが生じる。仙腸関節は強い靱帯に覆われた面関節であるが、一定の可動性があることが知られており [61, 62]、骨盤に対して後傾することが予想される。このとき仙骨の上方に連なる腰部椎体は仙骨の回転に伴って姿勢が変化することで腰椎の前弯カーブが緩和される [58]。また、前後から働く圧迫力は寛骨と仙骨を互いに押し付けるように作用するため、2 つの骨の接合部ある仙腸関節では応力が高まり、摩擦抵抗が増加する。加えて、骨盤ベルトは人体の左右方向からも腰部を圧迫し、これにより骨盤上部が閉じるように変形するとともに、仙腸関節面の圧迫力を増加させる (Fig.2.1(b))。

摩擦抵抗が増加した仙腸関節では、前屈や上体の伸展といった矢状面上での運動に対する剛

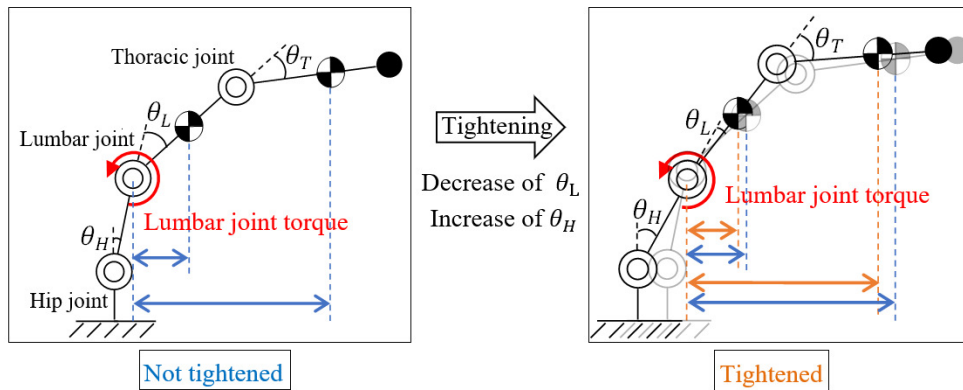


Fig.2.2. Posture correction by pelvic tightening

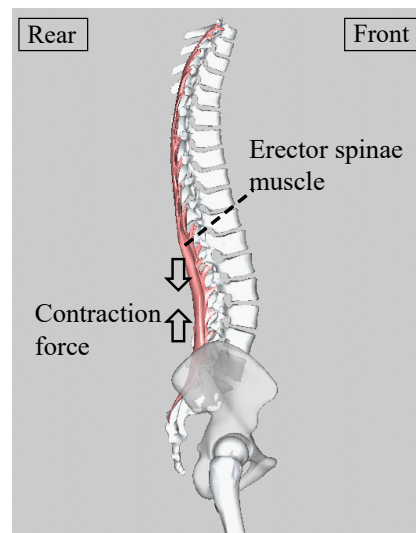


Fig.2.3. Erector spinae muscle compress the intervertebral disc [3]

性が上昇することが予想される。これにより、前屈時において剛性が上昇した仙腸関節を含む腰椎の関節は屈曲が抑制され、股関節など他の前屈に関わる関節で運動が代替されと考えられる。腰椎関節における発揮トルクは、脊柱起立筋などの背筋群の収縮力により生じる。背筋群は椎体に沿って付着するため、これらの筋の収縮は上体を引き起こす力を発生する際に椎間板を圧迫する力を生じる。椎間板圧迫には上体の自重による負荷よりも筋発揮による収縮力が主体的に寄与するとされている [51, 63]。そのため、腰椎関節トルクの減少による緊張力の緩和は、腰部負担（椎間板圧迫力）の軽減を意味する。

以上が本研究における腰部締付けによる腰部負担軽減メカニズムの仮説である。次章からは、仮説を検証するためにアクティブコルセットを用いた補助効果の検証を行う。

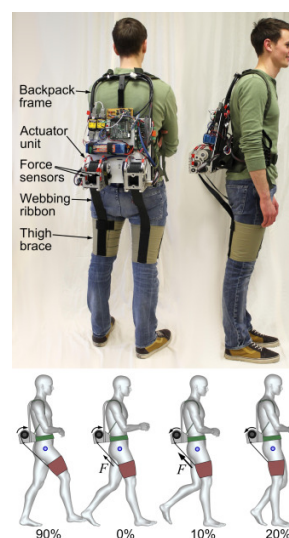
2.3 パワーアシストにおけるアクティブコルセットの位置づけ

アクティブコルセットの構造や腰部補助メカニズムを踏まえたうえで、これまでに研究・開発がなされてきたパワーアシストスーツ (PAS) におけるアクティブコルセットの位置づけについて述べる。PAS とは、人間の全身またはその一部に着用することで、装着者の操作力を補助または増幅するウェアラブルデバイスである。近年では国内のみならず、海外の企業や大学において PAS の研究がなされてきた (Table 2.1～2.3)。PAS の用途は主に製造業や農業、介護業務に従事する労働者の負担を軽減する目的や、兵士の能力を向上させるための軍事利用に向けた開発が大半を占める。特に前者では着用者の負担を軽減し、労働寿命の延伸や作業効率の向上を狙った軽労化のためのツールが多く見られる一方で、後者では搭載し高出力のアクチュエータにより着用者が発揮する力の増加や長時間の活動を可能にするための増力化を目的としたツールである場合が多い。アクティブコルセットは軽労化ツールであり、最大で 20% 程度の腰部負担を軽減することで腰部の機械的な損傷を予防し、労働寿命の延伸を狙ったものである。

PAS の分類では、他にもいくつかの方法を考えることができる。本体の構造から分類を考えると、外骨格型と内骨格型に分けることができる。外骨格型とは、着用者の自重や負荷荷重を支持するための骨格として剛性の高いフレームを構造にもつ PAS である。外骨格型では本来の人体では支持できない質量の荷重すらも取り扱うことができるため、増力化の用途で開発される PAS はこれに該当する場合が多い。スーツ本体の重量も着用者が負担する必要がないため、大型で高出力のアクチュエータを搭載することができる。一方で、外骨格の構造によっては身



(a) Exoskeletal type PAS (HAL-5 Type-B[64])



(b) Endoskeleton type PAS (exosuit[65])

Fig.2.4. Classification of PAS based on skeletal structure

体の自由度や関節可動域に制限が生じる場合がある。外骨格型として開発された PAS の例として、CYBERDYNE 株式会社の HAL-5(Type-B)[66, 64] や Shiqian らの MINDWALKER[67] が挙げられる。HAL-5(Type-B) は下肢、上肢、腰部および体幹部の全身を補助する PAS であり、下肢から胴体、上肢にかけて高剛性のフレームを有する (Fig.2.4a)。各関節に搭載されたパワーユニットにより動作を補助する構造である。MINDWALKER は下肢の補助により歩行アシストを狙っており、股関節および膝関節に搭載された電磁モータを補助力源とする。本体重量はそれぞれ 23kg と 28kg であり、他の PAS と比較して高重量である。また、内骨格型では布地など人体の動きに追従する低剛性の構造を持ち、負荷の支持を人体の骨格に依存する。よって、本体重量は比較的軽量で搭載されるアクチュエータも低出力となり、作業時の筋負担軽減を目的とする場合が多い。例としては Alan らの exosuit[65] が挙げられる。exosuit は歩行時における股関節の伸展運動を補助するための PAS である (Fig.2.4b)。背部のアクチュエータユニットから大腿部にかけてベルトで結束されており、ベルトを巻き取ることで股関節の伸展時に補助力が与えられる。exosuit では歩行時の負荷を担う構造を持たず、人体の骨格により荷重を支えるものである。アクティブコルセットも同様に負荷を支持するための高剛性の構造材は持たず、内骨格型の PAS に分類される。

また、構造に基づくもう一つの考え方として、PAS をアクティブ型とパッシブ型に分けることができる。アクティブ型の PAS とは、人体の運動に対してアクチュエータにより補助力を変化させることが可能なものである。一方でパッシブ型では動力を搭載せず、人体の運動により弾性材に変形を生じさせ、収縮力により補助力を与える構造をとる。アクティブ型では運動に寄らず能動的に補助力を変化させることが可能であり、パッシブ型では人体の動きに依存して受動的に補助力が定まるという特徴がある。パッシブ型では動力を必要とせず、特に弾性材として布地を使用したものでは顕著に軽量化されている。スマートスーツ・ライト (株式会社ス



(a) Active type PAS (Cray x[68])



(b) Passive type PAS (Smart suit lite[69])

Fig.2.5. Classification of PAS by active and passive type

マートサポート)[70, 71]では腰背部に縫製されたゴム繊維の収縮力により、前屈時に上体を支持するために腰椎関節で発揮するトルクを補助する機能を持つ。スマートスーツ・ライトは約0.5kg程度であり、パッシブ型のPASには軽量であるというメリットがある。一方で、パッシブ型では補助力を能動的に制御できないため、手先に補助した負荷荷重などの外力による負担の増減には対応できない。アクティブコルセットはアクティブ型のPASであり、腰背部のセンサにより推定した腰部負担に基づき能動的に補助力を変化させることができる。

PASの補助メカニズムに着目すると、直接補助と間接補助の2つの方式に分類することもできる。直接補助型のPASでは、人体に与えた補助力が補助対象部位の負担軽減もしくは増力化に直結するものである。先に述べたHAL-5(Type-B)[66, 64]や、BLEEX[74, 72, 75]は、アクチュエータによる補助力が関節の駆動力に直接寄与する構造となっている直接補助型のPASである。間接補助型のPASは補助力が関節の駆動に直接的な寄与をせずに負担を軽減するものを指し、人体の自然な動きを妨げないという利点がある。骨盤ベルトの締付力による補助は間接補助に当たり、姿勢を矯正することでより腰部負担の少ない運動に誘導する効果がある。コルセットも、圧迫力が直接腰椎関節に補助力を作用させずに腹腔内圧を高めることで腰部負担を軽減するため、間接補助型である。直接補助と間接補助のハイブリッド型のPASも開発されており、スマートスーツ・ライト[70, 71]ではゴムの収縮力により腰部に直接補助力を作用させるのと同時に、腹部を締付けることで体幹剛性を高める間接補助の効果も期待される。アクティブコルセットは先に述べた負担軽減メカニズムから間接補助型のPASであるが、Table 2.1～2.3にも示すようにこれまでに開発されたPASにおいて間接補助型はほとんど見られない。また、これまでの間接補助型のPASは骨盤ベルトやコルセットのように常に一定の補助力



(a) Direct type PAS (BLEEX[72])



(b) Indirect type PAS (Pelvic belt(Daiya Industry Co., Ltd.))[73])

Fig.2.6. Classification of PAS based on skeletal structure

を与えるものや、パッシブ型のみであり、外力負荷に対応することができなかった。アクティブコルセットは従来の間接補助型の PAS における課題の解決に向けたアシストツールであるといえる。

Table2.1. Assistance methods and features for each power assist suit (1)

通番	製品・開発名	開発元
1	Active Corset[29]	北海道大学
2	AWN-03[76]	アクティブリンク株式会社
3	BLEEX[74, 72, 75]	University of California, Berkeley
4	CRAY X[68]	German Bionic
5	EVO[77]	Ekso Bionics
6	EXOBACK[78]	RB3D
7	exosuit	Alan ら [65]
8	HAL 腰タイプ [79]	CYBERDYNE 株式会社
9	HAL-5(Type-B)[66, 64]	
10	H-CEX[80]	Hyundai Motor Group
11	Honda 歩行アシスト (有償モニタ機)[81, 82]	本田技研工業株式会社
12	MINDWALKER	Shiqian ら [67]
13	Paexo[83, 84]	Ottobock SE & Co. KGaA
14	PAIS-B100[85]	パワーアシスト
15	PAIS-M100[86]	インターナショナル株式会社
16	ReWalk[87]	Argo Medical Technologies Ltd.
17	REX[88]	REX BIONICS Pty Ltd.
18	WAS-LiBERo (FY2012)	八木ら [89, 90]
19	ウェアラブルアグリロボット	遠山ら [91, 92]
20	スマートスーツ [70]	株式会社スマートサポート
21	スマートスーツ・ライト [70, 71]	
22	パワーアシストグローブ	佐々木ら [93, 94]
23	マッスルスーツ [95, 96, 97]	株式会社イノフィス
24	ラクニエ [98]	株式会社モリタホールディングス
25	ラクベスト [99]	株式会社クボタ

Table2.2. Assistance methods and features for each power assist suit (2)

通番	外骨格/内骨格	直接補助/間接補助	アクティブ型/パッシブ型
1	内骨格	間接補助	アクティブ型
2	外骨格	直接補助	アクティブ型
3	外骨格	直接補助	アクティブ型
4	外骨格	直接補助	アクティブ型
5	外骨格	直接補助	パッシブ型
6	外骨格	直接補助	アクティブ型
7	内骨格	直接補助	アクティブ型
8	外骨格	直接補助	アクティブ型
9	外骨格	直接補助	アクティブ型
10	外骨格	直接補助	パッシブ型
11	外骨格	直接補助	アクティブ型
12	外骨格	直接補助	アクティブ型
13	外骨格	直接補助	パッシブ型
14	外骨格	直接補助	アクティブ型
15	外骨格	直接補助	アクティブ型
16	外骨格	直接補助	アクティブ型
17	外骨格	直接補助	アクティブ型
18	外骨格	直接補助	アクティブ型
19	外骨格	直接補助	アクティブ型
20	内骨格	直接補助および間接補助	パッシブ型
21	内骨格	直接補助	アクティブ型
22	内骨格	直接補助	アクティブ型
23	外骨格	直接補助	パッシブ型
24	内骨格	直接補助	パッシブ型
25	外骨格	直接補助	アクティブ型

Table2.3. Assistance methods and features for each power assist suit (3)

通番	アクチュエータ	補助対象部位	本体重量
1	電磁モータ	腰部	0.77kg
2	電磁モータ	腰部	6kg
3	油圧式リニアアクチュエータ	下肢	非公開
4	非公開	腰部	7kg
5	無動力 (ガススプリング)	上肢	非公開
6	非公開	腰部	8.4kg
7	電磁モータ	股関節	7.57kg
8	電磁モータ	腰部	3.1kg
9	電磁モータ	腰部・体幹部・四肢	23kg
10	無動力	下肢	1.6kg
11	電磁モータ	股関節	2.6kg
12	電磁モータ	下肢	28kg
13	無動力	肩関節	1.5kg
14	電磁ブレーキ	腰部	4.4kg
15	電磁モータ	腰部	4.7kg
16	電磁モータ	下肢	非公開
17	非公開	下肢	非公開
18	電磁モータ	腰部	7.4kg
19	超音波モータ	上肢・下肢	12kg
20	電磁モータ	腰部	2.9kg
21	無動力 (弾性材)	腰部	0.5kg
22	空気圧ゴム人工筋	手指	非公開
23	無動力 (Mackibben 型人工筋肉)	腰部	3.3～6.6kg
24	無動力 (弾性材)	腰背部	0.25kg
25	無動力 (ロック機構)	上肢	3.8kg

第 3 章

運動計測に基づく姿勢および腰部負担の評価

3.1 補助効果検証のための運動計測実験

骨盤締付けによる運動時の姿勢矯正および腰部補助効果を検証するために行った，運動計測実験について述べる．計測の対象とした動作は，Fig.3.1 に示すような上体の伸展および屈曲を含む負荷荷重の挙上・下垂運動である．計測対象の動作は 8 つのフェーズから構成されており，各フェーズの概要については Table 3.1 に示す．この動作計測において，被験者の腰部に負荷を与えるために，挙上する荷物には適度に錘を取り付けた．錘の質量は事前に計測した各被験者の背筋力を基に決定され，背筋力の 5% に相当する質量の錘を用いた．また前屈の角度を規定する目的で，負荷荷重を把持する時に第 12 胸椎付近の体表面における傾斜角が 45deg 程度となるように錘を置く台の高さを調整した．本章で行う腰部負担および関節剛性に関する解析は特に，手先に負荷荷重を保持せずに上体を伸展する動作である Phase8 について行うが，これは重力に抗って上体を起こす運動は最も腰部補助の需要が高く，また背筋群の収縮により腰部負担が高いと想定されるためである．被験者には，人体の股関節から腰椎および胸椎にかけ

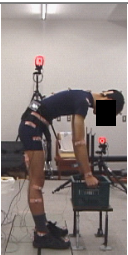
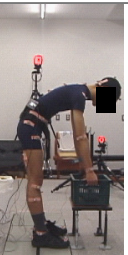
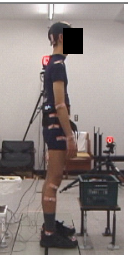
Phase	1	2	3	4	5	6	7	8	
Posture	Standing	. . .	Bending	. . .	Standing	. . .	Bending	. . .	Standing
t[s]	0~3	3~6	6~9	9~12	12~15	15~18	18~21	21~24	24
		⇒		⇒		⇒		⇒	

Fig.3.1. Motion measurement experiment

Table3.1. Overview of motion measurement experiment

Phase	動作概要
1	直立姿勢を 3 秒間維持する
2	上体を屈曲し, 負荷荷重の持ち手を掴むまで前屈する
3	前屈姿勢を 3 秒間維持する
4	上体を伸展し, 直立姿勢に至るまで負荷荷重を挙上する
5	直立姿勢を 3 秒間維持する
6	上体を屈曲し, 負荷荷重の底面を台から僅かに浮かせて静止する
7	前屈姿勢を 3 秒間維持する
8	台に負荷荷重を置き, 直立位に至るまで上体を伸展する

での屈曲に注目するために, 前屈時に膝関節を屈曲させないように指示をした. 各フェーズの所要時間は 3sec であり, 被験者が各フェーズの動作を時間内に過不足なく完了できるように, 計時用にメトロノームを 1Hz で発振させた. これらの動作は締付力の条件が異なる Unbelted, Belted, Constant, Active の 4 つの条件について各 10 回ずつ実施され, 次節では各条件における腰部関節の運動軌道や負担を比較する. 各条件の概要は次のとおりである.

- Unbelted: アクティブコルセットを着用しない状態
- Belted: アクティブコルセットがずれない程度の力で着用するが, ベルト締付力は与えない状態
- Constant: アクティブコルセットを着用し, ベルトの締付力を最大出力 (80N) に固定した腰部補助を与えた状態
- Active: アクティブコルセットの標準締付力制御則による可変締付力で腰部補助を与えた状態

運動の計測には赤外式モーションキャプチャ (MAC3D System, Motion Analysis 社) を用いた. 計測用マーカは被験者の身体に Fig. 3.2 に示すように貼付された. また, 運動時の腰背部筋活動を取得する目的で, L5 椎体付近の脊柱起立筋の表面筋電図 (Biolog 無線筋電計, S&ME 社) を計測した. 加えて, 腰部締付けにより期待される姿勢矯正に伴う重心の移動を調査するために, 床反力計により重心位置を計測した.

実験に参加した被験者は, 現在腰痛の症状が現れていない健常者の男女 101 名 (うち, 男性 53 名, 女性 48 名) である. Fig.3.3 に男女別の被験者の年齢ヒストグラムを示すが, 被験者の年齢は男性では 10~60 代, 女性では 20~50 代となっており, アクティブコルセットの腰部補助の対象である就労者の年齢層のほぼ全域にわたる幅広い世代に対して実験を実施した. また, Fig.3.4 には横軸を身長, 縦軸を体重としたときの被験者の身長-体重分布を示した. 身長は男性で 1.60~1.82m, 女性で 1.47~1.70m に渡り, 体重では男性で 49.2~115.0kg, 女性で 40.1

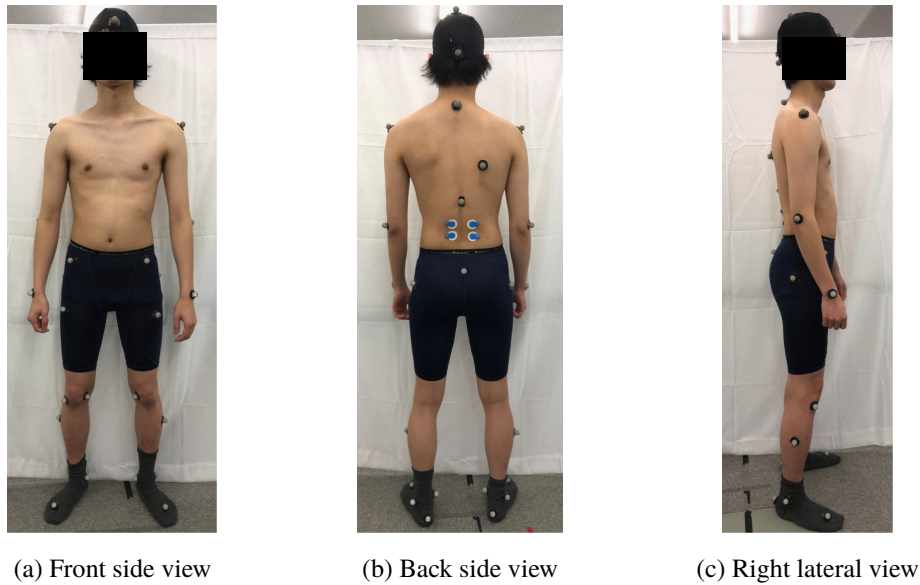


Fig.3.2. Marker pasting position for motion capture

～89.6kg の範囲に分布した。これは、実験実施年である 2018 年度に厚生労働省により行われた身体状況調査から得られた日本人の身長平均および標準偏差が男性で $1.612 \pm 0.191\text{m}$ 、女性で $1.505 \pm 0.148\text{m}$ であり、体重では男性で $60.2 \pm 17.5\text{kg}$ 、女性で $49.6 \pm 12.8\text{kg}$ であることから、体格の面から言及しても、男女ともに様々な特徴をもつ被験者を動員することができたといえる。これらの 101 名の内、8 名ではモーションキャプチャの計測不良などの理由により解析対象から除外したため、93 名を解析対象とする。

3.2 力学モデルに基づく負担評価

本節では、2 章の仮説で述べた締付力による腰部負担の軽減効果を検証する。ここでは運動計測実験における動作の内、Phase8 のあたる前屈位からの上体伸展運動を対象とし、アクティブコルセットを着用しない Unbelted 条件と可変締付力による補助を与える Active 条件とを比較する。2 章では、腰部への締付力により重力に抗って上体を支持するためのトルクを減少させることで負担が軽減されることを述べた。よってここでは Fig. 3.5 に基づき、Eq.3.1 により腰椎関節の周りに働く抗重力トルク $\tau[\text{N}]$ を腰部負担の指標とし、腰椎関節トルクの増減により負担を評価する。Fig.3.5 中のモデルのリンク角 θ_H 、 θ_L 、 θ_T はそれぞれ各被験者の股関節、腰椎関節、胸椎関節の屈曲角度である。また、Eq.3.1 中の $m_2 \sim m_3$ は各リンクの質量を、 L_2 および L_3 は各リンク長を、 L_{c2} および L_{c3} は各リンク重心のリンク基部側関節からの距離を表す。

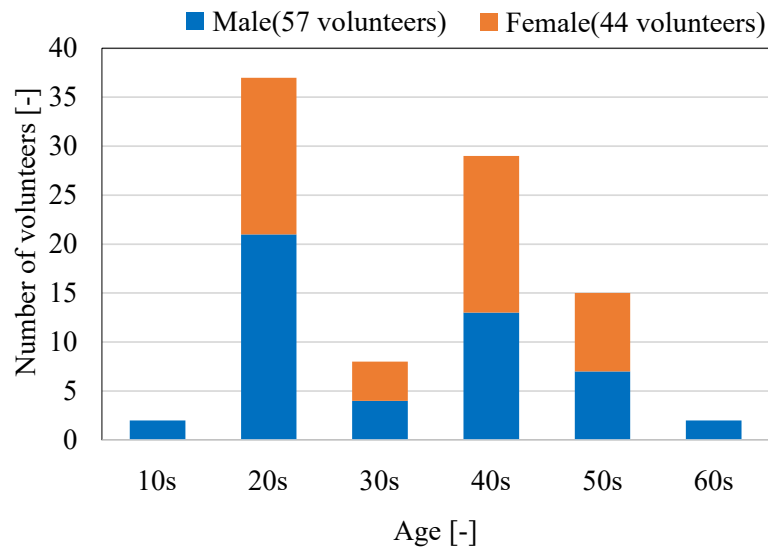


Fig.3.3. Age distribution of subjects

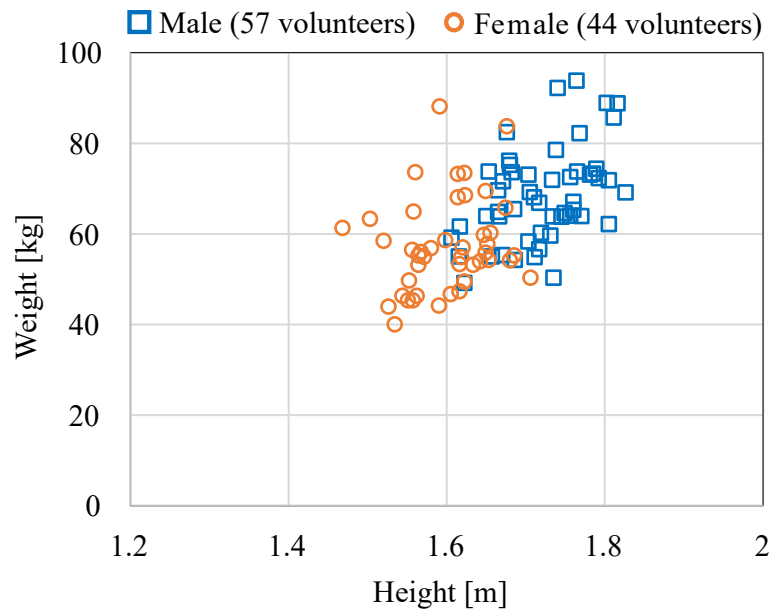


Fig.3.4. Height and weight distribution of subjects

$$\tau = m_2 g L_{c2} \sin(\theta_H + \theta_L) + m_3 g \{L_2 \sin(\theta_H + \theta_L) + L_{c3} \sin(\theta_H + \theta_L + \theta_T)\} \quad (3.1)$$

Eq.3.1 に基づいて計算した腰部負担について、Unbelted 条件から Active 条件にかけての腰部負担の減少率を負担軽減率 E として Eq.3.2 により求める。なお、式中の τ_U , τ_A はそれぞれ Eq.3.1 により求められる各条件での腰部負担である。

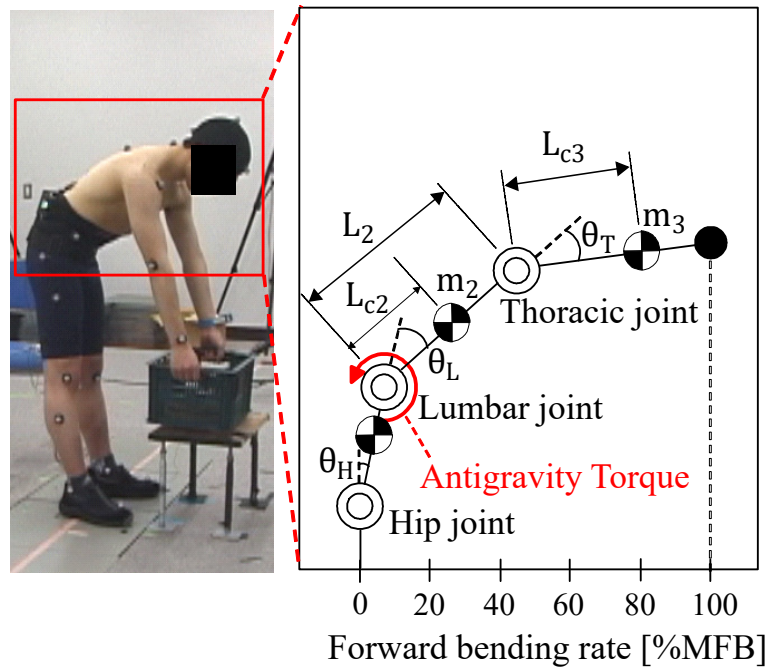


Fig.3.5. Mechanical model to compute the lumbar load

$$E = \frac{\tau_U - \tau_A}{\tau_U} \quad (3.2)$$

この力学モデルによる負担評価を上体伸展動作において行うが、動作中の姿勢変化に伴う補助効果の推移を観察するために、手先位置が異なる5姿勢を動作中から抜き出して各姿勢における負担軽減率 E を計算する。そこで Fig.3.5 に示すように、リンク基部からリンク終端位置までの水平距離を表す前屈率 (%MFB) を導入する。前屈率は対象動作の初期姿勢である 45deg 前屈位における手先位置を 100%MFB とし、上体を伸展するに従い減少する尺度であり、対象動作の前屈の程度を表現することができる。この前屈率について、20, 40, 60, 80, 100%MFB となる5姿勢について評価を行う。

ここで、例としてある1名の被験者について算出した腰椎関節トルクを Fig. 3.6 に示す。グラフ中の縦軸は Eq. 3.1 により求めた腰椎関節の抗重力トルクであり、横軸が前屈率の値を表す。また、アクティブコルセットを着用しない Unbelted 条件と、着用者に可変締付力を与える Active 条件をそれぞれ破線と実線により表示した。両条件において、ほぼ立位姿勢となる 0%MFB においては腰椎関節トルクの値は 10Nm 以下の値となり、前屈率が増加し前屈角度が大きくなるに従って関節トルクも増加する。この被験者においては、Active 条件における関節トルクは Unbelted 条件と比較して 5Nm 程度小さい値で推移しており、負担軽減率は 26.6%(0%MFB) ~ 1.9%(100%MFB) であった。ところで、Fig.3.6 のグラフでは前屈率が 100%MFB の時における関節トルクは Unbelted と Active との間でほぼ値に差は見られない。この点については、45deg 程度の比較的前屈角の大きい領域では、体幹部の各関節が可動域の限界近くまで屈曲しており、両条件間で運動時の姿勢にほぼ差が無いためと思われた。

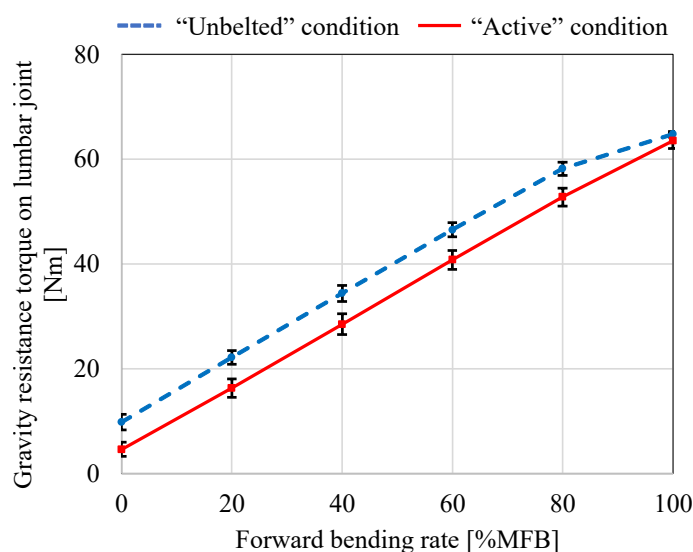
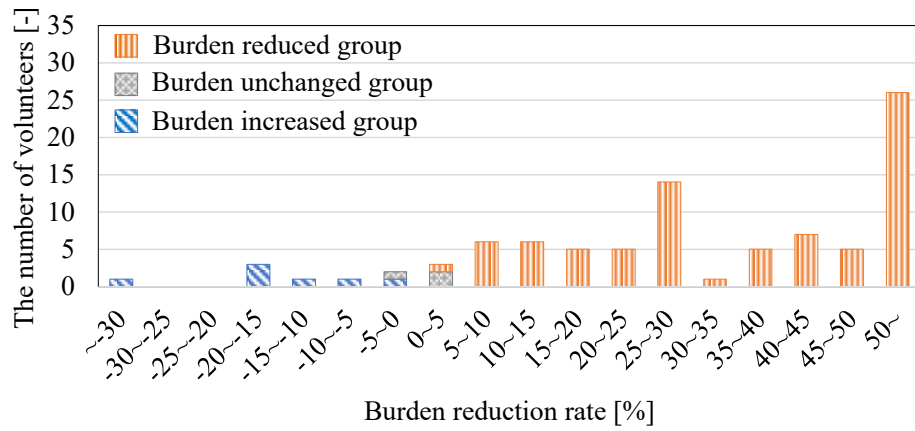


Fig.3.6. Gravity resistance torque on the lumbar joint of Subject A

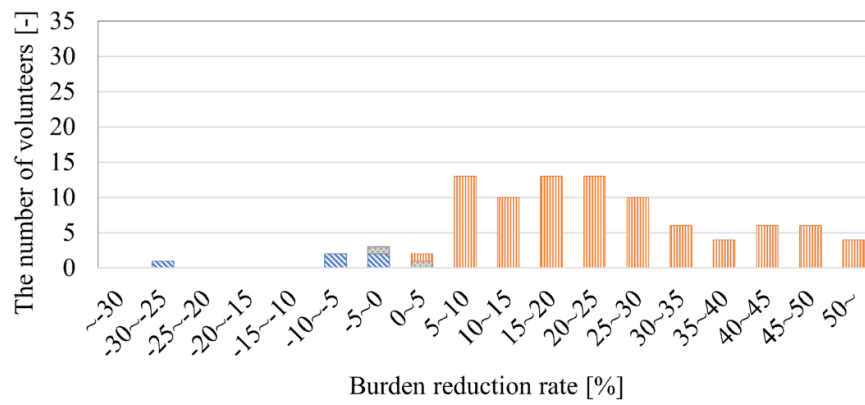
Table3.2. The ratio of volunteers in each group and the burden reduction rate

Forward bending rate [%MFB]	20	40	60	80	100
The number of volunteers [-]	49	74	88	94	94
Ratio of burden reduced group [%]	80.0	90.7	92.1	92.6	78.7
Ratio of burden unchanged group [%]	6.0	2.7	2.2	3.2	13.8
Ratio of burden increased group [%]	14.0	6.7	5.6	4.2	7.4
Average reduction rate of burden reduced group [%]	40.3	25.3	18.1	13.5	7.7

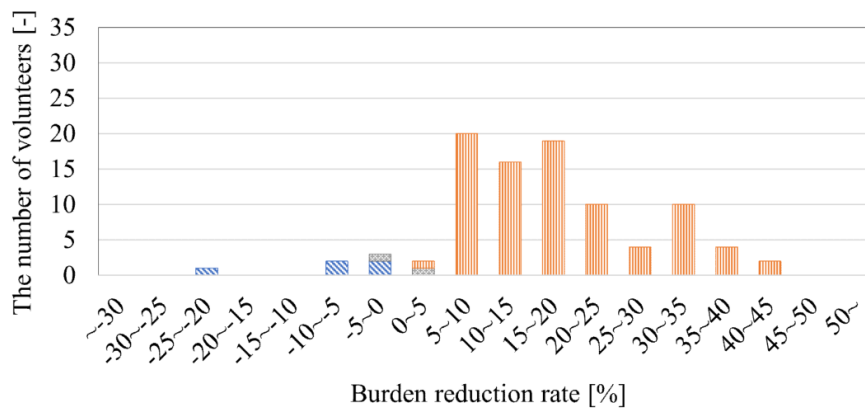
Eq.3.1 および Eq. 3.2 に基き，Active 条件における負担軽減率を求める．Unbelted, Active 各条件での 10 試行に対して T 検定を行い，可変締付力により有意に負担が減少した被験者を負担減少群 ($p<0.05$)，有意に負担が増加した被験者を負担増加群 ($p<0.05$)，有意な変化が認められない被験者を負担恒常群として分類した．各前屈率において分類を適用することで得られる，93 名の被験者による負担軽減率の人数分布を Fig.3.7 に示す．また，分類結果の集計を Table3.2 に示す．なお，各前屈率において，モーションキャプチャの計測データの部分的な欠損により被験者の総数に差異がある．分類により，姿勢による差異はあるものの，78.7～92.6% の被験者が負担減少群に分類され，負担減少群での平均の負担軽減率は 7.7～40.3% であった．一方で，4.2～14.0% の被験者が負担上昇群に分類され，2.2～13.8% の被験者が負担恒常群に分類された．以上より，大半の被験者が負担減少群に分類されたことから一般的に締付力は腰部負担を軽減する効果をもつといえる．



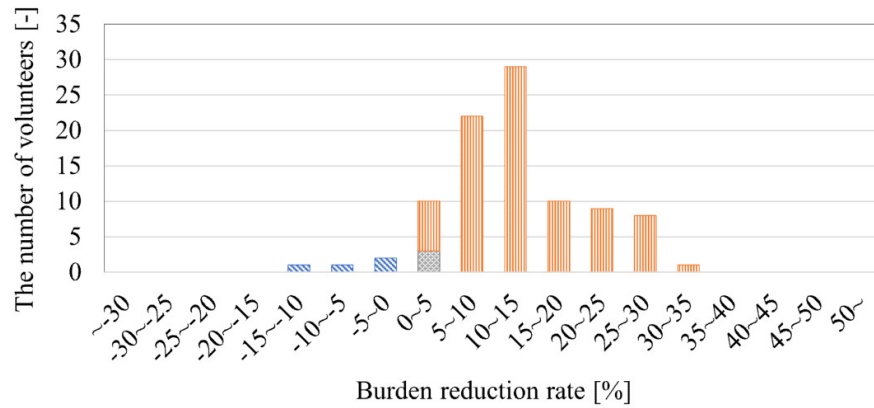
(a) Forward bending rate: 20%MFB



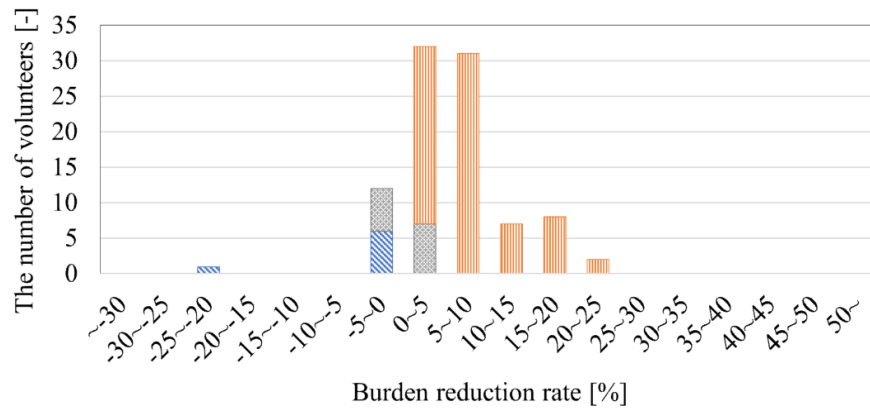
(b) Forward bending rate: 40%MFB



(c) Forward bending rate: 60%MFB



(d) Forward bending rate: 80%MFB



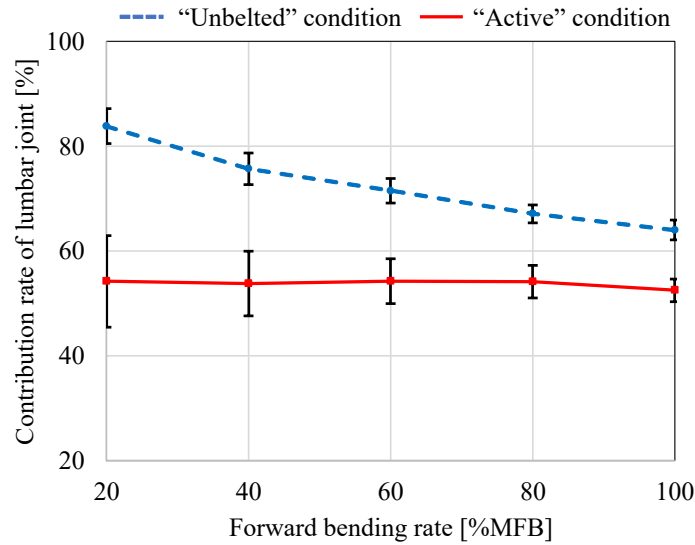
(e) Forward bending rate: 100%MFB

Fig.3.7. Distribution of burden reduction rate

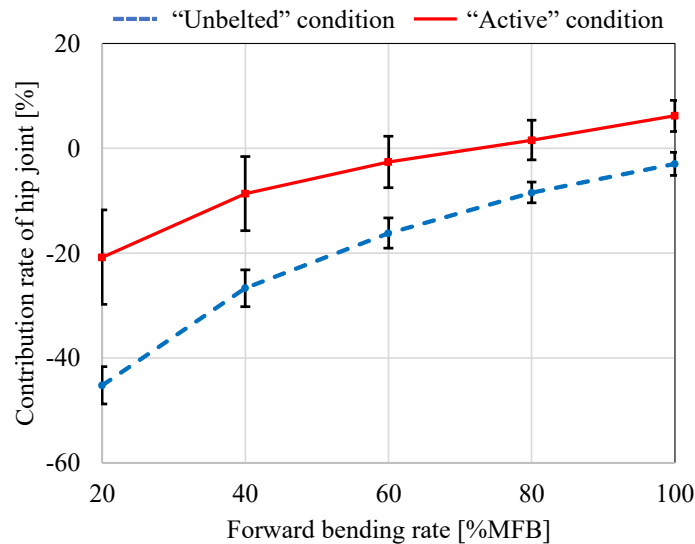
3.3 締付力による運動矯正

3.3.1 評価方法

締付力による運動矯正効果の評価方法について述べる．2章で述べた仮説では，締付力により腰椎の屈曲が抑制され，股関節屈曲角の増加による運動の代替が期待されることを述べた．ここでは，モーションキャプチャにより計測した上体伸展運動中の股関節，腰椎関節の屈曲角について，締付力を与えたことによる変化量を示す．評価にあたり，被験者の体格差や運動中の関節の屈曲変化の影響を除き，締付力による関節屈曲変化の傾向を把握するために，Eq.3.4により得られる関節屈曲寄与率 C_H および C_L を導入する．関節屈曲寄与率は前屈角（股関節，



(a) Lumbar joint



(b) Hip joint

Fig.3.8. Contribution ratio of each joint (Subject A)

腰椎関節、胸椎関節の屈曲角の和) により各関節の屈曲角を正規化した値であり、各関節が前屈姿勢に対してどの程度寄与するのかを表す。この評価指標の導入により、腰椎関節と股関節のどちらを優位に使う運動を行っているのかを評価し易くなる。なお、Eq.3.4 の C_H および C_L はそれぞれ股関節と腰椎の屈曲寄与率を、 θ_H 、 θ_L および θ_T はそれぞれ股関節、腰椎、胸椎の屈曲角を表す。

$$C_H = \frac{\theta_H}{\theta_H + \theta_L + \theta_T} \quad (3.3)$$

$$C_L = \frac{\theta_L}{\theta_H + \theta_L + \theta_T} \quad (3.4)$$

例として 1 名の被験者における腰椎関節および股関節の屈曲寄与率の締付けによる変化を Fig. 3.8 に示す。図中のグラフは縦軸に各関節の屈曲寄与率を、横軸に前屈率をとり、グラフ中のエラーバーは標準偏差を表す。グラフ中にはアクティブコルセットを着用しない Unbelted 条件と可変締付力による補助を行う Active 条件をそれぞれ破線と実線により表示した。まず Fig. 3.8(a) に示す腰椎の屈曲について、この被験者では前屈率の値によらず Active 条件における腰椎の屈曲寄与率は Unbelted 条件と比較して有意に減少していた ($p < 0.01$)。特に前屈率の値が小さい領域では締付けによる腰椎屈曲の減少が顕著であり、寄与率の値では Unbelted 条件において 85% 程度であったものが締付けを与えることで 30% 程度減少している。前屈率の値が増加し前屈角が大きくなる領域では、Unbelted 条件と Active 条件との間の差が縮小しており、前節で述べたように体幹部の関節可動域が限界に近い場合 Unbelted、Active 両条件間での運動姿勢の差異が小さくなったものと思われた。また、Fig. 3.8(b) に示す股関節の屈曲については、腰椎関節とは反対に Active 条件における屈曲寄与率が Unbelted 条件を上回る傾向が見られた。これについて、締付けにより腰椎関節で減少した分の屈曲が股関節により代替されたものであり、本研究で予想した締付けによる運動矯正効果を確認できた。

3.3.2 各群における運動変化

解析対象の被験者 93 名における腰椎屈曲および股関節の屈曲における全体的な傾向について述べる。Fig. 3.9 に前屈率異なる 5 姿勢での股関節および腰椎関節の屈曲寄与率の締付力による変化を示す。図中のグラフの横軸および縦軸はそれぞれ Unbelted 条件から Active 条件にかけての股関節屈曲寄与率の増加量、腰椎屈曲寄与率の減少量を表し、プロットされた各点は各被験者での屈曲寄与率の変化を表す。すなわち、締付力により腰椎関節の屈曲が股関節の屈曲により代替された被験者では、Fig. 3.9 中のグラフで第一象限に分布する。また図中では、前節で締付力による腰部負担の軽減率で分類した負担減少群、負担恒常群、負担増加群の被験者を分けてプロットした。

Fig. 3.9 において、負担減少群に分類された被験者はいずれの前屈率においても第一象限に分布が集中しており、また分布の広がりも右上方に伸びている。よって、負担減少群の被験者では仮説で述べたような腰椎関節の屈曲抑制と股関節による代替運動が生じており、矯正効果が現れているといえる。この傾向は、前屈率の値が比較的小さい姿勢において顕著であるが、これは上体の屈曲が浅い領域では前屈角に対して腰椎関節および股関節の締付けによる屈曲角度の変化量が小さいためである。一方で、負担増加群として分類された被験者では、第三象限に分布が集中している。すなわち、この被験者群では締付力により腰椎関節をより優位に屈曲させる傾向にあり、負担減少群とは反対の運動変化が生じていた。また、Fig. 3.9 中において負担

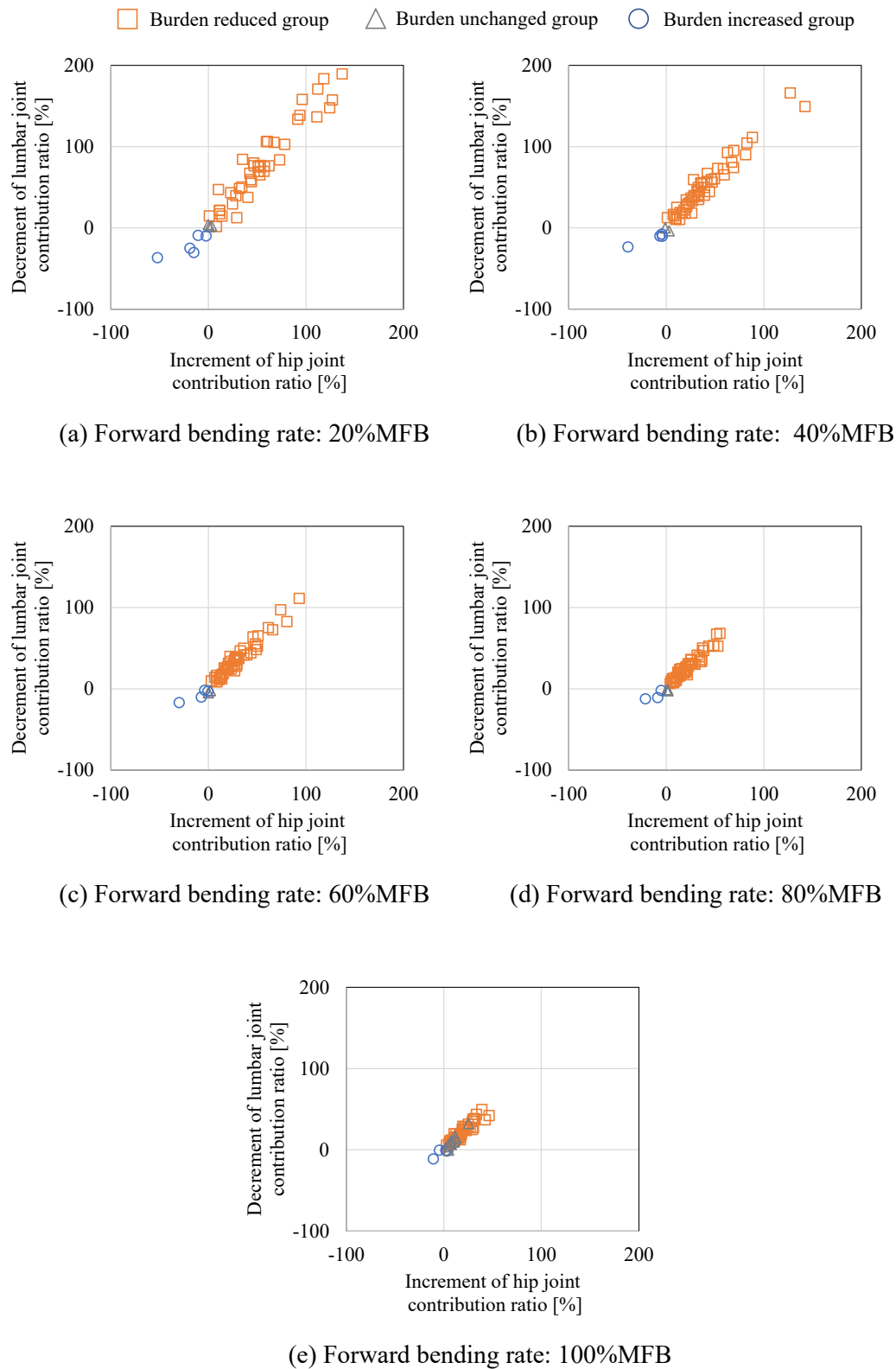


Fig.3.9. Change of the contribution ratio of hip and lumbar joint

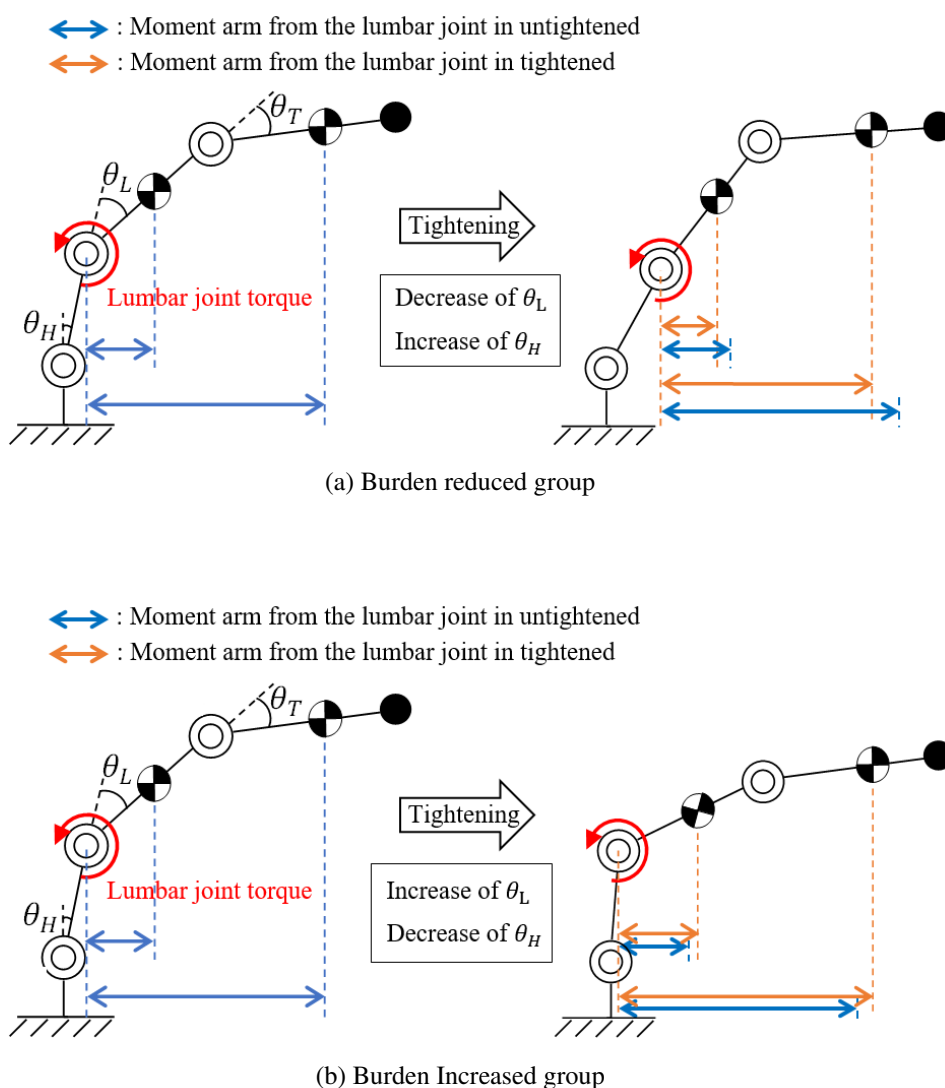


Fig.3.10. Change of the posture due to the pelvic tightening

恒常群として示された点群は、原点付近に分布が集中しており、締付力により腰部関節の屈曲に影響を受けていないことがわかる。

以上を踏まえ、特に負担減少群と負担増加群について、各群で認められた運動変化と腰部負担との関係について、力学モデルに基づいて述べる。前節では、負担減少群では締付力による腰椎関節の屈曲が股関節により代替される傾向が認められた。負担増加群では反対に、腰椎関節の屈曲が増加し、股関節の屈曲が増加する傾向がみられた。これら2群における運動の変化を股関節、腰椎関節、胸椎関節の自由度を持つ3リンクモデルにより表現したものを Fig. 3.10 に示す。Fig.3.10(a) に示した負担減少群では、腰椎の屈曲が減少し、股関節の屈曲が増加する。

これにより、腰椎関節から上体の各重心位置までのモーメントアームが短縮され、腰椎関節での抗重力トルクが減少する。一方で、Fig.3.10(b) に示した負担増加群では、腰椎関節の屈曲が増加し股関節の屈曲が減少し、腰椎関節中心から上体の重心位置までの距離は延長され、腰椎関節トルクが増加したものと思われる。

以上により、本研究で予想する締付力による運動矯正効果とそれによる腰部負担の減少を確認することができた。次節では、運動矯正が生じた要因であると思われる腰部関節の剛性変化について検証を行う。

3.4 腰部関節剛性への影響

3.4.1 運動矯正と関節剛性との関係

締付けによる運動矯正では、腰椎の屈曲が減少し、代わりに股関節の屈曲が増加することを述べた。2章の仮説では、この運動変化が締付力による腰部関節剛性の変化により生じるものと予想した。本節では、腰椎関節および股関節の剛性値を力学モデルに基づき推定し、締付力による影響を実験的に検証する。

腰部の締付けが腰部関節の剛性に影響を与える可能性については以前より示唆されてきた。末廣ら [44] や Snijders ら [100] は仙腸関節の剛性を高める作用を持つ内腹斜筋の活動に注目し、骨盤ベルト着用時に内腹斜筋の活動が低下することから腰部の締付けが仙腸関節の剛性を高める作用を持つことを示してきた。また、Damen らは超音波画像診断から、骨盤ベルト着用による仙腸関節の安定化を示している [33, 34]。このように締付けによる腰部関節の剛性の上昇については以前から示されてきたものの、関節剛性そのものを測定し締付けによる影響について定量的な評価を行った研究は未だ見られない。一方で、人体関節に対する粘弾性の測定を試みた研究は多くみられる。村井らは屍体の肩関節に外力トルクを与えた際の挙動を光学式モーションキャプチャにより計測し、肩関節の受動抵抗を測定した [101]。生体を扱った研究では、山崎らが徒手的に外力を与えた際の人体各関節の抵抗特性を測定したほか、黒崎らによる全身の関節粘弾性の同定や、Gomi らにより行われたマニピュレータが与える外力からの上肢の粘弾性測定などがある [102, 103, 104]。このように人体関節のインピーダンス同定を扱った研究は数多く、アクティブコルセットの締付けによる関節剛性への影響についても定量的な評価は可能と思われる。

そこで、本章での検証の基になる関節剛性と関節の屈曲角度との関係から、関節剛性の評価方法について考える。関節剛性として一定の弾性係数を持つ単関節のリンクモデルを考えたとき、手先に一定の外力を与えることで関節は屈曲するが、このときの屈曲角度は関節剛性の大きさに依存する。関節の屈曲角はフックの法則に従い関節の剛性値に反比例するため、関節剛性が高まれば屈曲角は減少し、剛性が下がれば大きく屈曲する。これを多関節のモデルに当てはめたとき、一定の手先外力を受けるとき、関節の屈曲角は各関節の剛性値の逆比となる。この関係を腰椎関節および股関節の二関節に適用すると、これらの関節の屈曲角度と剛性値は

Eq. 3.5 に従う．

$$\theta_H = \frac{k_L}{k_H} \theta_L \quad (3.5)$$

締付力により腰椎関節の屈曲角 θ_L が減少し、股関節の屈曲角 θ_H が増加する時、Eq.3.5 より股関節剛性に対する腰椎剛性の比率（関節剛性比 R ）が高まることが期待される．すなわち、関節剛性において期待される効果を得られたことを評価するためには、関節剛性比 R が締付力により増加したかどうかを検証すればよい．

締付力と腰背部関節の剛性との関係を明らかにすることは、アクティブコルセットによる可変締付力制御則の個人適合に役立てることができる．現在までにアクティブコルセットの腰部締付力による負担軽減の程度は一定ではなく、個人によって効果に差が生じることが判明している [29]．締付力は腰椎屈曲を抑制し剛性を高めるが、その程度は各個人が元々備えている関節剛性によっても左右される．普段から腰椎部の関節剛性が低く、前屈時に腰椎の屈曲が大きい傾向にある者は、アクティブコルセットによる締付けは運動軌道の改善という形で有益に作用するが、一方で締付けを必要としない者にとっては苦痛や障害となる．最大の効果を得るために必要最小限の締付力を与える制御であることが望ましく、そのためには腰部締付力と腰背部関節剛性との関係を明らかにする必要がある．

3.4.2 腰部関節剛性の推定

腰部関節剛性の推定方法について述べる．本研究では運動計測実験に基づき関節剛性を推定する．対象とした運動は、本章第一節で述べた運動計測実験の Phase8 にあたる、前屈姿勢か

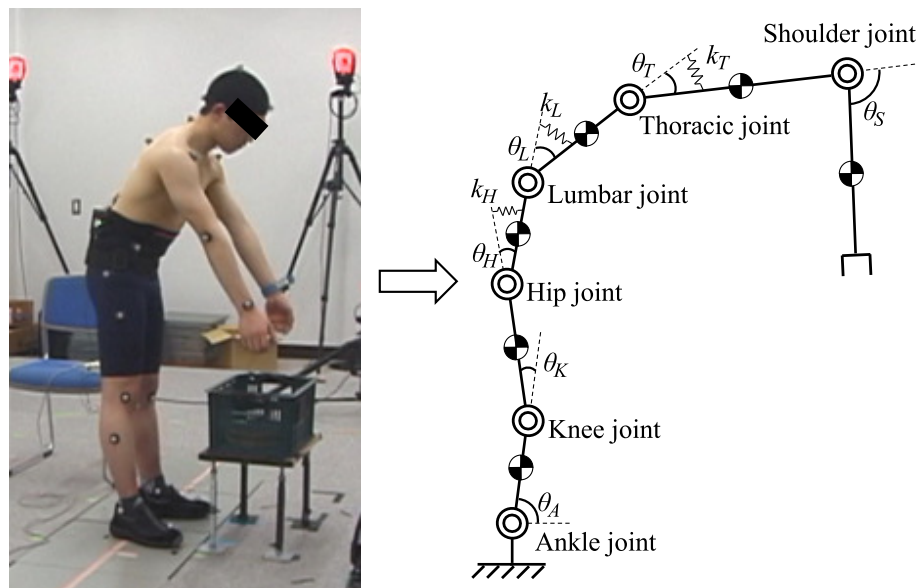


Fig.3.11. Mechanical model to compute the joint elasticity

Table 3.3. Mass and CoG of each link
 Mass is expressed as a ratio to body weight and CoG is expressed as a ratio to the link length from the proximal end

Link number	1	2	3	4	5		6		
Body part	Lower thigh	Thigh	Lower half of lower trunk	Upper half of lower trunk	Upper trunk	Head	Upper arm	Lower arm	Hand
Mass of the each body part [%]	10.2	22.0	9.35	9.35	30.2	6.9	5.4	3.2	1.2
CoG of the each body part [%]	59.4	52.2	50.0	50.0	57.2	6.9	5.4	3.2	1.2
Mass of the link [%]	10.2	22.0	9.35	9.35	37.1			9.8	
CoG of the link [%]	59.4	52.5	50.0	50.0	65.2			50.0	

らの上体伸展である．ここでは前屈に関わる体幹部の関節として、股関節、腰椎関節および胸椎関節の剛性を推定する．そのために、人体の矢状面上での運動を表現する力学モデル (Fig.3.11) に基づいて考える．モデルには、推定の対象とする股関節、腰椎関節、胸椎関節をそれぞれを矢状面上で回転する弾性関節として設定したほか、その他矢状面上で自由度を持つ足関節、膝関節、肩関節を加えて計 6 リンクとした．各リンク長は、立位姿勢における関節間の距離をモーションキャプチャにより計測し決定した．リンク角についても同様にモーションキャプチャにより計測し、直立位からの関節角度の変位をリンク角としてモデルに入力した．リンク質量およびリンク重心については阿江ら [105] により計測された身体各部の体重に対する質量比および重心位置に基づき決定した．頭部の質量は胸椎関節から肩関節までの第 5 リンクの質量に含み、第 5 リンクの重心位置は上胴部分と頭部の剛性重心とした．また、阿江ら [105] の報告では、第 3 および第 4 リンクに相当する部分は一つの部位として扱われていたため、質量は 2 等分し、重心位置はリンク中央とした．Fig.3.11 に示すモデルの各リンクに含まれる人体各部の質量および重心位置の一覧を Table 3.3 に示す．なお、Table 3.3 において、モデルに含まれない足部の質量は除外した．

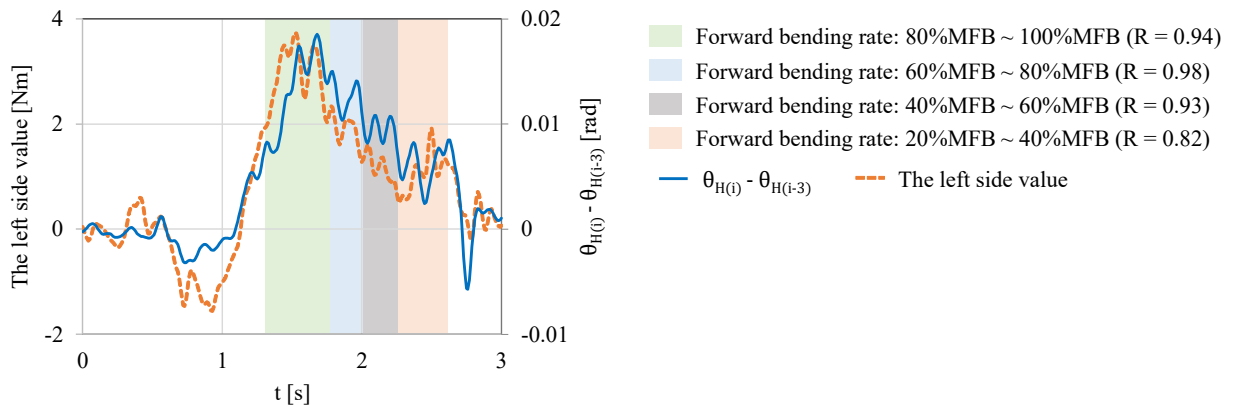
Fig.3.11 の力学モデルの運動方程式は、 H (股関節)、 L (腰椎)、 T (胸椎) をとる記号 x で各リンクの屈曲角を表した関節角度 θ_x および各弾性関節の平衡点を表す θ_{x0} により、慣性項 $M_x(\theta_x)\ddot{\theta}_x$ 、遠心力・コリオリ力項 $c_x(\theta_x, \dot{\theta}_x)$ 、重力項 $g_x(\theta_x)$ 、弾性力項 $k_x\theta_x$ 、筋発揮トルク τ_{mx} および外力負荷トルク τ_{sx} を考慮して、

$$\begin{aligned} M(\theta_{x(i)})\ddot{\theta}_{x(i)} + c(\theta_{x(i)}, \dot{\theta}_{x(i)}) + g(\theta_{x(i)}) + k_x(\theta_{x(i)} - \theta_{x0}) \\ = \tau_{mx(i)} + \tau_{xs(i)} \quad (i = 1, 2, 3, \dots, s) \end{aligned} \quad (3.6)$$

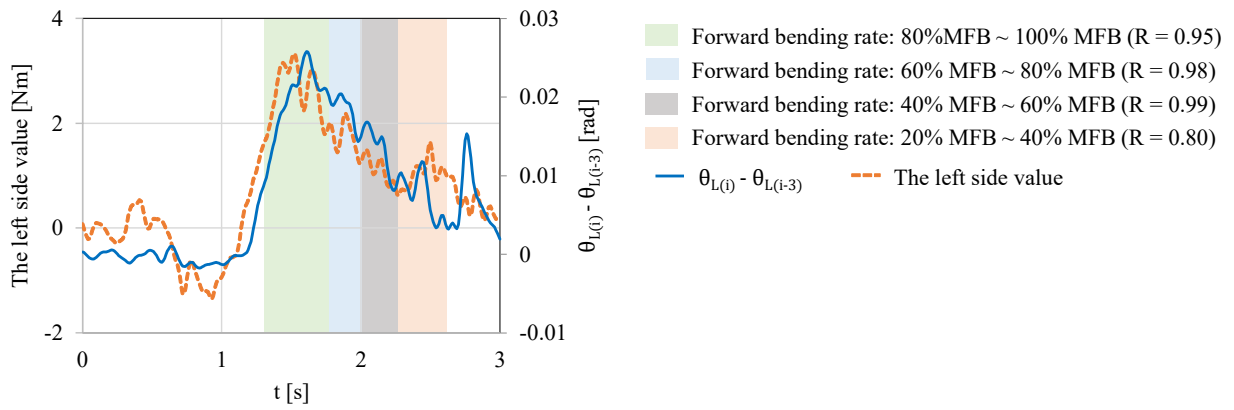
と記述される．なお、 i は計測データの時系列インデックスを、 s は計測データ点数をそれぞれ表す．Eq.3.10 に基づき関節の弾性係数を算出するが、式中において弾性力項 $k_x\theta_x$ を除けば筋発揮トルク τ_{mx} が未知であり、モーションキャプチャの計測データから算出されない項である．よって、以下の Eq.3.7 を認めることにより筋発揮トルク項 τ_{mx} を消去する．

$$\tau_{mx(i)} = \tau_{mx(i-3)} \quad (i = 1, 2, 3, \dots, s) \quad (3.7)$$

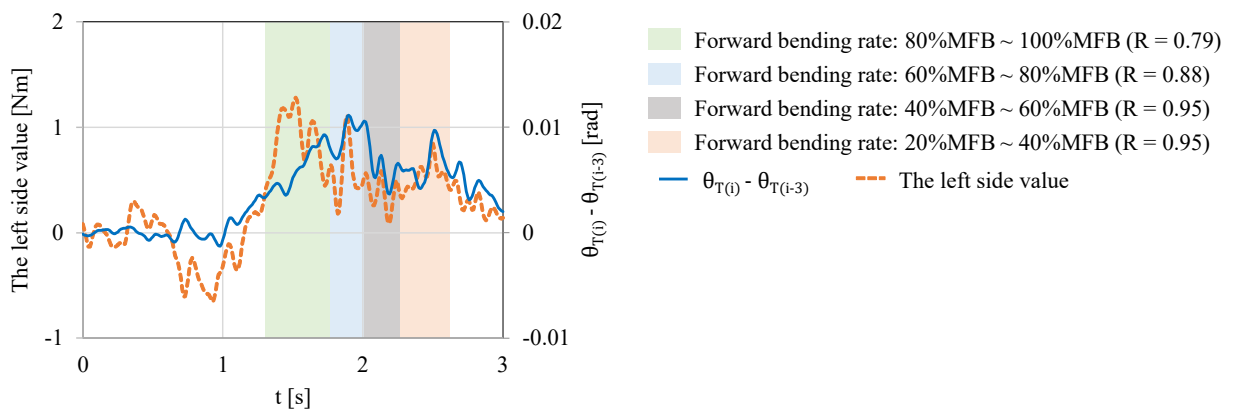
Eq.3.7 は、連続する 4 サンプル間で筋発揮トルクに変化が生じないことに基づく．腰背部の伸展に関わる脊柱起立筋を対象とした研究によると、人体の重心が移動した後に脳から筋へ収縮指令が伝達されるまでには 70～90msec の遅延が生じるとされる [106]．本実験で計測に使用したモーションキャプチャの計測周期は 10msec であり、4 サンプル、すなわち 30msec の間に腰背部関節の筋発揮トルクに変化が生じないとするこの近似は成立する．ここで、Eq.3.10 について $i = n$ とした式と $i = n - 3$ とした式の差分をとり、Eq.3.7 を適用することで、Eq.3.8 を得る．



(a) Hip joint elasticity

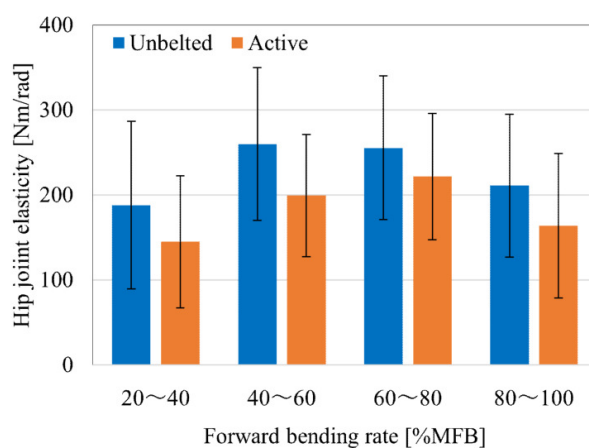


(b) Lumbar joint elasticity

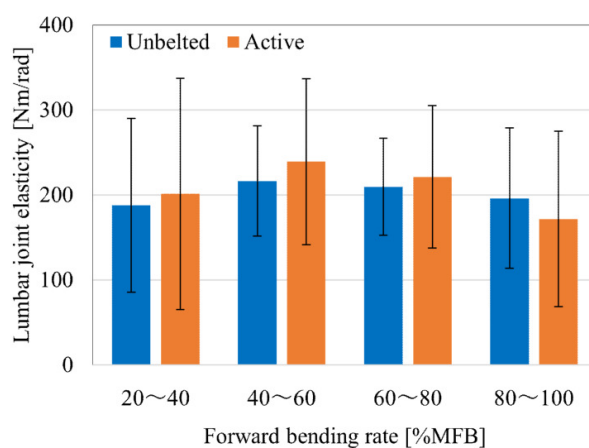


(c) Thoracic joint elasticity

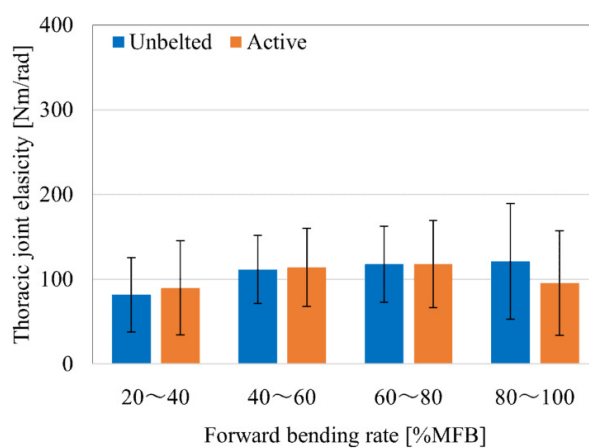
Fig.3.12. Estimation of the joint elasticity based on Eq.3.8



(a) Hip joint elasticity



(b) Lumbar joint elasticity



(c) Thoracic joint elasticity

Fig.3.13. Joint elasticity estimated from motion analysis

$$\begin{aligned}
& M(\theta_{x(n-3)})\ddot{\theta}_{x(n-3)} - M(\theta_{x(n)})\ddot{\theta}_{x(n)} + c(\theta_{x(n-3)}, \dot{\theta}_{x(n-3)}) - c(\theta_{x(n)}, \dot{\theta}_{x(n)}) \\
& + g(\theta_{x(n-3)}) - g(\theta_{x(n)}) + \tau_{sx(n)} + \tau_{sx(n-3)} \\
& = k_x(\theta_{x(n)} - \theta_{x(n-3)}) \quad (n = 1, 2, 3, \dots, s) \quad (3.8)
\end{aligned}$$

これにより、右辺には計測データから算出可能な慣性項、遠心力・コリオリ力項、重力項および外力負荷トルク項のみとなり、左辺に未知変数 k_x が残る。この操作を上体伸展動作の全域に対して適用することで計測したデータ点数と同数の Eq.3.8 が連立され、回帰分析により k_x を決定できる。ここで、関節の剛性は屈曲角によっても変化することが予想されるため、計測した運動を前章で述べた前屈率が 20～40%MFB, 40～60%MFB, 60～80%MFB, 80～100%MFB, となる 4 区間に分割し、各区間における剛性値を求めた。以上の方法により関節剛性を求めたときの一例を Fig. 3.12 に示す。Fig.3.12 の例はある被験者の Unbelted 条件における 1 試行を表示したものであり、Eq.3.8 の回帰分析により関節剛性を求めたときの、目的変数である左辺値と、説明変数である右辺中の $(\theta_{x(i)} - \theta_{x(i-3)})$ の時系列変化を表示したものである。つまり、ここでは図中の破線の波形により実線の波形を回帰モデルにより表現する。

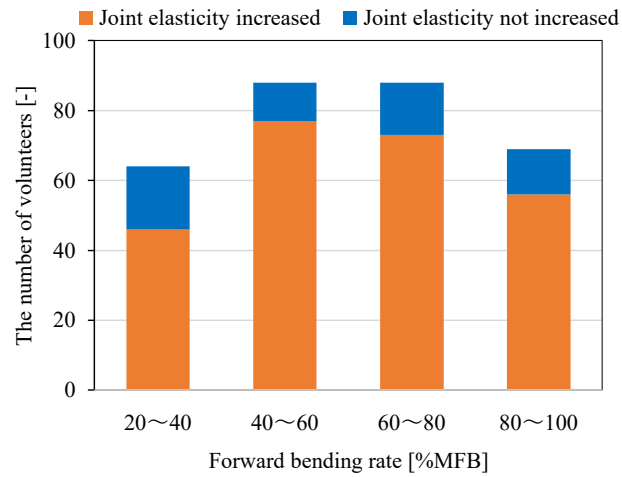
ここまでの手法により計算された股関節、腰椎関節、胸椎関節の剛性値を Fig. 3.13 中 (a)～(c) に示す。Fig.3.13 は、解析対象である 93 名の被験者の平均値を表しており、Unbelted, Active の両条件をそれぞれ示している。エラーバーは 93 名の剛性値の標準偏差を表す。本章では、アクティブコルセットの締付力による腰部関節剛性の変化を調査するため、アクティブコルセットを着用しない Unbelted 条件と可変締付けを行う Active 条件について各 10 回ずつ、計 20 試行の関節剛性を計測した。解析対象の被験者は 93 名であるから、合計 1860 試行のデータとなるが、この内の約 8 割にあたる試行では相関係数は 0.8 以上の値を取り、対象動作をモデルにより表現することができたといえた。一方で、相関係数が 0.8 を下回った試行については、被験者の重心動揺による加速度項の振動や、被験者の動作遅れによる計測点の欠落により、被験者の挙動とモデルとの乖離が見られたため評価対象から除外した。

3.4.3 締付けによる関節剛性変化

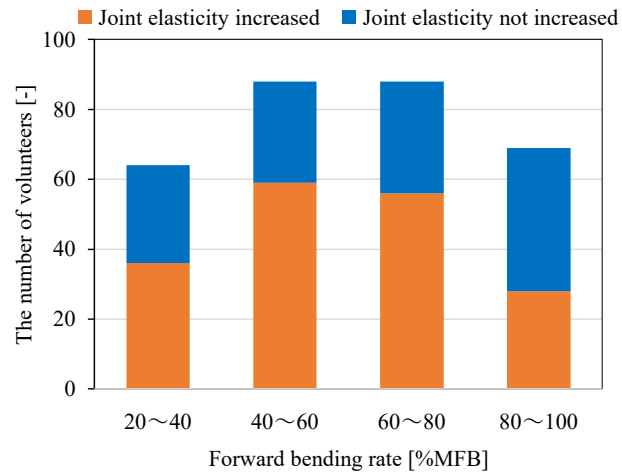
これまでに述べた方法により得られた股関節および腰椎関節の関節剛性値により、腰部締付力による腰部関節剛性への影響を述べる。本章の目的は骨盤締付力による補助メカニズムの検証であるため、腰部負担の評価において分類した負担減少群と負担増加群とを比較する。前節で求めた股関節剛性値 k_H と腰椎関節剛性値 k_L に加えて、Eq.3.9 により記述される関節剛性比 R についても評価する。

$$R = \frac{k_L}{k_H} \quad (3.9)$$

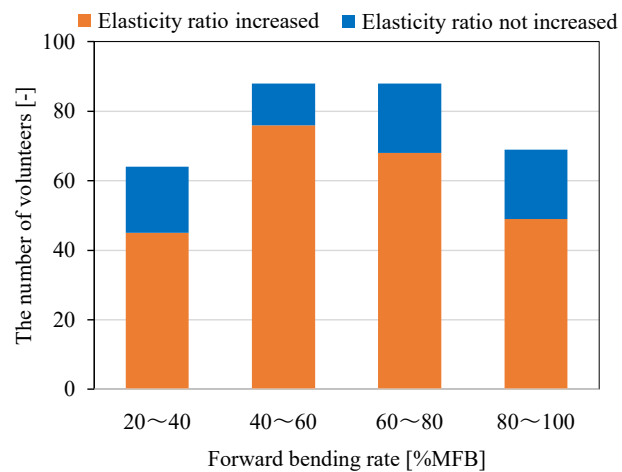
締付力による関節剛性の変化について、被験者の全体的な傾向を述べる。Fig.3.14-3.15 に、負担減少群および負担増加群について Active 条件の可変締付力により Unbelted 条件時から各



(a) Hip joint elasticity

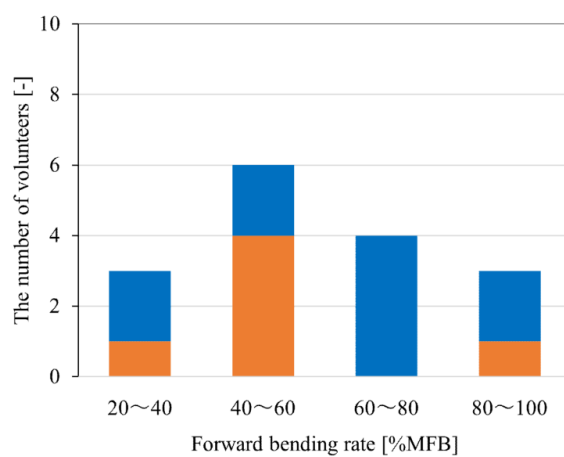


(b) Lumbar joint elasticity

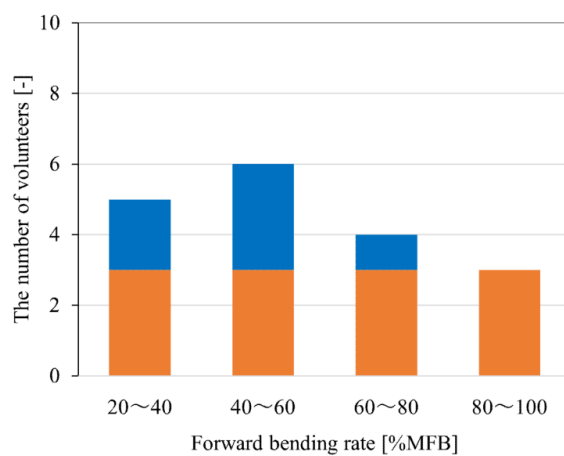


(c) Joint elasticity ratio R

Fig.3.14. Total number of volunteers for changes in joint stiffness (Burden reduced group)



(a) Hip joint elasticity



(b) Lumbar joint elasticity

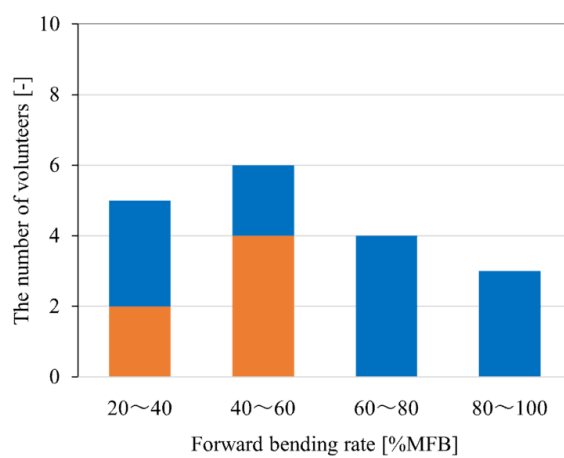
(c) Joint elasticity ratio R

Fig.3.15. Total number of volunteers for changes in joint stiffness (Burden increased group)

関節剛性値が増加もしくは減少した被験者の人数を示す．図中 (a)～(c) はそれぞれ股関節剛性値 k_H ，腰椎剛性値 k_L ，関節剛性比 R について表しており，各前屈率において各剛性値が増加および減少した人数の分布を表す．なお，解析対象となる被験者の人数は負担減少群で 20～40%MFB において 64 名，40～60%MFB において 88 名，60～80%MFB において 88 名，80～100%MFB において 69 名であり，負担増加群では 20～40%MFB において 5 名，40～60%MFB において 6 名，60～80%MFB において 4 名，80～100%MFB において 3 名であった．

股関節では，前屈率による差異はあるが負担減少群で 71.9～87.5%，負担増加群で 33.3～100% の被験者で締付力により剛性値が減少した．腰椎関節剛性については剛性値が上昇することが期待され，負担減少群で 40.6～67.0%，負担増加群で 50～100% の被験者で剛性値が増加した．特に仮説の検証において重要である関節剛性比 R は，負担減少群では 70.3～86.4% で増加が確認された一方で，負担増加群では 20～40%MFB および 40～60%MFB において約半数で増加したものの，60～80%MFB および 80～100%MFB では全ての被験者で減少した．すなわち，負担減少群では大部分の被験者で関節剛性比 R が上昇する一方で，負担増加群では同様の傾向は確認できなかった．よって，本研究の仮説で述べたような関節剛性の変化に伴い腰部負担が軽減される傾向が確認されたといえる．

ところで，負担減少群において各関節の剛性値変化を見ると，股関節の剛性が低下した被験者の割合が高く，一見すると負担軽減仮説で予想した腰椎剛性値の増加は，関節剛性比 R の変化に対する寄与が低いようにも思え，仮説の検証のためには締付力による関節剛性比 R の変化量と，股関節剛性および腰椎関節剛性の変化量の間の関係を調べる必要がある．

3.4.4 関節剛性比 R の変化に対する各関節の寄与

本研究で提案する仮説では締付力により腰椎関節剛性が上昇することを予想し，これにより腰椎関節の剛性が股関節剛性に対してより高い状態に変化することで関節剛性比 R が増加することを述べた．そこで，本節では関節剛性比 R の増加に対して腰椎関節剛性の値が支配的に寄与することを確認する．

Fig.3.16～Fig.3.19 に，各前屈率における股関節および腰椎関節の剛性値の変化に対する関節剛性比 R の変化を示す．グラフ中では，股関節および腰椎関節の締付けによる剛性変化量を横軸にとり，関節剛性比 R の変化量を縦軸にとる．なお，プロットされた各点はそれぞれが各被験者の関節剛性変化量に対する関節剛性比 R の変化量を表す．これらの点群について，各関節剛性値の変化量と関節剛性比 R との間の相関関係を分析する．

まず，股関節の剛性変化量について，剛性比変化量との相関係数は 20～40%MFB において -0.01，40～60%MFB において -0.37，60～80%MFB において -0.38，80～100%MFB において 0.08 であった．このうち，40～60%MFB および 60～80%MFB の領域において，股関節剛性値の変化量は関節剛性比 R の変化量との間に有意な相関関係が確認され ($p < 0.01$)，股関節剛性の変化にも一定の寄与が認められた．一方で，腰椎関節の剛性変化量と剛性比変化量との相関関係は 20～40%MFB において 0.74，40～60%MFB において 0.65，60～80%MFB におい

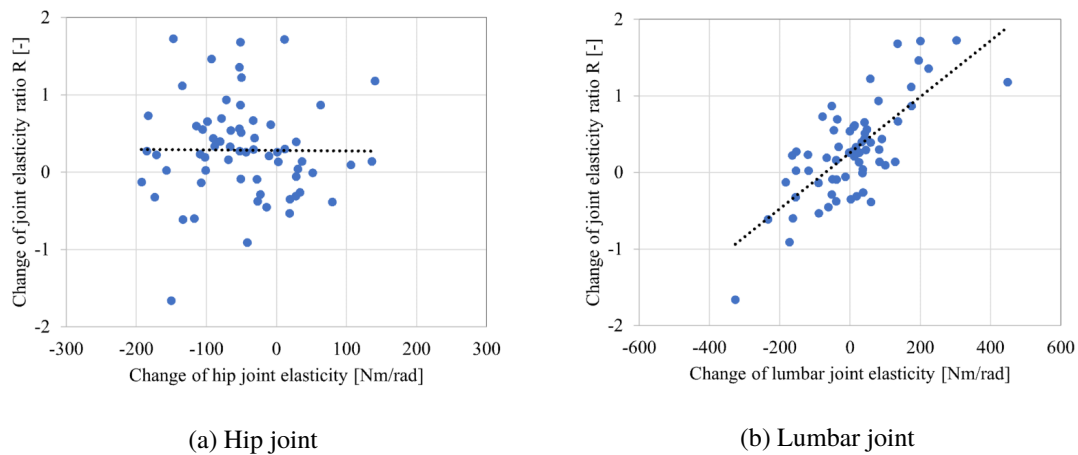


Fig.3.16. Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity
(Forward bending rate: 20~40%MFB)

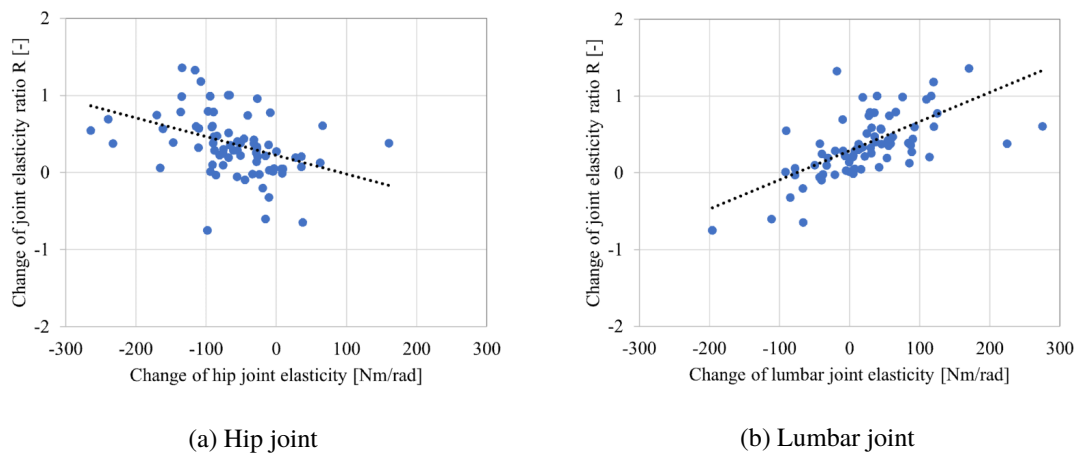


Fig.3.17. Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity
(Forward bending rate: 40~60%MFB)

て 0.73, 80~100%MFB において 0.52 であった。腰椎関節については、前屈率が異なる 4 区間全てにおいて関節剛性比 R の変化に対して有意な相関関係が認められた ($p < 0.01$)。

以上を踏まえると、股関節の剛性変化については関節剛性比 R の変化に対して一定の寄与が確認できたものの、各関節剛性の変化量と関節剛性比 R の変化との間の相関係数を比較した時、より支配的に関節剛性比 R の変化に寄与するのは腰椎関節の剛性値であるといえる。よって、腰椎関節剛性が上昇することで腰椎関節剛性が股関節剛性に対してより高い状態に変化したものと結論できる。

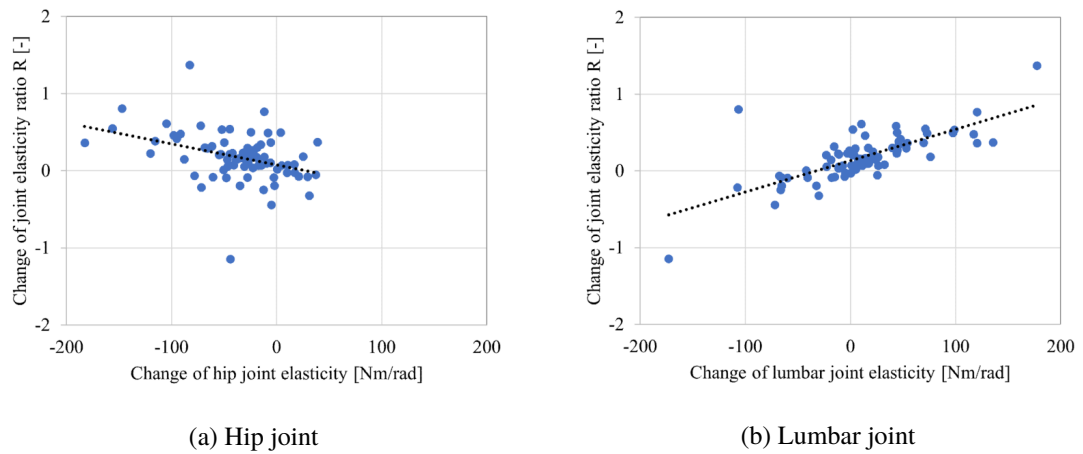


Fig.3.18. Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity
(Forward bending rate: 60~80%MFB)

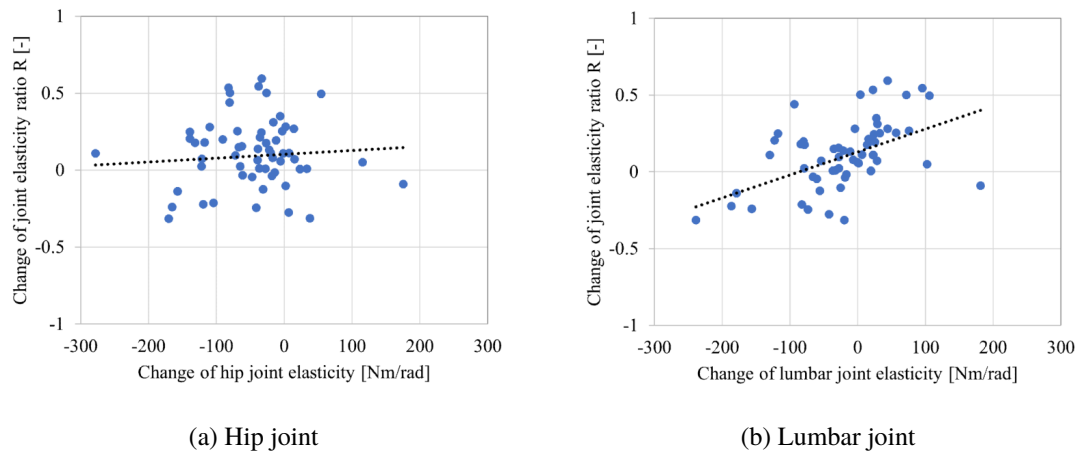


Fig.3.19. Relation between the change of the joint elasticity ratio and each joint elasticity
(Forward bending rate: 80~100%MFB)

3.4.5 考察

前節の検討により、腰部負担減少群の7割から8割強の被験者で期待される効果が確認された一方で、残り1割~2割程度の被験者では締付力により腰椎関節の屈曲が減少するような姿勢矯正効果を得たにもかかわらず関節剛性比 R の上昇は見られなかった。本節では、これらの被験者で確認された腰部締付力による関節剛性比減少の理由について考察する。先述のように、関節剛性比の変化に支配的に寄与するのは腰椎関節剛性の変化である。よって、ここでは

締付力による腰椎関節剛性の変化に絞って議論する。

締付けによる補助効果を得ながらも腰椎関節剛性が減少した被験者については、バイオメカニズム的な解釈のみに留めず、締付けによって運動制御系である脳への入力(体性感覚情報)に生じた変化が被験者の運動戦略に影響を及ぼした可能性が考えられる。Eq.3.10に基づいて考えたとき、運動戦略の変化により影響を受けるのは、筋発揮トルク項 $\tau_{mx(i)}$ であると思われる。Unbelted 条件と Active 条件との間の運動を比較すると、Active 条件の方が腰椎関節の屈曲角が小さい傾向にある。よって、Eq.3.10 左辺の第4項における $(\theta_{x(i)} - \theta_{x0})$ の値は Active 条件において小さくなる。左辺の慣性項、遠心・コリオリ力項、重力項に大きな変化はないと思われるので、Unbelted 条件と Active 条件との間の剛性変化は筋発揮トルク項 $\tau_{mx(i)}$ の増減により決定されると思われる。

$$\begin{aligned} M(\theta_{x(i)})\ddot{\theta}_{x(i)} + c(\theta_{x(i)}, \dot{\theta}_{x(i)}) + g(\theta_{x(i)}) + k_x(\theta_{x(i)} - \theta_{x0}) \\ = \tau_{mx(i)} + \tau_{xs(i)} \quad (i = 1, 2, 3, \dots, s) \end{aligned} \quad (3.10)$$

体性感覚情報の変化による人運動変化を扱った例として、把持動作を行う際に視覚や触覚に基づいた最適動作の計画など運動制御系に関する研究も進められている [107, 108]。人体の運動を制御する機能について考えたとき、身体運動における制御系の役割を果たす器官は脳であり、脳は感覚器官からの入力信号を受けて、人体が目標とする運動を達成するための運動指令を出力する。脳に入力信号が与えられてから運動指令を出力するまでの神経回路、すなわち運動に関わる制御系のモデル化は以前から研究対象とされてきたが、それらの中で嶋脇ら [107] は“Pre-shaping”という機能について述べている。Pre-shaping とは、ヒトが手で物体を掴む際に視覚情報をもとに運動を計画することを指す。Pre-shaping により運動が計画された後は、関節屈曲や皮膚感覚といった体性感覚を入力とし、目標とした運動を達成するように筋への運動指令が出力される。そのため Pre-shaping による運動の計画は脳内の制御系の構築として捉えることができる。これを本研究で対象とした荷物の挙上動作に当てはめて考えると、被験者は挙上を行う前に現在の姿勢から目標とする姿勢までの運動軌道を計画し、運動制御系を構築しているといえる。そして、構築された制御系に基づいて挙上動作を実行するが、このときに腰部に締付けを与えると、外力である締付力が体性感覚を変化させ、制御系である脳への入力に変化する。脳は入力信号の変化に応じて腰部関節を駆動する筋への指令を変化させることで目標の運動を達成するが、このときの筋張力の変化は関節の安定化に寄与し、関節剛性の値にも影響すると考えられる。すなわち、腰部締付けによる関節剛性への影響は、締付力による人体への機械的な作用と運動制御系の入力情報への作用の両方を考慮することでモデル化できると思われる。モデル化に向けてより制御工学的な見地から述べると、被験者は上体を伸展するという動作を行う直前の時点で、直後の運動に向けたフィードフォワード制御系を構築するといえる。その後、運動中に人体への外乱として腰部への締付け力が加わる際、脳は体性感覚の変化というフィードバックを受けて運動指令を変化させるものと捉えられる。本研究の今後の方針としては、筋骨格への力学的な作用と感覚機能への作用の双方の視点からアクティブコルセットの締付けによる効能を調べたい。

3.4.6 補助効果と関節剛性

締付けによる腰部関節剛性変化と補助効果との関係について述べる。本研究の仮説では、締付力が腰椎関節の剛性を上昇させることにより腰椎関節の屈曲が減少し、腰椎関節での発揮トルクが減少することで腰部負担が軽減されることを述べた。よって本章における検証の最後に、腰部関節剛性の変化と腰椎関節の屈曲減少量との関係を述べておく。ここでは、関節剛性変化の指標として Unbelted 条件から Active 条件に変化させた時の関節剛性比 R の変化量と、本章で導入した腰椎関節の屈曲寄与率 C_L の変化量との関係について述べる。

Fig.3.20 に、締付力による関節剛性比 R の変化量と腰椎関節の屈曲寄与率 C_L の減少量との関係をプロットしたグラフを示す。Fig.3.20 は横軸に関節剛性比の変化量を取り、縦軸に屈曲寄与率の減少量をとった。また、グラフ中の (a)～(d) にはそれぞれが 20～40%MFB, 40～60%MFB, 60～80%MFB, 80～100%MFB のグラフを表し、負担減少群、負担恒常群、負担増加群をそれぞれ分けてプロットした。

これまでに述べた仮説から、締付力による運動矯正が見られた被験者では姿勢の矯正された程度に応じて関節剛性比 R に変化が現れると予想される。つまり、締付けにより姿勢矯正効果を得て縦軸の数値が大きい領域に分布する被験者では、それに伴って横軸の関節剛性比 R の変化量の数値もが大きい領域に分布することが期待される。反対に、縦軸の値が負の領域に分布するような負担増加群の被験者では、締付けにより関節剛性比 R が減少し、横軸が値が負の領域に分布すると考えられる。以上を踏まえた上で、Fig.3.20 に示したグラフを観察する。前屈率の値に関わらず、負担減少群で示した点群は締付力による姿勢矯正効果を得ており、縦軸が正の領域に分布している。また、負担増加群として示した点群では縦軸が負の領域に分布する傾向が見られる。このときの負担減少群、負担増加群の横軸方向への分布に対して T 検定を行ったところ、60～80%MFB と 80～100%MFB の場合において負担減少群は負担増加群に対して有意に ($p<0.01$) 関節剛性比の変化量が高い領域に分布していた。これらの傾向から、特に前屈率の値が大きく、上体の前屈角が大きい姿勢における運動矯正は関節剛性変化による影響を受けているといえる。

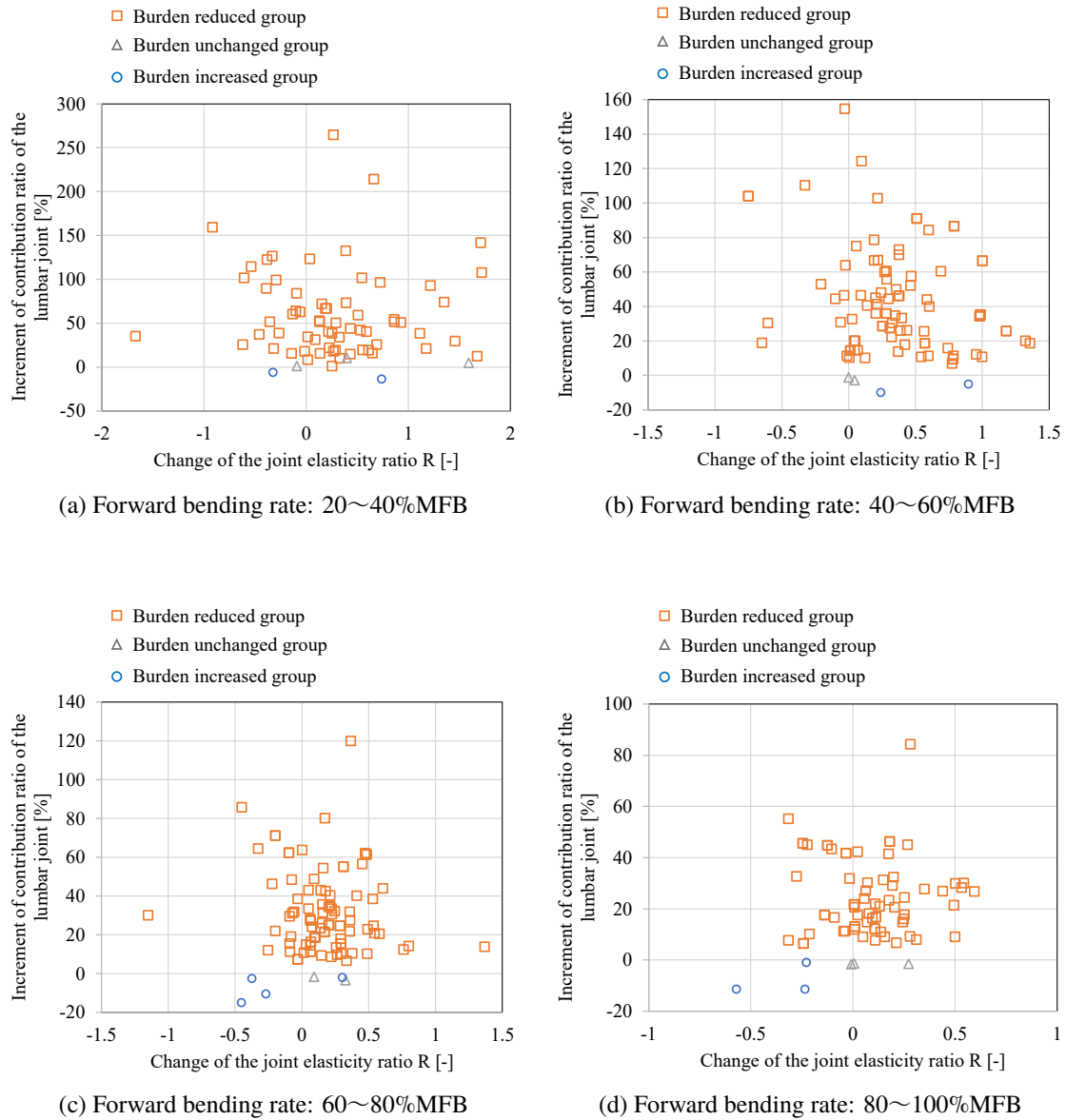


Fig.3.20. Relation between the change of joint elasticity and posture correction

第 4 章

締付力による腰仙椎アライメントへの影響

4.1 腰仙椎アライメント

4.1.1 関節剛性変化と腰仙椎アライメント

前章までに、骨盤締付力が腰部関節の剛性を変化させ、それにより前屈を含む運動時の姿勢を矯正することで腰部負担が軽減されることを述べた。しかし、締付力により腰部負担が軽減されるまでの機序を解明するためには、締付力がどのようにして関節剛性へ影響を及ぼすのかを検証する必要がある。

これまでも締付力による腰部関節の剛性上昇について言及した報告はなされてきた [60, 34]。特に Damen らは、カラードップラー画像の計測に基づき締付力による仙腸関節の剛性変化を調べ、剛性上昇の要因が腰仙椎アライメントの変形による可能性を示唆した [33, 34]。また、Stefan らの報告では、骨盤への締付力による寛骨および仙骨の姿勢、腰椎の屈曲といったアライメントに変化が生じることが確認されており [57, 58]、締付けによるアライメント変化量と腰部関節剛性の変化量との間には一定の関係があるものと予想される。そこで本研究では、締付力による剛性変化の要因として、骨格へ締付力が作用することによる骨盤および椎体のアライメント変化に着目する。

締付けによる腰部関節剛性の変化が生じる要因としては、骨盤および椎体のアライメント変化によるものと、筋発揮力の変化によるもの、腹腔内圧の上昇によるものがそれぞれ考えられる。アライメント変化によるものは、関節面の摩擦抵抗の増加や靱帯の伸縮により関節の受動抵抗が変化することで関節剛性が変化するもので、本研究でアライメント変化に伴って生じることを予想した。一方で、筋発揮変化によるものでは、前章で述べたように締付力により変化した体性感覚情報に基づき脳が筋発揮指令を変化させ、指令を受けた筋の収縮により姿勢が変化したものと考えられた。また、腹腔内圧の上昇による体幹剛性への影響は最も古くから提唱されているもので、広く認知されている [1]。これは、体幹内部において臓器が格納されている

腹腔と呼ばれる空間が、外部から体側が圧迫されることにより上下方向への圧力が高まり、上半身を支持する力が作用するとともに屈曲に対する剛性が上昇するとした説である。これら3者では、コルセットの様に腹部の圧迫による腰部補助では腹腔内圧による影響が主体的に作用することが予想されるものの、骨盤ベルトでは着用位置を考えると骨格への圧迫が主であり、アライメントによる影響の方が強く寄与するものと考えられる。そこで、本章では腰仙椎アライメントの変化に伴う関節剛性の変化による影響を検証する。

本章では、まず骨盤締付力と腰仙椎アライメントとの関係について、先行研究で示された知見をもとに2章の仮説と照合することで期待されるアライメントの変化について述べる。次節でX線画像を用いた腰仙椎アライメントの計測方法について述べた後、締付力によるアライメントの変化を確認する。さらに、アライメント変化と関節剛性変化との間の関係をモデル化することで、2章で述べた負担軽減仮説を検証の根拠とする。また、これまでに得られた知見から、腰仙椎アライメントや体格的特徴に基づき骨盤ベルトの腰部補助効果を推定するモデルを開発する。

4.1.2 期待される腰仙椎アライメント変化

骨盤締付力により期待される腰仙椎アライメントの変化について述べる。骨盤ベルトにより腰仙椎アライメントが変形することは、以前から指摘されてきた。先に述べた Stefan らによる屍体の寛骨および仙骨を用いた実験では、仙腸関節を回転中心とした仙骨の回転および平行移動、冠状面上での寛骨の回転が確認されている [57]。また、Sichting らは仙骨、寛骨、大腿骨からなる人体腰部のモデルを用い、有限要素法を用いた解析により締付力が仙骨を矢状面上で後傾するようにアライメントを変化させることを示した [58]。さらに、Lee らはX線画像を用いた解析により骨盤ベルトが矢状面上での腰椎関節の屈曲を抑制することを検証した [59]。

これらを踏まえて本研究では次の三点の腰仙椎アライメントの変化を予想する。

- (A) 骨盤に対する仙骨の姿勢角 (PI 角) θ_{ST} (Fig.4.1a)
- (B) 腰椎前弯カーブの曲率 C_L (Fig.4.1a)
- (C) 骨盤開角 θ_{PA} (Fig.4.1b)

まず (A) について考えると、締付力が与えられたとき、Fig.4.1a に示すように人体の前後方向で骨盤ベルトから骨格に力が作用する。これにより、仙骨下部が骨盤ベルトからの作用力を受け、仙骨は Lumbar joint を回転軸として骨盤に対して後傾すると思われる。このとき仙骨は骨盤に人体背面側から押し付けられた状態になるため、仙骨と寛骨が結合している仙腸関節において関節面の圧迫力が増大することで摩擦抵抗が増加し、前章で確認されたような剛性上昇が生じたと思われる。

次に (B) について考えると、骨盤の締付けにより仙骨および骨盤の姿勢が変化することにより、連動して仙骨の上部に連なる椎体のアライメントにも変化が現れることが予想される (Fig.4.1a)。通常、腰椎は人体の正面側に湾曲するが、締付力により仙骨が後傾することで、同

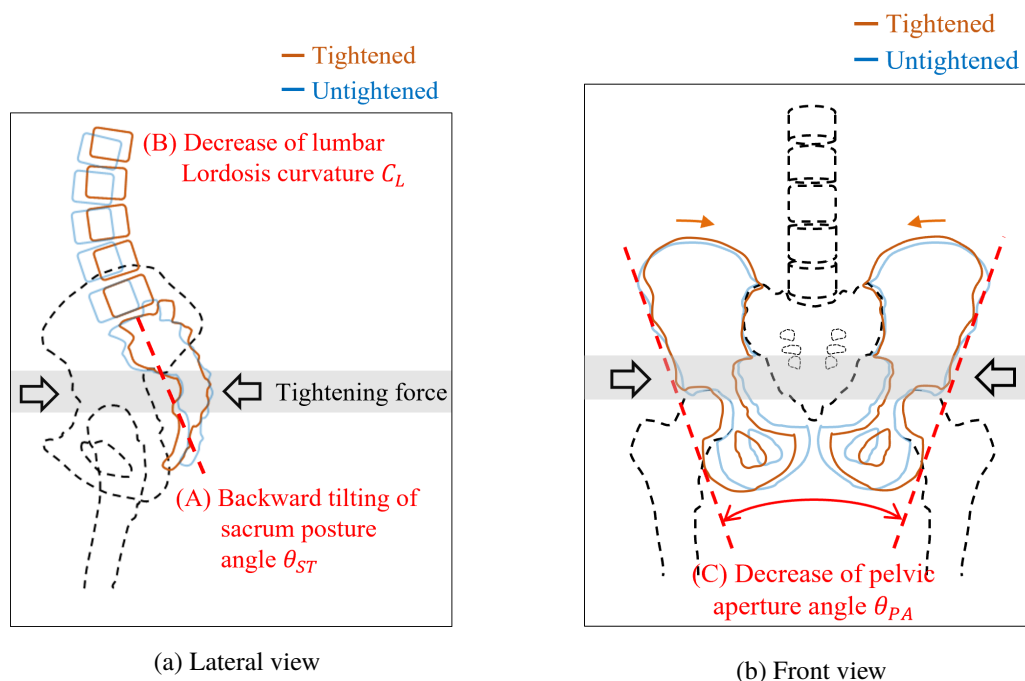


Fig.4.1. Change of the pelvic alignment by tightening

様の姿勢を比較したときに腰椎の前弯が緩和される．腰部椎体は椎体間に付着する筋や靱帯により屈曲角に対して非線形な弾性特性を有することが知られている．すなわち，締付力により腰椎アライメントを変化させることは，弾性関節である腰椎の平衡点を移動して関節の剛性値を変化させることであるといえる．

また (C) については，冠状面上においてベルト張力は人体の左右方向から寛骨に作用する力を考える (Fig.4.1b)．これにより骨盤は左右の上前腸骨棘間の距離が短縮する方向に変形する．このような寛骨の変形が生じる方向に働く力は，左右の寛骨が仙腸関節の関節面を圧迫し，関節剛性の上昇が期待される．

ここまで述べてきた先行研究および仮説をまとめると，締付力補助において腰仙椎アライメントと関節剛性は密接にかかわっており，特に締付力によるアライメントの変化量は剛性変化に直接寄与すると思われる．

よって，本章では腰仙椎アライメントと関節剛性との関係のモデル化を目指す．

4.2 アライメントの変化量に基づく 剛性変化推定モデル

4.2.1 モデル化方針

3章では、本研究で提唱する仮説の検証として関節剛性の変化とそれに伴う姿勢矯正，負担軽減を検証した．しかし，仮説では締付けによる剛性変化の要因は腰仙椎アライメントの変化であることを予想しており，腰部補助のプロセス全体を立証するには腰仙椎アライメントの変化に伴う腰部関節剛性の変化を示す必要がある．先にも述べたように従来研究において締付けによる剛性変化は示唆されてきたものの，定量的な評価を行った例は見られず，現状では計測に基づく仮説が述べられるのみにとどまる [1, 109, 110]．そのため，締付力による腰椎剛性が上昇するメカニズムを明らかにし，期待される補助効果を定式化することが求められる．よって本章では，アライメントの変化量を入力として関節剛性の変化量を表現する重回帰モデルを開発することで仮説の検証を行う．

これまで腰部関節剛性の変化をモデル化に取り組んだ例はいくつか見られるが，手法としては FEM 解析が多く用いられてきた [58, 111, 112, 113]．FEM 解析ではベルトが仙骨を圧迫することによる仙腸関節面での摩擦抵抗や圧迫力を直接評価することができる利点がある一方で，一般的にこれらのモデルでは皮下脂肪や筋肉といった軟組織の体積が省略され，骨格のみがモデル化されている．骨盤の周囲に付着する軟組織はベルト張力の骨格への伝達を和らげるため，これらの省略は解析結果にモデル化誤差として影響することが予想される．さらに，関節剛性値を評価するうえで FEM 解析では関節面の摩擦抵抗や弾性平衡点を適切に設定する必要があるものの，生体においてそれらの精確な計測は困難であると思われる．本研究で開発するモデルは，実際に生体に締付力を与えたときの剛性値とアライメントから得られており，FEM 解析を用いるよりも被験者に共通する一般的な現象を表現することが可能であると考えられる．本研究で開発するモデルでは現象論としてアライメント変化に伴う関節剛性の変化を表現するものであり，本質的なメカニズムを示すものではない．しかしながら，これまで明らかにされてこなかったアライメントと関節剛性との間の一定の関係を現象として確認することで本研究の仮説を補強することを狙う．

以上を踏まえ，まずはモデルの出力である関節剛性の変化について考える．本研究ではこれまで，腰椎関節剛性 k_L と股関節剛性 k_H から Eq.4.1 により求められる関節剛性比 R の評価により剛性への影響を評価してきた．

$$R = \frac{k_L}{k_H} \quad (4.1)$$

これは複数の関節が関与する運動では，関節の軌道は各関節の剛性の比率により決まるためであった．しかし，2章の仮説では仙骨姿勢の変化に伴う仙腸関節の摩擦抵抗の増加を予想しており，アライメント変化から直接影響を受けるのは腰椎関節の剛性値である．従ってモデルの

出力は腰椎関節剛性 k_L の変化量とするのが妥当であると思われるが、そのためには R の変化が k_L の上昇により生じることを確認する必要がある。そのために、Eq.4.1 の右辺項の分子である腰椎関節剛性の変化量 Δk_L と、分母に当たる股関節剛性値の逆数の変化量である $\Delta \frac{1}{k_H}$ を Eq. 4.2, Eq.4.3 によって求め、それぞれ関節剛性比の変化量 ΔR に対してどの程度寄与するのかを評価する。なお、ここで用いる関節剛性値は前章で行った上体伸展運動の動作計測により得られた 96 名分のデータである。 k_L^U および k_H^U は締付力を与えない、すなわち骨盤ベルトを着用しないときの剛性値であり、 k_L^T および k_H^T ではアクティブコルセットにより 80N の締付力により腰部を補助したときの値である。

$$\Delta k_L = k_L^T - k_L^U \quad (4.2)$$

$$\Delta \frac{1}{k_H} = \frac{1}{k_H^T} - \frac{1}{k_H^U} \quad (4.3)$$

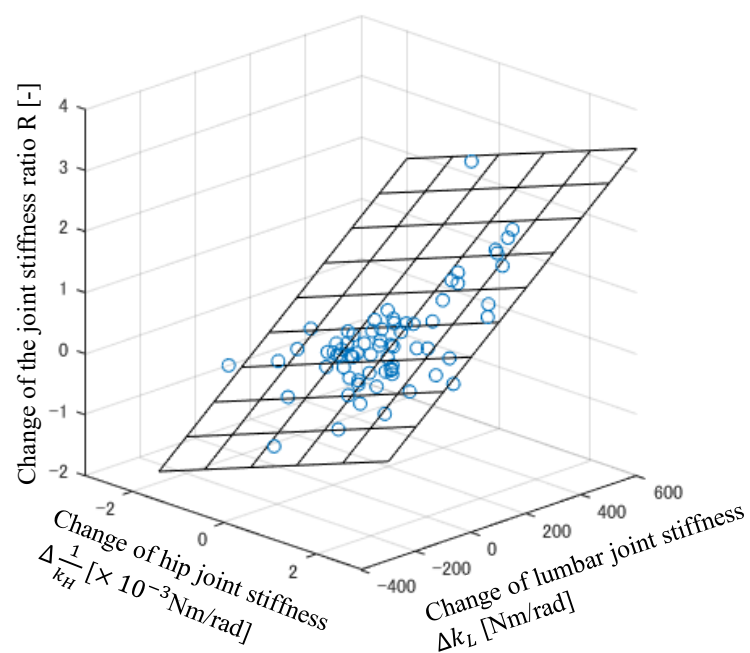
$$\left[\begin{array}{l} k_L^U: \text{Lumbar joint stiffness without tightening} \\ k_L^T: \text{Lumbar joint stiffness with tightening} \\ k_H^U: \text{Hip joint stiffness without tightening} \\ k_H^T: \text{Hip joint stiffness with tightening} \end{array} \right]$$

関節剛性比の変化 ΔR と Δk_L および $\Delta \frac{1}{k_H}$ の相関関係を重回帰分析により調べる。姿勢を定義するために前章で導入した前屈率により、計測動作を 20~40%MFB, 40~60%MFB, 60~80%MFB, 80~100%MFB となる 4 区間に分割する。なお、0%MFB~20%MFB となる区間では、重心同様による加速度項の振動などにより被験者の運動とモデルとの乖離が見られたため評価対象から除外した。

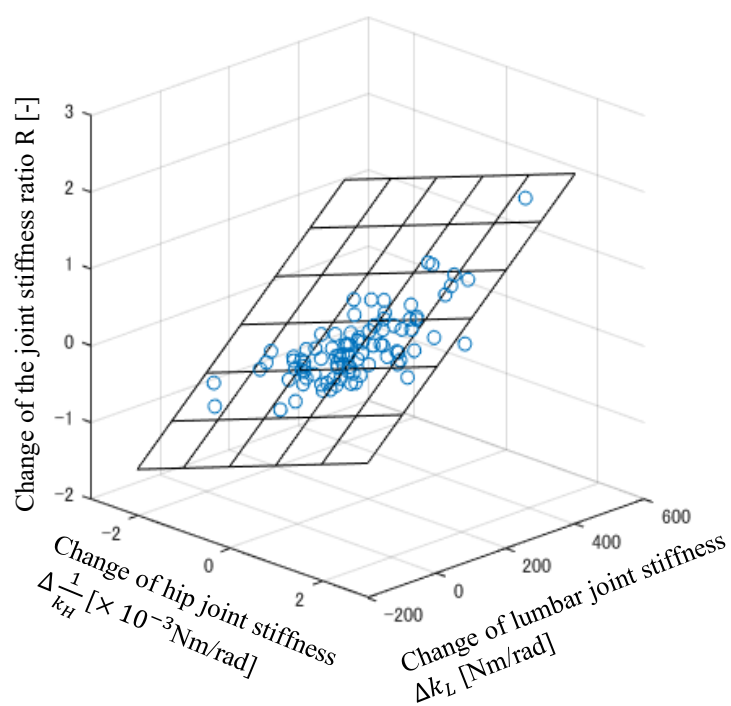
Table 4.1 に回帰分析により求めた重相関係数と、 Δk_L および $\Delta \frac{1}{k_H}$ の偏回帰係数の絶対値の比率から求めた寄与率を示す。また、Fig.4.2 に、 Δk_L , $\Delta \frac{1}{k_H}$ に対する関節剛性比の変化 ΔR の分布を示す。グラフ中には各被験者での計測値を示すデータ点と、Table 4.1 の回帰分析により求めた回帰平面を表示した。まず Table 4.1 の重相関係数について、各区間において 0.9 以上の値であることから、関節剛性比の変化量 ΔR は各関節の剛性変化に伴い生じたといえる。

Table4.1. Multiple regression analysis between the change of the joint stiffness ratio ΔR and variance of the joint stiffness Δk_L and $\Delta \frac{1}{k_H}$

Forward bending rate [%MFB]	20– 40	40– 60	60– 80	80– 100
Correlation coefficient	0.91	0.97	0.98	0.95
Contribution ratio of Δk_L [%]	63.0	58.9	59.8	54.4
Contribution ratio of $\Delta \frac{1}{k_H}$ [%]	37.0	41.1	40.2	45.6%



(a) 20–40%MFB



(b) 40–60%MFB

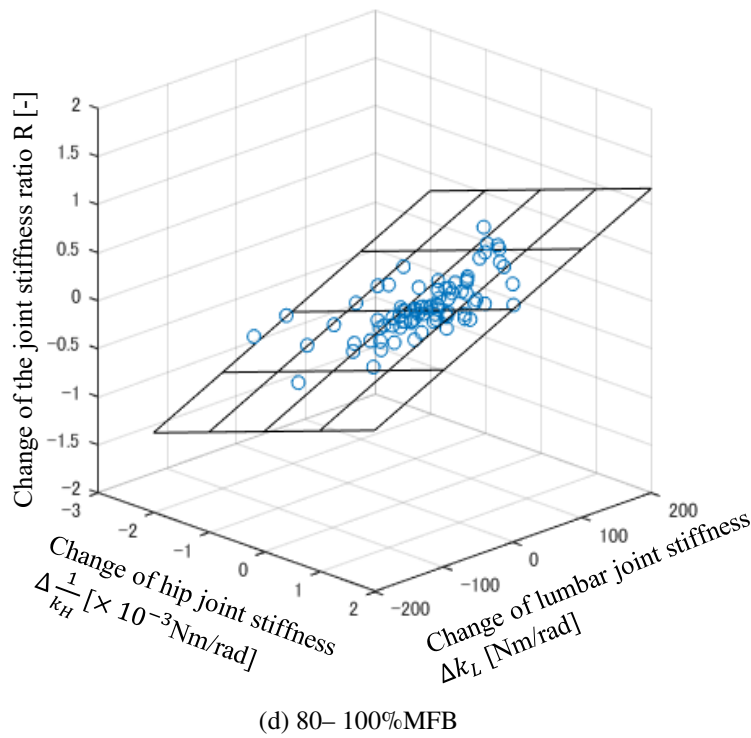
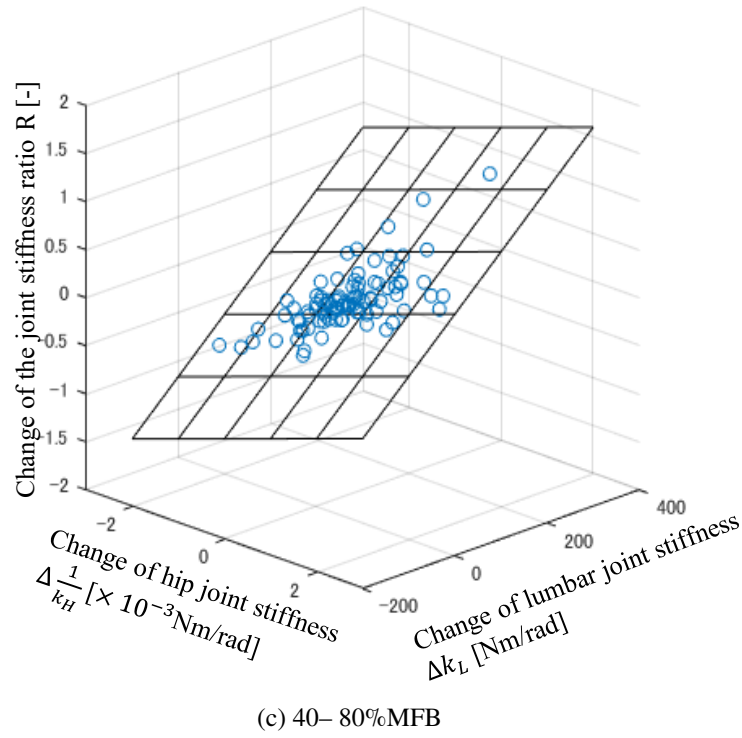


Fig.4.2. Correlation between the change of the joint stiffness ratio R and $\Delta \frac{1}{k_H}$ and Δk_L

腰椎剛性の変化量を表す Δk_L の寄与率は、Shoulder position の値が 20～40%MFB において 63.0%，40～60%MFB において 58.9%，60～80%MFB において 59.8%，80～100%MFB において 54.4% である。 Δk_L の寄与率は全区間で過半を占めており、本研究で予想する腰椎剛性の上昇による関節剛性比の増加を確認することができた。

一方で Table 4.1 から、 $\Delta \frac{1}{k_H}$ も剛性比の変化 ΔR に対して一定の寄与を持つことがわかる。Fig.4.2 から、 ΔR は $\Delta \frac{1}{k_H}$ の値の上昇に伴って増加しており、また、Eq.4.3 から、 $\Delta \frac{1}{k_H}$ の増加は締付けによる股関節剛性値の低下を意味する。すなわち、 ΔR の値が増加する被験者では、腰部締付けにより腰椎関節の剛性上昇と同時に股関節剛性値の低下も生じる傾向にある。これは、股関節の駆動のための筋収縮力の変化によるものであると考えられる。締付けによる骨盤アライメントの変化が腰椎関節の剛性を高めたとき、腰椎の屈曲角が減少すると、上体伸展動作を達成するためには股関節の屈曲角を増大させる必要がある。このとき、脳では股関節を駆動するための筋発揮力を変化させ、それにより股関節の受動抵抗が変化したものと考えられた。

以上の検討により、関節剛性比の変化に対してより高い寄与を持つ腰椎関節の剛性変化をモデルの出力として用いる。なお、モデルへの入力は腰仙椎アライメント変化であり、Eq.4.4 のような回帰モデルを考える。

$$\Delta k_L = \alpha x \quad (4.4)$$

4.2.2 X線画像に基づく腰仙椎アライメント計測

前節の (A)～(C) で述べた腰仙椎アライメントの計測方法について述べる。腰仙椎アライメントの計測には X 線撮影画像を用いられることが一般的であり [114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 59]，本研究でも同様に X 線撮影により得られた人体の矢状面および正面から撮影された画像を用いる。

(A) の計測のためには、人体の左側から矢状面を撮影した画像を用いる (Fig.4.3)。骨盤に対する仙骨の相対的な姿勢角を求めるため、仙骨と骨盤の傾斜角をそれぞれ求めた後、差分をとる。骨盤の傾斜角 θ_P の計測のためには、寛骨上に解剖学的に定義された特徴点を用いる。ここでは上前腸骨棘の左右中点 p_1 と恥骨結合 p_2 を結ぶ線分を引き、この線分と水平線とのなす角を骨盤の傾斜角 θ_P とした。次に、仙骨傾斜角の計測のためには、仙骨の上端である仙骨底の中央 p_3 と仙骨の下部にある仙骨角 p_4 を結ぶ線分を求め、水平線となす角を仙骨の傾斜角 θ_S とする。このように求めた θ_P および θ_S から Eq. 4.5 により骨盤に対する仙骨の姿勢角 θ_I を求める。なお、(A) の計測は立位姿勢および前屈位姿勢の 2 通りで実施した。

$$\theta_I = \theta_S - \theta_P \quad (4.5)$$

(B) の計測についても、Fig.4.3 に示す X 線撮影画像を用いる。腰椎の曲率を求めるために、まずは第一腰椎から第五腰椎のそれぞれについて、X 線画像上の椎体の輪郭を四角形で近似する。次に、これらの椎体を近似する四角形のそれぞれに対して重心位置を求める。これにより

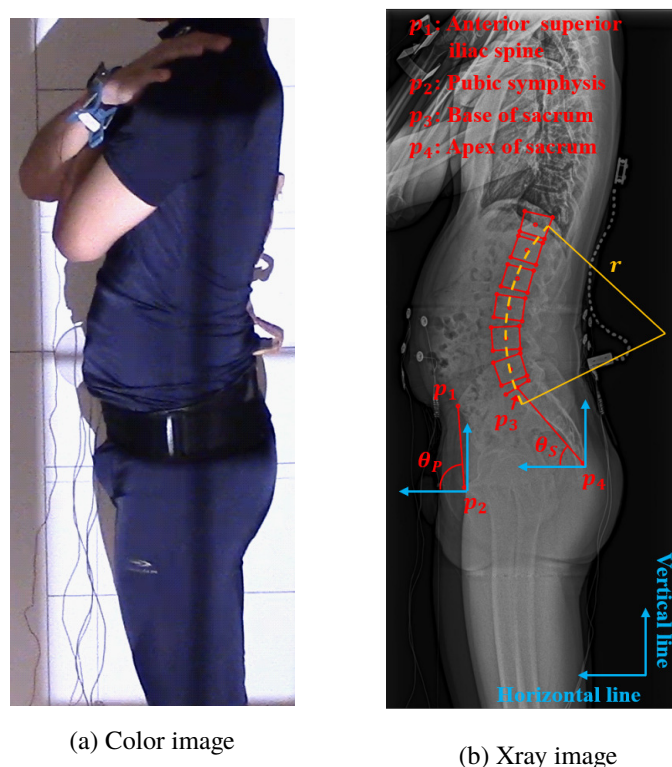


Fig.4.3. Measurement for sacrum tilt and curvature of the lumbar spine

第一から第五腰椎までの計5点の椎体重心が得られ、これらの5点を最小二乗法により円弧近似する．求めた円弧の曲率半径 r の逆数を取り腰椎前弯カーブの曲率 C_L を得た．

(C) については、人体の正面側から冠状面を撮影したX線画像を用いる (Fig.4.4)．なお、人体の正面から骨盤部を撮影できるのは立位姿勢のみであるため、(c) の計測は立位についてのみ実施した．ここでは、骨盤上部の開口の程度を計測する．そのために、右手側寛骨の上前腸骨棘 p_5 と坐骨の下端 p_7 、左手側寛骨の上前腸骨棘 p_6 と坐骨の下端 p_8 をそれぞれ結ぶ線分を求め、これら二つの線分のなす角 θ_{PA} を骨盤開角として求めた．

4.2.3 締付力によるアライメント変化

(A)～(C) の腰仙椎アライメントについて、骨盤締付力により生じる変化を調査する．ここでは、25名 (男性20名、女性5名) の被験者を動員して前節で述べたX線画像計測を行った．計測した姿勢は立位および前屈位であるが、立位の撮影において一部の被験者で撮像が不明瞭であったため集計における母数には変動がある．骨盤部の締付けには市販品の骨盤ベルトである bonbone(ダイヤ工業株式会社) を使用した．骨盤ベルトによる腰部への締付けの強度は着圧で調整しており、各被験者において予め計測したアクティブコルセットの最大出力である 80N

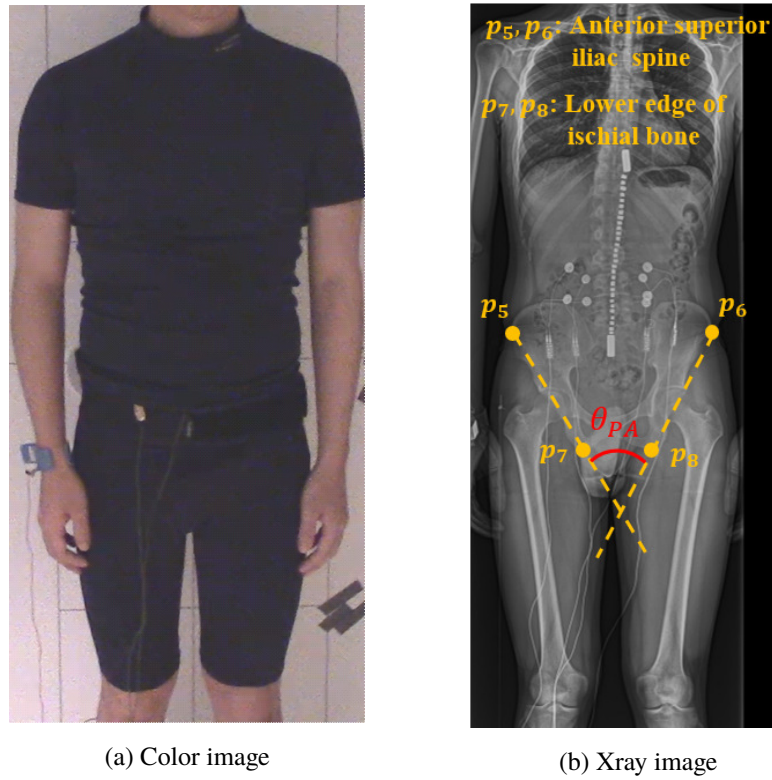


Fig.4.4. Measurement for pelvic aperture angle

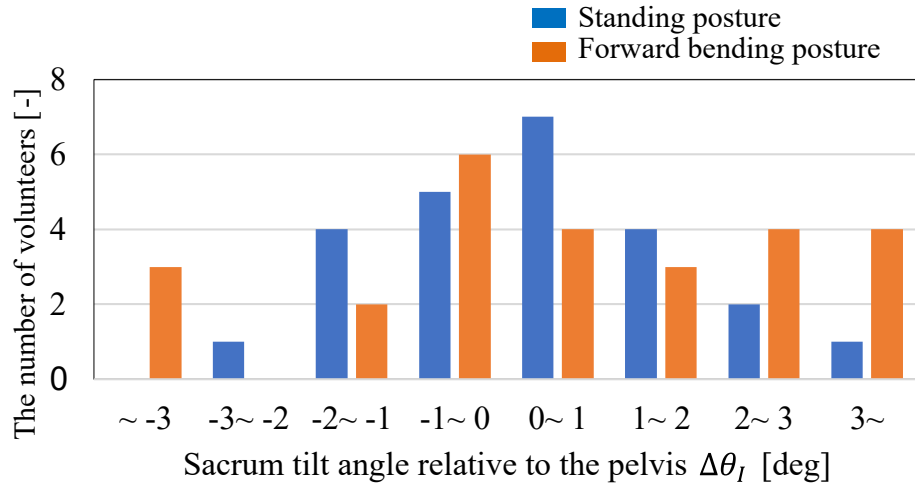
に相当する着圧を与えた．なお，着圧は被験者の右大転子上方の表皮上で計測された．

各アライメントの変化量は Eq.4.6～4.8 により計算される．アライメントの計測は骨盤ベルトを着用しない状態 (ベルト張力 0N) と締付力を与えた状態 (ベルト張力 80N) の二条件で実施し，二条件間の差分により得られる．

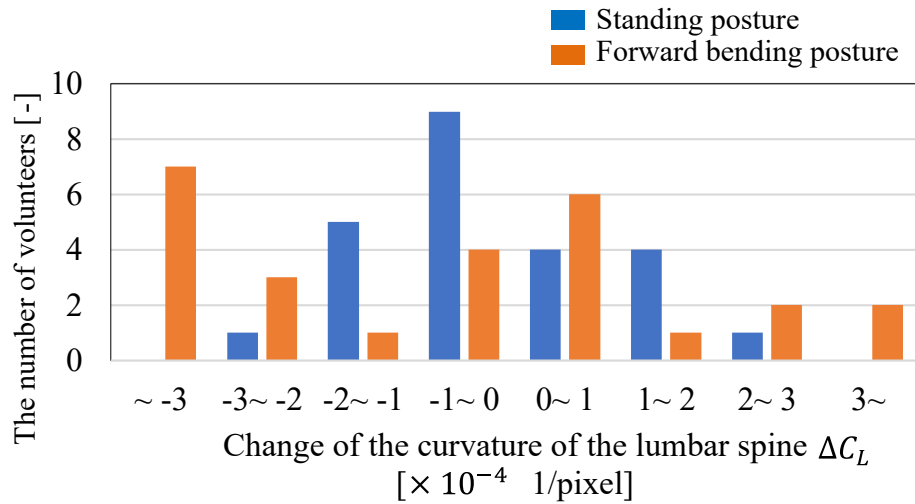
$$\Delta\theta_I = \theta_I^T - \theta_I^U \quad (4.6)$$

$$\Delta C_L = C_L^T - C_L^U \quad (4.7)$$

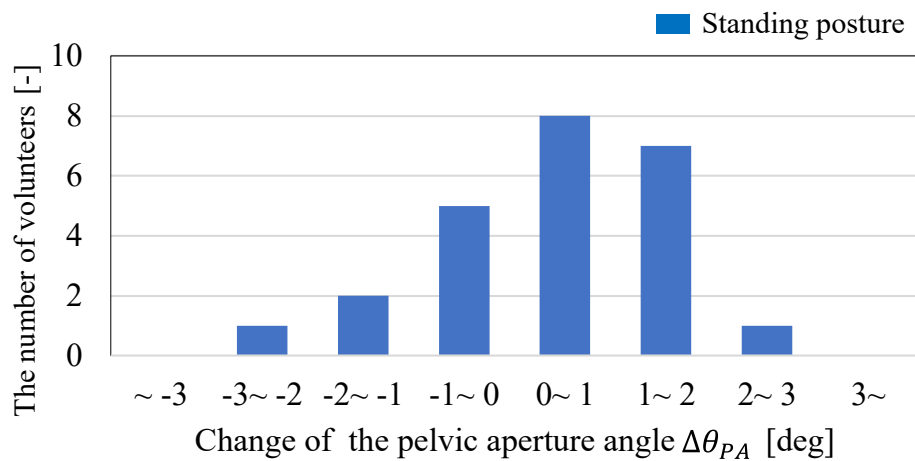
$$\Delta\theta_{PA} = \theta_{PA}^T - \theta_{PA}^U \quad (4.8)$$



(a) The sacrum tilt angle relative to the pelvis



(b) The curvature of lumbar spine



(c) The pelvic aperture angle

Fig.4.5. The histograms of change in lumbosacral alignment

θ_I^U : Sacrum tilt angle relative to the pelvis without tightening
θ_I^T : Sacrum tilt angle relative to the pelvis with tightening
C_L^U : Curvature of lumbar spine without tightening
C_L^T : Curvature of lumbar spine with tightening
θ_{PA}^U : Pelvic aperture without tightening
θ_{PA}^T : Pelvic aperture with tightening

Fig.4.5 に各アライメント特徴量における変化量を集計したヒストグラムを示す。まず (A) について、これまでに述べた仮説では骨盤に対する仙骨姿勢 (PI 角) の後傾に伴って補助効果が表れると考えられた。PI 角は Eq.4.5 より、数値が大きくなるほど骨盤に対して仙骨が後傾した状態に変化したことを表す。Fig.4.5a より、締付けにより仙骨が後傾した被験者は立位において 24 名中 14 名、前屈位において 25 名中 15 名であった。また、変化量の平均値は立位において 0.25deg、前屈位において 0.71deg であった。

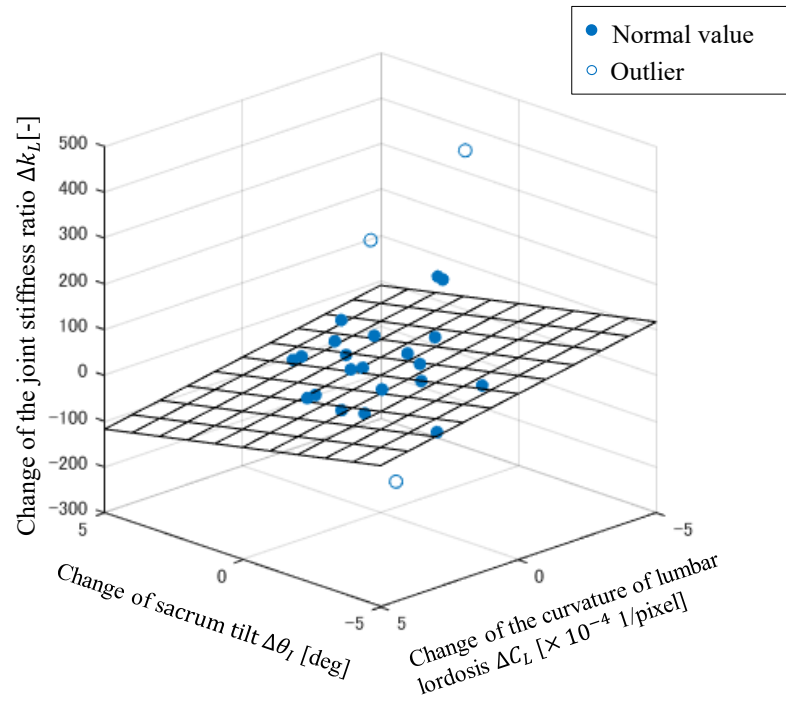
次に (B) について、締付力のアライメント矯正により腰椎の曲率は緩和されることが期待された。Fig.4.5b では、数値が小さいほど曲率が緩和されたことを意味しており、立位では 24 名中 15 名、前屈位では 25 名中 15 名で曲率が減少した。被験者の平均では、立位で $2.4 \times 10^{-5} 1/\text{pixel}$ 、前屈位で $4.3 \times 10^{-4} 1/\text{pixel}$ の減少量であった。

(C) では締付けによる骨盤開角の減少、すなわち骨盤上部が閉じるような形状の変化が期待される。(C) は立位のための計測であるが、Fig.4.5b より 24 名中 8 名で θ_{PA} が減少し、平均の減少量は 0.43deg であった。

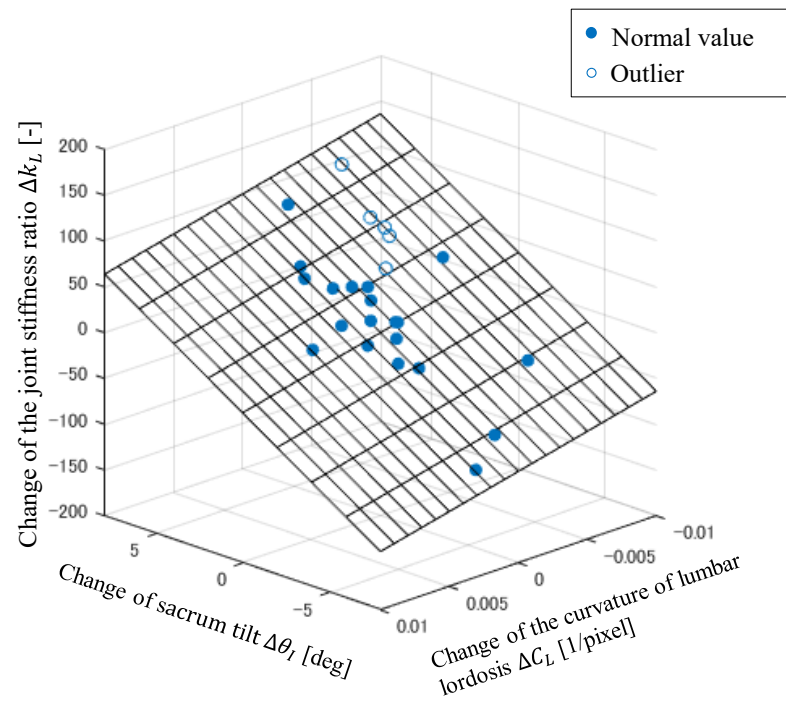
4.2.4 腰椎関節剛性変化のモデル化

(A)～(C) の骨盤アライメント特徴量から、Eq.4.4 のモデルへの入力として用いる特徴量を選定する。ここでは、腰椎関節剛性の変化量を目的変数、(A)～(C) の各アライメントの変化量を説明変数とした重回帰分析を行い、説明能力の高いアライメント特徴量をモデルへの入力とする。特徴量の説明能力は各変数の標準偏回帰係数の比率により求めた寄与率により評価する。なお、腰仙椎アライメントの計測は立位と 45 度前屈位の 2 姿勢で行われたが、姿勢変化に伴う関節剛性およびアライメントへの影響を考慮し、モデルは立位と前屈位でそれぞれ開発する。立位用のモデルは 0～30%MFB の範囲内で、正常に関節剛性が推定された 10%MFB 分の区間における腰椎関節剛性の変化を立位で計測アライメント変化から推定する。同様に前屈位用のモデルでは 80～100%MFB における剛性変化を前屈位で撮影したアライメントの変化から推定する。(C) の特徴量は立位のための計測であるため、前屈位では (A) および (B) を説明変数とする。なお、モデルの開発に動員した被験者の人数は関節剛性の計測とアライメントの計測の両方に参加した 25 名 (男性 20 名、女性 5 名) である。

立位および前屈位における重回帰分析の概要を Table4.2 に示す。表中には、各アライメント変化量の偏回帰係数および、標準回帰係数から求められる各変数の寄与率を示した。また、偏回帰係数の値には t 検定による有意差検定の結果を表す記号を付与した。立位腰モデルにおける各特徴量の寄与率は仙骨姿勢角の変化 $\Delta\theta_I$ で 47.3%、腰椎前湾曲率の変化量 ΔC_L では



(a) Standing



(b) ForwardBending

Fig.4.6. Relationship between change in lumbosacral alignment and amount of change in lumbar joint stiffness Δk_L due to tightening

Table4.2. Partial regression analysis between the variation of the lumbar joint stiffness Δk_L and variation of the pelvic alignment

		Regression coefficient(-)	Contribution ratio[%]
Standing	$\Delta\theta_I$	-24.50	47.3
	ΔC_L	-2.73×10^5	43.2
	$\Delta\theta_{PA}$	-7.29	9.6
Forward bending	$\Delta\theta_I$	13.72**	85.8
	ΔC_L	-3.65×10^4	14.2

**: p<0.01

Table4.3. Regression analysis between the change of the lumbar joint stiffness Δk_L and change of the sacral tilt angle $\Delta\theta_I$

	α_1	α_2	Correlation coefficient(-)
Standing	-12.62	-1.08×10^5	0.28
Forward bending	12.49**	-3.60×10^3	0.83

**: p<0.01

43.2%, 骨盤開角の変化量 $\Delta\theta_{PA}$ で 9.6% であった。すなわち, $\Delta\theta_I$ および ΔC_L の 2 つの特徴量が強く寄与しているといえる。また前屈位では, 腰椎剛性の変化 Δk_L に対して $\Delta\theta_I$ は有意に (p<0.01) に寄与しており, 寄与率は 85.8% であった。一方で ΔC_L の寄与率は小さく, 14.2% であった。以上を踏まえ, 本研究では剛性の変化に対して高い寄与を持つ仙骨姿勢角の変化量 $\Delta\theta_I$ と腰椎前湾率の変化量 ΔC_L をモデルへの入力として採用する。

これを踏まえ, 選択された特徴量をモデルへの入力とした Eq. 4.9 を考える。

$$\Delta k_L = \alpha_1 \Delta\theta_I + \alpha_2 \Delta C_L \quad (4.9)$$

Eq.4.9 に対し, 重回帰分析によりモデルパラメータ α_1 および α_2 を決定する。モデル同定に用いたデータ点を, 横軸に仙骨姿勢角の変化量 θ_I , 縦軸に腰椎関節剛性の変化量 Δk_L をとったグラフにより示す (Fig.4.6)。これらのデータ点に対する回帰分析の概要を Table4.3 に示す。グラフ中には回帰平面からの残差が 95% 信頼区間の範囲外にあるデータ点を例外値として表示し, モデル同定に用いるデータから除外した。立位では, 回帰係数は 0.28 であり, パラメータ α_1 の値が -12.62 であり, α_2 の値が -1.08×10^5 であった。一方で前屈位では, 回帰係数は 0.83 であり, パラメータ α_1 の値が 12.49 であり, α_2 の値が -3.60×10^3 であった。

4.2.5 考察

本研究の負担軽減仮説では、腰椎関節の剛性値の上昇は仙骨の後傾変化、すなわち $\Delta\theta_I$ の増加に伴って生じることを予想した。よって、パラメータ α_1 の値は正值であることが期待される。また腰椎前弯カーブの曲率については、曲率の減少に伴う腰椎剛性の上昇が予想される。そのため、 ΔC_L の回帰係数である α_2 は負値になることが期待される。これを踏まえると、前屈位では本研究で予想したアライメント変化に伴う腰椎剛性の上昇が見られ、特に仙骨姿勢角の変化量 $\Delta\theta_I$ は腰椎の剛性変化に対して有意な ($p<0.01$) 相関を示した。Table 4.2 の検討で剛性変化への高い寄与がみられたことから、前屈位では特に仙骨の姿勢角が剛性変化に強く影響を及ぼしているといえる。一方で、立位では腰椎の剛性変化 Δk_L とアライメント変化との間に有意な相関関係は認められず、またパラメータ α_1 の値は負値となった。これは、立位姿勢では仙骨が可動域の限界付近まで後傾しているためであると思われる。この場合、締付力が骨盤および仙骨に力が伝達されることで仙腸関節が圧迫され、関節面の摩擦抵抗が上昇するような応力は発生したものの、仙骨姿勢には変化が生じなかったものと思われた。以上より、前屈位において骨盤部アライメントの変化に伴う腰部関節剛性の上昇を表現するモデルが開発され、本研究の負担軽減仮説と一致する現象をかくにんすることができた。

次に、X線画像により計測された骨盤アライメント情報を入力として用いたことによるモデル化誤差について議論する。提案したモデルでは、腰椎関節の剛性変化に対して、骨盤に対する仙骨の傾斜角 (PI 角) θ_I との間に有意な関係が認められた。Fig. 4.5a から、 θ_I の変化量が 3.0deg 以内に収まる被験者が大部分であり、験者内の測定誤差によりモデルの出力に及ぶ影響が懸念される。この点について、X線画像の計測精度から述べる。Czubak-Wrzosek ら [121] は X線画像を用いて PI 角を計測し、観測者内の再現性を表す級内相関係数 (ICC) は少なくとも 0.99 であり、計測の標準誤差 (SEM) は 0.81deg を超えないことを報告した。よって、被検者に締付力を与える前後における θ_I の変化量 $\Delta\theta_I$ の計測誤差は高々 1.62deg である。Table 4.3 より $\Delta\theta_I$ に掛かる係数は 12.49 であるため、モデルの出力である腰椎関節剛性の変化量 Δk_L の推定誤差は 20.2Nm/rad 以下となる。本研究に参加した被験者において剛性値変化量 Δk_L の分布は最小で -117.4Nm/rad から最大で 105.7Nm/rad までの 223.1Nm/rad であり、提案法はこの範囲に対して 9.1% の推定誤差を含む可能性のあるモデルである。Czubak-Wrzosek らは、93 回の計測により標準誤差を求めており、 $\Delta\theta_I$ の測定値の標準偏差 σ は 0.17 となるとした。これに基づき、我々は $\Delta\theta_I$ の最大値 (3.76deg) と最小値 (-2.79deg)、 ΔC_L の最大値 ($2.5 \times 10^{-4} 1/\text{pixel}$) と最小値 ($-2.1 \times 10^{-4} 1/\text{pixel}$) の範囲内でランダムサンプリングされた疑似的なデータである $\Delta\hat{\theta}_I$ および $\Delta\hat{C}_L$ を用意し、下記の 1~3 の手順で測定誤差による影響を検証した。これにより、計測誤差と同等のランダムノイズを $\Delta\theta_I$ に加えた場合でも、前屈位において $\Delta\theta_I$ は剛性変化との間に有意な相関関係が認められ、骨盤アライメントの計測誤差の影響は十分に小さいといえる。

1. 提案したモデルに対し、 $\Delta\theta_I$ および ΔC_L に替わりランダムサンプリングされた 93 の疑似データ $\Delta\hat{\theta}_I$ および $\Delta\hat{C}_L$ を入力し、出力として $\Delta\hat{k}_L$ を得る
2. $\Delta\hat{\theta}_I$ に $3\sigma(=0.51)$ の範囲内でランダムノイズを加えた $\Delta\hat{\theta}_I^{3\sigma}$ を得る
3. $\Delta\hat{\theta}_I^{3\sigma}$ および $\Delta\hat{C}_L$ と $\Delta\hat{k}_L$ との重回帰分析を行う

本研究では、モデル開発のための母集団として腰痛症ではない健常な日本人の成人 25 名を対象とした。被験者は男性が 20 名で女性が 5 名であったが、男性の身長は 1.615～1.811m で体重は 54.3～93.9kg に、女性の身長は 1.503～1.649m で体重は 53.2～68.6kg の範囲に分布していた。厚生労働省による 2018 年の身体状況調査 [122] によると、日本人男性の身長の平均値および標準偏差は 1.680 ± 0.071 m、体重は 67.3 ± 11.1 kg であり、女性では身長が 1.544 ± 0.070 m、体重は 53.5 ± 9.3 kg であった。よって、身長において日本人男性の 78.7%、女性の 65.4%、体重においては男性の 87.1%、女性の 46.0% が本研究の実験に参加した被験者が分布する範囲に存在し、提案モデルを適用することが可能である。このモデルが母集団以外に対しても一般的に適用可能であるかどうかは今後、検証を行う必要がある。しかし、提案モデルの開発は、これまでに明らかにされなかった骨盤ベルトの締付力が関節剛性を変化させる過程をバイオメカニズムの見地から説明する試みであり、今後の臨床や骨盤ベルトの有効性の検討の起点となることが期待される。

4.3 腰仙椎アライメントおよび体格に基づく補助効果推定モデル

4.3.1 モデル化方針

ここまでに骨盤ベルトの補助効果を検証してきたが、一般的に骨盤ベルトの補助効果には個人差があることが知られている。Bertuit らは 46 名の妊婦に対して仙腸関節部の痛みを VAS(Visual Analogue Scale) により評価し、骨盤ベルトによる痛みの軽減の程度にはある程度のばらつきがあることを示した [123]。Soisson らも 17 名の仙腸関節痛を有する被験者に対して MRI 撮影による計測を行い、ベルトの着用による有意なアライメントの変化が確認されたものの、痛みが軽減された例は半数程度にとどまった [124]。また、本研究でも 94 名を動員して関節トルクに基づく評価を行い 8～9 割の被験者で負担が減少したものの、補助効果にはばらつきがあり、負担が軽減されない例もあった [29]。

さらに、骨盤ベルトには一定の効果が期待できる反面、着用による弊害も懸念される。長時間の着用は腰部の血管を圧迫するため、血行障害 [47] や疲労の蓄積につながる他、日常的に使い続けることで補助対象筋が委縮する可能性が考えられる [48]。よって、骨盤ベルトの使用に当たっては十分な補助効果が期待できる患者にのみ処方されるべきであり、そのためにはどの程度まで腰部負担が軽減されるのかを確かめる手段が必要とされる。しかしながら今日までに、期待される補助効果を見積もる手段は確立されておらず、またどのような身体的特徴が要因となるのかは明らかにされていない。

そこで本節では、補助効果に影響を与える身体的特徴を明らかにし、期待される補助効果を推定するために、各個人が元々備える身体的特徴に基づき締付力による補助効果を推定するモデルを開発する。本節における補助効果とは、Eq.4.1により求められる関節剛性比 R とする。関節剛性比 R は締付けにより期待される姿勢の矯正、すなわち負担の軽減に直接関わる数値であるから、ここでは締付力による関節剛性比の変化量 ΔR を推定するモデルを開発する。 ΔR は3章の検証で推定した関節剛性値から求めた R^U (締付力を与えない状態での関節剛性比) と R^T (80N の締付力を与えた状態での関節剛性比) を用いて Eq.4.10 により得られる。

$$\Delta R = R^T - R^U \quad (4.10)$$

$$\begin{bmatrix} R^U: \text{Joint stiffness ratio without tightening} \\ R^T: \text{Joint stiffness ratio with tightening} \end{bmatrix}$$

3章では R を前屈率が 20～40%MFB, 40～60%MFB, 60～80%MFB, 80～100%MFB となる4区間で求めた。前屈角度の違いによる補助効果の違いも考慮して、モデルもこれら4区間でそれぞれ開発する。

モデルへの入力とは次節で述べる体格および腰仙椎アライメントから得られた複数の特徴量を用い、重回帰モデルにより ΔR を推定する。以上より開発するモデルは係数ベクトル $\mathbf{a}$ と特徴量ベクトル $\mathbf{x}$ を用いて

$$\Delta R^* = \sum a_i^* x_i^* \quad (4.11)$$

とした。なお、添字 * は前屈率を表し、20 (20～40%MFB), 40 (40～60%MFB), 60 (60～80%MFB), 80 (80～100%MFB) の4通りをとる。

4.3.2 入力特徴量の検討

モデルへ入力する特徴量について検討する。まず、骨盤ベルトの補助効果を左右する要因として着用者の体格を考える。例として Fig.4.7 に、3章の補助効果検証で動員した被験者のうち代表的な2例を示す。被験者 A は比較的小柄な体格の女性であり、身長は 1.56m で体重は 45.5kg である。一方で被験者 B は大柄な男性で、身長が 1.80m, 体重は 89.0kg である。Fig.4.7 には運動計測における各被験者の写真と、前屈位における締付けによる腰部負担値の変化を示した。ここで用いた腰部負担値は3章で力学モデルに基づき計算した腰椎関節トルクである。また、このとき両被験者ともに第12胸椎付近の表皮上において45度となるように前屈し、締付けを与える際はベルト張力が80Nとなるように条件を揃えた。

これらの被験者を比較すると、締付力による負担の軽減率は被験者 A で 7.1%, 被験者 B では 2.1% であった。この理由として、高体重の被験者 B では被験者 A と比較して元々の腰部負担値が2倍程度大きく、両被験者で同程度負担が減少しても負担の軽減率は被験者 B の方が低くなったためであると思われる。さらに、高体重では上体の姿勢を矯正するために必要な締付

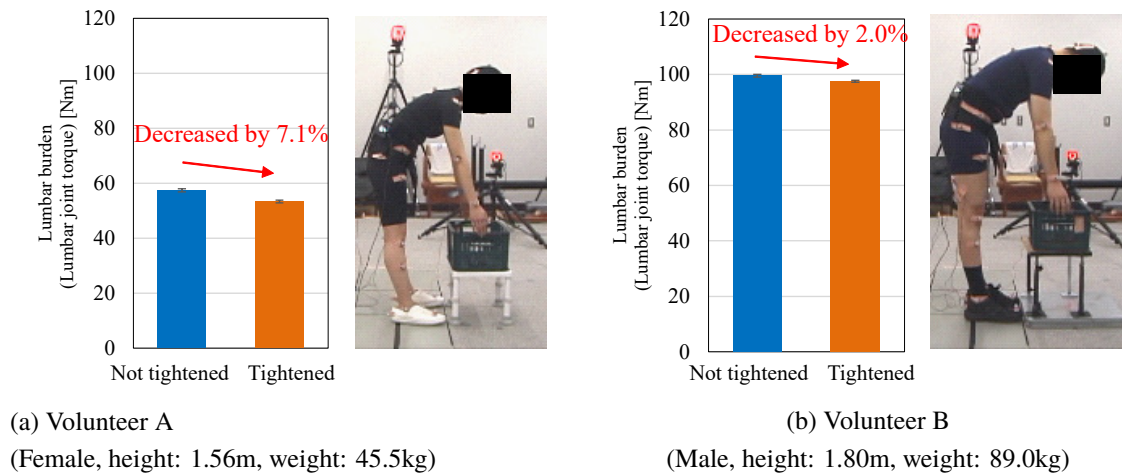


Fig.4.7. The representative volunteers of the slight group and robust group

力が大きくなることも予想されるまた筋力も要因になり得、自力で上体を十分に支持することができる被験者では骨盤ベルトで姿勢を矯正する必要が無く、締め付けても負担が軽減されない可能背もある。これらを踏まえると、モデルへ入力する体格的特徴量として身長 h [m]、体重 w [kg]、BMI 値 B [kg/m²]、背筋力 f [kgf] 等を考慮する必要がある。

また、腰仙椎アライメントも補助効果に影響を及ぼしうる。前節で示したように、骨盤ベルトの補助効果には腰仙椎アライメントが直接関わっていることが明らかとなった。2 章で述べた仮説を考えると、骨盤ベルトが表皮上から仙骨を圧迫する際に仙骨や骨盤の姿勢による影響を受けることが予想される。例えば Fig.4.8 により幾何的に考えると、仙骨が前傾するほど仙骨下部が骨盤より後方に突出し、ベルトの圧迫力を受けやすくなる。よって、腰仙椎アライメントもモデルへの入力に加え、下記 9 点の特徴量を入力変数の候補とする。なお、これらの特徴量は前節と同様の X 線画像計測により得られた。

- 立位における PI 角 θ_I^S [deg]
- 立位における仙骨傾斜角 θ_S^S [deg]
- 立位における骨盤傾斜角 θ_P^S [deg]
- 立位における腰椎の曲率 C_L^S [1/pixel]
- 立位における骨盤開角 θ_{PA}^S [deg]
- 前屈位における PI 角 θ_I^B [deg]
- 前屈位における仙骨傾斜角 θ_S^B [deg]
- 前屈位における骨盤傾斜角 θ_P^B [deg]
- 前屈位における腰椎の曲率 C_L^B [1/pixel]

合計で 13 点の体格および腰仙椎アライメントの特徴量が入力変数の候補となるが、一部の

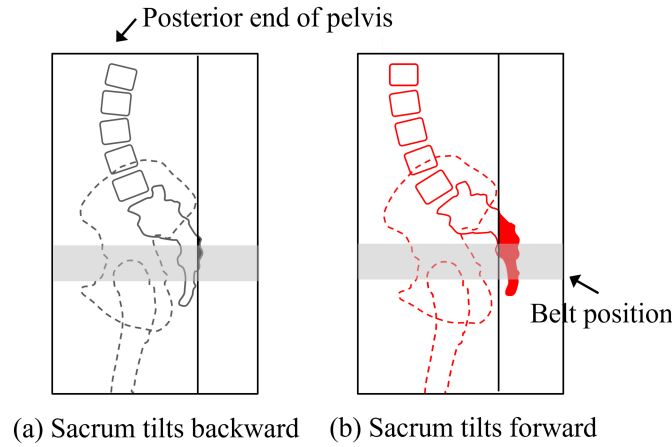


Fig.4.8. Influence of sacral posture on assistance effect

特徴量は関節剛性への影響が小さい可能性がある。また、このモデルの開発に参加した被験者は14名でありデータ点数に対して特徴量が冗長である。よって、下記の手順(1)～(3)により特徴量間の関係や剛性変化に対する寄与の強さなどから不要なものを取り除く。

- (1) 特徴量間の相関係数が高い (0.7 以上) 組み合わせを選択する
- (2) 選ばれた組み合わせのうち、目的変数 ΔR^* との相関係数が低い方の特徴量を除外する
- (3) 残された特徴量のうち、 ΔR^* との相関係数が高い上位 3～4 変数をモデルへの入力として採用する

手順(1)のために、Fig.4.9 に各特徴量間の相関係数を表示したグラフを示す。ここでは、体重と BMI($R=0.81$)、前屈位における骨盤傾斜角と仙骨傾斜角($R=0.79$)、前屈位における PI 角と体重($R=0.76$)の組み合わせが選択された。選択された特徴量の組み合わせに対して(2)の処理を行い、さらに残った特徴量から Fig.4.10 に示した各特徴量と目的変数との相関係数から(3)の処理を行うことで

$$\mathbf{x}^{20} = \begin{bmatrix} C_L^B \\ \theta_S^B \\ f \\ B \end{bmatrix}, \mathbf{x}^{40} = \begin{bmatrix} \theta_L^B \\ \theta_S^B \\ w \end{bmatrix}, \mathbf{x}^{60} = \begin{bmatrix} \theta_{PA}^S \\ \theta_L^S \\ \theta_S^B \\ w \end{bmatrix}, \mathbf{x}^{80} = \begin{bmatrix} \theta_P^S \\ \theta_L^B \\ C_L^B \\ \theta_S^B \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

とした。

4.3.3 モデル係数の決定

選択された入力特徴量を用いてモデルの係数ベクトル $\mathbf{c}^*$ を決定し、モデルを開発する。表 4.4 に重回帰分析により決定した係数ベクトルの値を示す。20～40%MFB において、入力変

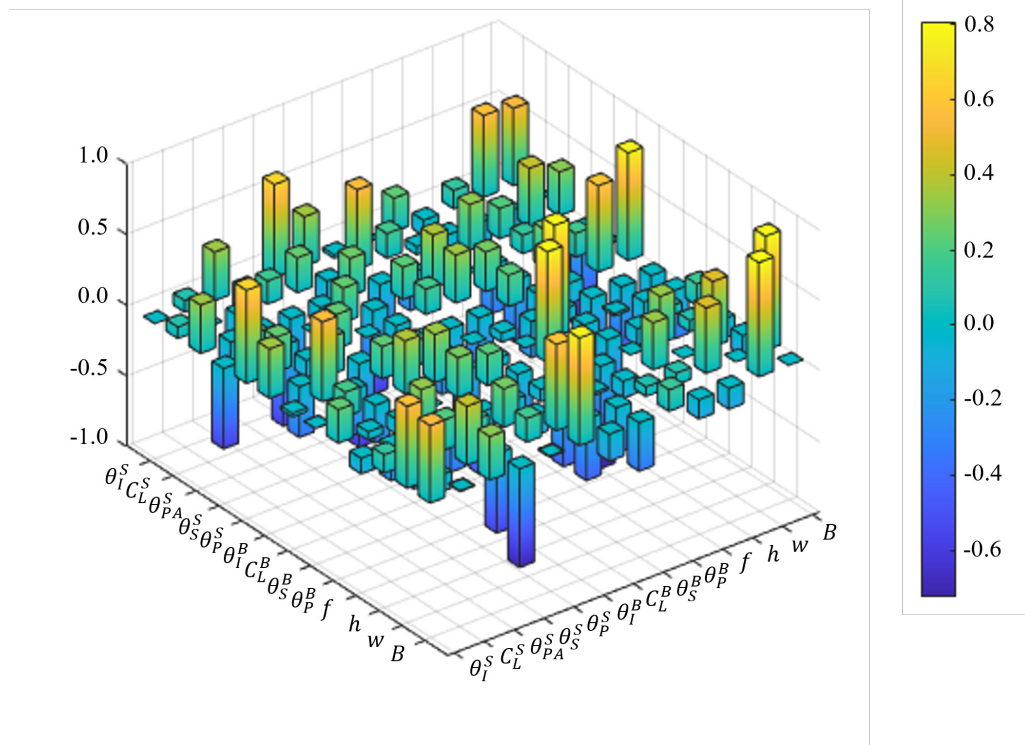


Fig.4.9. Correlation coefficient between each feature

Table4.4. Coefficient of the model Eq.4.11

	a_1^*	a_2^*	a_3^*	a_4^*
20– 40%MFB	-710.8	-2.20×10^{-2}	-2.37×10^{-2}	0.15
40– 60%MFB	4.39×10^{-3}	-8.98×10^{-3}	1.04×10^{-2}	
60– 80%MFB	-9.33×10^{-3}	-3.75×10^{-3}	-2.39×10^{-3}	1.47×10^{-2}
80– 100%MFB	-1.06×10^{-3}	-1.37×10^{-2}	-142.6	3.96×10^{-3}

数は腰椎曲率 (前屈位) C_L^B , 仙骨傾斜角 (前屈位) θ_S^B , 背筋力 f , BMI 値 B であった。これらの特徴量から係数を決定したところ、回帰モデルの重相関係数は 0.81 であり、有意な ($p < 0.05$) モデルを開発することができた。このとき、各特徴量の標準偏回帰係数の絶対値をとり、その比率として寄与率を求めたところ、 B が最も高い寄与をもち 30.1% であった。次いで C_L^B が 27.7% であり、 f が 25.3%, θ_S^B が 16.9% であった。40～60%MFB では、入力変数に PI 角 (前屈位) θ_I^B , 仙骨傾斜角 (前屈位) θ_S^B , 体重 w が用いられ、重相関係数は 0.80 ($p < 0.05$) であった。寄与率は θ_S^B で最も高く 42.4% であり、 w で 42.4%, θ_I^B が 13.2% であった。60～80%MFB では骨盤傾斜角 (立位) θ_P^S , PI 角 (前屈位) θ_I^B , 仙骨傾斜角 (前屈位) θ_S^B , 体重 w を入力とし、重

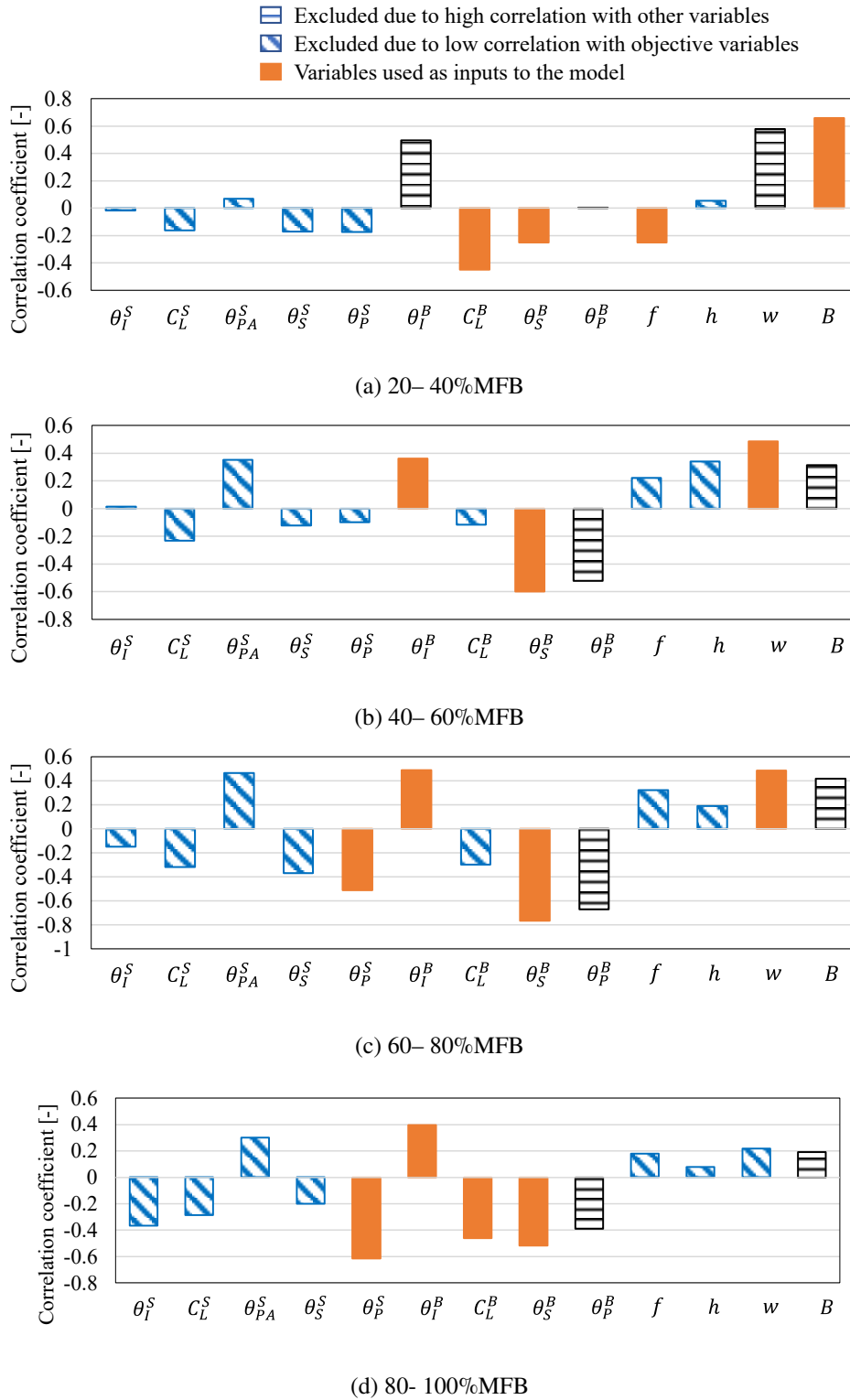


Fig.4.10. The representative volunteers of the slight group and robust group

相関係数は $0.90(p<0.01)$ であった。寄与率は w で 57.0% 、 θ_P^S で 22.6% 、 θ_S^B で 10.2% 、 θ_I^B で 10.2% であった。80～100%MFB では骨盤傾斜角 (立位) θ_P^S 、PI 角 (前屈位) θ_I^B 、腰椎曲率 (前屈位) C_L^B 、仙骨傾斜角 (前屈位) θ_S^B を入力に用い、重相関係数は $0.80(p<0.05)$ であった。寄与率は θ_I^B で 42.8% 、 C_L^B で 34.8% 、 θ_S^B で 19.4% 、 θ_P^S で 2.9% であった。

4.3.4 考察

求めた係数ベクトル $\mathbf{c}^*$ の値から、各姿勢においてどのような身体的特徴を持つ被験者でより高い補助効果が得られるのかを考える。20～40%MFB では特に腰椎の曲率と背筋力、BMI 値の影響が高く、これら三点の特徴量で寄与率の 80% を占めた。係数の比較から、前屈位における腰椎の曲率が緩やかで、背筋力が低く、高 BMI であるほど ΔR が大きく、高い補助効果が得られる傾向にあるといえる。同様にして、40～60%MFB では高体重であり、前屈位において仙骨が骨盤に対して後傾し、また仙骨自体の姿勢は前傾するほど高い補助効果が得られる傾向にある。60～80%MFB では立位において骨盤が前傾し、前屈位において骨盤に対して仙骨が前傾し、高体重であるほど高い補助効果が得られる。80～100%MFB では前屈位で骨盤に対して仙骨が前傾し、腰椎の曲率が緩やかであり、仙骨自体の姿勢が前傾するほど締付けによる効果が高い。

全体的な傾向として、前屈率が低い姿勢においては体重や BMI といった体格的特徴が入力変数に採用され、比較的高い寄与率を持つ傾向にあった。前屈率が高まるにつれて腰仙椎アライメントが用いられる割合が高まり、80～100%MFB においては全ての入力変数がアライメントに由来するものとなった。特に PI 角 θ_I^B と仙骨姿勢角 θ_S^B が用いられる場合が多く、仙骨が前傾するほど高い補助効果を得る傾向にあった。つまり、高い補助効果を得るためには腰仙椎アライメントに関しては仙骨の姿勢が、体格的特徴については体重および BMI が要因となる。

仙骨の姿勢角が補助効果に影響を及ぼす理由は 2 点考えられ、一つは Fig.4.8 について述べたように仙骨が後方に突出することでベルトによる圧迫を受けやすくなるためである。もう一点は、仙腸関節可動域に起因する腰椎関節の屈曲のしやすさによるものが考えられる。解説のための具体的例として PI 角が異なる 2 名の被験者の腰部 X 線画像を Fig.4.11～4.12 に示す。被験者 1 はモデルの開発に動員した被験者の中で最も骨盤に対して仙骨が前傾していた者であり ($\theta_I^S = -57.8\text{deg}$, $\theta_I^B = -53.8\text{deg}$)、被験者 2 は最も後傾していた者である ($\theta_I^S = -25.0\text{deg}$, $\theta_I^B = -33.0\text{deg}$)。これらの被験者を比べるために、X 線画像から腰椎関節の屈曲角度を求める。ここでは線骨底中央から仙骨角を結ぶ線分と、第 12 胸椎の中心から仙骨底中央を結ぶ線分とのなす角度を腰椎関節の屈曲角度として定義し、立位および前屈位における角度をそれぞれ θ_L^S 、 θ_L^B とした。2 名の被験者を比べると、骨盤に対して仙骨が前傾した被験者 1 では θ_L^S が 54.3deg で θ_L^B が 23.4deg であり、上体を前屈させることにより腰椎関節は 30.9deg だけ屈曲した。一方で被験者 2 では、 θ_L^S が 31.7deg で θ_L^B が 31.5deg であり、上体を屈めても腰椎関節はほとんど屈曲しなかった。その代わりに被験者 2 では骨盤に対して仙骨が前傾しており、 θ_I^S および θ_I^B の値から上体の屈曲による仙骨の姿勢変化を求めると、被験者 1 では 4.0deg の

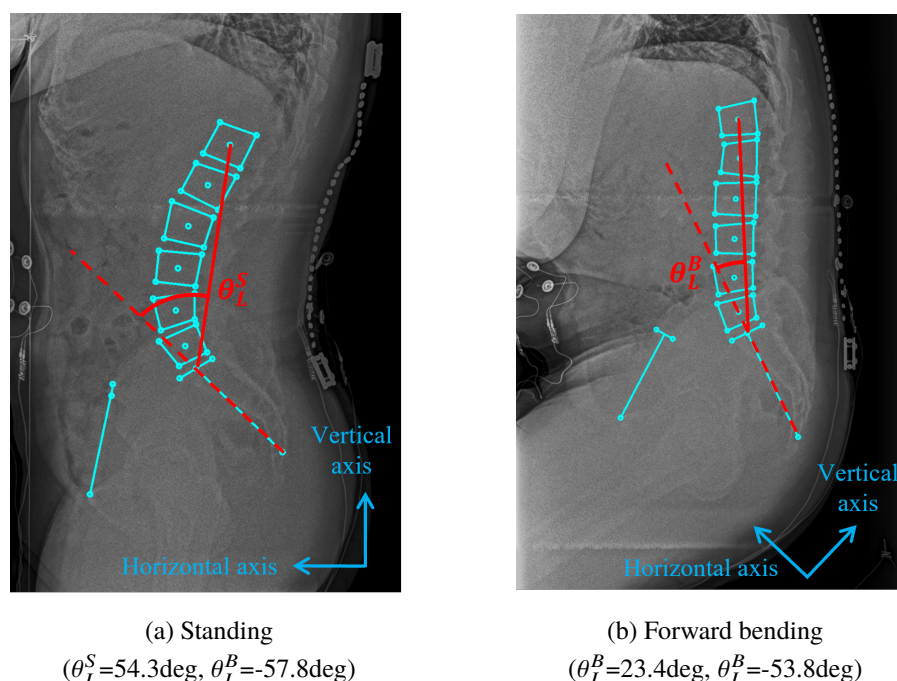


Fig.4.11. Volunteer 1 (Sacrum tilts forward relative to the pelvis)

後傾，被験者 2 では 8.0deg 前傾であった．すなわち，被験者 1 では元々仙骨が可動域の限界付近まで前傾しており，上体を屈める際に腰椎が屈曲しやすい状態になっていたと思われる．よって，被験者 1 では腰椎の剛性が元々低い状態にあったと考えられるうえ，元々腰椎優位の屈曲をする傾向にあるため締付けによる姿勢矯正の余地が大きく，高い補助効果が得られたものと予想される．反面，被験者 2 ではまだ仙腸関節の可動域に余裕があり，上体を屈めたときに仙骨が前傾する余地があったものと思われる．この被験者では腰椎をほとんど屈曲させずに股関節優位の運動軌道をとっており，元々腰部負担の少ない運動をする傾向にあったため得られる補助効果が小さくなったものと思われた．

また，体格的特徴について考えると，80～100%MFB では腰仙椎アライメントの特徴量のみが用いられたものの，その他の姿勢では体重と BMI 値が特に高い寄与を持った．40～60%MFB および 60～80%MFB では高体重であるほど，20～40%MFB では高 BMI 値であるほど高い補助効果が得られる傾向にある．以上から，前屈率が低い姿勢においては体格の大きい被験者ほど高い補助効果が得られる傾向にあるといえる．これについて Fig.4.13 を参照して考察する．議論のために，ここでは腰椎関節の剛性値 k_L を仙腸関節の摩擦による受動的な抵抗 k_L^F と背筋群と腹筋群の共収縮により生じる能動的な抵抗 k_L^M に分解して考える．これにより，腰椎関節剛性 k_L は Eq.4.13 のように k_L^F と k_L^M の和として表現することができる．仙腸関節は仙骨を介して上体の質量を受け止めるため，関節面の摩擦に由来する k_L^F は体重の影響を受けて増減する．一方で， k_L^M は背筋群および腹筋群の収縮の程度に依存するため前屈角の大きさに影響

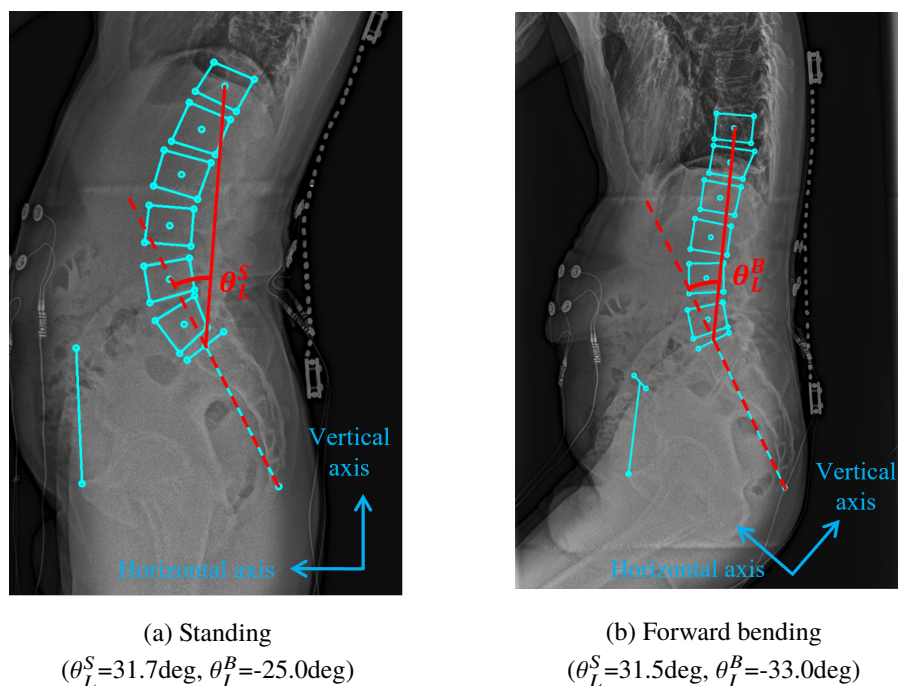


Fig.4.12. Volunteer 2 (Sacrum tilts backward relative to the pelvis)

を受ける。%MFB 値が高い時には背筋群、腹筋群の収縮力が強く、 k_L^M の値が高まるため k_L^F の寄与は低いが、%MFB 値が下がると k_L^M は低下し k_L^F の比率が上昇する。よって、%MFB の低い領域では体重の影響が強く表れたものと考えられた。

$$k_L = k_L^M + k_L^F \quad (4.13)$$

ここまでの取り組みにより、締付力による関節剛性比の変化量を推定するための統計的に有意なモデルを開発することができ、また補助効果の個人差の要因となる身体的特徴を明らかにすることができた。

4.3.5 歩容の計測に基づく手法の簡易化

前節で開発した補助効果推定モデルでは体格的特徴と X 腰仙椎アライメントを入力とした。このモデルの腰痛予防における臨床への実用的な貢献として、骨盤ベルトを処方する際に事前に効果を見積もることで着用するか否かの判断を補助することができると考えられる。しかしながら、提案手法では腰仙椎アライメントの計測において X 線画像を用いており、上体から大腿までを撮影可能な大型のレントゲン撮影装置が必要となるうえ、有資格者による操作も必要となり導入コストは高い。モデルの実用を考えるとより簡便な手法が望ましく、侵襲性が低く簡易な方法で腰仙椎アライメントを計測または推定する手法が求められる。そこで本研究では

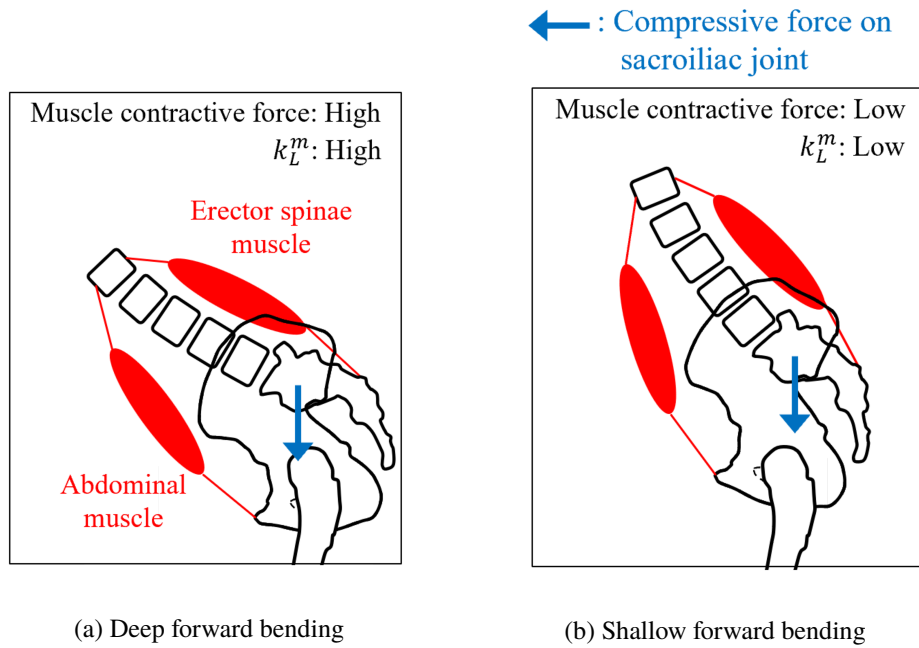


Fig.4.13. The contribution of muscle contraction to the increase in lumbar joint stiffness depends on the posture

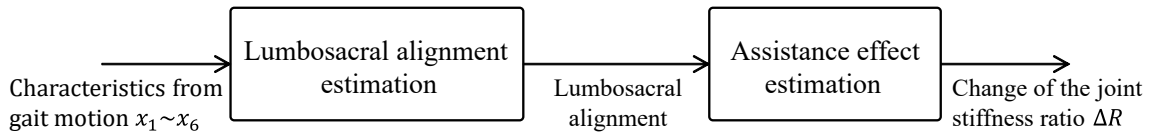


Fig.4.14. Estimation of the change in joint stiffness ratio based on gait motion

歩行動作の計測から得られた特徴量に基づきモデルに入力する腰仙椎アライメント特徴量を推定し (Fig.4.14), モデルへ入力したときの剛性比変化の推定誤差を評価する。

前節の考察により, 補助効果には主に PI 角と体重の二つの特徴量が関わっていると考えられた。よってここでは手法の簡便化のために, 立位における PI 角 θ_I^S と体重 w を入力とした Eq.4.14 のモデルを用いる。

$$\Delta R = b_1^* \theta_I^S + b_2^* w \quad (4.14)$$

このモデルに基づき決定した b_1^* , b_2^* および係数決定における重相関係数と統計検定における p 値を表 4.5 に示す。表中の値より, 40~60%MFB, 60~80%MFB, 80~100%MFB の 3 区間では簡易化されたモデル式においても有意な回帰式を求めることができた。一方で 20~40%MFB では相関係数が低く, モデルの簡易化により大幅に推定精度が低下したと思われる。ただ, 次章で述べるように剛性変化の推定のために実施した上体伸展運動においては, 前屈率

Table4.5. Regression analysis for Eq.4.14

	b_1^*	b_2^*	Correlation coefficient	p-value
20– 40[%MFB]	1.48×10^{-2}	-7.8×10^{-3}	0.17	0.85
40– 60[%MFB]	2.20×10^{-3}	2.56×10^{-3}	0.74	9.9×10^{-3}
60– 80[%MFB]	1.14×10^{-2}	-3.8×10^{-3}	0.83	1.3×10^{-3}
80– 100[%MFB]	1.06×10^{-2}	-3.4×10^{-3}	0.75	8.4×10^{-3}

の値が高い領域における剛性変化が腰部負担の軽減に寄与することが判明している．そのため本節における検討では 40～60%MFB, 60～80%MFB, 80～100%MFB の 3 区間を対象とする．

歩容と腰仙椎アライメントの関係は国内の理学療法分野における先行研究が多く見られ，伊藤 [125] はモーションキャプチャを用いて股関節に変性が生じた被験者において歩行時の骨盤回旋角が変化することを示した．また野々山ら [126] は同様にモーションキャプチャを用いて骨盤傾斜角と歩行時の股関節の屈曲角度との関係を調べた．南角ら [127] は骨盤傾斜角と歩行に要するエネルギーおよび重心移動パターンとの相関関係を明らかにした．さらに，歩容に基づく特徴量から腰仙椎アライメントを推定した例もあり，若生ら [4] はモーションキャプチャを用いて歩行動作を計測し，抽出した特徴量から矢状面上および冠状面上における腰仙椎アライメントを推定した．よって本研究では若生らの手法に基づき歩容から腰仙椎アライメントを計測し，Eq.4.14 の剛性比変化推定モデルに入力する．若生らの手法では歩容から 6 点の特徴量を抽出し，特徴量ベクトル X および係数行列 A_0, A から Eq.4.15 により立位姿勢における腰仙椎アライメント特徴量を要素に持つ θ を推定する．

$$\theta = A_0 + AX \quad (4.15)$$

$$X = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ x_4 \ x_5 \ x_6]^T \quad (4.16)$$

$$\theta = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \theta_4 \ \theta_5 \ \theta_6 \ \theta_7 \ \theta_8]^T \quad (4.17)$$

$x_1 \sim x_6$ は歩容から抽出された特徴量であるが， x_1 および x_2 は歩行時の左右膝関節の高さの差から求められる (Fig.4.15a)．左膝関節が右膝関節より上にある状態を正值としたとき，歩行周期中における最大値を x_1 ，最小値を x_2 とする． x_3 および x_4 は冠状面上における骨盤の側屈角度と肩の側屈角度の和をとり (Fig.4.15b)，最大値を x_3 ，最小値を x_4 とする．なお，関節の側屈角度は歩行者の視点から見て反時計回りが正方向である．また， x_5 および x_6 は骨盤に対する肩の回旋角度から股関節の屈曲角度を減算した値から求められ (Fig.4.15c)，最大値を x_5 ，最小値を x_6 とする．骨盤および肩の回旋角度は鉛直上方から見て時計回りが正方向であり，股関節の屈曲角は左脚を前方に踏み出して時に正值をとる．

$\theta_1 \sim \theta_8$ は Fig.4.16 に示したアライメント特徴量であり， θ_1 は図中の RCE angle， θ_2 は LCE angle， θ_3 が右寛骨における AP angle， θ_4 が左寛骨における AP angle， θ_5 が SS angle， θ_6 が FS angle， θ_7 が右寛骨における PT angle， θ_8 が左寛骨における PT angle である．このう

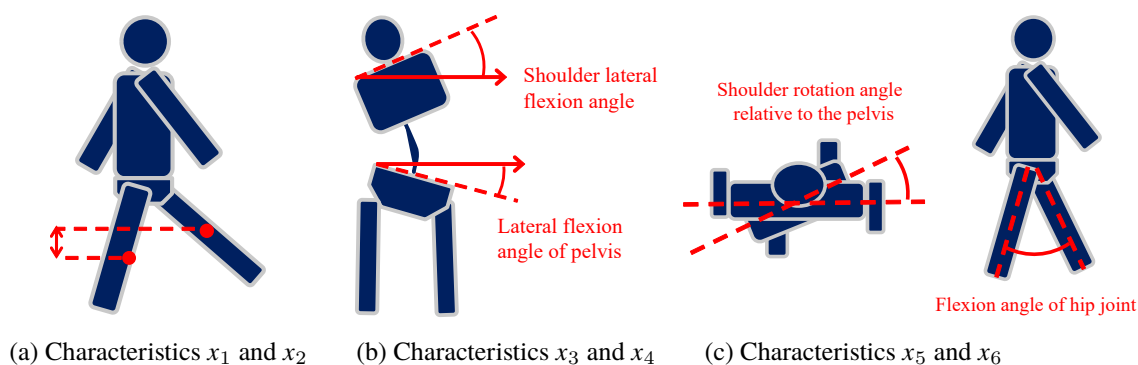


Fig.4.15. Measurement of the characteristics x_1 to x_6 from gait motion

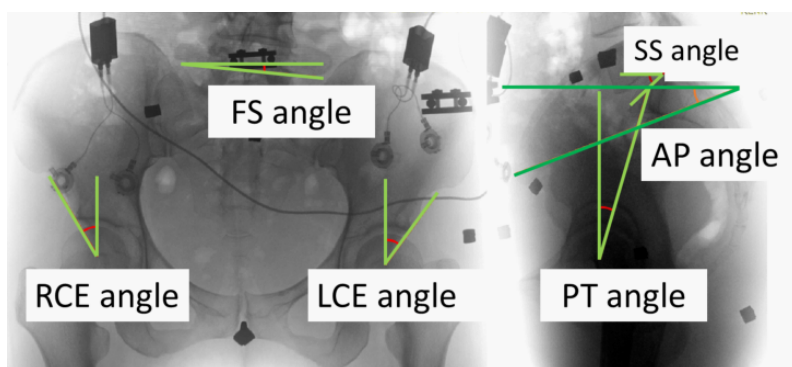


Fig.4.16. Feature angles of pelvis (objective variables) [4]

Table4.6. The characteristics value x_1 to x_6 measured from gait motion

x_1	x_2	x_3	x_4	x_5	x_6
55.48	-54.45	4.76	-6.27	0.50	-0.42

ち SS angle(θ_5) が仙骨の姿勢角であり, PT angle(θ_7 , θ_8) が骨盤の姿勢角を表し, SS angle と PT angle の差分が骨盤に対する仙骨の姿勢角である PI 角に相当する. 若生らの手法では SS angle, PT angle の導出のために選択された骨格上の特徴点が 4.4 節で用いたアライメント特徴量のものとは異なる. そのため, Table4.5 での係数は若生らの手法に準拠した方法で再度計測し直した腰仙椎アライメントを用いて決定された.

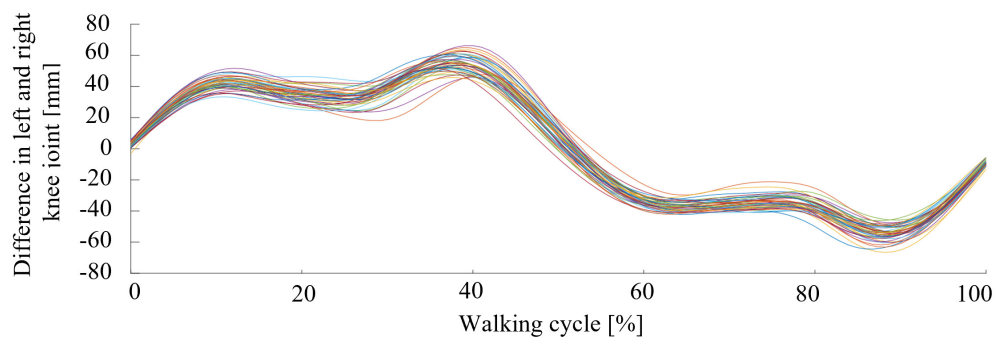
手法の評価のために成人男性 1 名 (被験者 C, 体重 74.9kg, 身長 1.771m) を動員して歩容から腰仙椎アライメントを計測し, Eq.4.14 のモデルにより剛性比変化を推定する. 歩容の計測

Table4.7. Estimation results of change in joint stiffness ratio ΔR based on gait motion

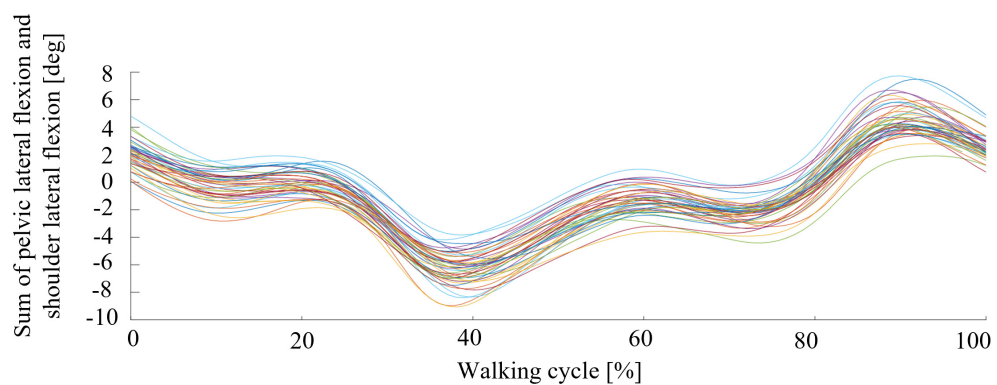
	Experimental value [-]	Estimation value [-]	Estimation error [-]	Error rate [%]
40– 60%MFB	0.549	0.278	0.271	49.4
60– 80%MFB	0.567	0.160	0.407	71.8
80– 100%MFB	0.273	0.159	0.115	42.0

には光学式モーションキャプチャを用いた運動計測実験を行い、100 歩 (50 歩行周期) 分の歩行を計測した。ここで、被験者 C において歩容特徴量の計測に用いた左右の膝関節の高さの差 (Fig.4.17a)、骨盤側屈角と肩側屈角の和 (Fig.4.17b)、骨盤に対する肩の回旋角と股関節屈曲角の差 (Fig.4.17c) を示す。なお、Fig.4.17 中のグラフの水平軸の値は経過時間を歩行周期で正規化した値であり、50 歩行周期分のデータを重ねて描画した。また、これらの最大値および最小値を求めた後、歩行周期の平均値として得られた特徴量 $x_1 \sim x_6$ を Table4.6 に示す。これらの特徴量 $x_1 \sim x_6$ を若生らのモデルに入力することで被験者の PI 角 θ_I^S を推定したところ $33.17 \pm 4.10\text{deg}$ であった。

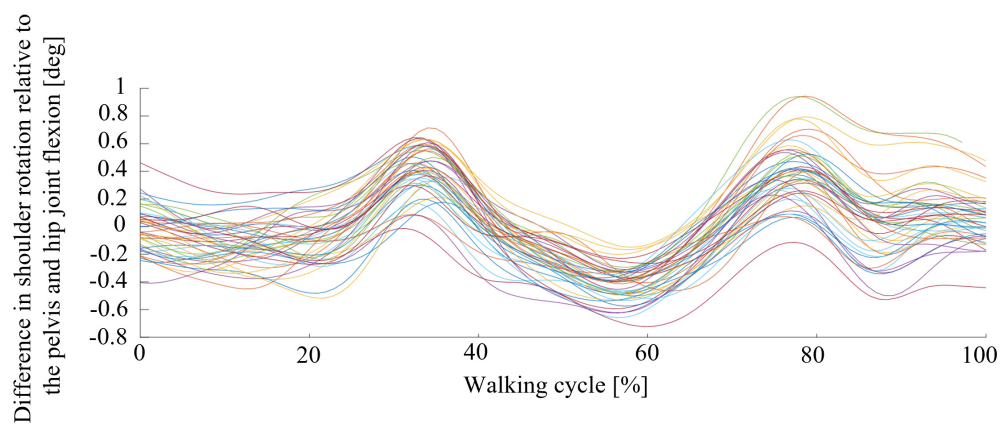
推定した PI 角 θ_I^S と体重 w の値を Eq.4.14 に入力し、得られた関節剛性比の変化量の推定値を評価する。Table4.7 に被験者 C における関節剛性比の変化量の実験値、推定値、推定誤差および誤差率を記載する。実験値は、前章の運動計測実験に基づく関節剛性の推定を被験者 C についても同様に行い、求めたものである。表中の数値より、歩容特徴量に基づく推定では姿勢に寄り 0.115～0.407 の推定誤差があり、提案法は 4～7 割程度の誤差を含むモデルである。しかしながら、効果の有無の推定という観点において考えると一定の精度が保たれており、 ΔR の推定値と実験値の符号は一致しているため補助効果の有無を判断することはできる。本節のはじめに述べた骨盤ベルトの長期使用による弊害を考えると、効果が期待できないものに誤って処方しないことが肝要であり、この観点においては一定の実用性があるといえる。ただ、現在までに検証に動員した被験者は一名のみであり、特に締付けにより ΔR が低下する被験者群における推定精度の評価がなされていない。今後の実用にむけて検証の人数を増員する必要がある。



(a) Difference in left and right knee joint



(b) Sum of pelvic lateral flexion and shoulder lateral flexion



(c) Difference in shoulder rotation relative to the pelvis and hip joint flexion

Fig.4.17. Characteristics measured from gait motion in volunteer C

第 5 章

アクティブコルセットによる 可変締付力制御則の個人適合

5.1 制御則の個人適合手法

5.1.1 個人適合方針

本章ではこれまでに得られた知見に基づき，アクティブコルセットの締付力制御則を個人適合する．前章では，締付力による補助効果には体重や筋力といった体格的特徴と，仙骨や骨盤の傾斜角といった腰仙椎アライメントが影響を及ぼすことを示した．よって，これらの特徴量を入力として締付力制御則を個人適合するモデルを開発する．ここでは入力とする特徴量を変えて次の 3 通りのモデルを開発する．一つはモデルの適合性を優先した方法で，体格と腰仙椎アライメントの両方の特徴量を入力に持つもので，モデル 1 と呼ぶ．また，腰仙椎アライメントは計測に要するコストが高いため，実用に向けた利便性のために体格的特徴のみを入力に持つモデル (モデル 2) も考える．三点目が，モデル化における腰仙椎アライメントの影響を比較するために腰仙椎アライメント特徴量のみを入力としたモデル (モデル 3) である．各モデルの詳細については後に述べるが，これら三つのモデルによりそれぞれ個人適合を行い，モデル化した際の残差を評価する．

腰部負担と締付力との関係については土谷らによる調査で，着用者が安心感を得る締付力 (主観的適正締付力) が腰部負担値 (椎間板圧迫力) と比例関係にあることが示されている [55]．この傾向から本研究では，第 1 章で述べたようにアクティブコルセットの締付力制御則の一般式として Eq.5.1 を与えた．

$$F = \begin{cases} 33.3 & (L < L_l) \\ \alpha L + \beta & (L_l \leq L \leq L_h) \\ 80.0 & (L > L_h) \end{cases} \quad (5.1)$$

アクティブコルセットの締付力は搭載されたモータユニットの出力範囲に依存して 33.3～80.0N の範囲で変化させた．制御則にはパラメータとして，腰部負担に対する締付量の変化率 α ，また腰部負担値が 0N のときの締付力である切片 β ，そして閾値 L_l および L_h が含まれた

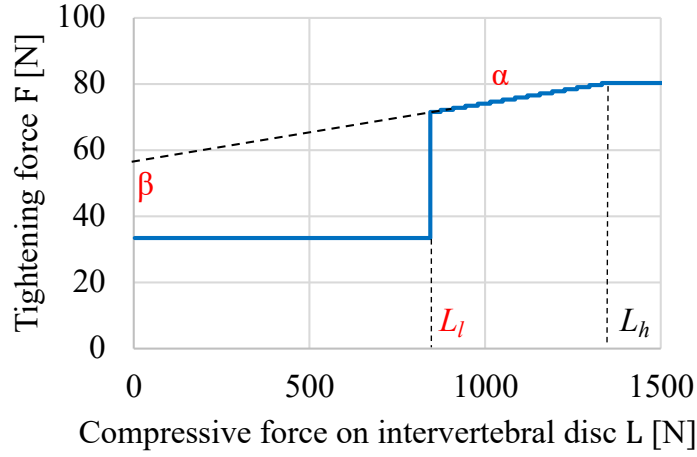


Fig.5.1. Personalizing of tightening force control row

(Fig.5.1). このうち L_h はモータの出力上限 ($F = 80\text{N}$) と変化率 α および β により自動的に定まる．よって本研究では，制御則の特性のうち以下の三点を個人適合する．

- 締付力変化率 $\alpha[-]$
- 締付力切片 $\beta[\text{N}]$
- 締付力立上がり閾値 $L_l[\text{N}]$

これらの特性を体格および腰仙椎アライメントといった身体的特徴に基づき変化させる． α および β については，被験者の標準的な傾向に基づいて開発された標準締付力制御則における締付力変化率 $\bar{\alpha}$ および締付力切片 $\bar{\beta}$ に対して，身体的特徴を引数にもつ関数 f_α および f_β を乗算した Eq.5.2～5.3 により個人適合する．標準締付力制御則は第 1 章で述べたものと同じ方法ではあるものの異なる 12 名の被験者群から得られたものであり， $\bar{\alpha} = 1.8 \times 10^{-2}$ ， $\bar{\beta} = 56.2\text{N}$ である．

$$\alpha = f_\alpha(\mathbf{x}^*)\bar{\alpha} \quad (5.2)$$

$$\beta = f_\beta(\mathbf{x}^*)\bar{\beta} \quad (5.3)$$

なお，負担の変化に対して締付力を正比例させるために， α は正値となる必要があり，また締付力が負値をとらないように β も正値となる必要がある．そこで本研究では，モデル式の形状を実験的に変化させて試行することでよりデータ点に適合するモデルを選択し， $f_\alpha(\mathbf{x}^*)$ および $f_\beta(\mathbf{x}^*)$ をそれぞれ入力した特徴量の線形和を肩に持つ指数関数である Eq.5.4 および 5.5 により求めた．

$$f_\alpha(\mathbf{x}^*) = \exp\left(\sum c_{\alpha i}^* x_i^*\right) \quad (5.4)$$

$$f_\beta(\mathbf{x}^*) = \exp\left(\sum c_{\beta i}^* x_i^*\right) \quad (5.5)$$

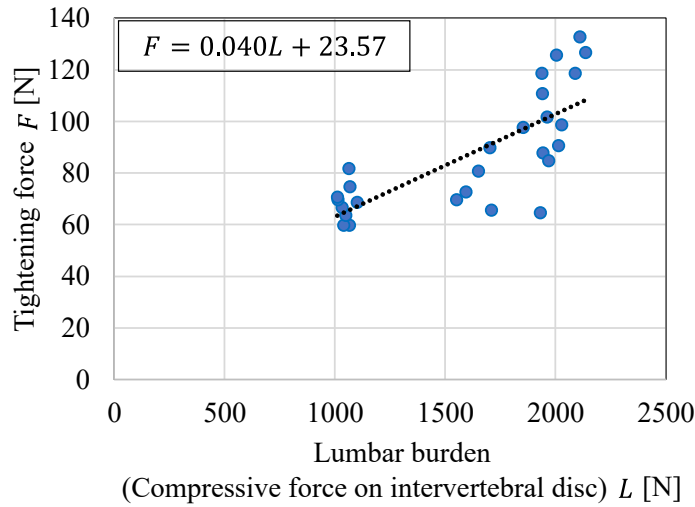


Fig.5.2. Relation ship between the subjectively proper tightening force and the lumbar burden

なお、式中の $\mathbf{x}^*$ は入力変数を要素に持つ列ベクトルであり、 $*$ は 1(モデル 1), 2(モデル 2), 3(モデル 3) をとる記号である。Eq.5.2～5.5 による個人適合のためにはモデル式中の係数ベクトル $\mathbf{c}_\alpha^*$ および $\mathbf{c}_\beta^*$ を決定する必要がある。そのために後に述べるヒアリング調査により各個人の α , β の真値を求め、Eq.5.2～5.3 の変形により得られる Eq.5.6～5.7 を重回帰分析することで係数を決定した。また、 L_l についてはヒアリング調査の過程において被験者毎に決定した。

$$\ln \frac{\alpha}{\bar{\alpha}} = \sum c_{\alpha i}^* x_i^* \quad (5.6)$$

$$\ln \frac{\beta}{\bar{\beta}} = \sum c_{\beta i}^* x_i^* \quad (5.7)$$

5.1.2 特性 α および β の計測実験

モデル式中の係数決定のために行った制御則の特性 α および β の計測実験について述べる。この実験はヒアリング調査とセンサースーツ [53] を用いた腰部負担推定により、着用者が安心感を得られる締付力 (主観的適正締付力) と腰部負担値との関係が調べられた。対象とする被験者は 19 名 (男性 14 名, 女性 5 名) であり、年齢は 20～63 歳, 身長は 1.503～1.789m, 体重は 40.1～93.9kg の範囲に分布した。調査は、3 通りの前屈角 (立位, 45 度前屈位, 60 度前屈位) と 3 通りの手先荷重 (0, 5, 10kg) を組み合わせることで腰部負担が異なる 9 状態について各 5 回実施された。各条件において被験者は締付力が 0N となるように骨盤ベルトを装着した後、実験者が手動で締付力を上昇させた。被験者は腰部に安心感を得た時点で申告し、その時の腰部負担値と締付力を記録することで被験者一人当たり 45 点の計測値を得た。得られたデータ点に対して回帰分析を行い、回帰係数 (締付力変化率 α) と切片 (締付力切片 β) を求めた。な

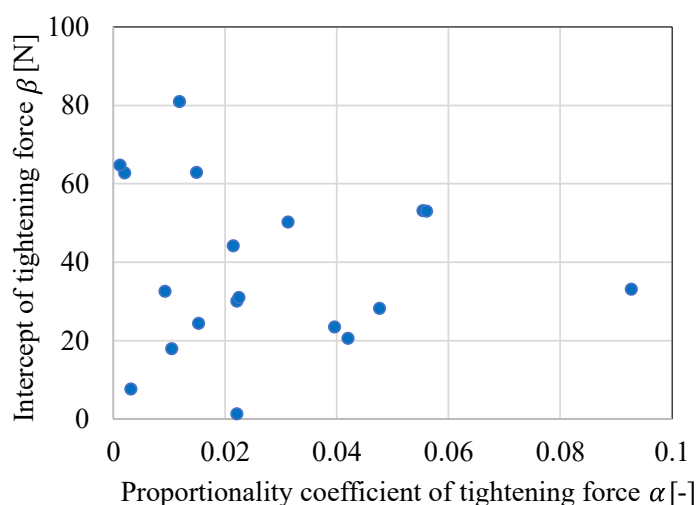


Fig.5.3. The distribution of the α and β

お, 例として実験に参加した一名の被験者における腰部負担値と主観的適正締付力との関係を Fig.5.2 に示す. また, 動員した 19 名の被験者における α および β の分布を Fig.5.3 に示す.

5.1.3 個人適合モデル

比較する 3 種のモデル (モデル 1～モデル 3) について述べる. モデル 1 は体格および腰仙椎アライメントの特徴量を入力に持つ. 前章における検討では, 補助効果の個人差の要因となる体格的特徴として体重や BMI が特に高い寄与を持ち, また背筋力も一定の寄与を持つことを確認した. よって体の大きさに関わる特徴として, 身長 h および体重 w をモデルの入力に加える. 背筋力もモデルの入力に加えたいが, ここでは特徴量の計測を簡便化するため, 体幹部の筋力との相関関係が知られている年齢 y により代替する [128]. また, 腰仙椎アライメントの特徴量では骨盤に対する仙骨の姿勢角 (PI 角) や腰椎の曲率, 骨盤の傾斜角が寄与していた. 特に仙骨の姿勢角は関節可動域に対する考察から関節剛性への直接的な影響が考えられたため, PI 角 θ_I をモデルの入力に加える. 腰椎の曲率は仙骨の姿勢角と連動性があると考えられるためここでは省略するが, 一部の姿勢で一定の寄与をもった骨盤傾斜角 θ_P も入力変数に加える. 以上をまとめると, モデル 1 における入力変数ベクトル $\mathbf{x}^1$ および係数行列 $\mathbf{c}_\alpha^1$, $\mathbf{c}_\beta^1$ は Eq.5.8 として記述される. またモデル 2 については体格的特徴のみ, モデル 3 では腰仙椎アライメン

トのみを入力としてそれぞれ Eq.5.9 および Eq.5.10 のようになる.

$$\mathbf{x}^1 = \begin{bmatrix} x_1^1 \\ x_2^1 \\ x_3^1 \\ x_4^1 \\ x_5^1 \\ x_6^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y \\ h \\ w \\ \theta_I \\ \theta_P \\ 1 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\alpha^1 = \begin{bmatrix} c_{\alpha 1}^1 \\ c_{\alpha 2}^1 \\ c_{\alpha 3}^1 \\ c_{\alpha 4}^1 \\ c_{\alpha 5}^1 \\ c_{\alpha 6}^1 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\beta^1 = \begin{bmatrix} c_{\beta 1}^1 \\ c_{\beta 2}^1 \\ c_{\beta 3}^1 \\ c_{\beta 4}^1 \\ c_{\beta 5}^1 \\ c_{\beta 6}^1 \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

$$\mathbf{x}^2 = \begin{bmatrix} x_1^2 \\ x_2^2 \\ x_3^2 \\ x_4^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y \\ h \\ w \\ 1 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\alpha^2 = \begin{bmatrix} c_{\alpha 1}^2 \\ c_{\alpha 2}^2 \\ c_{\alpha 3}^2 \\ c_{\alpha 4}^2 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\beta^2 = \begin{bmatrix} c_{\beta 1}^2 \\ c_{\beta 2}^2 \\ c_{\beta 3}^2 \\ c_{\beta 4}^2 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$$\mathbf{x}^3 = \begin{bmatrix} x_1^3 \\ x_2^3 \\ x_3^3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_I \\ \theta_P \\ 1 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\alpha^3 = \begin{bmatrix} c_{\alpha 1}^3 \\ c_{\alpha 2}^3 \\ c_{\alpha 3}^3 \end{bmatrix}, \mathbf{c}_\beta^3 = \begin{bmatrix} c_{\beta 1}^3 \\ c_{\beta 2}^3 \\ c_{\beta 3}^3 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

5.1.4 モデルの比較

モデル 1～3 について前節までに述べた方法で係数を決定し、各モデルの推定精度を検討する. Table 5.1～5.3 に各手法における係数を示す. さらに、各手法において入力変数の標準偏回帰係数を求め、その絶対値の比率を推定のための各変数の寄与率としたものを Table 5.4～5.6 に示す.

まず α の推定について、係数を決定するための回帰分析における重相関係数はモデル 1 では 0.39 であり、モデル 2 で 0.20、モデル 3 で 0.18 となり、腰仙椎アライメントと体格的特徴の両方を入力にとるモデル 1 において最も高い値となった. また、各入力変数の寄与率を比較すると、モデル 2 では年齢の寄与は無く、身長と体重のみにより α が決定された. 一方でモデル 1 では身長と体重による寄与率は合計で 51.4% であり、PI 角と骨盤傾斜角で 41.9% の寄与率を占めた. 従って、腰仙椎アライメントと体格の両者で同等の寄与を持つと考えられる.

次に β の推定について述べる. 係数決定における重相関係数はモデル 1 で 0.72、モデル 2 で 0.66、モデル 3 で 0.27 となり、ここでもモデル 1 において最も高い値となった. 腰仙椎アライメントの特徴量のみを用いたモデル 3 では特に相関係数が低いことから、 β に関しては体格的特徴の影響が高いものと思われた. 寄与率を比較すると特に年齢で高く、モデル 1 では 44.0%、モデル 2 では 54.0% であった. ここでは年齢は筋力の指標として用いられており、 β は筋肉量により強く影響を受ける特性であることが予想された. また腰仙椎アライメントも一定の寄与を持ち、モデル 1 では PI 角と骨盤傾斜角の寄与率の合計は 31.4% であった.

次に、各モデルの推定精度について述べる. ここでは決定した係数とモデル式から得られる α および β の推定値と、実験値との残差を求め、19 名の被験者における残差の平均値によりモデルの性能を評価する. Fig.5.4, 5.5 にそれぞれ α , β の推定における各モデルの平均残差

Table5.1. The coefficients $c_{\alpha i}^1$ and $c_{\beta i}^1$ of the model 1

i	1	2	3	4	5	6
$c_{\alpha i}^1$	-1.04×10^{-2}	-5.22	5.92×10^{-2}	8.54×10^{-2}	3.33×10^{-2}	5.48
$c_{\beta i}^1$	5.03×10^{-2}	1.65	-2.21×10^{-2}	1.40×10^{-2}	5.15×10^{-2}	-8.47

Table5.2. The coefficients $c_{\alpha i}^2$ and $c_{\beta i}^2$ of the model 2

i	1	2	3	4
$c_{\alpha i}^2$	-2.51×10^{-6}	-2.84	2.18×10^{-2}	3.31
$c_{\beta i}^2$	4.96×10^{-2}	3.96	-2.27×10^{-2}	-7.96

Table5.3. The coefficients $c_{\alpha i}^3$ and $c_{\beta i}^3$ of the model 3

i	1	2	3
$c_{\alpha i}^3$	2.21×10^{-2}	-6.42×10^{-3}	1.45
$c_{\beta i}^3$	2.11×10^{-2}	4.56×10^{-2}	-4.11

Table5.4. Contribution rate of each variable in the model 1 [%]

	Age	Height	Weight	PI angle	Pelvic tilt
α	6.7	19.4	32.0	30.2	11.7
β	44.0	8.3	16.3	6.8	24.6

Table5.5. Contribution rate of each variable in the model 2 [%]

	Age	Height	Weight
α	0.0	47.3	52.7
β	54.0	25.0	21.0

Table5.6. Contribution rate of each variable in the model 3 [%]

	PI angle	Pelvic tilt
α	77.7	22.3
β	31.9	68.1

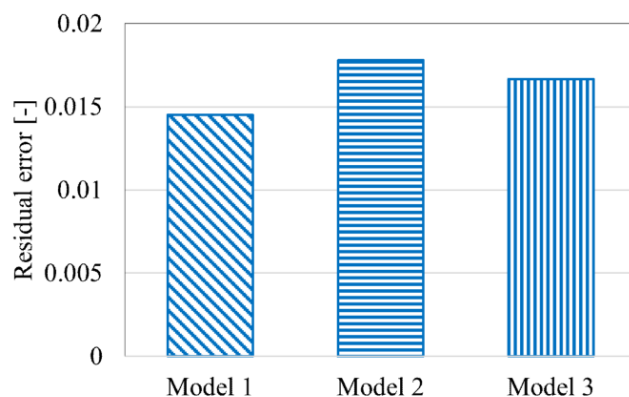


Fig.5.4. Estimation error of each model for α

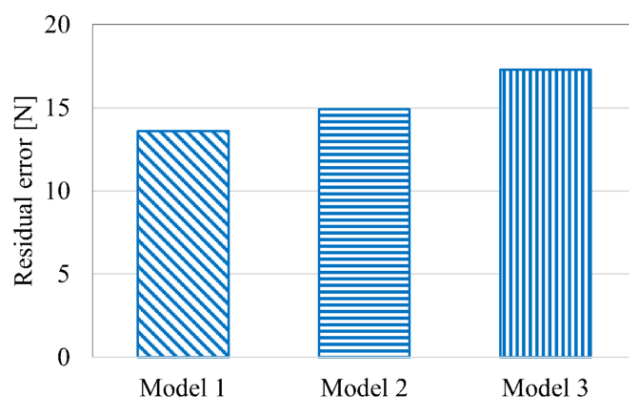


Fig.5.5. Estimation error of each model for β

を示す。 α の推定においては、三手法のうちモデル1で最も誤差が小さく 1.45×10^{-2} であり、次いでモデル3で 1.67×10^{-2} であり、モデル2で最も大きく 1.77×10^{-2} であった。体格的特徴のみを入力としたモデル2ではモデル1と比較して22.1% 誤差が増加した。

β の推定においてもモデル1で残差が最小となり、13.59Nであった。モデル2では14.93N、モデル3では17.29Nであり、モデル2ではモデル1より9.8% 誤差が増加する。寄与率に見られた傾向から β の推定においては体格的特徴の影響が比較的に強いいためか、体格的特徴のみを入力としても誤差率の増加は α より小さく抑えられた。

5.1.5 考察

ここまで求めた係数行列 $\mathbf{c}_\alpha^*$, $\mathbf{c}_\beta^*$ から、入力とする特徴量により制御則の特性がどのような影響を受けるのかを考察する。なお、ここではモデル1について考える。Table 5.4 より、 α

の推定には身長、体重、PI 角のみの合計で 80% 以上の寄与を占めており、主にこの 3 点が負担に対する締付力の変化を決定する特徴量といえる。Table 5.1 に記載した係数の符号を考えると、 α は低身長・高体重であり骨盤に対して仙骨が後傾している者ほど高値をとる。 β については、年齢、骨盤傾斜角、体重の 3 点で寄与率のおよそ 85% を占めており、高齢で低体重かつ骨盤が前傾するほど高値をとる。

総合すると低身長かつ高体重、すなわち BMI 値が高いほど α が高い傾向にあると考えられ、姿勢変化に対して負担の変動が大きい者ほど制御則は締付力を大きく変化させる。特に体重は α と β の両方で一定の寄与があり、低体重の着用者には β を高めることで初期から高い締付力を与え、負担の変動に対して緩やかに締付力が変化すると考えられた。また、高齢で筋力が低下した者に対しては、 β を高めることで腰部負担の小さい姿勢でも高い補助力を与えるように作用するといえる。腰仙椎アライメントの特徴量については、骨盤部の骨格の形状を考えると、骨盤および仙骨が後傾したアライメントを持つ者では骨盤ベルトから仙骨へ圧迫力が伝達されづらく、それを補うために α および β が高まるように個人適合がなされたと考えられる。

5.2 個人適合締付力制御則の性能評価

5.2.1 評価の概要

本節では、締付力制御則を個人適合による性能の評価として、従来法である標準締付力制御則と個人適合された締付力制御則 (個人適合締付力制御則) との腰部補助効果を比較する。ここ

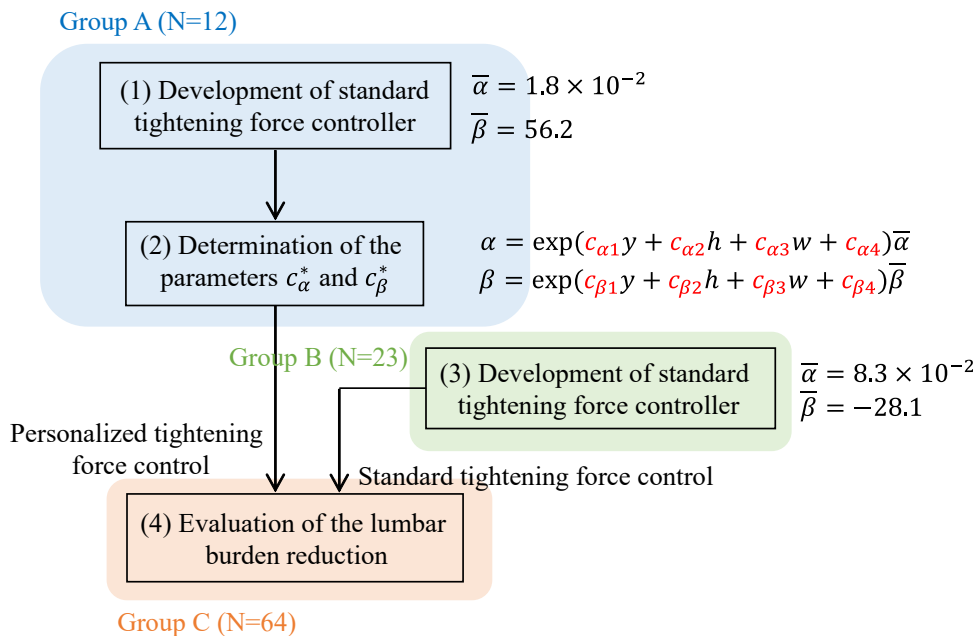
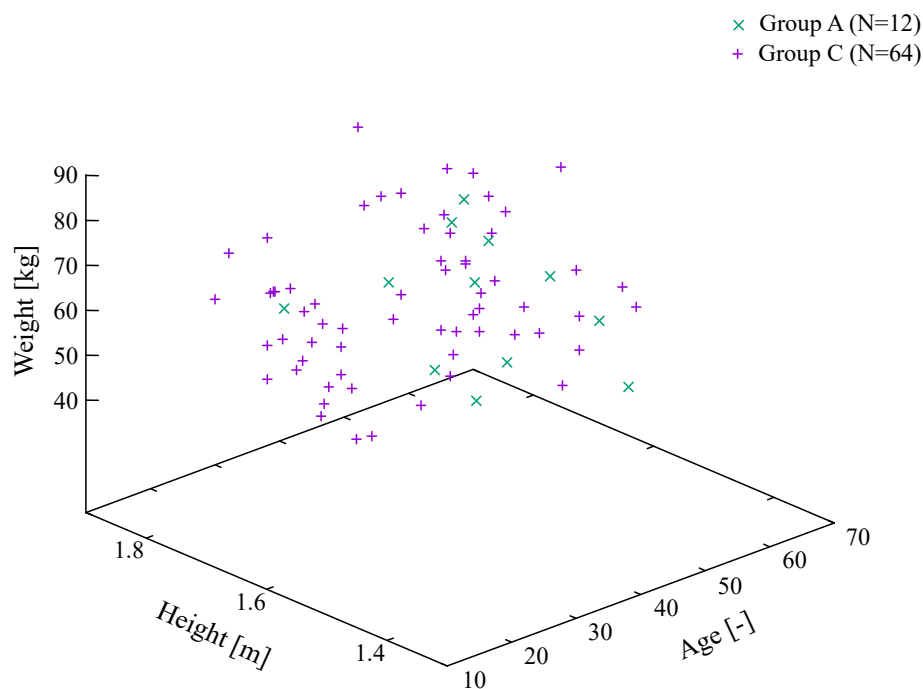
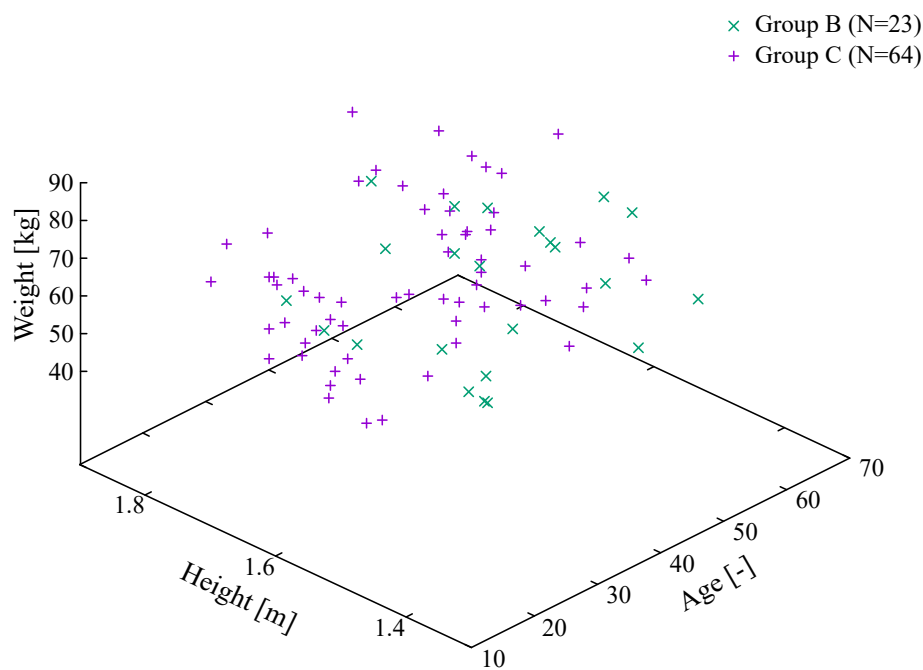


Fig.5.6. The number of volunteers in each phase of evaluation of the controllers



(a) Group A and Group C



(b) Group B and Group C

Fig.5.7. Distribution of age and weight and height of each group

での個人適合締付力制御則とは、アクティブコルセットの実用に向けて、計測が容易な体格的特徴のみを用いるモデル 2 により個人適合された制御則とした。評価の手順は下記 (1)～(4) および Fig.5.6 の通りである。この評価では三つの被験者群を動員しており、個人適合締付力制御則の開発には 12 名の被験者群 A、標準締付力制御則の開発には被験者群 A の一部を含む 23 名の被験者群 B、そして二つの制御則の評価実験では 64 名の被験者群 C が参加した。

- (1) 12 名の被験者集団の平均的な傾向に則った標準締付力制御則の導出
- (2) (1) の制御則を個人適合させるためのモデルパラメータの決定
- (3) 23 名の被験者集団による標準締付力制御則の導出
- (4) 運動計測実験による (2) の個人適合締付力制御則と (3) の標準締付力制御則の補助効果を比較

これらの被験者群について、モデルへの入力である年齢、体重、身長を分布を示したグラフを Fig.5.7 に示す。Fig.5.7a は被験者群 A と被験者群 C を、Fig.5.7b は被験者群 B と被験者群 C における分布を表す。各群の年齢の平均値および標準偏差は、被験者群 A で 43.8 ± 10.1 、被験者群 B で 44.0 ± 12.9 、被験者群 C で 37.2 ± 13.2 であった。体重については被験者群 A で $59.9 \pm 9.7\text{kg}$ 、被験者群 B で $57.6 \pm 9.8\text{kg}$ 、被験者群 C で $62.1 \pm 11.2\text{kg}$ であった。身長については被験者群 A で $1.61 \pm 0.08\text{m}$ 、被験者群 B で $1.60 \pm 0.08\text{m}$ 、被験者群 C で $1.66 \pm 0.08\text{m}$ であった。群間において平均および標準偏差に大きな偏りはなく、また Fig.5.7 の分布からも A 群、B 群は C 群と分布が重複することから、A、B 群から求めた制御則は C 群にも適用可能であると考えられる。

5.2.2 評価実験

制御則の評価のために行った評価実験について述べる。実験ではモーションキャプチャを用いた運動計測に基づき腰部負担を計算する。対象の動作は第 2 章で行った補助効果検証のための実験と同様で、45 度前屈位 (100%MFB) から立位 (0%MFB) に至るまで上体を伸展させる運動である。2 章と同様の力学モデルによって腰椎関節で発揮する抗重力トルクを計算して腰部負担の指標とし、各制御則による締付力補助によりどの程度負担が軽減されたのかを評価する。よってここでは 3 通りの計測条件を設定しており、骨盤ベルトを着用しない状態 (Unbelted)、標準締付力制御により腰部を補助する場合 (Standard)、個人適合締付力制御則による補助を与える場合 (Standard) で行われた。Standard 条件では制御則の特性を $\alpha = 8.3 \times 10^{-2}$ 、 $\beta = -28.1$

Table5.7. Model parameters of personalized tightening force control for evaluation

$c_{\alpha 1}^2$	$c_{\alpha 2}^2$	$c_{\alpha 3}^2$	$c_{\alpha 4}^2$	$c_{\beta 1}^2$	$c_{\beta 2}^2$	$c_{\beta 3}^2$	$c_{\beta 4}^2$
0.0025	-1.339	-6.0×10^{-3}	1.103	4.0×10^{-3}	1.409	4.0×10^{-3}	-2.656

として実施した。また Personalized 条件における制御則は 12 名の被験者を動員して前節におけるモデル 2 と同様の手法で決定されており、モデルパラメータ c_α^2 および c_β^2 は Table 5.7 の通りである。

各条件の計測は 10 試行ずつ行われ、20, 40, 60, 80, 100%MFB の 5 姿勢における腰椎関節トルク τ_x が計算された。 x は計測条件を表す添字であり、 u (Unbelted), s (Standard), p (Personalized) をとる。これにより、Eq.5.11 および 5.13 により Standard, Personalized の両条件における負担軽減率 E_s および E_p を求め、制御則の補助効果を評価する。

$$E_s = \frac{\tau_u - \tau_s}{\tau_u} \quad (5.11)$$

$$E_p = \frac{\tau_u - \tau_p}{\tau_u} \quad (5.12)$$

5.2.3 補助効果の比較

Eq.5.11 および 5.13 により求めた負担軽減率により制御則の性能を評価する。比較のために、横軸を Standard 条件の軽減率 E_s 、縦軸を Personalized 条件の軽減率 E_p として二つの制御則の補助効果の分布を表したグラフを Fig.5.8 に示す。Fig.5.8 中の (a)~(e) はそれぞれが各前屈率における 64 名分の負担軽減率の分布を示しており、グラフ中のデータ点はそれぞれが被験者の負担軽減率を表す。また、Fig.5.8 には、 E_s と E_p が等しくなる点を通る境界線を描画した。すなわち、この境界線よりも上方に分布する点群は個人適合された締付力制御則により補助効果が向上した被験者を表す。併せて、個人適合制御則により負担軽減率が上昇、または下降した被験者数の集計を Fig.5.9 を示す。Fig.5.9 には t 検定により、 E_p が E_s よりも有意に高まった被験者数、低下した被験者数、有意な変化が見られない被験者数をそれぞれ表示した。なお、前屈率の値が 20%MFB の場合のみ被験者の総数を 59 名としたが、これはモーションキャプチャによる運動計測においてデータが得られない被験者がいたためである。

Fig.5.9 より、 E_p の値が E_s の値よりも有意に高い被験者は、前屈率の値が 20%MFB となる姿勢において 59 名中 34 名 (57.6%)、40%MFB において 64 名中 35 名 (54.7%)、60%MFB において 64 名中 30 名 (46.9%)、80%MFB について 64 名中名 (53.1%)、100%MFB において 64 名中 35 名 (54.7%) であった。よって、およそ半数の被験者において個人適合された締付力制御則を用いることで負担軽減効果が向上することを確認した。

一方で、個人適合を施したことで標準締付力制御則よりも補助効果が低下した被験者がおおよそ 2~3 割程度見られた。これらの被験者では個人適合による効果の向上は認められないものの、一部の被験者を除いて個人適合制御則による負担軽減率は正值であった。また、これらの被験者のうち標準制御則で負担が軽減されていたながら、個人適合により負担増加に転じた者は、20%MFB において 4 名 (全体の約 7.0%)、40%MFB では 0 名、60%MFB で 1 名 (全体の約 1.6%)、80%MFB で 1 名 (全体の約 1.6%)、100%MFB において 4 名 (全体の約 6.3%) となり、平均で 3.3% のごく少数であった。同時に、個人適合制御則を用いた場合でも全体の 87.9% の

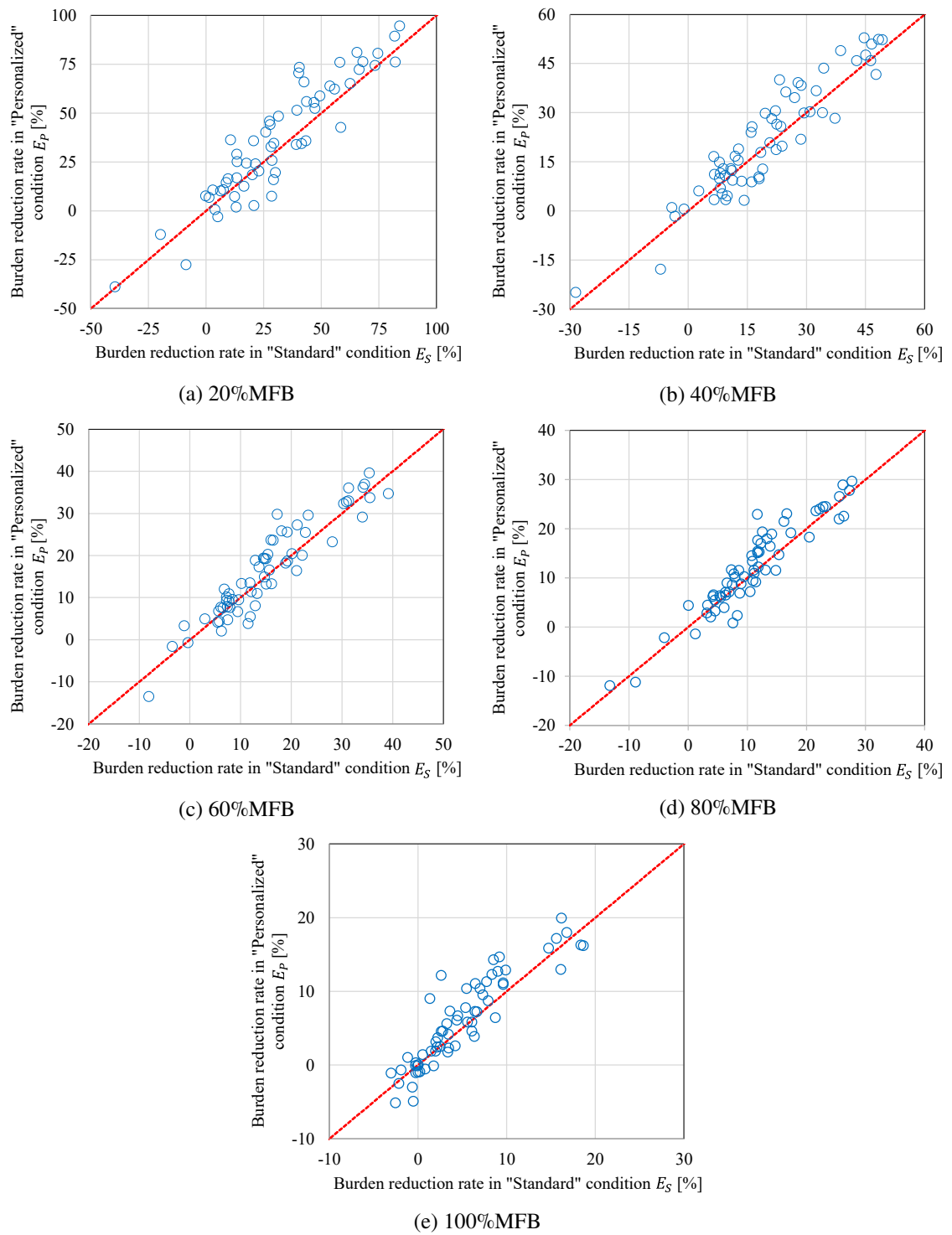


Fig.5.8. Burden reduction rate in “Personalized” condition E_P and “Standard” condition E_S (N=64)

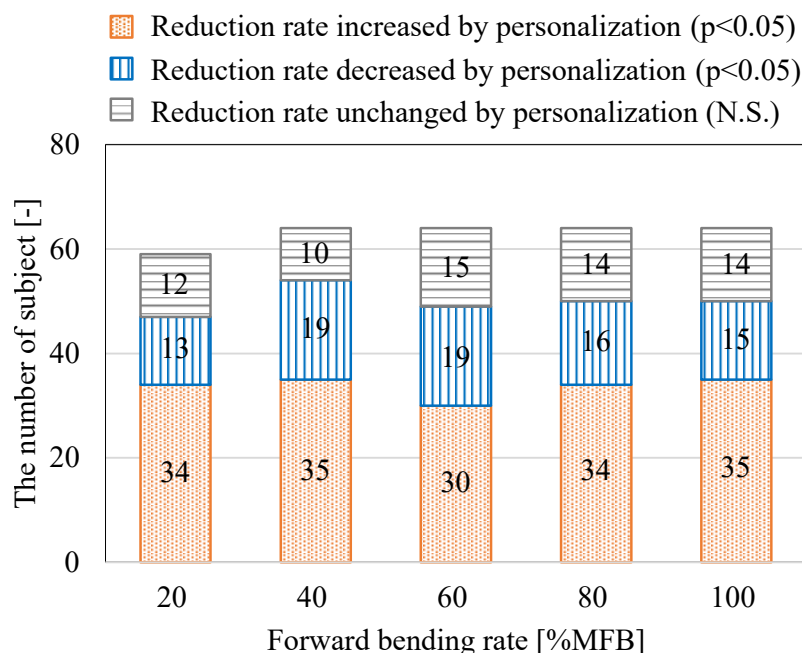


Fig.5.9. The number of subjects that increase, decrease or unchanged the burden reduction rate

被験者において未着用時と比較して腰部負担は軽減されており，大部分の被験者において本手法を用いることで腰部負担が軽減されていることから，本手法は有用であるといえる。

5.2.4 関節剛性に基づく補助効果向上の要因の考察

締付力制御則の個人適合による補助効果向上の要因について，腰部の関節剛性の評価に基づいて考察する．ここでは，補助効果が向上した被験者群（効果向上群）および低下した被験者群（効果低下群）の2群間について計測動作における腰部関節剛性の傾向を調べ，今後の締付力制御則の改良に役立てる。

関節剛性は第2章で用いた2次元6リンクの力学モデルにより推定した．評価の対象とする関節は，締付力により運動軌道の変化が期待される腰椎関節と股関節である．ここでは2章で導入した Eq.5.13 により求まる関節剛性比 R によって評価する．関節剛性比 R の値は，腰椎関節の剛性値が上昇したときに増加し，高値であるほど腰部関節の姿勢を矯正する働きが強まる．よって標準締付力制御則を用いた場合と個人適合締付力制御則による補助を与えた場合で関節剛性比 R をそれぞれ求め，個人適合を施したことによる関節剛性比の変化を調べる。

$$R = \frac{k_L}{k_H} \quad (5.13)$$

Fig.5.10 に，各群に属する被験者の剛性比変化 ΔR の集計を示す．Fig.5.10 は効果向上群と効果低下群の両群について，剛性比が上昇した者 ($p<0.05$)，剛性比が低下した者 ($p<0.05$)，有意な変化が認められなかった者の人数をそれぞれ表す．集計は各前屈率において実施した．対

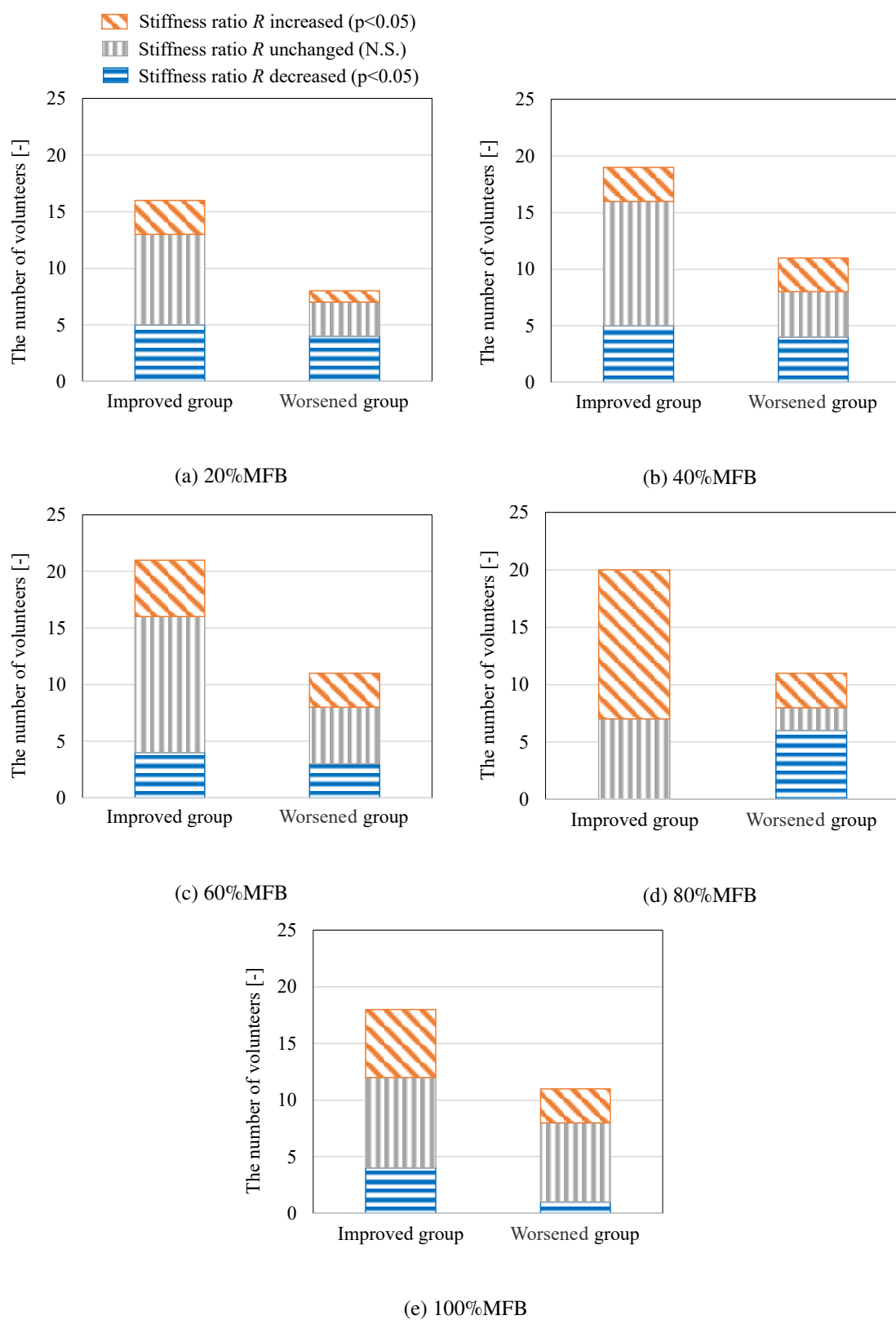


Fig.5.10. Totalization of the change of the joint stiffness ratio R in each group

象動作は前屈位からの上体伸展であるから、Fig.5.10a の 100%MFB が運動の初期姿勢となる。このとき向上群と低下群との間で、個人適合による関節剛性比 R の変化について t 検定を実施したところ、両群の間に有意な差は認められなかった ($p=0.34$)。これは、初期姿勢においては標準締付力制御則と個人適合締付力制御則の両者において、ベルトの締付力が AC で出力される張力の上限に達していたためであると思われる。一方で、初期姿勢からやや上体を起こした姿勢をとる 80%MFB では、効果向上群の 65% に当たる被験者で個人適合による関節剛性比 R の上昇が認められ、剛性比が低下した被験者は見られなかった。対して効果低下群では、55% に当たる被験者で個人適合により関節剛性比 R が低下した。この時、効果向上群は効果低下群と比較して個人適合により有意な剛性比 R の上昇が確認された ($p<0.05$)。しかし、以後に前屈率の値が減少し、上体の伸展が進む過程では両群の間に顕著な傾向の差異は認められなかった。 t 検定の結果、両群に有意差は認められず、60%MFB において $p=0.29$ 、前屈率 40%MFB において $p=0.28$ 、20%MFB において $p=0.42$ であった。すなわち、両群の補助効果の差異は動作の初期段階である 80%MFB で生じたものと考えられる。効果向上群では個人適合を施したことで、伸展運動開始直後の早い段階で標準的な制御則を用いた時よりも腰椎関節の剛性が高まった。これにより比較的早期に腰部関節のより大幅な姿勢矯正が行われ、その状態で動作を継続したことにより後の前屈率が低い領域においても補助効果が高まったと考えられた。一方で、効果低下群では動作の過程で明確に剛性が高まる傾向は認められず、個人適合を施しても更なる姿勢の改善は得られなかったものと思われた。これにより、本研究では今後の個人適合モデルの改良に向けた知見と方策を得ることができた。

以上を踏まえ、伸展動作の初期段階において腰椎関節の剛性が上昇することが、補助効果の向上に寄与するものといえる。すなわち、可変締付力制御による補助効果向上のためには、動作中において締付力が変化するタイミングが補助効果の向上に影響するものと予想された。

第 6 章

結論

6.1 まとめ

本研究では、これまでに明らかにされてこなかった骨盤締付力による負担軽減メカニズムを解明し、補助効果の個人差に影響する要因を特定することで個人に適合したアクティブコルセットの可変締付力制御則を開発した。

負担軽減メカニズムの検証のために、93 名の被験者を動員した運動計測実験によりアクティブコルセットの腰部補助効果を検証した。力学モデルに基づき計算された関節トルクの評価により、被験者の約 8~9 割において腰部負担が軽減されることを確認した。また、腰部関節の剛性値を評価することで、負担が軽減された被験者では股関節剛性に対する腰椎関節剛性の比率がより高い状態に変化し、これにより腰椎の屈曲を抑えた運動に矯正されることで腰部負担が軽減されることを示した。さらに X 線画像計測から得られた 25 名分の腰仙椎アライメントのデータから、腰椎関節剛性の変化量と PI 角の変化との関係をモデル化することで、締付力による関節剛性変化が腰仙椎アライメントの変形により引き起こされることを示し、本研究で提唱した負担軽減機序仮説を検証した。

次いで、仮説の検証で得られ知見に基づき、締付力による補助効果の個人差のモデル化に取り組んだ。着用者の体格的特徴と腰仙椎アライメントから、剛性変化に寄与する特徴量を統計解析により抽出し、得られた特徴量を入力として期待される補助効果を推定するモデルを開発した。これにより、補助効果の個人差の要因となる身体的特徴を特定した。

補助効果の個人差には体重や筋力といった体格的要素と、PI 角や骨盤傾斜角といった腰仙椎アライメントの要素の両者が寄与しており、これに基づき可変締付力制御を個人適合した。また、アクティブコルセットの実用に向けて身長、体重および年齢から個人適合する手法を開発し、64 名の被験者を動員した実験により従来の制御則と補助効果を比較した。個人適合された制御則を用いることでの約 7 割の被験者で補助効果が向上または維持されており、個人適合手法の有効性が確認された。以上により本研究の目的である可変締付力制御則の開発が達成された。

6.2 今後の展望

本研究では課題として、締付力による補助メカニズムの解明、補助効果の個人差要因の特定、可変締付力制御則の個人適合に取り組んだ。これらの取り組みにおける今後の展望として下記の3点が挙げられる。

- 歩容に基づく補助効果推定の精度評価
- 補助効果推定の利便性の向上
- 可変締付力制御則の補助効果向上に向けた改良

本研究では第4章において開発した補助効果推定モデルの簡便化に向けて歩容の計測に基づき腰仙椎アライメントを推定し、補助効果の推定を試みた。1名の被験者を動員しすることで参考として精度評価を行ったが、検証の規模としては十分ではない。人数を増員し統計的な解析を行い、補助効果推定の利用に向けた検証を行う必要がある。また、今回は手法の簡便化としてX線画像を用いたアライメント計測を歩容の計測により代替したが、現状の手法では特徴量を得るために歩行動作をモーションキャプチャシステムにより計測した。試みとして歩容による推定の可能性を示すことができたものの、実用に向けては導入コストが高く計測に要する時間も長い。今後、歩容時の動画像に基づく歩行特徴量の計測などにより、より簡便に歩容の特徴量を計測する必要がある。

また、締付力制御則の個人適合では被験者の約3割において個人適合により補助効果が低下したことから手法には未だ改良の余地がある。本研究では上体伸展動作の初期段階において腰椎関節の剛性を高めることが補助効果向上のための要件であることを明らかにした一方で、制御則にどのような特性を持たせることで適切なタイミングで剛性が高まるのかは明らかではない。今後、制御則の特性と剛性変化との関係を調査する必要がある。

謝辞

本論文は筆者が北海道大学大学院情報科学院情報科学専攻 博士後期課程において行った研究をまとめたものです。本研究を進めるにあたり、多くの方々からご指導およびご協力を賜りましたので、この場を借りて改めて感謝申し上げます。

同専攻の田中孝之教授におかれましては、研究室配属から6年以上にわたり熱心なご指導を賜りました。アシスト技術の研究開発に関わりたい一心で入門した自分を、当時進行中であったアクティブコルセットの開発プロジェクトに加え、重要なテーマを任せていただいたことは非常に充実感があり励みになりました。多忙な中でも毎週議論の時間を用意していただき、研究成果をお見せする度に「面白い」と言っていただいたことをよく覚えています。研究を始めた当初の自分は必死なあまり成果に一喜一憂する余裕もない程でしたが、第一線の研究者から自分の成果が認められたように思い自信になったものです。当時は研究成果に対する議論の面白さを理解できずに研究者としての資質に不安を抱くこともありましたが、日々のGMや研究会を通して視野が広がるにつれて、自分や後輩の研究の面白みに気が付くようになりました。研究指導以外にもこうした気づきの機会を頂いたことは自分の財産となり、研究継続のための強い動機を保つことができました。改めて深く感謝いたします。

また、苫小牧工業高等専門学校土谷圭央助教ならびに北海道総合研究機構の日下聖氏におかれましては、研究を始めた当初より有益なご助言をいただき、資料作成や原稿の執筆などご指導を賜りまして誠にありがとうございました。お二人が研究室に配属された当時の私を歓迎していただいたおかげで早くに研究室に馴染むことができ、スムーズに研究に着手できました。特に研究活動への取り組み方や楽しみ方からは強く影響を受け、お二人の背中を見たことが博士課程進学のかっけとなりました。厚く御礼申し上げます。

北海道大学病院の小田まこと先生ならびに北海道大学医学部保健学科の神島保教授におかれましては、本研究での負担軽減仮説の検証に不可欠であったX線撮影実験において多大なご協力を賜りました。実験中にも数々のご助言を頂き、無事に研究成果を上げることができました。厚く御礼申し上げます。

横浜国立大学大学院環境情報研究院の迎田隆幸助教には同研究室に在籍していた一年の間に、数々の有益なご助言を賜りました。専門のことなる研究者からのアドバイスは常に新鮮であり、一年間という短い期間ながら大いに刺激を受け学ばせていただきました。厚く御礼申し上げます。

また、北海道大学大学院情報科学研究院松下昭彦助教、吉川美紀秘書におかれましては、出

張や学会参加などに係る事務手続き等で大変お世話になりました。ありがとうございました。

ヒューマンセントリック工学研究室の後輩達には実験への協力や GM での議論など、多大な貢献を賜りました。研究活動以外でも休憩時や私生活での交流が良い息抜きとなり、修了までこぎつけることができました。また OB の橋本光太郎さん、松田朝陽さん、宮島沙織さんには日々の研究活動や研究室運営に関する悩みや泣き言を聞いていただき、励ましていただきました。深く感謝いたします。

参考文献

- [1] D.L. Bartelink. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 39-B, No. 4, pp. 718–725, 1957.
- [2] Yoshio Tsuchiya, Yumeko Imamura, Takayuki Tanaka, and Takashi Kusaka. Estimating lumbar load during motion with an unknown external load based on back muscle activity measured with a muscle stiffness sensor. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 30, No. 5, pp. 696–705, 2018.
- [3] Bodyparts3d. <http://lifesciencedb.jp/bp3d>. Copyright 2008 The Database Center for Life Science licensed under CC Attribution-Share Alike 2.1 Japan.
- [4] Tomohiro Wakaiki, Takayuki Tanaka, Koji Shimatani, Yuichi Kurita, and Tadayuki Iida. Individualization of musculoskeletal model for analyzing pelvic floor muscles activity based on gait motion features. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 30, No. 6, pp. 991–1003, 2018.
- [5] 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. シンポジウム, Vol. 3, p. 1, 2015.
- [6] 2019 年 国民生活基礎調査の概況. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa19/d1/04.pdf>. (Accessed on 02/09/2023).
- [7] 帖佐悦男, 田島直也, 松元征徳, 黒木浩史, 後藤啓輔. 職業性腰痛の疫学. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 7, No. 1, pp. 100–104, 2001.
- [8] 舟越光彦, 田村昭彦, 埜田和史, 辻村裕次, 西山勝夫. タクシー運転手の腰痛に関連する要因の研究. 産業衛生学雑誌, Vol. 45, No. 6, pp. 235–247, 2003.
- [9] 峯松亮. 介護職者の腰痛事情. 日本職業・災害医学会会誌, Vol. 52, No. 3, pp. 166–169, 2004.
- [10] 高氏涼太, 河野奈美. 農作業時の動作と腰痛に関する研究. 理学療法学 Supplement Vol. 38 Suppl. No. 2 (第 46 回日本理学療法学術大会 抄録集), pp. EdPF1048–EdPF1048. 公益社団法人 日本理学療法士協会, 2011.
- [11] L Gary Hart, Richard A Deyo, and Daniel C Cherkin. Physician office visits for low back pain. frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a us national survey. *Spine*, Vol. 20, No. 1, pp. 11–19, 1995.

- [12] BS Webster and SH Snook. The cost of 1989 workers' compensation low back pain claims. *Spine*, Vol. 19, No. 10, p. 1111–5; discussion 1116, May 1994.
- [13] 浩松平, 秀人町田, 毅内田. 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 = Japanese journal of occupational medicine and traumatology, Vol. 57, No. 1, pp. 5–10, 01 2009.
- [14] Katsuhiko SATO and Shinichi KIKUCHI. Low back pain of radicular origin (radicular low back pain). *The Journal of Japanese Society of Lumber Spine Disorders*, Vol. 2, No. 1, pp. 33–39, 1996.
- [15] Nikolai Bogduk. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier Health Sciences, 2005.
- [16] Jean-Yves Maigne, Alain Aivaliklis, and Fabrice Pfefer. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. *Spine*, Vol. 21, No. 16, pp. 1889–1892, 1996.
- [17] Joel E Goldthwait and Robert B Osgood. A consideration of the pelvic articulations from an anatomical, pathological and clinical standpoint. *The Boston Medical and Surgical Journal*, Vol. 152, No. 21, pp. 593–601, 1905.
- [18] Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, Fortin J, Kine G, and Bogduk N. The relative contributions of the disc and zygapophyseal joint in chronic low back pain. *Spine*, Vol. 19, No. 7, pp. 801–806, 1994.
- [19] GB Moneta, T Videman, K Kaivanto, C Aprill, M Spivey, H Vanharanta, BL Sachs, RD Guyer, SH Hochschuler, and RF Raschbaum. Reported pain during lumbar discography as a function of annular ruptures and disc degeneration. a re-analysis of 833 discograms. *Spine*, Vol. 19, No. 17, p. 1968–1974, September 1994.
- [20] 松永俊二, 酒匂崇, 吉国長利, 米和徳, 赤嶺卓哉, 田口信教, 須藤明治, 小笠原悦子, 森本典夫. 腰痛患者に対する水泳運動療法の有効性について. リハビリテーション医学, Vol. 29, No. 2, pp. 115–121, 1992.
- [21] 宮本雅史, 伊藤博元. 慢性腰痛に対する運動療法の効果. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 11, No. 1, pp. 92–96, 2005.
- [22] 中川雅裕, 酒匂崇, 武富栄二, 梅津龍哉, 松永俊二, 赤嶺卓哉, 須藤明治, 森本典夫, 田中豊, 大重匡. 腰痛患者に対する水泳運動療法. 整形外科と災害外科, Vol. 41, No. 1, pp. 461–464, 1992.
- [23] 青木孝文, 今野俊介, 宮本雅史, 伊藤博元. 腰痛に対する簡便な運動療法の試み. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 13, No. 1, pp. 84–87, 2007.
- [24] Monica Unsgaard-Tøndel, Ottar Vasseljen, Astrid Woodhouse, and Siv Mørkved. Exercises for women with persistent pelvic and low back pain after pregnancy. *Global Journal of Health Science*, Vol. 8, No. 9, pp. 107–120, 2016.
- [25] 矢吹省司, 菊地臣一, 添田幸英, 菊田京一. 腰痛症に対する理学療法 理論と実際. 日本腰

- 痛学会雑誌, Vol. 11, No. 1, pp. 97–101, 2005.
- [26] 村上栄一. 仙腸関節由来の腰痛. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 13, No. 1, pp. 40–47, 2007.
- [27] Leanne Sawle, Jennifer Freeman, Jonathan Marsden, and Martin John Matthews. Exploring the effect of pelvic belt configurations upon athletic lumbopelvic pain. *Prosthetics and orthotics international*, Vol. 37, No. 2, pp. 124–131, 2013.
- [28] 江口勝彦. 腰仙椎装具 (軟性) の装着強度に関する検討. 日本義肢装具学会誌, Vol. 17, No. 4, pp. 269–273, 2001.
- [29] Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, Yoshio Tsuchiya, and Takashi Kusaka. Reducing lumbar load with active corset. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 30, No. 5, pp. 740–751, 2018.
- [30] Arthur Steindler. The treatment of scoliosis. *Journal of the American Medical Association*, Vol. 52, No. 20, pp. 1572–1573, 1909.
- [31] P. Ask and L. Tibbling. Evaluation of a new method for abdominal compression for use in oesophageal investigation. *Scandinavian Journal of Gastroenterology*, Vol. 17, No. 2, pp. 269–272, 1982.
- [32] James Marshall Morris, Donald Brooks Lucas, and Boris Bresler. Role of the trunk in stability of the spine. *JBJS*, Vol. 43, No. 3, pp. 327–351, 1961.
- [33] Léonie Damen, Cornelis W. Spoor, Chris J. Snijders, and Henk J. Stam. Does a pelvic belt influence sacroiliac joint laxity. *Clinical Biomechanics*, Vol. 17, pp. 495–498, 2002.
- [34] Léonie Damen, Theo Stijnen, Marij E. Roebroek, Chris J. Snijders, and Hendrik J. Stam. Reliability of sacroiliac joint laxity measurement with doppler imaging of vibrations. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 28, No. 4, pp. 407–414, 2002.
- [35] Z Zomaheto, A Agbodande, and M Avimadje. Effect of plaster corset in acute low back pain in less developed country. *The Egyptian Rheumatologist*, Vol. 37, No. 3, pp. 147–150, 2015.
- [36] NAOTO SATO, MIHO SEKIGUCHI, SHINICHI KIKUCHI, HIROAKI SHISHIDO, KATSUHIKO SATO, and SHINICHI KONNO. Effects of long-term corset wearing on chronic low back pain. *FUKUSHIMA JOURNAL OF MEDICAL SCIENCE*, Vol. 58, No. 1, pp. 60–65, 2012.
- [37] 大川淳, 榎本光裕, 富澤将司, 川端茂徳, 四宮謙一. 表面筋電図から見た装具療法の功罪. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 15, No. 1, pp. 52–57, 2009.
- [38] 朱兆婷, 小畑秀明, 甲斐友也. B206 筋電計測によるコルセットの効果に関する研究 (b2-2 生体計測, 生物の動き). バイオフロンティア講演会講演論文集 2014.25, pp. 117–118. 一般社団法人 日本機械学会, 2014.
- [39] 松村純, 三秋泰一, 間所昌嗣, 竹田幸恵, 山川友和, 宮田寛子, 浦田恵. 農業従事者用骨盤ベルトの効果の検証. 理学療法学 Supplement Vol. 43 Suppl. No. 2 (第 51 回日本理学療法学会大会 抄録集), p. 1569. 公益社団法人 日本理学療法士協会, 2016.

- [40] 吉川貴土, 高井由佳, 後藤彰彦, 濱田泰以. 移乗介護動作に及ぼす骨盤ベルトの影響, 人間工学, 2013.
- [41] 戸田佳孝, 加藤章子, 山本節子, 入江美幸. 腰痛患者に対するコルセットの効果と肥満との関連性ならびに後方牽引バンド付きコルセットの考案. 整形外科, Vol. 53, No. 2, pp. 235–239, 2002.
- [42] Philippe Thoumie, Jean-Luc Drape, Claire Aymard, and Michel Bedoisseau. Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and recording. *Clinical biomechanics*, Vol. 13, No. 1, pp. 18–26, 1998.
- [43] 出口義宏, 田島直也, 川野桂一郎, 木村千仞. 骨盤ベルトの cybex machine による検討. 日本義肢装具研究会会報, Vol. 1984, No. 26, pp. 41–47, 1984.
- [44] 末廣忠延, 渡邊進. 腰部安定化運動においてコルセット装着の有無が体幹筋活動に及ぼす影響. 理学療法科学, Vol. 27, No. 3, pp. 309–313, 2012.
- [45] 松尾奈々, 村田伸. 軟性コルセット装着が荷物挙上動作における脊椎彎曲角に及ぼす影響. 理学療法科学, Vol. 26, No. 1, pp. 123–126, 2011.
- [46] 相羽達弥, 山田裕之, 岩寄徹治, 本田忠, 藤野圭司, 白土修. 腰痛症に対する装具療法の実態調査および性能検証 装具設計・製造の視点から. 日本腰痛学会雑誌, Vol. 15, No. 1, pp. 108–116, 2009.
- [47] Simon P. Knops, Esther M.M. Van Lieshout, W. Richard Spanjesberg, Peter Patka, and Inger B. Schipper. Randomised clinical trial comparing pressure characteristics of pelvic circumferential compression devices in healthy volunteers. *Injury*, Vol. 42, No. 10, pp. 1020–1026, 2011.
- [48] Shota Ando, Takayuki Tanaka, Hiroyuki Nara, and Kazuki Takizawa. A proposal for a model of change of maximum isometric muscle force in step-change workload. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 25, No. 6, pp. 1050–1059, 2013.
- [49] 伊藤俊一, 菊本東陽, 高橋尚明, 白土修, 金田清志ほか. 46. 腰椎コルセットの効果に関する筋電図学的検討. 理学療法学 Supplement Vol. 23 Suppl. No. 2 (第 31 回日本理学療法士学会誌 第 23 巻学会特別号 No. 2: 一般演題集), p. 46. 公益社団法人 日本理学療法士協会, 1996.
- [50] 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, Vol. 34, No. 4, pp. 244–248, 2016.
- [51] Alf L Nachemson. The lumbar spine an orthopaedic challenge. *spine*, Vol. 1, No. 1, pp. 59–71, 1976.
- [52] 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, Vol. 41, No. Special, pp. 150–151, 1999.
- [53] Yoshio Tsuchiya, Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, and Yoshikazu Matsuo. Wearable sensor system for lumbosacral load estimation by considering the effect of external load. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, pp. 160–168, 2018.

- [54] Yoshio Tsuchiya, Takashi Kusaka, Takayuki Tanaka, Yoshikazu Matsuo, Makoto Oda, Tsukasa Sasaki, Tamotsu Kamishima, and Masanori Yamanaka. Calibration method for lumbosacral dimensions in wearable sensor system of lumbar alignment. In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 3909–3912, 2015.
- [55] Yoshio Tsuchiya, Takayuki Tanaka, and Michihiro Yoshida. Subjective evaluation of lumbar load and tightening force using a pelvic belt. In *2021 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, pp. 548–553, 2021.
- [56] 佐藤洋一郎, 村上賢一, 武田涼子, 藤澤宏幸. 標準体型者へのコルセットの適応—2 種のコルセット特性の比較—. 理学療法学 Supplement Vol. 36 Suppl. No. 2 (第 44 回日本理学療法学会大会 抄録集), pp. C3P1373–C3P1373. 公益社団法人 日本理学療法士協会, 2009.
- [57] Stefan Klima, Ronny Grunert, Benjamin Ondruschka, Mario Scholze, Thomas Seidel, Michael Werner, and Niels Hammer. Pelvic orthosis effects on posterior pelvis kinematics an in-vitro biomechanical study. *Sci. Rep.*, Vol. 8, No. 15980, pp. 1–10, 2018.
- [58] Freddy Sichting, Jerome Rossol, Odette Soisson, Stefan Klima, Thomas Milani, and Niels Hammer. Pelvic belt effect on sacroiliac joint ligaments: A computational approach to understand therapeutic effects of pelvic belts. *Pain Physician*, Vol. 17, No. 1, pp. 43–51, 2014.
- [59] Yung-Hui Lee and Chih-Yong Chen. Belt effects on lumbar sagittal angles. *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, pp. 79–82, 2000.
- [60] Jan M.A. Mens, Léonie Damen, Chris J. Snijders, and Henk J. Stam. The mechanical effect of a pelvic belt in patients with pregnancy-related pelvic pain. *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 122–127, 2006.
- [61] N Egund, TH Olsson, H Schmid, and G Selvik. Movements in the sacroiliac joints demonstrated with roentgen stereophotogrammetry. *Acta Radiologica. Diagnosis*, Vol. 19, No. 5, pp. 833–846, 1978.
- [62] BENGT Stureson, GÖRAN Selvik, and A Uden. Movements of the sacroiliac joints. a roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*, Vol. 14, No. 2, pp. 162–165, 1989.
- [63] Pierre Roussouly and Joao Luiz Pinheiro-Franco. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*, Vol. 20, No. S5, 2011.
- [64] Yoshiyuki Sankai. Leading edge of cybernics: Robot suit hal. In *2006 SICE-ICASE International Joint Conference*, pp. P-1–P-2, 2006.
- [65] Alan T. Asbeck, Kai Schmidt, and Conor J. Walsh. Soft exosuit for hip assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, pp. 102–110, 2015. Wearable Robotics.
- [66] Yoshiyuki Sankai. Hal: Hybrid assistive limb based on cybernics. In *Robotics research*, pp. 25–34. Springer, 2010.
- [67] Shiqian Wang, Letian Wang, Cory Meijneke, Edwin van Asseldonk, Thomas Hoellinger, Guy Cheron, Yuri Ivanenko, Valentina La Scaleia, Francesca Sylos-Labini, Marco Molinari,

- Federica Tamburella, Iolanda Pisotta, Freygardur Thorsteinsson, Michel Ilzkovitz, Jeremi Gancet, Yashodhan Nevatia, Ralf Hauffe, Frank Zanow, and Herman van der Kooij. Design and control of the mindwalker exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 23, No. 2, pp. 277–286, 2015.
- [68] German bionic. <https://www.germanbionic.com/jp/5th-generation/>. (Accessed on 12/01/2022).
- [69] スマートスーツ. <https://smartsuit.org/lineup>. (Accessed on 12/01/2022).
- [70] 田中孝之. 軽労化スーツ スマートスーツ. 日本 AEM 学会誌, Vol. 25, No. 1, pp. 17–23, 2017.
- [71] Takayuki Tanaka, Yuta Satoh, Shun’ichi Kaneko, Yoshihito Suzuki, Naohisa Sakamoto, and Shuji Seki. Smart suit: Soft power suit with semi-active assist mechanism-prototype for supporting waist and knee joint. In *2008 International Conference on Control, Automation and Systems*, pp. 2002–2005. IEEE, 2008.
- [72] A. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu. On the mechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3465–3472, 2005.
- [73] Daiya 工業 bonbone 腰・股関節. <https://www.daiyak.co.jp/DaiyaWeb/Category/Index?categoryCode=150>. (Accessed on 12/01/2022).
- [74] A.B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 11, No. 2, pp. 128–138, 2006.
- [75] Hami Kazerooni, Ryan Steger, and Lihua Huang. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 25, No. 5-6, pp. 561–573, 2006.
- [76] 「アシストスーツ awn-03」を発売～重量物の上げ下ろし動作時の身体負担を軽減. <https://news.panasonic.com/jp/topics/43938>. (Accessed on 12/01/2022).
- [77] ekso evo. <https://eksobionics.com/ekso-evo/>. (Accessed on 11/30/2022).
- [78] Exoback. <https://www.rb3d.com/en/exosquelettes/exoback>. (Accessed on 11/30/2022).
- [79] Alexander von Glinski, Emre Yilmaz, Silvia Mrotzek, Eike Marek, Birger Jettkant, Alexis Brinkemper, Christian Fisahn, Thomas A. Schildhauer, and Jan Geßmann. Effectiveness of an on-body lifting aid (hal® for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *Journal of Clinical Neuroscience*, Vol. 63, pp. 249–255, 2019.
- [80] Hyundai motor group ventures further into new robotics industry. <https://www.hyundai.news/uk/articles/press-releases/hyundai-motor-group-ventures-further-into-new-robotics-industry.html>. (Accessed on 12/01/2022).

- [81] 高橋秀明. 歩行アシストの開発 (< メカライフ特集> 転のものづくり). 日本機械学会誌, Vol. 117, No. 1147, pp. 364–365, 2014.
- [82] 北谷亮輔, 大畑光司, 伊藤寿弘, 金沢星慶, 澁田紗央理, 橋口優. 装着型歩行アシスト装具「リズム歩行アシスト」による歩行効率の向上. 理学療法学 Supplement, Vol. 2011, pp. Aa0133–Aa0133, 2012.
- [83] Paexo shoulder. <https://ottobockexoskeletons.com/paexo-shoulder/?lang=en&lang=en>. (Accessed on 11/30/2022).
- [84] P. Maurice, J. Čamernik, D. Gorjan, B. Schirrmeister, J. Bornmann, L. Tagliapietra, C. Latella, D. Pucci, L. Fritzsche, S. Ivaldi, and J. Babič. Evaluation of paexo, a novel passive exoskeleton for overhead work. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 22, No. sup1, pp. S448–S450, 2019.
- [85] Pais-m100. <https://pai.co.jp/product/pais-m100/>. (Accessed on 12/01/2022).
- [86] Pais-b100. <https://pai.co.jp/product/pais-b100/>. (Accessed on 12/01/2022).
- [87] Mukul Talaty, Alberto Esquenazi, and Jorge E. Brice no. Differentiating ability in users of the rewalktm powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Vol. 2013, , 2013.
- [88] Rex bionics. <https://www.rexbionics.com/product-information/>. (Accessed on 12/01/2022).
- [89] 八木栄一, 佐藤元伸, 佐野和男, 三井利仁, 馬淵博行. 歩行と持ち上げ動作を支援するための電動パワーアシストスーツの検証実験. 日本機械学会論文集, Vol. advpub, pp. 14–00432, 2015.
- [90] 八木栄一. 装着型パワーアシストロボット *was – libero^o* (< メカライフ特集> 楽のものづくり). 日本機械学会誌, Vol. 116, No. 1138, pp. 622–623, 2013.
- [91] Shigeki Toyama and Gohei Yamamoto. Development of wearable-agri-robot mechanism for agricultural work . In *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5801–5806, 2009.
- [92] 遠山茂樹. 農業用パワーアシストスーツの開発. 農業機械学会誌, Vol. 72, No. 2, pp. 109–113, 2010.
- [93] 佐々木大輔, 則次俊郎, 山本裕司, 高岩昌弘. 空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストグローブの開発. 日本ロボット学会誌, Vol. 24, No. 5, pp. 640–646, 2006.
- [94] 佐々木大輔. 空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストグローブと小型空気圧供給システム. 計測と制御, Vol. 56, No. 4, pp. 290–293, 2017.
- [95] 小林宏. マッスルスーツ[®]. 日本ロボット学会誌, Vol. 38, No. 2, pp. 143–146, 2020.
- [96] 佐藤裕, 何佳欧, 小林寛征, 村松慶紀, 橋本卓弥, 小林宏. 腰補助用マッスルスーツの開発と定量的評価. 日本機械学会論文集C編, Vol. 78, No. 792, pp. 2987–2999, 2012.
- [97] Y. Muramatsu, H. Umehara, and H. Kobayashi. Improvement and quantitative performance

- estimation of the back support muscle suit. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 2844–2849, 2013.
- [98] ラクニエ. <https://www.morita119.com/study/rakunie/>. (Accessed on 12/01/2022).
- [99] ラクベスト. https://agriculture.kubota.co.jp/product/kanren/assist_suit/description.html. (Accessed on 12/01/2022).
- [100] Chris J Snijders, Margreet T.L.M Ribbers, Hans V de Bakker, Rob Stoeckart, and Henk J Stan. Emg recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 8, No. 4, pp. 205–214, 1998.
- [101] Akihiko Murai, Yusuke Kawano, Ko Ayusawa, Mitsunori Tada, Noboru Matsumura, and Takeo Nagura. In-vitro identification of shoulder joint and muscle dynamics based on motion capture and musculoskeletal computation. pp. 6050–6053, 2016.
- [102] 山崎信寿, 田中隆之. 関節の抵抗特性を模擬したダミー骨格. *バイオメカニズム*, Vol. 18, pp. 175–185, 2006.
- [103] 黒崎浩介, 村井昭彦, 中村仁彦. 人間の全身のインピーダンスのモデリング. 208.
- [104] Hiroaki Gomi and Mitsuo Kawato. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement. *Biological Cybernetics*, Vol. 76, pp. 163–171, 1997.
- [105] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム*, Vol. 11, pp. 23–33, 1992.
- [106] KAZUHIKO WATANABE. The study on the standing posture. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 24, No. 4, pp. 118–123, 1975.
- [107] 嶋脇聡, 酒井直隆. 把持動作の手指プリシェイピングに及ぼす視覚情報の影響. *人間工学*, Vol. 47, No. 1, pp. 31–35, 2011.
- [108] C. R. Mason, J. E. Gomez, and T. J. Ebner. Hand synergies during reach-to-grasp. *Journal of Neurophysiology*, Vol. 86, No. 6, pp. 2896–2910, 2001.
- [109] Kyung-Mi Park, Suhm-Yeop Kim, and Duck-Won Oh. Effects of the pelvic compression belt on gluteus medius, quadratus lumborum, and lumbar multifidus activities during side-lying hip abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 20, No. 6, pp. 1141–1145, 2010.
- [110] Hee-Seok Jung, Hye-Seon Jeon, Duck-Won Oh, and Oh-Yun Kwon. Effect of the pelvic compression belt on the hip extensor activation patterns of sacroiliac joint pain patients during one-leg standing: A pilot study. *Manual Therapy*, Vol. 18, No. 2, pp. 143–148, 2013.
- [111] Kamil Jozsko, Marek Gzik, Wojciech Wolański, Bożena Gzik-Zroska, and Edyta Kawlewska. Biomechanical evaluation of human lumbar spine in spondylolisthesis. *Journal of Applied Biomedicine*, Vol. 16, No. 1, pp. 51–58, 2018.
- [112] Jiajing Yang, Gaiping Zhao, Haifei Xu, and Fei Wang. Three-Dimensional Finite Element

- Analysis of the Effects of Ligaments on Human Sacroiliac Joint and Pelvis in Two Different Positions. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 142, No. 8, 04 2020. 081007.
- [113] Yoshihisa Kotani, Bryan W Cunningham, Kuniyoshi Abumi, and PC McAfee. Biomechanical analysis of cervical stabilization systems. *Spine*, Vol. 19, No. 22, pp. 2529–2539, 1994.
- [114] Kenji Endo, Hidekazu Suzuki, Hirosuke Nishimura, Hidetoshi Tanaka, Takaaki Shishido, and Kengo Yamamoto. Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions. *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 17, No. 6, pp. 682–686, 2012.
- [115] Emmanuelle Chaléat-Valayer, Jean-Marc Mac-Thiong, Jérôme Paquet, Eric Berthonnaud, Fabienne Siani, and Pierre Roussouly. Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain. *European Spine Journal*, Vol. 20, No. 5, pp. 634–640, 2011.
- [116] Hubert Labelle, Pierre Roussouly, Daniel Chopin, Eric Berthonnaud, Timothy Hresko, and Mike O’Brien. Spino-pelvic alignment after surgical correction for development spondylolisthesis. *European Spine Journal*, Vol. 17, No. 9, pp. 1170–1176, 2008.
- [117] Yung-Hui LEE and Chih-Yong CHEN. Lumbar vertebral angles and back muscle loading with belts. *Industrial Health*, Vol. 37, No. 4, pp. 390–397, 1999.
- [118] Pongsthorn Chanplakorn, Siwadol Wongsak, Patarawan Woratanarat, Wiwat Wajanavisit, and Wichien Laohacharoensombat. Lumbopelvic alignment on standing lateral radiograph of adult volunteers and the classification in the sagittal alignment of lumbar spine. *European Spine Journal*, Vol. 20, No. 5, pp. 706–712, 2010.
- [119] Mark Percy, IAN Portek, and Janis Shepherd. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine*, Vol. 9, No. 3, pp. 294–297, 1984.
- [120] Yoshio Tsuchiya, Takayuki Tanaka, and Tamotsu Kamishima. Relationship between upper body posture angle and vertebral body posture angle in lateral flexion and rotation posture. *Advanced Biomedical Engineering*, Vol. 9, pp. 181–188, 2020.
- [121] M. Czubak-Wrzosek, Z. Nitek, P.Sztwiertnia, J. Czubak, D.Grzelecki, J.Kowalczewski, and M.Tyrakowski. Pelvic incidence and pelvic tilt can be calculated using either the femoral heads or acetabular domes in patients with hip osteoarthritis. *The Bone & Joint Journal*, Vol. 103-B(8), pp. 1345–1350, 2021.
- [122] National health and nutrition survey(in japanese). <https://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/eiyou/dl/h24-houkoku-05.pdf>.
- [123] Jeanne Bertruit, Charlotte Eloise Van Lint, Marcel Rooze, and Véronique Feipel. Pregnancy and pelvic girdle pain: Analysis of pelvic belt on pain. *Journal of Clinical Nursing*, Vol. 27, No. 1-2, pp. 129–137, 2018.
- [124] Odette Soisson, Juliane Lube, Andresa Germano, Karl-Heinz Hammer, Christoph Josten, Freddy Sichting, Dirk Winkler, Thomas L. Milani, and Niels Hammer. Pelvic belt effects on pelvic morphometry, muscle activity and body balance in patients with sacroiliac joint dysfunction. *PLoS ONE*, Vol. 10, No. 3, 2015.

- [125] 伊藤幸生. 歩行動作の体幹・骨盤運動. 理学療法学, Vol. 25, No. 4, pp. 258–259, 1998.
- [126] 野々山忠芳, 久保田雅史, 佐々木伸一, 嶋田誠一郎, 北出一平, 亀井健太, 北野真弓, 竹野健一, 小林茂, 小久保安朗, 馬場久敏. 骨盤骨折再建術後患者における三次元動作解析. 東海北陸理学療法学術大会誌, Vol. 23, p. O030, 2007.
- [127] 南角学, 坪山直生, 秋山治彦, 安藝浩嗣, 中村孝志. 人工股関節置換術術後患者の骨盤アライメントと歩行中の重心移動の関連性. 理学療法学, Vol. 37, No. 1, pp. 29–34, 2010.
- [128] 谷本芳美, 渡辺美鈴, 河野令, 広田千賀, 高崎恭輔, 河野公一. 日本人筋肉量の加齢による特徴. 日本老年医学会雑誌, Vol. 47, No. 1, pp. 52–57, 2010.

付 録 A

研究業績

A.1 学術雑誌

- (i) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, and Yoshio Tsuchiya, “Modeling Joint Stiffness Change by Pelvic Tightening Based on Pelvic Alignment,” *biomechanics*, Vol.2, No.2, pp.264–280, 2022.
- (ii) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, 金子勇斗, “アクティブコルセットの可変締付力制御則の個人適合による腰部負担軽減効果の向上と腰部関節剛性への影響”, 計測自動制御学会論文集, Vol.57, No.12, pp.533–541, 2021.
- (iii) 吉田道拓, 田中孝之, 金子勇斗, 土谷圭央, “アクティブコルセットの動的締付力制御が関節剛性と腰部補助効果に及ぼす影響” 計測自動制御学会論文集, Vol.55, No.11, pp.683-691, 2019.
- (iv) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, Yoshio Tsuchiya, and Takashi Kusaka, “Reducing Lumbar Load with Active Corset,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.30, No.5, pp.740-751, 2018.

A.2 査読付き国際会議

- (i) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, and Yoshio Tsuchiya, “Modeling of Changes in Lumbar Joint Stiffness by Pelvic Tightening based on Physique and Pelvic Alignment”, *Physical Ergonomics and Human Factors*, Vol.63, pp.1–9, 2022.
- (ii) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, and Yoshio Tsuchiya, “A Proposal of Diagnostic System for Assistance Effect of Pelvic Belt Based on CoP Measurement,” *2021 IEEE 30th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, pp.1–5, 2021.
- (iii) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, Yoshio Tsuchiya, and Yuto Kaneko, “Modeling the Joint Stiffness Change by Pelvic Tightening Based on Alignment of Lumbar and Pelvis,” *Advances in Physical, Social & Occupational Ergonomics*, Vol.1215, pp.168–176, 2020.

- (iv) Michihiro Yoshida, Takayuki Tanaka, Yoshio Tsuchiya, “Body mechanics analysis of lumbar burden reduction with Active Corset,” SICE Annual Conference 2019, pp.1133-1136, 2019.

A.3 国内学会

- (i) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, “” 着るレントゲン” センサースーツと骨盤ベルト型アシストスーツのアクティブコルセット”, JSRMR2021, DS2-8, 2021.
- (ii) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, 金子勇斗, “アクティブコルセットの可変締付力制御則の個人適合による腰部負担軽減効果の向上と考察”, 第 26 回ロボティクスシンポジア, 4A3, 2021.
- (iii) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, “状態重心位置に基づいて腰部締付力を調整する骨盤ベルト型アシストスーツの提案”, 第 21 回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, 3D2-03, 2020.
- (iv) 吉田道拓, 田中孝之, 金子勇斗, 土谷圭央, 小田まこと, 神島保, “X 線画像解析に基づく腰部締付力による人体腰部の関節剛性変化のモデル化”, 第 25 回ロボティクスシンポジア, 6A2, 2019.
- (v) 吉田道拓, 田中孝之, 金子勇斗, 土谷圭央, “アクティブコルセットによる腰部負担軽減機序の解明”, 第 52 回計測自動制御学会北海道支部学術講演会, 2020.
- (vi) 吉田道拓, 金子勇斗, 田中孝之, 土谷圭央, “アクティブコルセットの人体締付力応答モデル構築のための動作解析,” 第 20 回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, 2B1-08, pp.1155-1158, 2019.
- (vii) 吉田道拓, 田中孝之, 金子勇斗, 土谷圭央, “運動計測によるアクティブコルセットの姿勢改善・負担軽減効果の検証,” ROBOMECH2019, 2P1-N05, 2019.
- (viii) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, “アクティブコルセットの動的締付力制御が関節剛性に及ぼす影響,” 第 24 回ロボティクスシンポジア, 1D3, 2019.
- (ix) 吉田道拓, 田中孝之, 土谷圭央, “腰部負担軽減のためのアクティブコルセット,” 電気学会研究会 電子・情報・システム部門制御研究会, CT-18-106, 2018.
- (x) 吉田道拓, 田中孝之, 日下聖, 土谷圭央, “アクティブコルセットの締め付け力による関節剛性への影響,” ROBOMECH2018, 2P1-L18, 2018.
- (xi) 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”, ROBOMECH2017, 2P2-K02, 2017.

A.4 受賞等

- (i) 第3回日本再生医療とリハビリテーション学会学術大会 (JSRMR2021) 最優秀賞
- (ii) 第20回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 優秀講演賞
- (iii) 計測自動制御学会システムインテグレーション部門 2020 年 部門研究奨励賞
- (iv) 電気学会 2018 年 電子・情報・システム部門 技術委員会奨励賞