

修士論文

平成 29 年度

体幹の回旋を含めた
持ち上げ動作における腰部負荷の解析

三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程
機械工学専攻
生体システム工学研究室

北村 優季

目次

第1章 緒言	1
第2章 体幹のバイオメカニクス	3
2.1 脊椎の構成要素	3
2.2 椎骨のバイオメカニクス	5
2.3 体幹の構成	5
2.4 筋のバイオメカニクス	6
2.4.1 筋の機能	6
2.4.2 固有筋力	6
2.4.3 腰部の筋	7
2.4.4 共同収縮	7
2.5 人体の測定と力学	8
2.5.1 セグメントの大きさ	8
2.5.2 セグメントの質量および質量中心	9
2.5.3 バイオメカニクスのモデルの作成	10
第3章 腰部負荷評価指標	12
3.1 関節角度	12
3.2 関節モーメント	13
3.3 筋活動度	14
3.4 筋張力の算出	15
3.5 腰部圧縮力およびせん断力の算出	19
3.6 共同収縮率	19

第4章 筋活動度-筋張力関係	21
4.1 実験方法および測定機器	21
4.2 各筋の筋活動度と経時的発揮張力の関係性	22
4.3 近似式算出方法	22
4.4 近似関数定数	23
4.5 筋張力算出における制約条件	24
第5章 実験概要	25
5.1 実験装置	26
5.1.1 床反力計	26
5.1.2 三次元動作解析装置	28
5.1.3 無線式表面筋電計	30
5.2 実験条件	32
5.2.1 被験者	32
5.2.2 課題動作	33
5.2.3 腹筋の緊張状態	34
5.2.4 実験方法	35

第 6 章 実験結果および考察	37
6.1 持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響	37
6.1.1 腰部関節角度	37
6.1.2 腰部関節モーメント	40
6.1.3 %MVC	42
6.1.4 腰部筋張力	44
6.1.5 腰部圧縮力およびせん断力	46
6.1.6 共同収縮率	49
6.1.7 持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響に関する考察	52
6.2 腹筋の緊張状態が腰部負荷に与える影響	53
6.2.1 腰部関節角度	53
6.2.2 腰部関節モーメント	55
6.2.3 %MVC	57
6.2.4 腰部筋張力	59
6.2.5 腰部圧縮力およびせん断力	61
6.2.6 共同収縮率	64
6.2.7 腹筋の緊張状態が腰部負荷に与える影響に関する考察	67
第 7 章 結 言	68
参考文献	
謝辞	

1章 緒言

腰痛は社会的問題である。厚生労働省が行った平成28年度国民生活基礎調査によると、腰痛の有訴者率は男性において1位、女性において2位である^[1]。腰痛を発症すると動作を行う意志が弱くなり、円滑な日常生活に支障をきたす。そのため生活の質(QOL, Quality Of Life)の低下が懸念される。また腰痛は経済的負担ともなりうる。厚生労働省による平成27年度国民医療費の概況では、筋骨格系および結合組織の疾患における医科診療医療費は2兆3261億円という報告がなされている^[2]。これらの支障や負担を回避し、より健康的な生活を送るためには、腰痛の原因を深く解明し、個人レベルでの改善を促していく必要がある。

腰痛の原因は多岐にわたる。その一因として筋肉の損傷である筋・筋膜性腰痛症や、椎間板の変形である椎間板ヘルニアなどの腰部障害が挙げられる。腰部障害は腰部に過剰な負荷が生じることで引き起こされる。腰部に過剰な負荷が発生する動作は日常生活や労働環境内に散見され、特に重量物の持ち上げ動作は腰部に過剰な負荷を発生させる動作としてよく知られている。腰部障害の防止策として、運動療法による腰背部の筋力の向上や装具を用いた動作の支援が挙げられる。しかし腰部障害の予防に対し最も有効なのは、日常生活における作業条件や労働環境の改善である。作業条件や労働環境の改善には判断基準となる根拠、つまり動作と腰部負荷の関係に対する定量的な評価が必要である。腰痛治療の観点からも、根拠に基づいた医療(EBM, Evidence Based Medicine)が求められる現代において動作と腰部負荷の関係に対する定量的評価は重要である。腰部負荷とは腰部に加わる力であり、大別して腰部圧縮力とせん断力に分けられる。腰部負荷の定量的評価にはこれらの力の評価が重要となる。また圧縮、せん断の作用は筋の発揮張力である筋張力によるものである。

Kelsey らが行った重量物の持ち上げ作業を含む職業に就く人を対象とした腰痛の発生に関する疫学的調査では、体幹の回旋を含めた持ち上げ動作は腰部障害の発生リスクを高めるという報告がなされている^[3]。体幹の回旋を含めた持ち上げ動作は体幹の伸展と回旋の複合動作であり、このような複合動作は日常生活や労働環境内で頻繁に行われる。しかし複合動作における腰部負荷の定量的評価を行った研究は少ない。そのため体幹の回旋を含めた持ち上げ動作に代表されるような複合動作に対して腰部圧縮・せん断力を用いた定量的な評価を行う必要がある。

重量物の持ち上げ動作のように生体に対して強い負荷が生じる動作では、身体の保護反応として主動筋と拮抗筋が同時に収縮する共同収縮が生じる。共同収縮が生じると、主動筋と拮抗筋が互いに活動を阻害し合うため、非効率的である。歩行などの動作においても共同収縮は生じるが、拮抗筋の活動レベルが低く動作に影響を与えない。しかし体幹の回旋を含めた持ち上げ動作においては、拮抗筋の活動レベルが高く腰部負荷を増大させる可能性がある。Marras らの生体力学的調査では、体幹を回旋させながらの持ち上げ動作は、体幹の回旋を

含まない持ち上げ動作と比較して筋肉の共同収縮が起こりやすいことが報告されている^[4]。その一方で、共同収縮は関節の剛性を増大させ体幹を安定させる効果を持つため腰部負荷は減少するとした報告もあり^[5]、共同収縮が腰部負荷に与える影響についての実験的研究が望まれる。

そこで本研究では、体幹の回旋を含めた持ち上げ動作における腰部負荷ならびに共同収縮が腰部負荷に与える影響を腰部圧縮およびせん断力を用い、定量的な観点から比較、検討することによって、腰部障害の防止に寄与することを目的とした。腰部負荷の定量的評価指標とした腰部圧縮およびせん断力は筋張力の作用によるものであるため、筋張力を算出した。従来、筋張力の算出には関節モーメントから求める方法^[6]と筋電図から求める方法^[7]が用いられてきた。関節モーメントから求める方法は計測された体節の変位や力学的な定数を用いて筋張力を算出するため、力学的な整合性を持つという利点がある。一方で筋が共同収縮する場合、筋が張力を発揮しているにもかかわらず関節モーメントが打ち消し合い、関節モーメントがみかけ上発生しないため筋張力の計算ができないという欠点がある。また、筋電図から求める方法は筋電位を計測して筋張力を算出するため、適切な評価関数を用いることで精度の高い値を得ることができるが、この方法のみでは動作と力学的な整合性をとることが難しい。そこで、筋が共同収縮した際にも正確な腰部負荷を算出するため、関節モーメントおよび筋電位の両方を用い最適化手法によって筋張力を算出した。

2章 体幹のバイオメカニクス

2.1 脊椎の構成要素

人体における脊椎の役割は主として3つに大別できる。第一に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第二に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第三に、脳から続く重要な神経である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護している。

脊椎は、24個の椎骨と仙骨および尾骨から形成されている。24個の椎骨は頸椎、胸椎、腰椎の三部分に大別できる。その中で、腰椎は5つの椎骨より構成され、頭側からL1, L2, L3, L4, L5と呼ばれている。脊椎は前額面では左右対称で、矢状面では4つの湾曲を持つ。頸椎部と腰椎部では前方に凸湾しており、胸椎部と仙椎部では後方に凸湾している。胸椎部での後湾は、椎体の前湾が後湾に比べて低いという骨形態により形成されている。頸椎部、腰椎部の前湾は椎体の形態ではなく、前方が厚く、後方が薄いくさび型をした椎間板によって形成される。これら矢状面での生理的湾曲は、屈曲・伸展において、力のスムーズな伝達や、ショックの吸収などに対応するためである。図2.2の(a), (b)はそれぞれ脊椎の水平断面図と矢状面図を表し、各種構成要素を示す。椎骨は椎体部分と椎弓部分に大きく分けられ、主に椎体が身体の支持と運動の伝達および軸の役割を、椎弓が脊髄の保護の役割を果たしている。椎弓から、棘突起、横突起、椎間関節などが突出しており、それらの間、あるいは周囲に椎間板や各種靭帯が存在し、脊椎の安定要素を構成している。

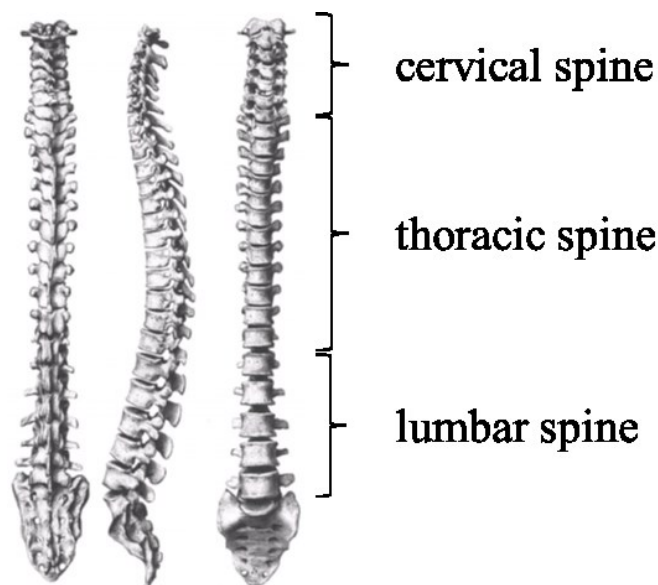
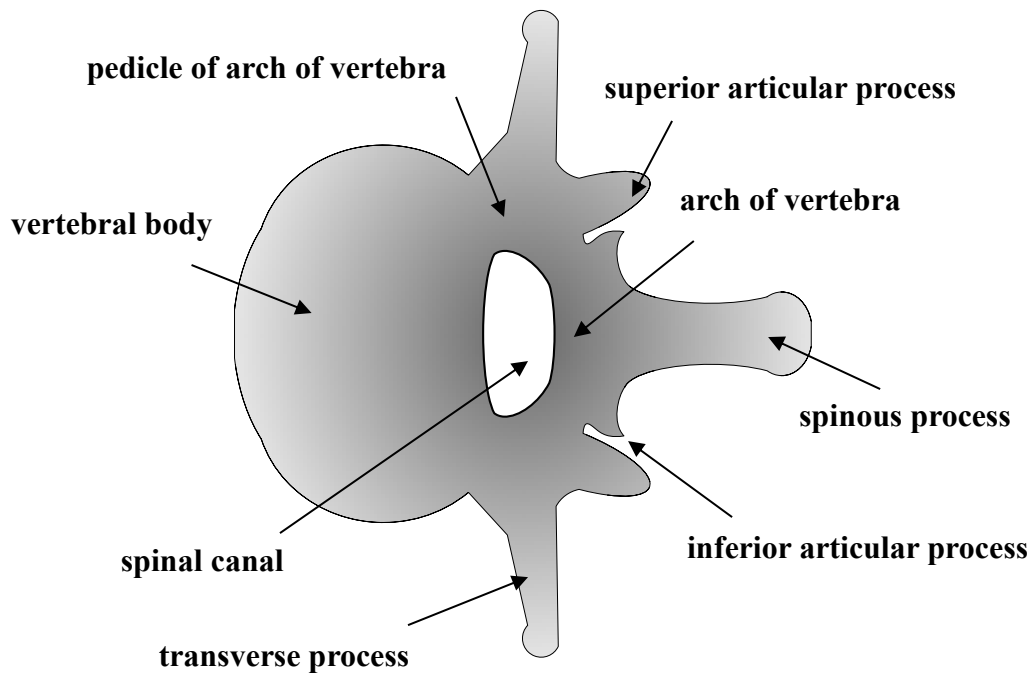
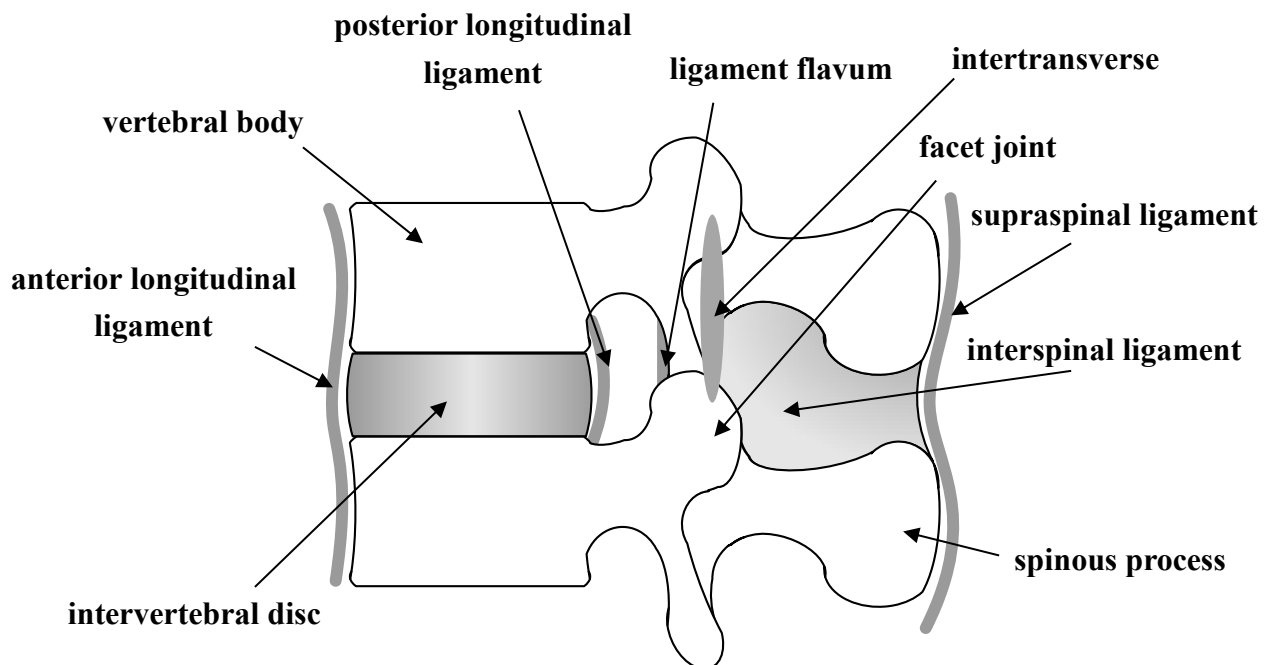


図 2.1 脊椎の前額面と矢状面



(a) 脊椎の水平断面



(b) 脊椎の矢状面図

図 2.2 脊椎の構成要素

2.2 椎骨のバイオメカニクス

椎骨は前方と後方要素の2つの部分に分けられる。前方の要素としては椎体、後方の要素としては椎弓、棘突起などが含まれる。体重の支持機構としての役割は主として椎体で担っている。椎体のみでの圧縮試験では6000~8000Nの破壊荷重を有しており、体重の10倍の負荷にも抵抗することができる^[8]。しかし、これは年齢によって変化し、特に40歳を超えるとその強度は減少してくる。

2.3 体幹の構成

人体において、骨盤から頸部の付け根までを体幹と総称する。さらに体幹は胸部、腰部、骨盤の3部分に大別できる。

胸部は胸郭とも呼ばれ、胸部の支持機構は胸椎、肋骨、胸骨で構成されている。体幹の中では比較的、変形が少ない部位である。この部位は心臓、肺などの重要器官が存在する。腰部の支持機構は腰椎のみで構成されており、側面、前面は筋肉によって覆われている。3つの部位の中では最も支持機構が少ない部位である。胃や膵臓、腸などの消化器官を内在している。骨盤は左右の寛骨と仙骨より構成されており、最も変形が少ない部位である。直腸、膀胱、生殖器が内在する。また下肢および体幹を運動させる筋の起始となっている。

運動学的には胸椎は回旋機能、腰椎は屈伸機能を持ち、骨盤はほぼ運動を行わないとされる。

2.4 筋のバイオメカニクス

2.4.1 筋の機能

骨格筋は動作を行うために力学的な力を生み出すだけでなく、動作にブレーキをかける、体幹や関節を支持して安定させるといった働きがある。これらは、筋が収縮することによって発揮される。図 2.3 に示すように筋の収縮形態は等尺性収縮、等張性収縮、等速性収縮に大別され、等張性収縮はさらに求心性収縮と遠心性収縮に分類される。

等尺性収縮とは、筋線維の長さが一定の状態であり、加えられたエネルギーが全て熱エネルギーとなる、外部に対して仕事を発揮しない収縮である。

等張性収縮とは、筋の動的な活動によって筋繊維の長さが変化する状態で行われる収縮であり、求心性収縮は筋が能動的に短縮し、外部に対して仕事を発揮するような収縮を表す。また、遠心性収縮は筋が張力を発揮しながら外力によって伸張される状況を表す。

等速性収縮は、筋の収縮速度が一定であるような収縮である。これはヒトが発揮する自然な筋収縮の様態ではなく、人為的に収縮速度を一定に制御していることが特徴である。

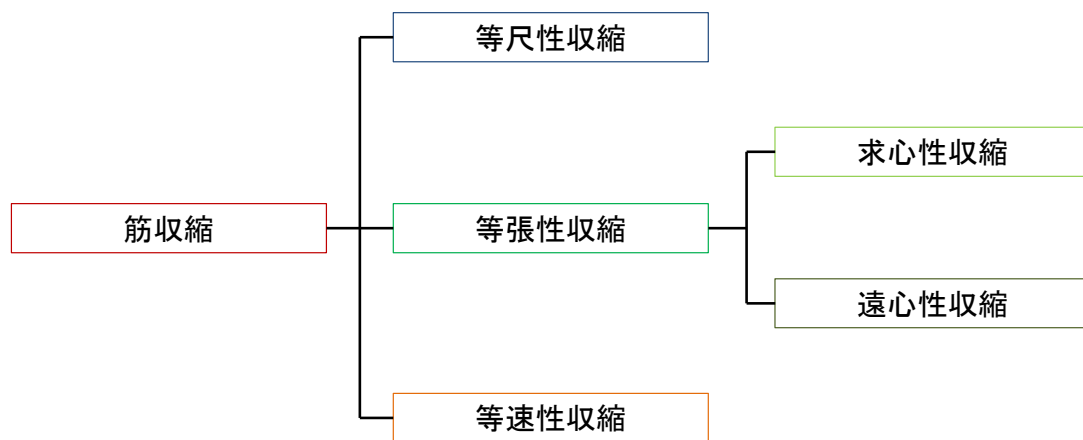


図 2.3 筋収縮の様態

2.4.2 固有筋力

筋が発揮する最大の力は筋の生理学的断面積に比例する。したがって、筋が発揮できる単位面積当たりの力が存在する。この応力を固有筋力という。この固有筋力を調査した研究は種々行われているが、報告された値は $30[\text{N}/\text{cm}^2]$ から $100[\text{N}/\text{cm}^2]$ と様々である^{[9][10][11]}。

2.4.3 腰部の筋

図 2.4 に第 4 腰椎付近の水平断面を示す。この部位には腹直筋 (rectus abdominis)、外腹斜筋 (external oblique)、内腹斜筋 (internal oblique)、大腰筋 (psoas major)、腰方形筋 (quadratus lumborum)、多裂筋 (multifidus)、および脊柱起立筋 (erector spinae) が存在する。また脊柱起立筋は腸肋筋 (iliocostalis) と最長筋 (longissimus) から構成される。それぞれの筋の働きとして、腹直筋は胸部の引き下げや骨盤前部の引き上げ、体幹を屈曲させる働きを持つ。外腹斜筋は体幹の屈曲や体幹の側屈、上体を対側に回旋させる。内腹斜筋は外腹斜筋よりも体幹内部に存在し、体幹の屈曲や体幹の側屈、上体を同側に回旋させる。大腰筋は、大腿固定時には体幹を屈曲させ、体幹固定時には大腿を屈曲させる。腰方形筋は腰椎を屈曲させ、多裂筋は脊柱を回旋および後屈させる。脊柱起立筋は肋骨の引き下げや体幹を伸展させる働きを持つ。

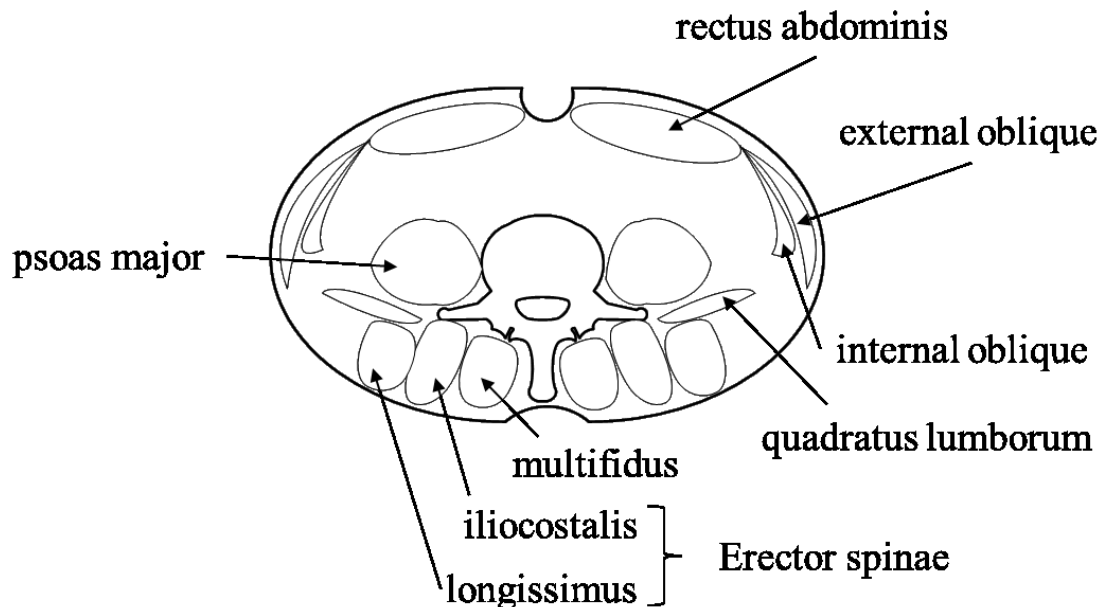


図 2.4 L4/L5 付近の体幹筋

2.4.4 共同収縮

運動を行う際、主となって収縮する筋を主動筋、主動筋と逆の働きをする筋を拮抗筋と呼ぶ。主動筋と拮抗筋が同時に収縮する現象を共同収縮という。共同収縮は脳性麻痺、脳卒中片麻痺患者などにみられ、スムーズな随意運動の阻害要因となっている。しかし、関節を安定させる必要がある場合は、健常者においても発生しやすく、特に重量物の持ち上げや歩行や走行中の足関節に生じやすい^[12]。共同収縮の評価には拮抗筋の活動電位を測定することが必要である。

2.5. 人体の測定と力学

2.5.1 セグメントの大きさ

人体の運動を力学的に取り扱う際には、長さや質量が一定である体節を一つの剛体と仮定して取り扱う。この際に、最も基本的な身体寸法は関節間のセグメント長である。この値は、体質、性別、人種など様々な要素によって異なる。Contini (1966) は、各セグメント長を身長に対する割合で示し、その平均値を示した一覧を作成した^[13]。これらの値を図 2.5 に示す。これらのセグメントの寸法の比率は、本来は直接測定することが望ましいが、それが困難である場合にはこれらの値を近似値として利用することができる。

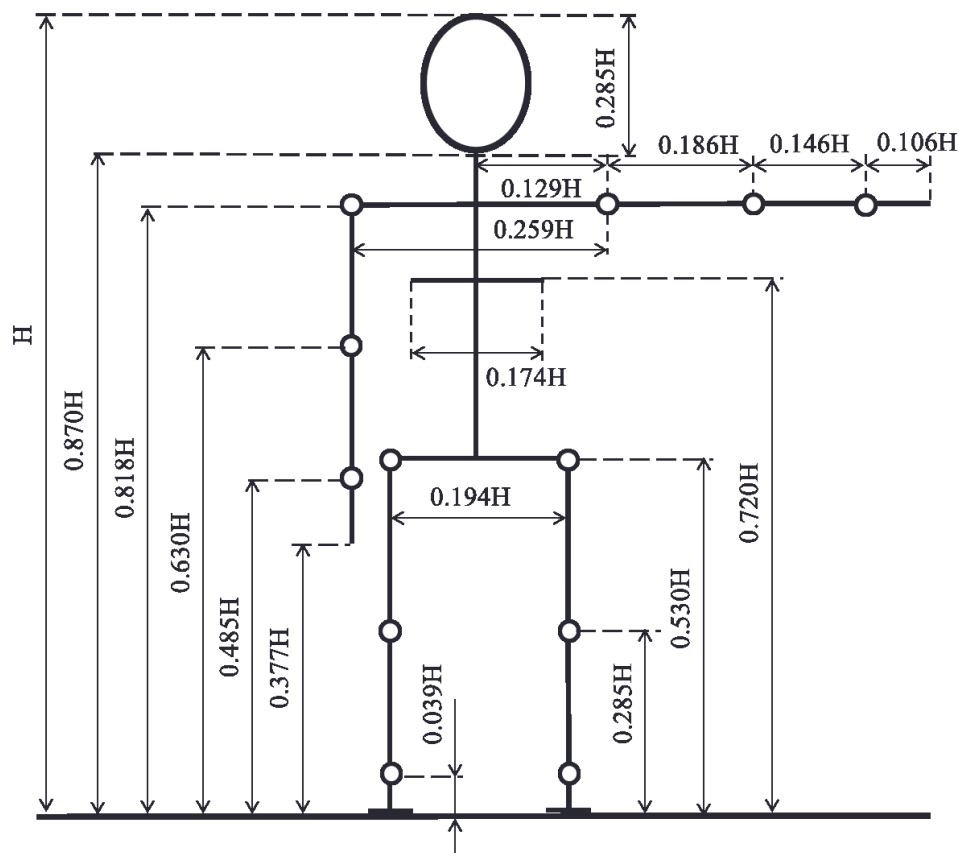


図 2.5 セグメント長に対する割合

2.5.2 セグメントの質量と質量中心

身体は骨、筋肉、脂肪など密度の異なる様々な組織から成り立っている。それらの構成比率は身体の部位ごとに異なっているため、各セグメントでその密度は異なる。一般的に身体の末端に位置するセグメントは体幹部に比べて骨の比率が高く、密度は高くなるといえる。セグメント長と同様に、セグメントの質量も、体重に対しての比として統計的な値がまとめられている。また、質量中心の位置についても各セグメント長に対する比率で表すことができる。表 2.1 に Zatsiorsky らによってまとめられたセグメント質量と質量中心、慣性モーメントの値を示す^[14]。セグメントの質量と質量中心は、先述したセグメント長とは異なり、死体を用いた実験によって求められており、生体からの直接的な測定は困難である。そのため以下の値は、身体の運動を力学的に扱う際に、有用なデータとして用いられている。

表 2.1 セグメントの質量と質量中心

Segment	Mass ratio (%) ^{*1}	C.G. ratio (%) ^{*2}	K1 (%) ^{*3}	K2 (%) ^{*4}	K3 (%) ^{*5}
Foot	1.370	55.85	12.40	25.70	24.500
Shank	4.330	40.47	11.40	28.10	27.500
Hip	14.165	45.49	12.10	26.70	26.700
Hand	0.614	63.09	18.20	28.50	23.300
Forearm	1.625	57.26	13.00	29.50	28.400
Upper arm	2.707	55.02	18.20	32.80	31.000
Head	6.940	50.02	26.10	30.30	31.500
Upper part of the torso	15.955	50.66	46.50	50.50	31.990
Middle part of the torso	16.327	45.02	46.80	48.20	38.300
Lower part of the torso	11.174	35.41	34.00	35.60	31.900

^{*1} Mass ratio (%) = ratio of mass of the segment to the weight of the body

^{*2} C.G. ratio (%) = center of gravity along the longitudinal axis

^{*3} K1 (%) = the ratio of the radius of gyration about the longitudinal axis to the length of the segment

^{*4} K2 (%) = the ratio of the radius of gyration about the anteroposterior axis to the length of the segment

^{*5} K3 (%) = the ratio of the radius of gyration about the transverse axis to the length of the segment

2.5.3 バイオメカニクスのモデルの作成

図 2.6 に下肢を力学的にモデル化したものを一例として示す。このモデルはリンクセグメントモデルと呼ばれる。このモデルは大腿、下腿、足部のセグメントを蝶番状の関節でつないで作成したものである。各セグメントは、以下の要素による力の影響を受けながら、それぞれ独立に運動する。

1. 重力

重力は各セグメントの質量中心に下向きに作用する。

2. 床反力

床面に接触している足部のセグメントについては、床反力計によって測定される。

3. 筋による力

関節における筋活動の効果は関節モーメントとして表される。そのため、主動筋と拮抗筋が共同収縮している場合、関節モーメントは差し引きした値が出力される。

図 2.7 に足部セグメントに生じている力を示す。なお、簡単のためこのモデルの運動は平面上のものであるとした。ここで m は質量、 I は質量中心周りの慣性モーメントであり表 2.1 に示す文献値から求められる。 \ddot{x} 、 \ddot{y} はそれぞれ x 方向 y 方向の加速度、 θ は体節の回転角度、 R_x 、 R_y は反力であり、これらの値は計測値である。また R_{xd} 、 R_{yd} は関節反力である。身体そのものにかかる力としては上述の 3 つの力が全てであるが、セグメントごとの運動を分析する際にはセグメント間に働く反力が必要である。平面上における各セグメントの運動は以下の 3 式で記述されるため、計測値および文献値から関節反力を算出することが可能となる。また M は筋による力であり、関節モーメントとして表される。

$$m\ddot{x} = \Sigma F_x \quad (2.1)$$

$$m\ddot{y} = \Sigma F_y \quad (2.2)$$

$$I\ddot{\theta} = \Sigma M \quad (2.3)$$

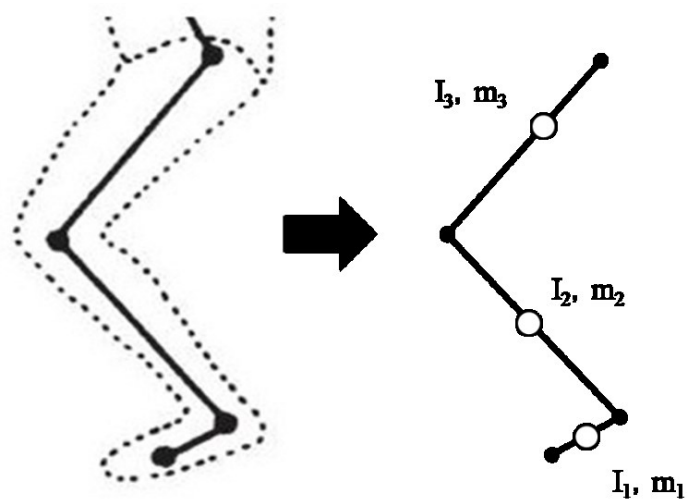


図 2.6 下肢のリンクセグメントモデル

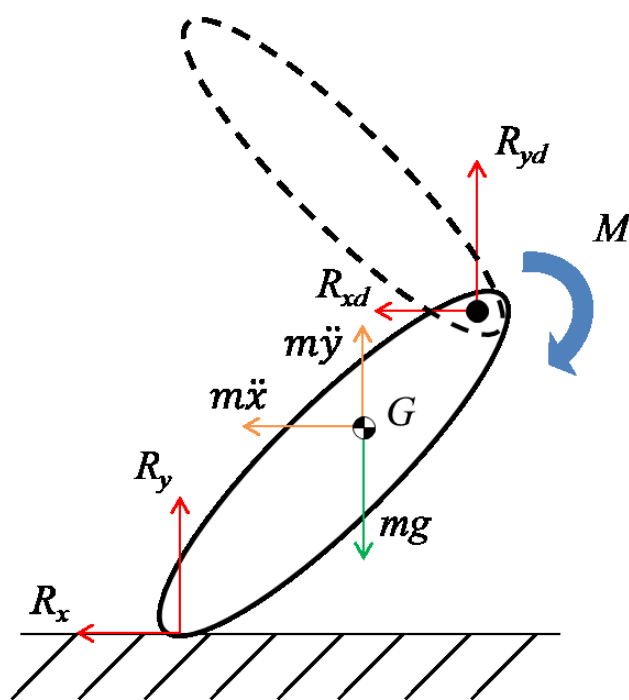


図 2.7 足部セグメントに生じる力

3 章 腰部負荷評価指標

3.1 関節角度

持ち上げ動作の特徴を知るため、骨盤角度 θ_p 、腰部関節角度 θ_l 、上部体幹角度 θ_u の3種類の関節角度を使用した。(図 3.1 参照) 骨盤角度 θ_p は計測空間に対して骨盤が傾斜した角度である。腰部関節角度 θ_l は第 4 腰椎を原点として腰部と骨盤のなす角度とし、上部体幹角度 θ_u は第 10 胸椎を原点として上部の体幹と腰部がなす角度とした。

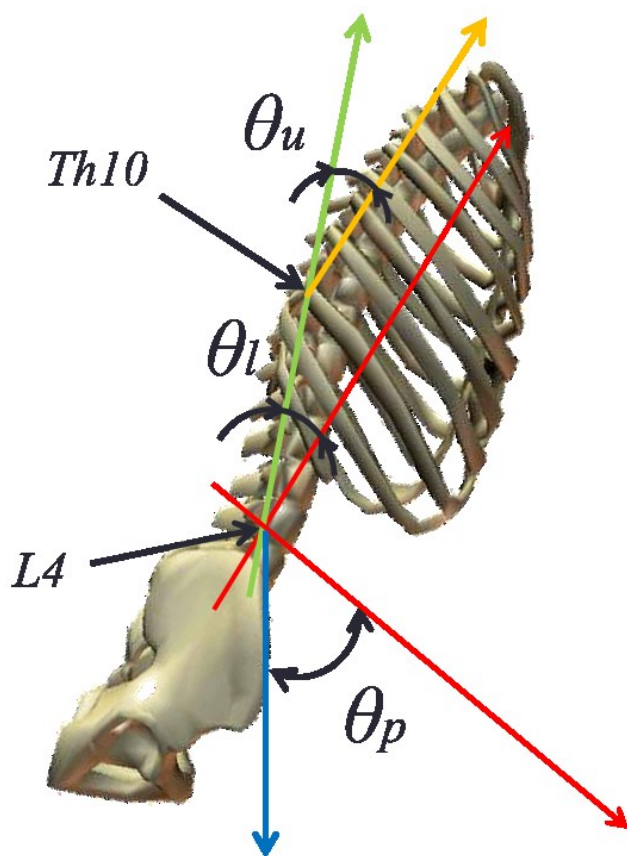


図 3.1 関節角度の定義

3.2 関節モーメント

関節モーメントとは外部からの回転力に抗するために自身の筋群によって発生させられた抵抗力のことである。関節モーメントを指標とすると人の動作時の力の評価が可能となり、さらにそれを基に筋群内における各々の筋の筋張力を評価することができる。

図 3.2 に逆動力学的手法による、足部セグメントにおける関節モーメント算出の力学モデルを示す。体節の質量を m 、体節の慣性モーメントを I 、体節の変位を x 、 y 、体節の回転角度を θ 、反力を R_x 、 R_y 、2.5.3 節で用いた方法から求められる近位の体節への反力を R_{xd} 、 R_{yd} 、関節から重心までの距離を d_x 、 d_y 、関節から接地点までの距離を d_{rx} 、 d_{ry} 、求める関節モーメントを M とすると、運動方程式は (3.1) 式のように表すことができる。さらに M について解くことによって関節モーメントを求めることができる。

$$I\ddot{\theta} = R_x d_{ry} + R_y d_{rx} + m\ddot{x}d_y + m\ddot{y}d_x - mgd_x + M \quad (3.1)$$

さらに図 3.3 に示すような図 3.2 よりも近位の体節について考える。 M_p は近位関節の関節モーメント、 M_d は遠位関節の関節モーメントを示す。近位関節の関節モーメント M_p は、遠位の体節への反力および (3.1) 式で得られた遠位関節のモーメントから、(3.2) 式に示すように運動方程式を用いて算出することが可能である。このように、近位の体節の関節モーメントを算出するためには、遠位から順に計算する必要がある。

$$I\ddot{\theta} = -R_{xd}d_{ry} + R_{yd}d_{rx} + m\ddot{x}d_y - m\ddot{y}d_x + mgd_x + M_p + M_d \quad (3.2)$$

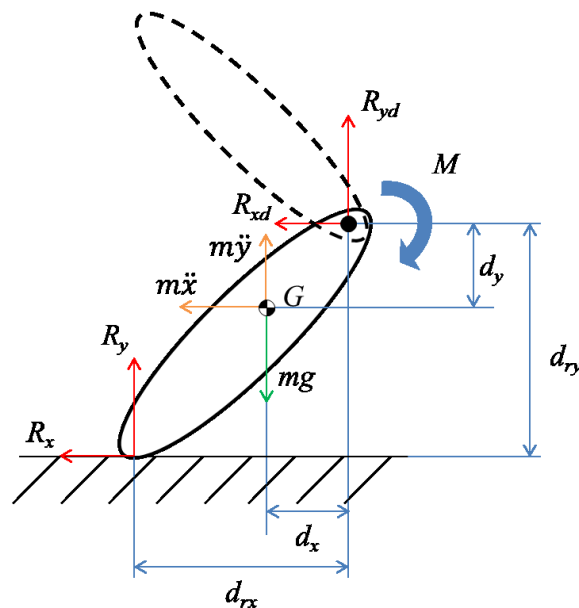


図 3.2 関節モーメント算出の力学モデル

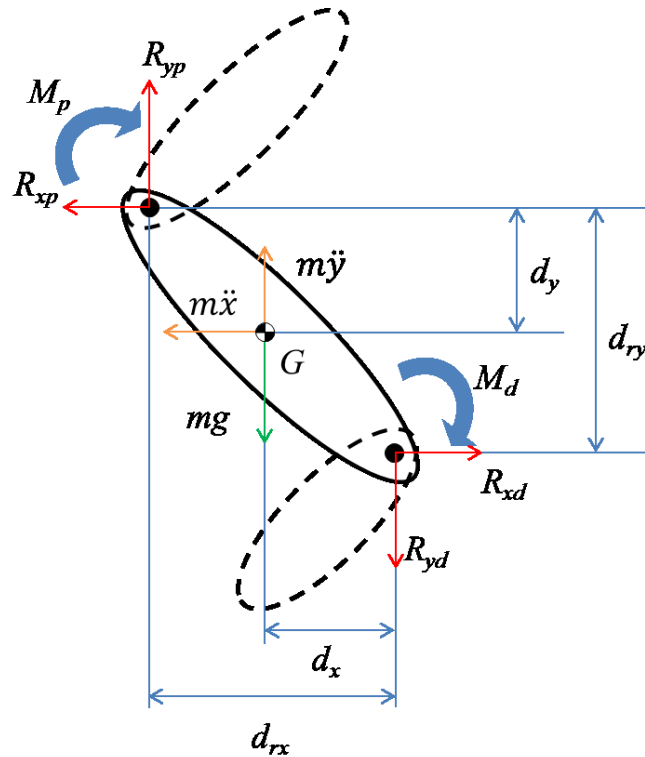


図 3.3 近位体節における関節モーメント算出の力学モデル

3.3 筋活動度

動作中の筋の活動様態を知る際、筋電計を用いて筋電位を計測することが一般的である。筋電位は筋線維から発生した活動電位であり、これを記録、表示したものを筋電図（EMG, ElectroMyoGram）と呼ぶ。筋電図の活動電位の値は同様の動作をした場合にも被験者ごとに異なる。したがって、得られた活動電位で議論するのではなく、一般的に被験者が最大に等尺性収縮をした際の筋電位（MVC, Maximum Voluntary Contraction）と比較して、どの程度の運動をしたのかを表す筋活動度（%MVC）を用いる。%MVCの算出式を（3.3）式に示す。

$$\%MVC = \frac{EMG}{MVC} \times 100 \quad (3.3)$$

3.4 筋張力の算出

筋張力とは個々の筋肉が発揮する張力である。筋張力は腰部に圧縮およびせん断の作用を与える。従来、筋張力の算出には関節モーメントのみから算出する方法、筋活動度(%MVC)から算出する方法の2種類が用いられてきた。しかしながら、関節モーメントのみから算出する方法では主動筋と拮抗筋が同時に収縮(共同収縮)して関節モーメントが発生しない場合に筋張力が計算できない。また、%MVCのみから算出する方法では関節モーメントと整合性がとれないという欠点がある。本研究では、これらの欠点を補うために関節モーメントと%MVCの両方から筋張力を算出した。以下に具体的手法について説明する。また、図3.4に筋張力の算出手順を示す。

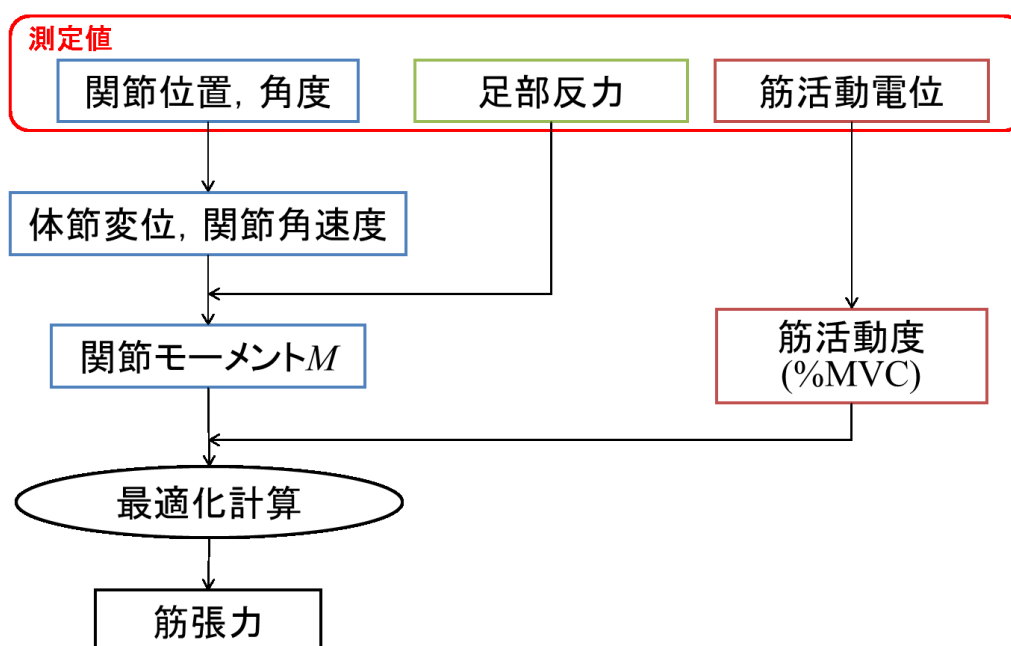


図 3.4 筋張力の算出手順

筋張力 f_i は、2.3.4 節で得られた屈曲伸展、側屈、回旋のそれぞれの関節モーメントを M_x , M_y , M_z , 関節と筋のモーメントアームを r_{ix} , r_{iy} , r_{iz} ($i = 1, 2, 3, \dots, m$), 筋の個数を m , とすると (3.4) 式の関係にある。関節と筋のモーメントアームは、文献に報告された値を用いた^[15]。用いた値を表 3.1~3.3 に示す。

$$\begin{cases} M_x = \sum_{i=1}^m r_{ix} \times f_{ix} \\ M_y = \sum_{i=1}^m r_{iy} \times f_{iy} \\ M_z = \sum_{i=1}^m r_{iz} \times f_{iz} \end{cases} \quad (3.4)$$

上記の式を満たす f_i は複数存在するため、(3.5) 式におけるユークリッドノルム u_n が最小となるように最適化計算を行った^[6]。この式は f_i/A_i , すなわち筋の発揮する応力の二乗和が最小限となることを意味し、持ち上げ動作のような場合においてヒトは筋活動が最小限となるという仮定に基づいたものである。本研究では対象とした筋は左右の腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋、脊柱起立筋なので m は 8 となる。

$$u_n = \sum_{i=1}^m \left(\frac{f_i}{A_i} \right)^n \quad (3.5)$$

さらに最適化計算を行う際、制約条件を用いた。2.4.2 節で説明したように、最大筋力と筋の生理学的断面積は比例関係にある。本研究では生理学的断面積は McGill らの報告した値^[16]および図 3.5 に示す平均的な体格の成人男性の MRI 画像から取得した値を用いた。生理学的断面積の値を以下の表 3.4 に示す。筋が最大随意収縮した際の筋張力 f_{MVC}^i は、筋の断面積を A_i , 筋が発揮できる単位面積あたりの力、すなわち固有筋力を σ_{unit}^i とすると (3.6) 式のように表される。本研究では σ_{unit}^i を $70[\text{N}/\text{cm}^2]$ とした。筋活動度と筋張力は一般的には (3.7) 式に表されるように線形関係にあるとされるが、本研究では (3.8) 式に示す独自の式を用いて筋張力を求めた。(3.8) 式については 4 章で述べる。得られた筋張力を動作中において筋が最低限発揮できる力とし (3.9) 式に示すように最適化計算を行う際の制約条件とした。

$$f_{MVC}^i = A_i \sigma_{unit}^i \quad (3.6)$$

$$f_{min}^i = \%MVC \cdot A_i \cdot \sigma_{unit}^i \quad (3.7)$$

$$f_{min}^i = a_i b_i^{\frac{\%MVC}{100}} \cdot A_i \cdot \sigma_{unit}^i \quad (3.8)$$

$$f_i > f_{min}^i \quad (3.9)$$

ここで最低限とした理由は以下の通りである。筋のモーメントアームを r_i とすると、筋電位から算出されるモーメント $M_m^{\%MVC}$ は (3.10) 式のように表される。

$$M_m^{\%MVC} = \sum_{i=0}^m r_i f_{min}^i \quad (3.10)$$

これを動作解析から算出した筋モーメント M_m と比較すると、 $M_m > M_m^{\%MVC}$ となる。したがって筋電位から算出した筋力は、筋が最低限発揮できる力とし、筋張力算出における制約条件 $f_i > f_{min}^i$ として採用した。なお、本研究では数値計算ソフト MATLAB (Math Works 社) の Optimization Toolbox を用いて最適化計算を行った。

表 3.1 関節と筋のモーメントアーム長(屈曲伸展方向)

Muscle	Moment arm [mm]
Rectus abdominis	-70
External oblique	-19
Internal oblique	-28
Erector spinae	48

表 3.2 関節と筋のモーメントアーム長(側屈方向)

Muscle	Moment arm [mm]
L.Rectus abdominis	-41
R.Rectus abdominis	41
L.External oblique	-128
R.External oblique	128
L.Internal oblique	-115
R.Internal oblique	115
L.Erector spinae	-43
R.Erector spinae	43

表 3.3 関節と筋のモーメントアーム長(回旋方向)

Muscle	Moment arm [mm]
L.External oblique	131
R.External oblique	-131
L.Internal oblique	-119
R.Internal oblique	119

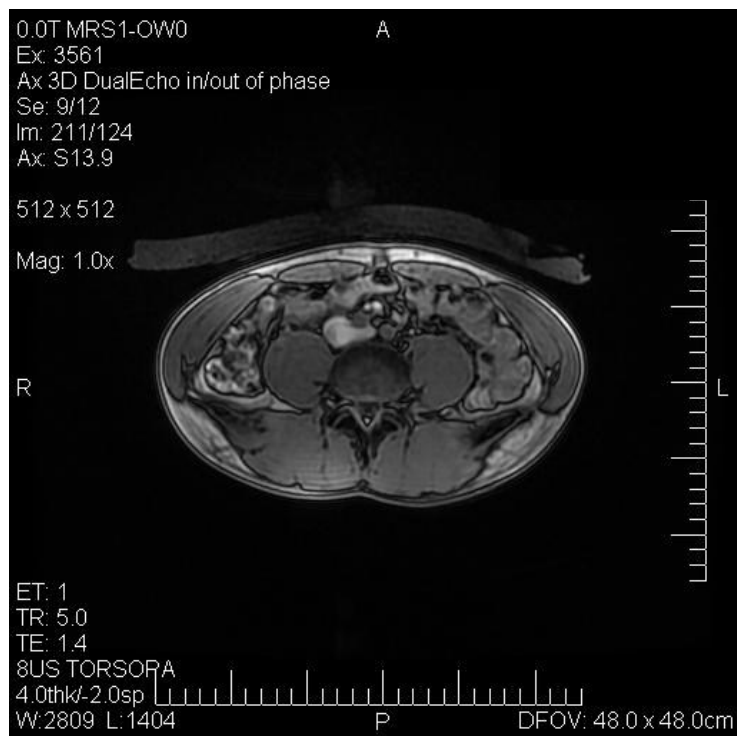


図 3.5 腰部 T1 強調矢状断像

表 3.4 筋の断面積

Muscle	Cross Sectional Area [mm ²]
Rectus abdominis	717.825
External oblique	837.463
Internal oblique	645.954
Erector spinae	2380.251

3.5 腰部圧縮力およびせん断力の算出

腰部筋張力 $\mathbf{F} = (F_x, F_y, F_z)$ は, (3.11)式のようにそれぞれ左右の腹直筋 (f_{Lrec}, f_{Rrec}), 外腹斜筋 (f_{Lex}, f_{Rex}), 内腹斜筋 (f_{Lin}, f_{Rin}), 脊柱起立筋 (f_{Lere}, f_{Rere}) の筋張力の和として算出した.

$$\mathbf{F} = \mathbf{f}_{Lrec} + \mathbf{f}_{Rrec} + \mathbf{f}_{Lex} + \mathbf{f}_{Rex} + \mathbf{f}_{Lin} + \mathbf{f}_{Rin} + \mathbf{f}_{Lere} + \mathbf{f}_{Rere} \quad (3.11)$$

3.4節で用いた筋張力算出手法では, 関節と筋のモーメントアームは文献値を用いて定数として扱った. しかし実際には, 関節と筋のモーメントアームは関節角度に応じて変化する. 上記の手法で用いた関節と筋のモーメントアームは静止時の骨盤に対する筋の位置から得られたため, 算出した腰部筋張力は常に絶対座標系で表されており, 動作中の腰部に対する正確な腰部圧縮およびせん断力を表していない. 動作中の正確な関節と筋の位置関係およびモーメントアームを算出することは困難であるため, 本研究では得られた腰部筋張力に対し腰部関節角度を用いて座標変換を行い, 腰部に生じる圧縮力およびせん断力を算出した. 屈曲伸展, 側屈, 回旋方向のそれぞれの腰部関節角度を ψ, θ, ϕ [rad]とし (3.12) 式を用いて, 腰部の水平断面に対し垂直方向に作用する力である圧縮力 F_{co} , 腰部の水平断面に平行に作用する前後方向の力 F_{ap} , および左右方向に作用する力 F_{la} を算出した. また前後方向と左右方向の合力を腰部せん断力とした.

$$\begin{bmatrix} F_{la} \\ F_{ap} \\ F_{co} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi\cos\theta & \cos\phi\sin\theta\sin\psi + \sin\phi\cos\psi & -\cos\phi\sin\theta\cos\psi + \sin\phi\sin\psi \\ \sin\phi\cos\theta & -\sin\phi\sin\theta\sin\psi + \cos\phi\cos\psi & \sin\phi\sin\theta\cos\psi + \cos\phi\sin\psi \\ \sin\theta & -\cos\theta\sin\psi & \cos\theta\cos\psi \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

3.6 共同収縮率

動作中の共同収縮様態を評価するため, 共同収縮率を用いた. 共同収縮率は, 総筋モーメントに対する拮抗筋群による不必要な活動による筋モーメントの割合とした. 拮抗筋の活動は, 主動筋に等しい増加をもたらすため, 不必要な活動の合計は拮抗筋の活動の2倍となる. そのため, 拮抗筋群による筋モーメントを M_{antag} , 主動筋群による筋モーメントを M_{agon} とし, 共同収縮率は (3.13) 式のように表される^[12].

$$\%COCON = 2 \times \frac{M_{antag}}{M_{agon} + M_{antag}} \times 100 \quad (3.13)$$

計測した 8 個の筋を体幹に与える働きごとに主動筋群と拮抗筋群に分類し、最適化計算で算出した筋張力 f_i と関節と筋のモーメントアームを用いて、主動筋群および拮抗筋群それぞれの筋モーメントの合計値を算出した。主動筋と拮抗筋は動作中に入れ替わることがあるため、筋モーメントの合計が大きい筋群を M_{agon} とし、計算を行った。

4 章 筋活動度-筋張力関係

3.4 節で述べた筋張力算出方法において、筋電図から得られた筋活動度 (%MVC) と筋の発揮張力の関係は一般的に (3.7) 式に表されるような線形関係にあるとされる。しかし筋活動度と筋の発揮張力の関係については様々な報告がなされており、筋張力と筋活動度は線形関係にあるとする報告がある一方で、筋張力と筋活動度の関係性は必ずしも線形にならず非線形関係として考慮することが正しいとする報告もある^[17]。従来の研究では、筋活動度と発揮された筋の張力が比例関係にあるとした線形モデルを採用し筋張力の算出を行ってきた。しかし共同収縮を伴う動作において、得られた筋張力の値が関節モーメントから予想される値と乖離する傾向があった。以上のことから筋活動度-筋張力関係を明らかにするため実験を行った。また得られた結果から本研究では筋活動度 (%MVC) と筋張力は非線形関係にあるとして (3.8) 式に示す独自の式を用い最適化計算における制約条件を算出した。

4.1 実験方法および測定機器

計測動作は体幹屈曲、体幹回旋、体幹伸展とした。各動作において、筋を弛緩させた状態から 10 秒間かけて徐々に力を入れていき、10 秒経過した時点で最大収縮になるように筋収縮を行わせた。それぞれの動作に対し徒手筋力検査法の段階 5 でテスト姿勢を用い計測を行った。

計測対象とした筋は、腰部に存在する筋である腹直筋、内腹斜筋、外腹斜筋、脊柱起立筋とし、表面筋電電極を貼付して動作中の筋電位を測定した。筋電位計測には無線式筋電計テレマイオ G2 (EM601M, NORAXON 社製) を用い、サンプルリングレート 3000 Hz にて計測した。

計測動作中の筋の収縮様態を等尺性収縮とするため、計測動作中は徒手にて運動に拮抗するように抵抗を加えた。またその際、簡易型ハンドヘルドダイナモメータ、(徒手筋力計モービィ MT100, 酒井医療) を用いて抗力を計測した。

4.2 各筋の筋活動度と経時的発揮張力の関係性

計測した筋電位とダイナモメータによる抗力の値は 5 Hz のハイパスフィルタで処理した後、10 msec 毎に二乗平均平方処理 (RMS) し、更に 100 msec 間隔で移動平均処理を行った。次に、ダイナモメータによって計測した抗力の最大値に対する測定中の抗力の割合 (以下 %Force) を算出した。また同様に筋電位も最大位随意収縮時の値に対する計測中の筋電位の割合である%MVC を算出した。これら 2 つの値を用い、X 軸に%MVC、Y 軸に%Force をプロットする散布図を作成した。図 4.1 に体幹伸展動作時の脊柱起立筋における%MVC と%Force の値のプロットした散布図を示す。%MVC が中等度の領域では、%Force は線形性から大きく乖離し、%MVC が 4 割程度の活動の際、発揮張力は 8 割近くの値を示した。よって筋活動度と筋の発揮張力は線形関係ではなく、非線形関係にあることがわかった。

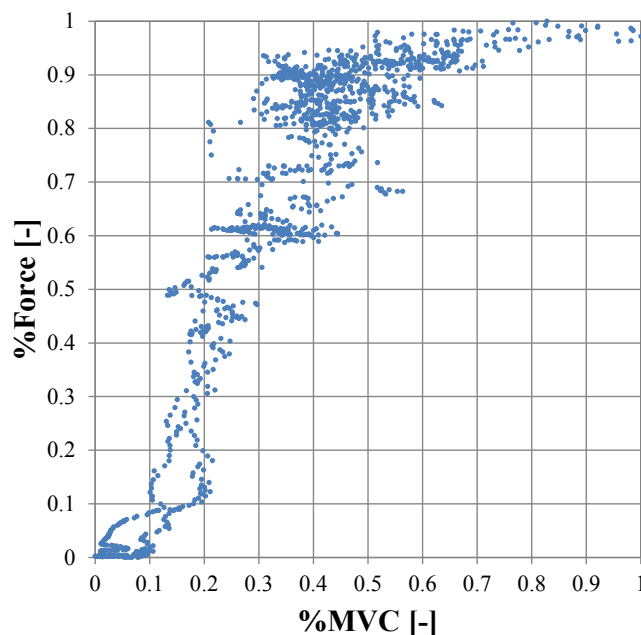


図 4.1 筋活動度-筋張力関係のプロット散布図

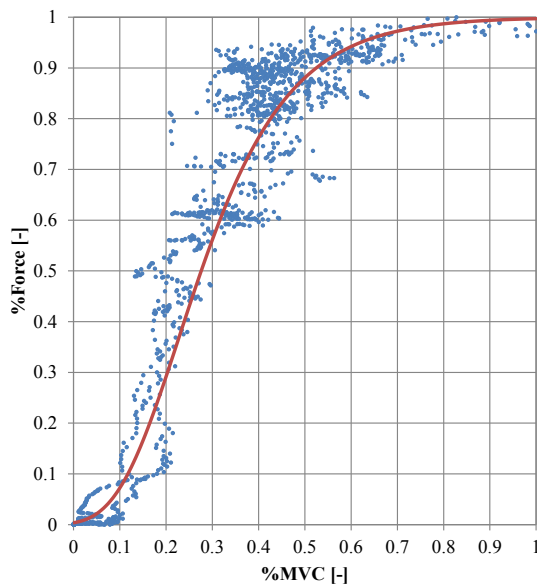
4.3 近似式算出方法

作成したプロット図から非線形モデルの近似式を算出した。非線形モデルの近似式はシグモイド関数より (4.1) 式に示すゴンペルツ曲線を採用した。(4.1) 式の x は%MVC、 y は%Force、 a 、 b は定数とし、その値は実験によって得られた各筋の%MVC と%Force の値より最小二乗法を用いて求めた。

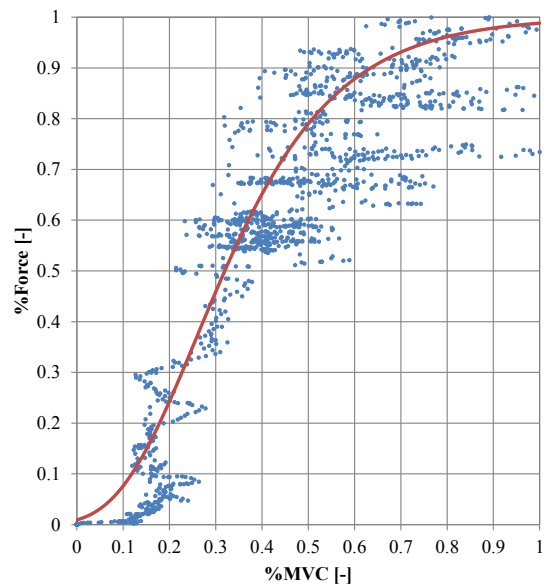
$$y = a_i b_i^x \quad (0 < a_i < 1, 0 < b_i < 1) \quad (4.1)$$

4.4 近似関数定数

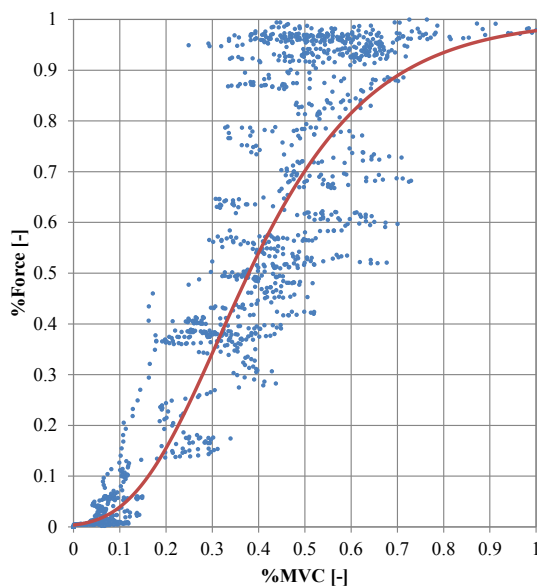
21名の被験者に対し同様の実験を行った。得られた筋活動度および抗力に対し近似処理を行い近似関数の定数 a , b を算出した。図 4.2 の(a), (b), (c), (d)にそれぞれ腹直筋, 内腹斜筋, 外腹斜筋, 脊柱起立筋の%MVCと%Forceの値をプロットした散布図と近似曲線を示す。これらの図はそれぞれ代表1例のみを表している。定数 a , b は筋ごとに平均値をとり, 近似関数の定数を決定した。表 4.1 にそれぞれの筋に対する決定定数を示す。



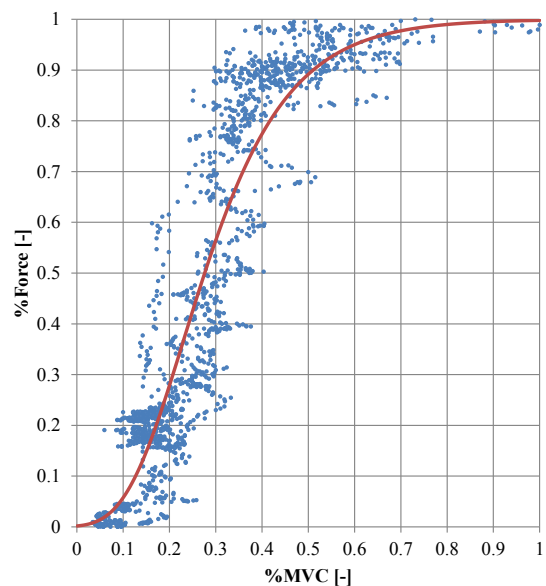
(a) 腹直筋の%MVC-%Force 関係



(b) 内腹斜筋の%MVC-%Force 関係



(c) 外腹斜筋の%MVC-%Force 関係



(d) 外腹斜筋の%MVC-%Force 関係

図 4.2 各筋における%MVC-%Force プロットと近似曲線

表 4.1 各筋における近似曲線の係数

Muscle	a	b
Rectus abdominis	3.69×10^{-3}	0.51×10^{-3}
Internal oblique	9.33×10^{-3}	2.54×10^{-3}
External oblique	3.6×10^{-3}	3.98×10^{-3}
Erector spinae	1.69×10^{-3}	0.32×10^{-3}

4.5 筋張力算出における制約条件

以上のことから本研究では筋活動度-筋張力関係は非線形関係にあるものとし、筋の断面積を A_i 、筋が発揮できる単位面積あたりの力を σ_{unit}^i とすると筋の発揮張力は (4.2) 式であらわされる。定数 a 、 b は表 4.1 に示す値とした。(4.2) 式で得られた値を (3.8) に示すように最適化計算における制約条件 f_{min}^i として用いた。

$$f_i = a_i b_i^{\frac{\%MVC}{100}} \cdot A_i \cdot \sigma_{unit} \quad (4.2)$$

5章 実験概要

本研究では被験者の身体の運動を解析するために、10台の赤外線カメラで構成される動作解析装置と床反力計、表面筋電計を用いた。動作解析室の全体像を図5.1に示す。本章では、それぞれの装置と実験条件の概要を説明する。

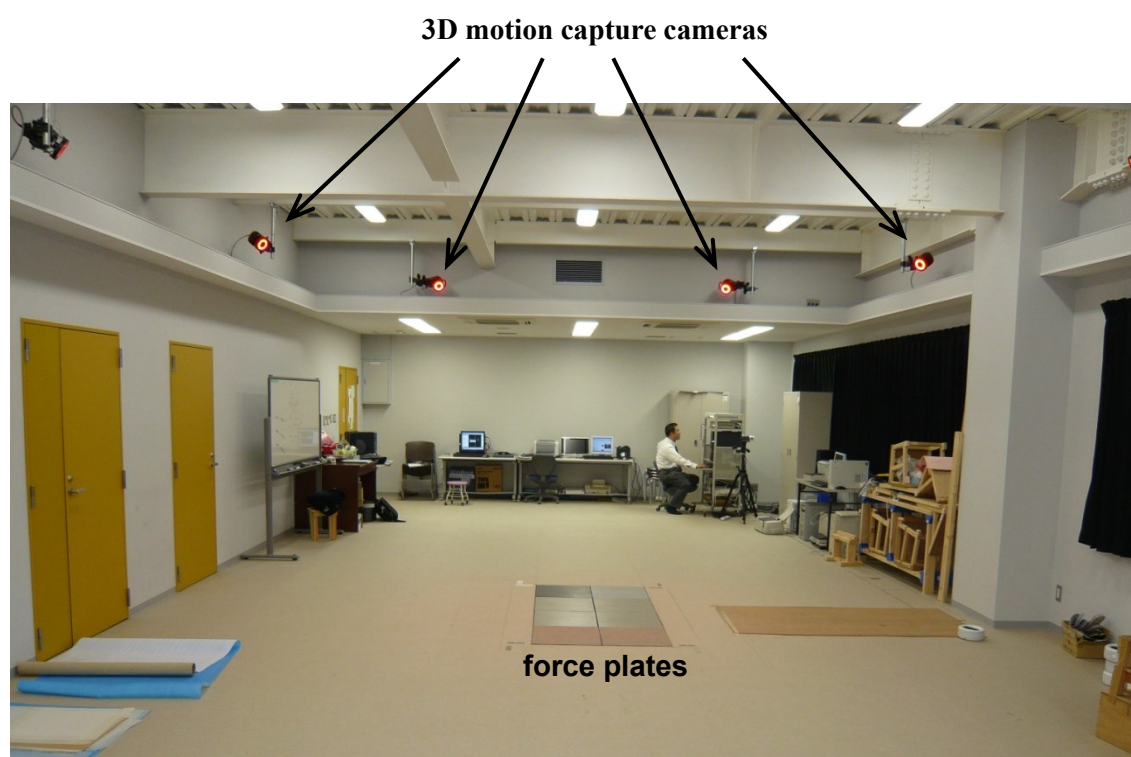


図 5.1 実験室の様子

5.1 実験装置

5.1.1 床反力計

図 5.2 に示す床反力計 (OR6-6, AMTI 社製) を使用した。床反力計は、図 5.3 に示す様に二枚の板の間を支える 4 本の支柱にひずみゲージが内蔵された構造である。被験者が板上で動作すると図 5.4 に示すように 3 次元の床反力ベクトルとそれぞれの軸まわりのモーメントを計測することができる。被験者の足底には様々な反力が働き、それぞれベクトルとして表されるが、それらを足し合わせたものが床反力ベクトルである。

また、床反力ベクトルのデータから逆動力学的計算を行うためには、圧力中心 COP (Center Of Pressure) の座標も必要である。COP とは床反力ベクトルが作用している点のことであり、関節に働く力を考える過程で必要な情報となる。

COP の算出方法について、図 5.4 に示すような床反力計を考える。床反力計固有の原点を (a, b, c) とし、図中に緑色で示した剛体が床反力 (F_x, F_y, F_z) で床反力計上の座標 (X, Y, Z) に接地したとする。このとき、x 軸、y 軸まわりのモーメント M_x 、 M_y の釣り合い式はそれぞれ以下のようなになる。

$$M_x = -F_y \times c + F_z \times Y \quad (5.1)$$

$$M_y = F_x \times c - F_z \times X \quad (5.2)$$

ここで、 $-F_y \times c$ や $F_x \times c$ は主に摩擦であり極めて小さな数値であることより、(5.1) 式、(5.2) 式を (5.3) 式や (5.5) 式のように書き換え、それぞれ X や Y について解けば圧力中心の座標を算出することができる。

$$M_x = F_z \times Y \quad (5.3)$$

$$Y = M_x / F_z \quad (5.4)$$

$$M_y = -F_z \times X \quad (5.5)$$

$$X = -M_y / F_z \quad (5.6)$$



図 5.2 床反力計

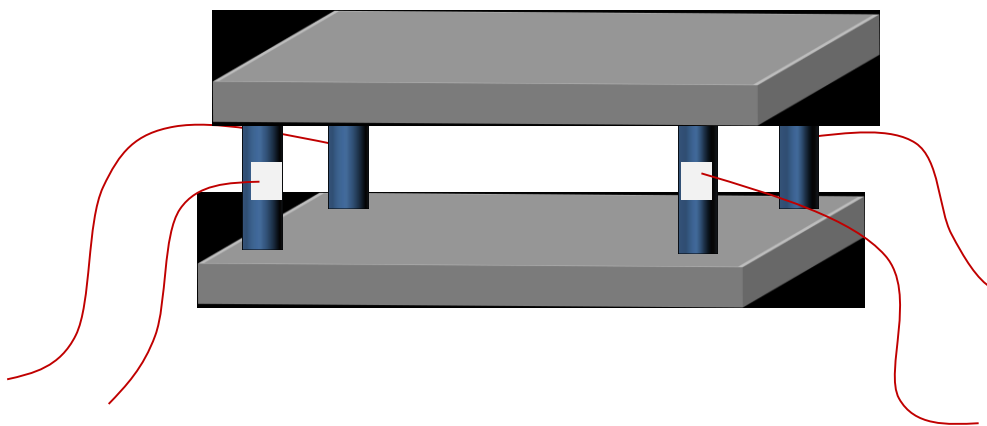


図 5.3 床反力計の構造

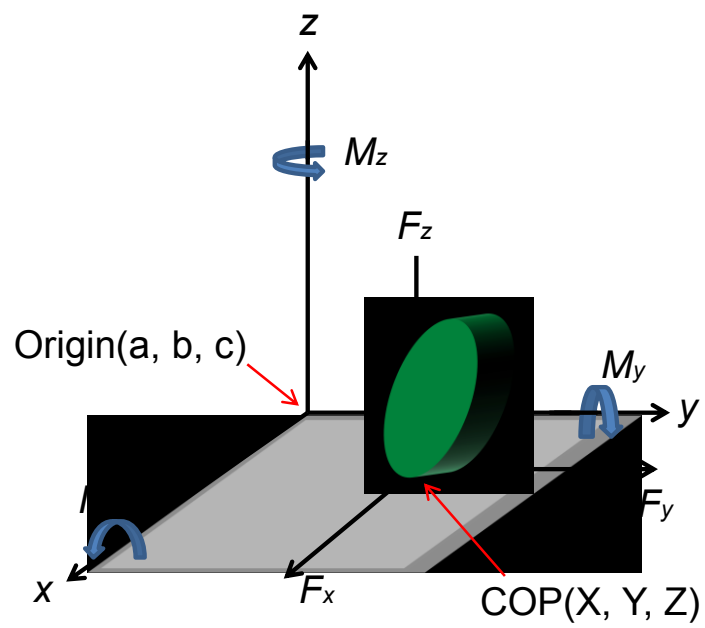


図 5.4 床反力計からの出力

5.1.2 三次元動作解析装置

被験者の動作を計測するため、三次元動作解析装置(VICON612, VICON 社製)を使用した。三次元動作解析装置は 10 台の赤外線カメラから構成されている。図 5.5 は本研究で用いた赤外線カメラである。それぞれのカメラは赤外光を照射し、身体に貼付したマーカからの反射光を撮影する。これによって、予め設定した三次元空間内におけるマーカの位置が計測できる。また、マーカの位置を経時的かつ連続的に計測することによってマーカの動きを取り込むことができる。カメラは 2 台以上用いることで DLT 法 (Direct Linear Transformation) により 3 次元空間の挙動を計測することができる。本研究では、120[Hz]の取り込み周波数で被験者の動作を計測した。カメラでマーカの位置座標を計測し、コンピュータ上に表示させた画面を図 5.6 に示す。

カメラの配置は図 5.7 に示す。計測空間を囲むように 8 台のカメラが天井付近に設置されており(図中 1~7, 9), 残りの 2 台(図中 10, 11)は被験者の腰部を撮影するため、三脚を使用して低い位置に設置した。

床反力およびマーカ変位の計測結果を基に VICON612 のアプリケーション Body Builder に計算式を組み込み、体幹の重心位置、関節角度、関節モーメントを算出した。体節の慣性モーメントや重心位置の算出には Zatsiorsky らによって報告された力学定数^[14]を使用した。



図 5.5 三次元動作解析カメラ

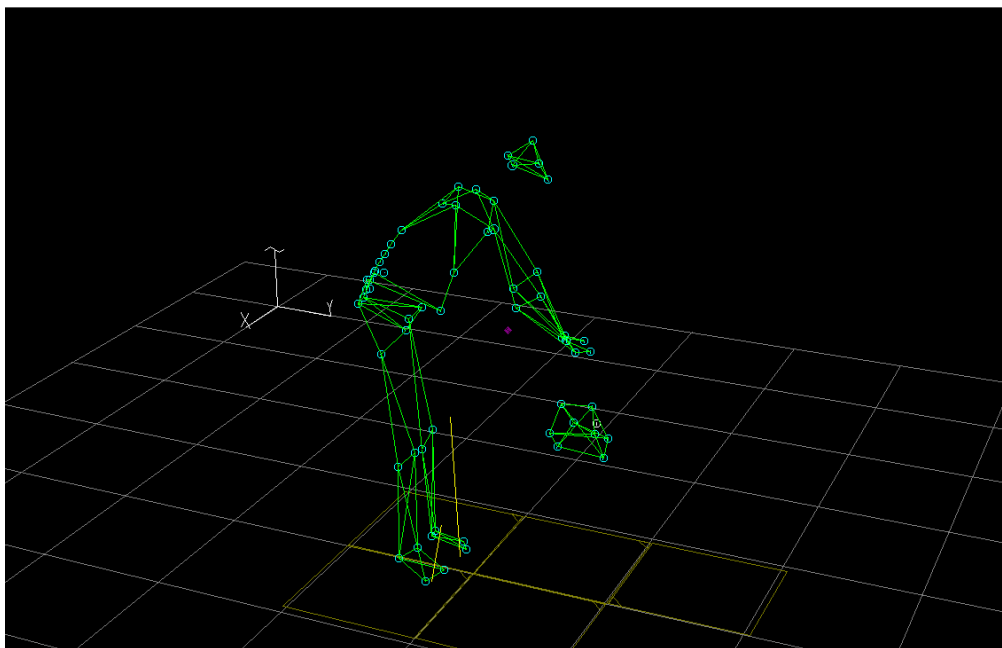


図 5.6 コンピュータに取り込まれたマーカ

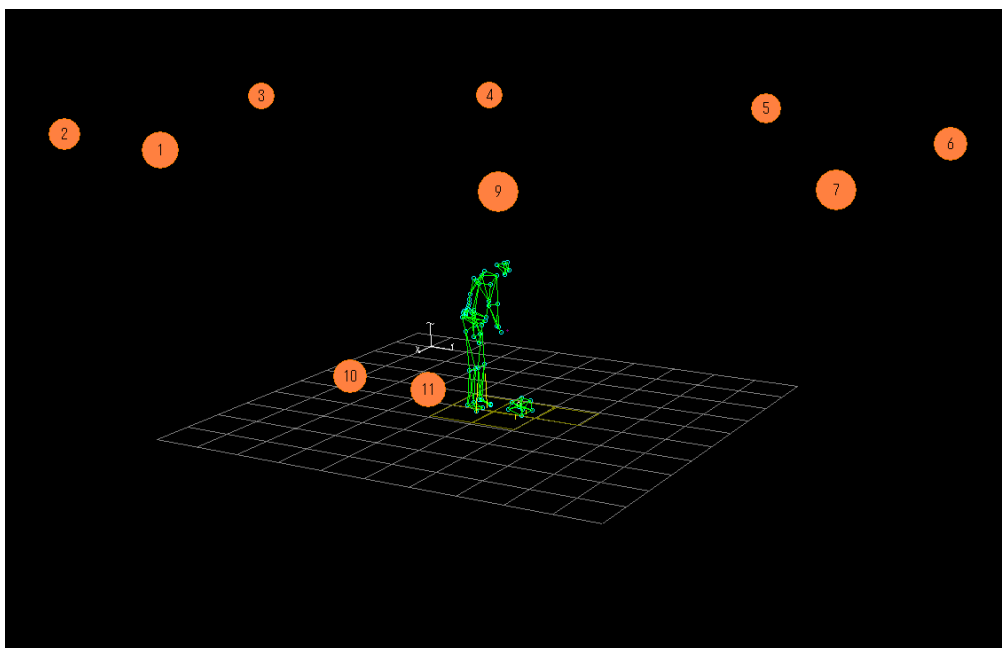


図 5.7 カメラの配置

5.1.3 無線式表面筋電計

図 5.8 に示す無線式表面筋電計(Telemyo 2400 T G2, NORAXON 社製)および図 5.9 に示す表面筋電計電極 (Blue Sensor Q, Ambu 社製) を使用した。表面筋電計は、被験者の体表の対象とする筋上に 2 つの電極を貼付することによって、その間の電位差を計測することができる。本研究では 3000 Hz で被験者の筋活動を計測した。%MVC を算出するにあたり、まず筋電図の活動電位の取り込み周波数を動作解析装置と同期させた。具体的には、筋活動電位のサンプリング周波数である 3000 Hz を 25 コマごとにブロック平均することで 120 Hz に変換し、(5.7) 式に示す自乗平均平方根 (RMS, Root Mean Square) を加えることによって整流化した。(5.7) 式中、T は全時間、t は対象としたサンプル時間、EMG(t) は筋電位を示す。その後、ノイズを除去するために、12 コマごとに移動平均を取って値を平滑化した。

$$\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\} = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T \text{EMG}^2(t) dt} \quad (5.7)$$

その後、(5.8) 式のように筋電位を MVC で除すことによって%MVC を算出した。

$$\%MVC = \frac{\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\}}{\text{MVC}} \quad (5.8)$$



図 5.8 無線式表面筋電計



図 5.9 表面筋電計電極

5.2 実験条件

5.2.1 被験者

被験者は事前に実験について同意した健常な成人男性 13 名である。被験者それぞれの身長, 体重, 年齢は表 5.1 に示す通りである。被験者の体表には図 5.10 に示すように, 赤外線反射マーカ (以下, マーカ) および表面筋電計電極 (以下, 電極) を貼付した。

表 5.1 被験者データ

SUBJECT	AGES[years]	WEIGHT[kg]	HEIGHT[cm]
A	21	59	168
B	21	58	162
C	20	75	170
D	21	66	172
E	21	73	179
F	21	60	170
G	23	65	168
H	24	80	170
I	22	68	172
J	22	59	170
K	22	70	168
L	22	85	174
M	22	70	172
MEAN	21.7	68.3	170.4
S.D.	1.0	8.4	3.9

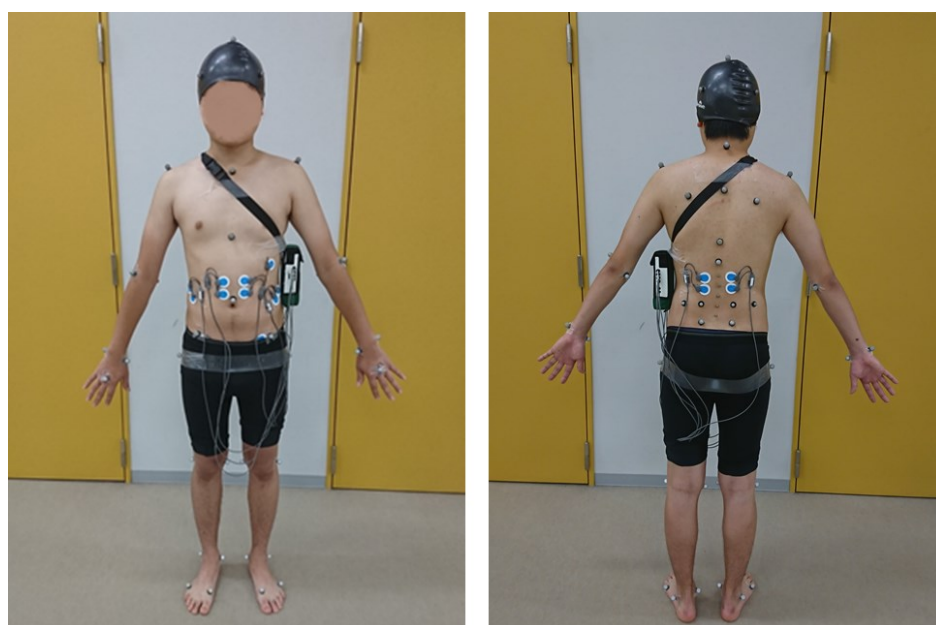


図 5.10 マーカおよび電極の貼付例

5.2.2 課題動作

課題とした動作は，体幹を前屈した状態を初期状態とし，自身の左側に 10 kg のおもりを持ち上げ保持した後，同経路を通り初期状態に戻る動作とした．おもりの形状を図 5.11 に示す．この体幹の回旋を含めた持ち上げ動作において，持ち上げと回旋のタイミングが異なると，腰部と重量物間のモーメントアーム長や筋活動に違いが発生し，腰部負荷および共同収縮様態に異なる影響を及ぼすと予測される．そこで本研究では日常的に行われる持ち上げ動作として伸展と回旋の組み合わせが異なる以下の 3 種類の動作を規定した．

- 1) 腰部を伸展した後，回旋する動作 (uptw) (図 5.12 (a))
- 2) 腰部を回旋した後，伸展する動作 (twup) (図 5.12 (b))
- 3) 回旋と伸展を同時に行う動作 (tw) (図 5.12 (c))

動作の時間は uptw, twup の伸展，回旋の動作はそれぞれ 3 秒とし，tw の伸展と回旋の同時動作は 3 秒，おもりの保持時間を 2 秒とした．

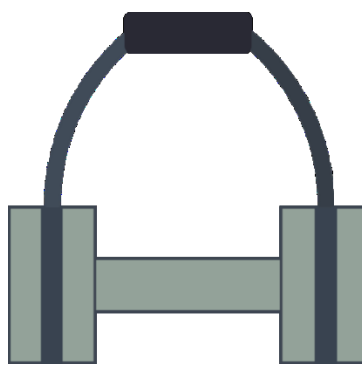


図 5.11 おもりの形状

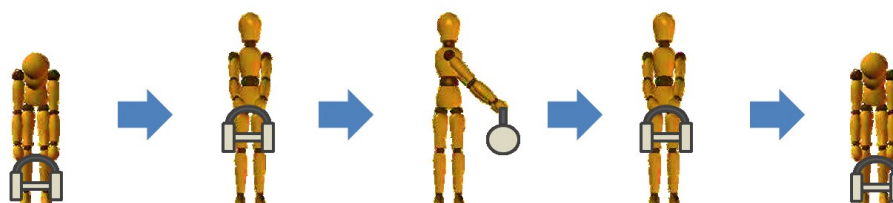
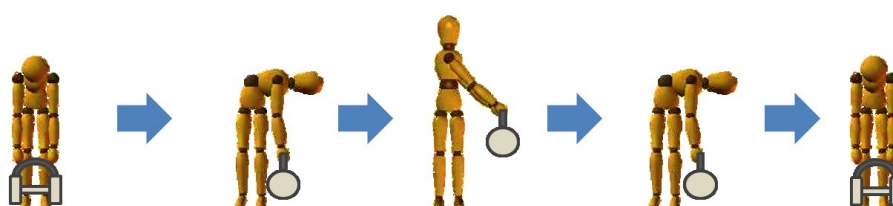
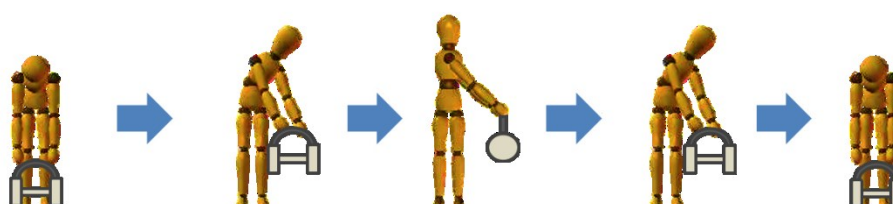
(a) uptw(b) twup(c) tw

図 5.12 課題動作

5.2.3 腹筋の緊張状態

共同収縮様態が腰部負荷に与える影響をより詳細に調査するため、被験者 A~G には上記の課題動作を行う際、腹筋に力を入れるよう指示し、腹筋を緊張させた。腹筋を意図的に緊張させることで共同収縮様態が変化し、腰部負荷に影響を与えると考えられる。それぞれの課題動作において、以下の3段階の状態での課題動作を行うよう指示を与えた。

- 1) 腹筋を緊張させない状態 (control)
- 2) 腹筋を中程度緊張させた状態 (moderate)
- 3) 腹筋を最大限緊張させた状態 (maximum)

5.2.4 実験方法

実験を行う前に被験者には動作を指導し、十分に動作を理解させた。その後、被験者の体表に赤外線反射マーカおよび電極を貼付した。マーカは腰部の挙動を計測するために第7頸椎棘突起、胸骨頸切痕、第5胸椎、第10胸椎、第12胸椎、剣状突起、第4腰椎横突起および左右に二横指外側の地点、臍部、両側の上前腸骨棘および上後腸骨棘に貼付した。また、全身の運動を計測するために頭頂部、両側側頭部、両側肩峰、上腕骨内外側上顆、橈骨および尺骨茎状突起、第3中手骨、大転子、内外側膝裂隙、内外果、第1および第5中足骨頭にもマーカを貼付した(図5-10参照)。電極は腰部筋の筋活動を計測するために、L4/L5付近に位置する左右の腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋、脊柱起立筋に貼付した。電極の貼付にあたり、皮膚抵抗を無くすため被験者に対しアルコールおよび皮膚処理剤で十分に前処理を行った。なお、マーカおよび電極の貼付は触診により骨や筋を識別することのできる理学療法士が行った。

持ち上げ動作の計測開始の前に、まず被験者の静止立位時の関節角度を計測した。その後、課題動作を開始した。図5.13に示すように床反力計上におもりを設置し、被験者はこのおもりを持ち上げた。動作計測は立位から開始し、床面のおもりを持ち上げて再び立位に戻ったあと、さらに床におもりを置いた姿勢で終了した。実験は、表5.2に示す順序で進め、被験者は合計9種類の動作を行った。

全ての課題動作が終了した後、筋活動度を算出するために対象とする筋の最大随意収縮時の筋活動電位を計測した。まず腹直筋のMVCを測定するため、被験者を寝台上で背臥位にし、足部と上体を固定した状態で最大限の力で上体を屈曲させた。次に、外腹斜筋と内腹斜筋のMVCを計測するため、同じく被験者の足部と体幹を固定した後、最大限の力で右回旋および左回旋させた。最後に脊柱起立筋のMVCを計測するため、被験者を腹臥位にした後、足部と背中を固定し、最大限の力で上体を伸展させた。

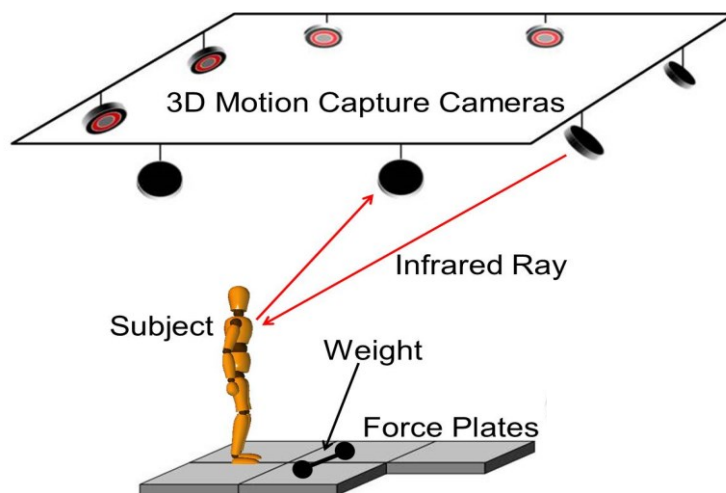


図 5.13 実験の概略

表 5.2 実験動作

試行	腹部緊張状態	動作
1	control	uptw
2	control	twup
3	control	tw
4	maximum	uptw
5	maximum	twup
6	maximum	tw
7	moderate	uptw
8	moderate	twup
9	moderate	tw

6 章 実験結果および考察

本章では 5 章で説明した実験の結果とそれに関する考察を述べる。6.1 では持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響について述べる。また 6.2 では腹筋の緊張状態の違いが腰部負荷に与える影響について述べる。

6.1 持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響

6.1.1 腰部関節角度

図 6.1.1, 6.1.2, 6.1.3 にそれぞれ control における *uptw*, *twup*, *tw* の腰部関節角度の経時的变化を示す。図に示す腰部関節角度はすべて骨盤に対する相対的な角度である。これらのグラフは被験者 F の結果を表している。図中の横軸は正規化時間 (%) を示す。正規化時間は、動作開始時点を 0 (%)、動作の終了時点を 100 (%) として、動作の経過を表す。*uptw*, *twup* では 1 回目の動作終了時点は 21%, 2 回目の動作終了時点は 42%, 保持終了時点は 57% である。*tw* では 1 回目の動作終了時点は 37%, 保持終了時点は 62% である。横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を表す。全ての図において青色が屈曲伸展方向、赤色が側屈方向、緑色が回旋方向の腰部関節角度とし、それぞれ *flextion*, *bending*, *rotation* と称する。また縦軸の正方向をそれぞれ伸展、右側屈、左回旋とする。

図 6.1.1, 6.1.2, 6.1.3 から、全ての動作において *flextion* は体幹の屈曲伸展運動に伴い変化し、*bending* と *rotation* は体幹の回旋運動に伴い緩やかに変化したことがわかる。*flextion* は全ての動作において動作開始時に -40° となり、おもりの保持時には約 10° となった。また *bending* と *rotation* は全ての動作において 0° から 10° の間を推移した。以上のことから、腰部関節角度の可動域は動作の違いによる影響を受けないと考えられる。

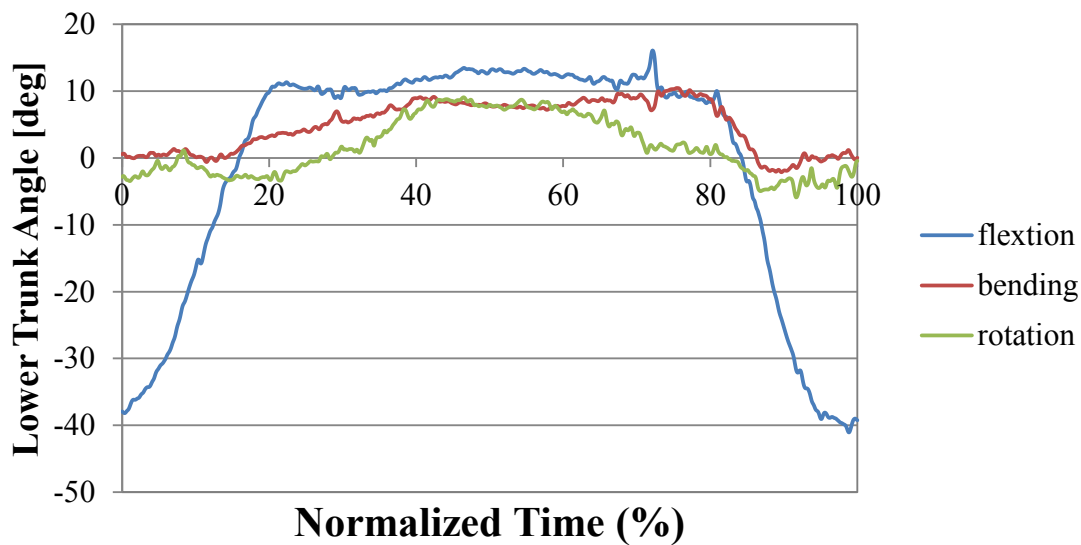


図 6.1.1 uptw における腰部関節角度

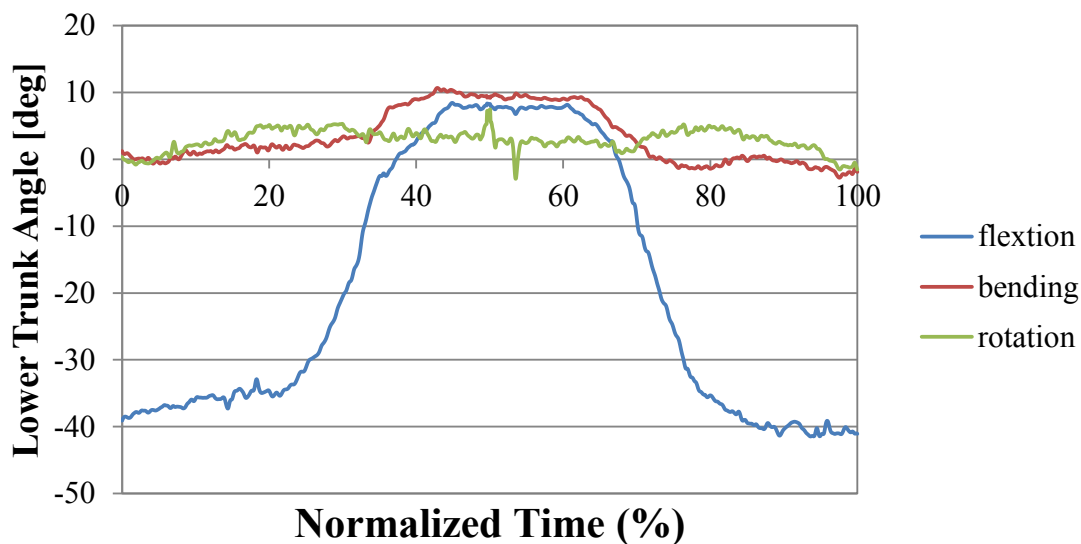


図 6.1.2 twup における腰部関節角度

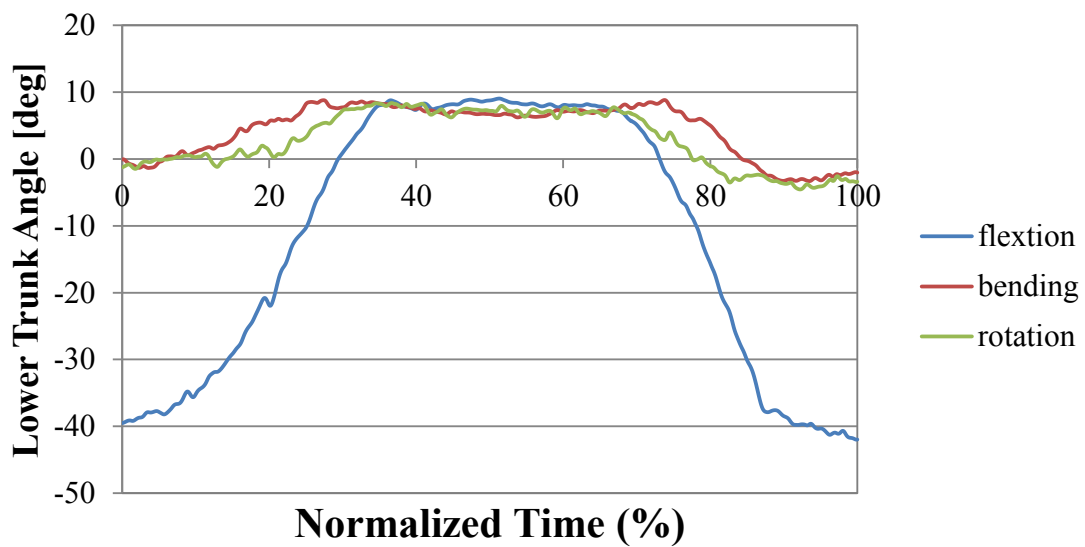


図 6.1.3 tw における腰部関節角度

6.1.2 腰部関節モーメント

図 6.1.4, 6.1.5, 6.1.6 にそれぞれ control における $uptw$, $twup$, tw の腰部関節モーメントの経時変化を示す。前節と同様にこれらのグラフは被験者 F の結果を表している。図中の横軸は正規化時間を示す。横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を表す。全ての図において青色が屈曲伸展方向、赤色が側屈方向、緑色が回旋方向の腰部関節モーメントを示しており、それぞれ flexion モーメント, bending モーメント, rotation モーメントと称する。またそれぞれ伸展モーメントを正、右側屈モーメントを正、左回旋モーメントを正とする。

図 6.1.4, 6.1.5, 6.1.6 から、全ての動作において flexion モーメントは体幹の屈曲伸展運動に伴い変化し、その値も動作間で差異はなかったことがわかる。一方で bending モーメントの最大値は動作間で異なり、 $twup$ および tw は $uptw$ よりも大きな値を示した。また、rotation モーメントは、 $uptw$ では動作中にほぼ変化がなかったが、 $twup$ および tw では体幹の回旋時に約 20Nm のモーメントが生じた。よって側屈方向および回旋方向の腰部関節モーメントは動作の違いによる影響を受けると考えられる。

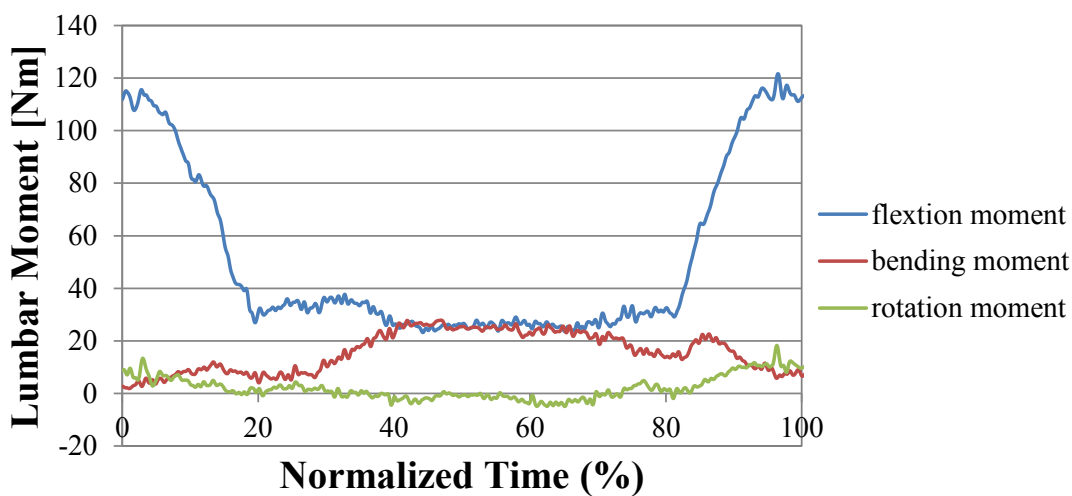


図 6.1.4 $uptw$ における腰部関節モーメント

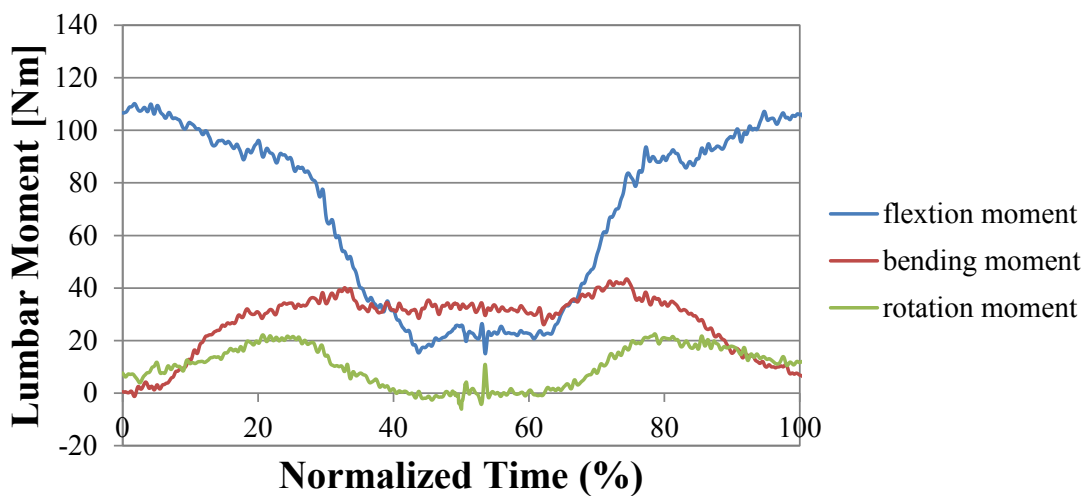


図 6.1.5 twup における腰部関節モーメント

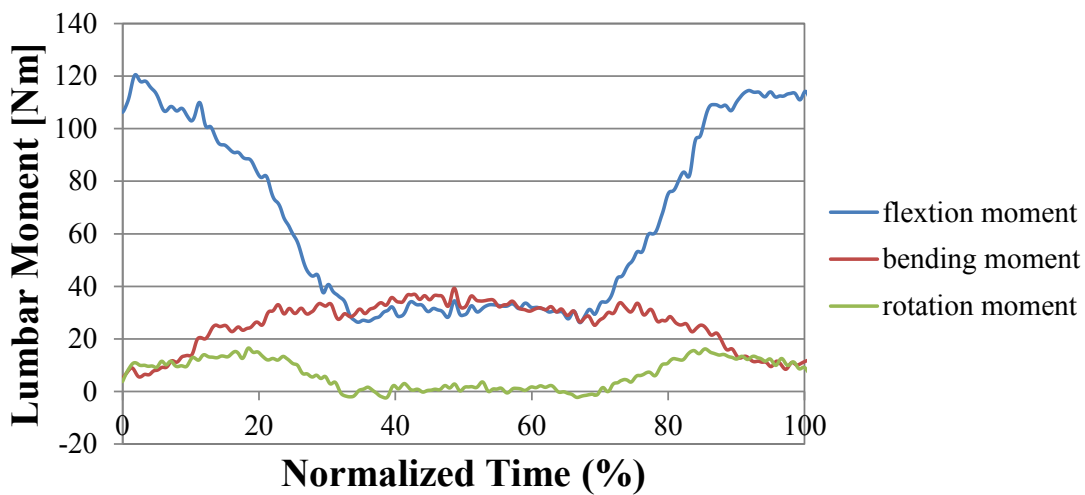


図 6.1.6 tw における腰部関節モーメント

6.1.3 %MVC

図 6.1.7, 6.1.8, 6.1.9 にそれぞれ control における $uptw$, $twup$, tw の筋活動度の経時変化を示す。これらの図も前節と同様に被験者 F の結果を表している。図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し、横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す。全ての図において青が左腹直筋 (LRA), 赤が右腹直筋 (RRA), 黄緑が左外腹斜筋 (LEO), 紫が右外腹斜筋 (REO), 緑色が左内腹斜筋 (LIO), オレンジ色が右内腹斜筋 (RIO), 水色が左脊柱起立筋 (LES), ピンク色が右脊柱起立筋 (RES) を示す。

図 6.1.7, 6.1.8, 6.1.9 から全ての動作において、脊柱起立筋は計測した筋の中で最も活動していることがわかる。次に内腹斜筋の活動が高く、体幹の回旋時から活動し始め、おもりの保持時に最大となった。また内腹斜筋は左右の筋で活動度の差が大きく、左内腹斜筋は右内腹斜筋よりも活動度が高い。これは、内腹斜筋は体幹を同側に回旋させる機能を持つことと整合性を持つ。外腹斜筋も内腹斜筋と同様に体幹の回旋時に活動し始めた。しかし内腹斜筋より活動度は低く、最大でも 16% の値を示し、内腹斜筋ほどの左右差はなかった。腹直筋は計測した筋の中で最も活動度が低く、最大でも 2% の活動にとどまった。

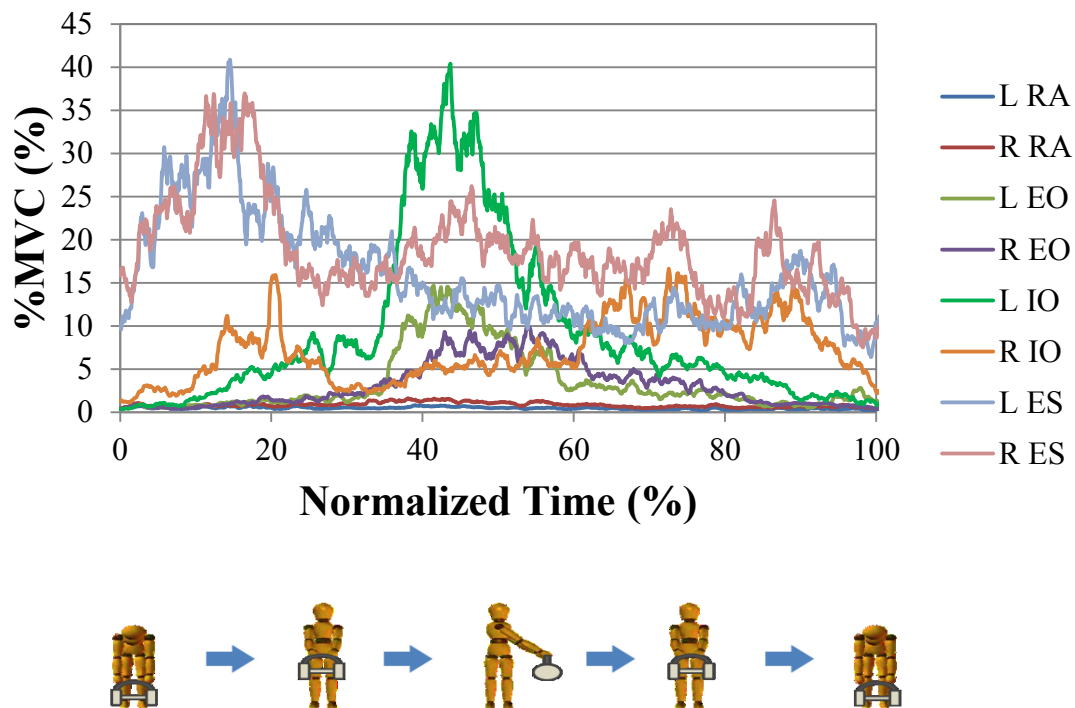


図 6.1.7 $uptw$ における筋活動度

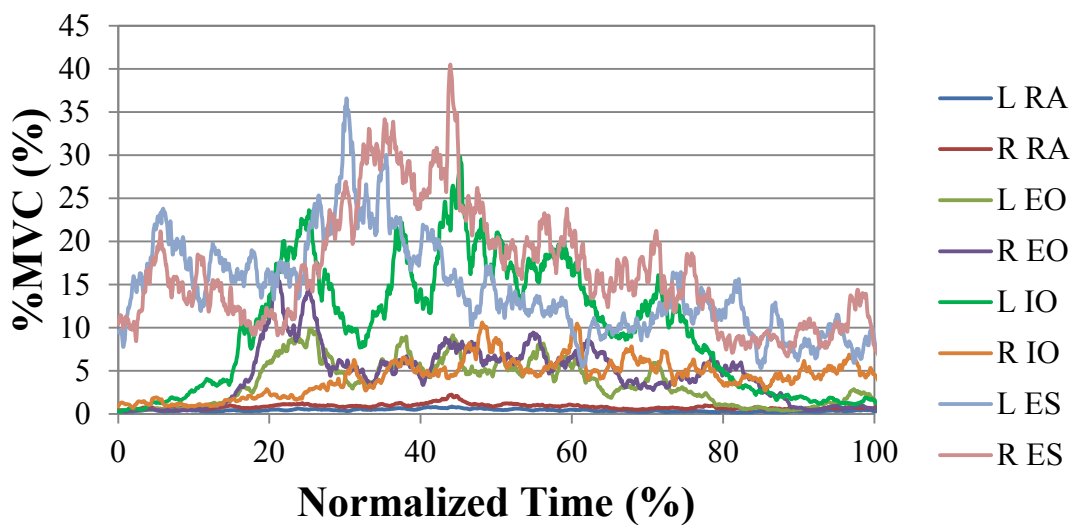


図 6.1.8 twup における筋活動度

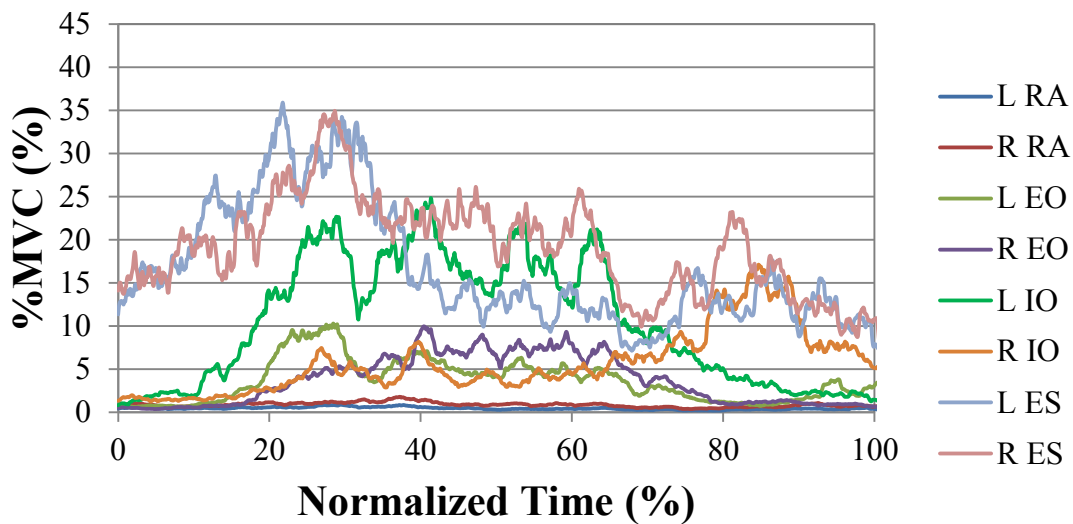


図 6.1.9 tw における筋活動度

6.1.4 腰部筋張力

図 6.1.10, 6.1.11, 6.1.12 にそれぞれ control における $uptw$, $twup$, tw の腰部筋張力の経時的变化を示す。これらの図も前節と同様に被験者 F の結果を表している。図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し、横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す。全ての図において青が左腹直筋 (LRA), 赤が右腹直筋 (RRA), 黄緑が左外腹斜筋 (LEO), 紫が右外腹斜筋 (REO), 緑色が左内腹斜筋 (LIO), オレンジ色が右内腹斜筋 (RIO), 水色が左脊柱起立筋 (LES), ピンク色が右脊柱起立筋 (RES) を示す。

全ての動作において、計測した筋の中で最も大きな力を発揮したのは脊柱起立筋であり $twup$ の右脊柱起立筋は最大で 1500N の値を示した。持ち上げ動作において脊柱起立筋が支配的であることがわかる。腹直筋は全ての動作において、体幹の伸展時にのみ力を発揮しており、その最大値は約 400N である。また内腹斜筋および外腹斜筋は全ての動作において回旋と共に力を発揮した。 $twup$ および tw は $uptw$ よりも若干大きな値を示したが、300N 程度にとどまっている。以上のことから持ち上げ動作においては脊柱起立筋が支配的であると考えられる。

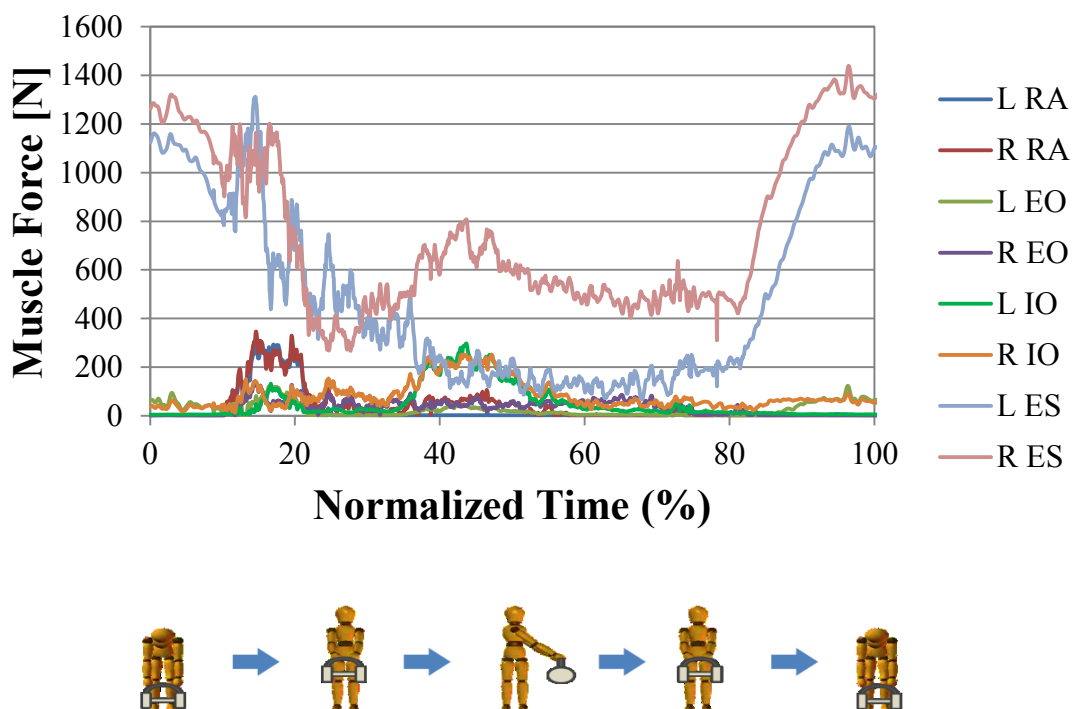


図 6.1.10 $uptw$ における各筋の筋張力

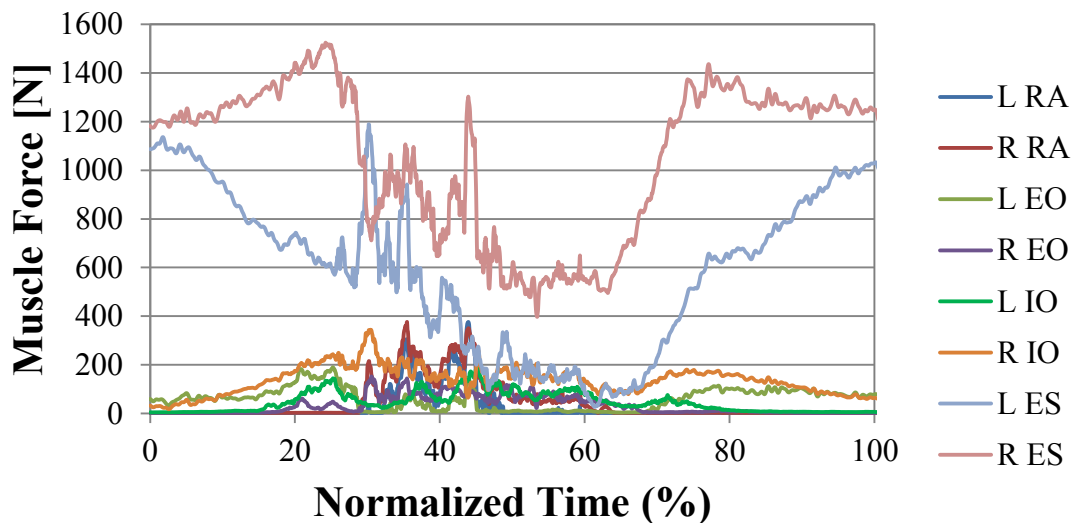


図 6.1.11 twup における各筋の筋張力

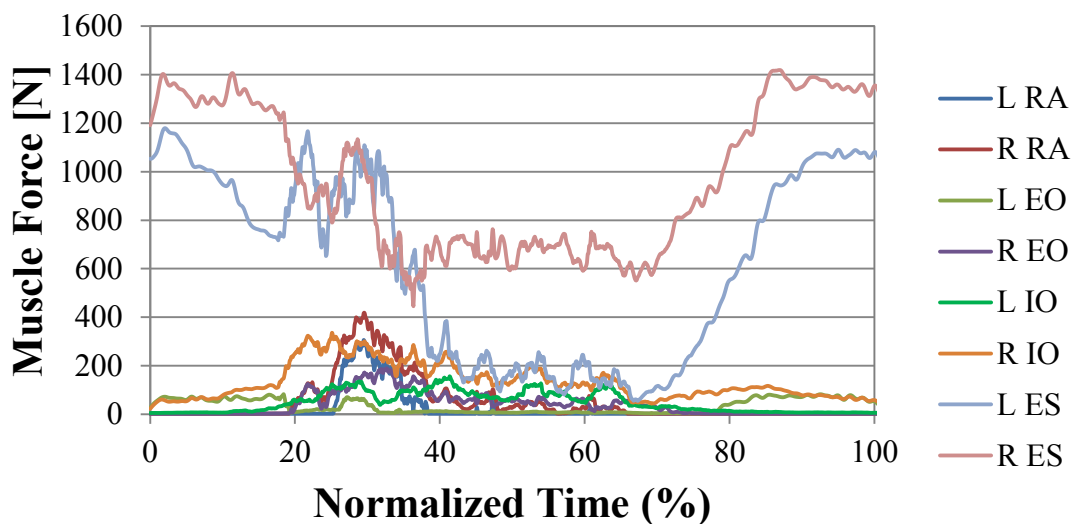


図 6.1.12 tw における各筋の筋張力

6.1.5 腰部圧縮力およびせん断力

図 6.1.13, 6.1.14, 6.1.15 にそれぞれ control における $uptw$, $twup$, tw の腰部圧縮力およびせん断力の経時的变化を示す. これらの図も前節と同様に被験者 F の結果を表している. 図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し, 横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す.

図 6.1.13, 6.1.14, 6.1.15 から全ての動作において, 腰部圧縮力はおもりの持ち上げ時の伸展運動の際に最大となり, 腰部せん断力は体幹が屈曲状態にある時に最大となることがわかった.

図 6.1.16, 6.1.17 にそれぞれ各動作における最大圧縮力および最大せん断力を示す. 最大腰部圧縮力は $uptw$ では約 2900 N, $twup$ では約 3000 N, tw では約 3100 N となり, 3 動作の中で tw が最も大きな値を示す傾向にはあったが有意な差は見られなかった. 最大せん断力においても $uptw$ では約 1200 N, $twup$ では約 1300 N, tw では約 1400 N となり, 3 動作の中で tw が最も大きな値を示す傾向にはあったが有意な差は見られなかった.

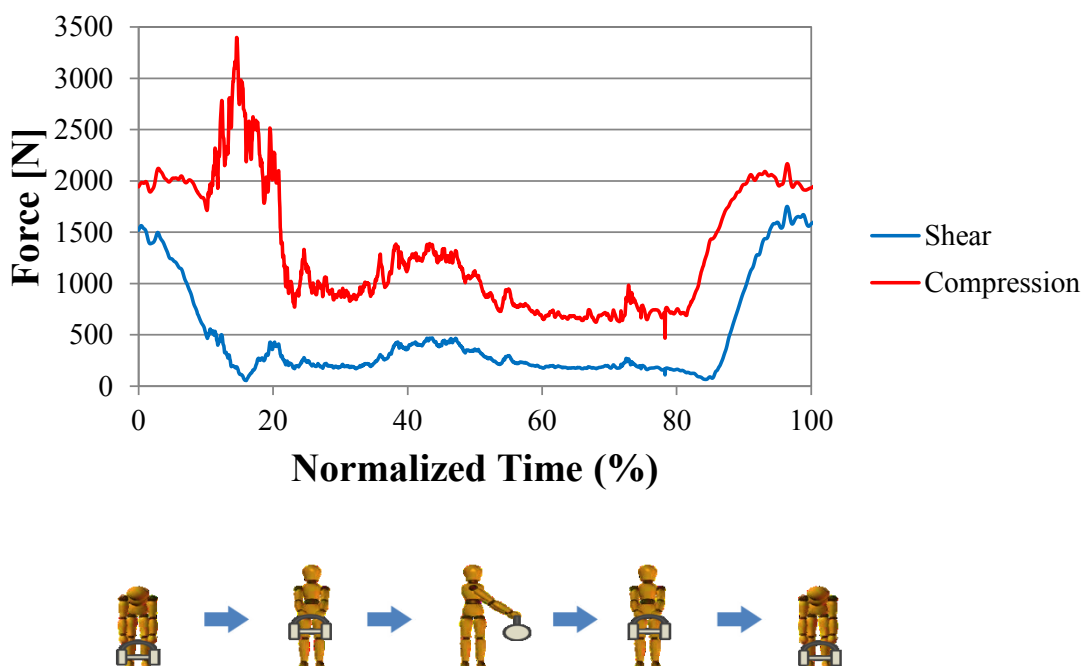


図 6.1.13 $uptw$ における腰部圧縮・せん断力

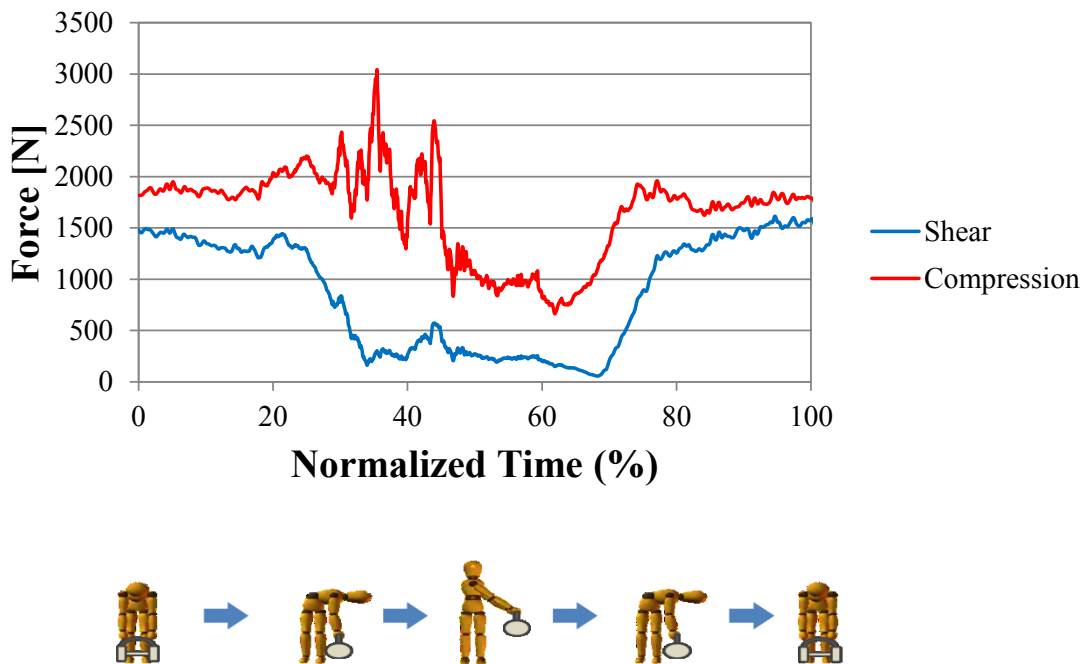


図 6.1.14 twup における腰部圧縮・せん断力

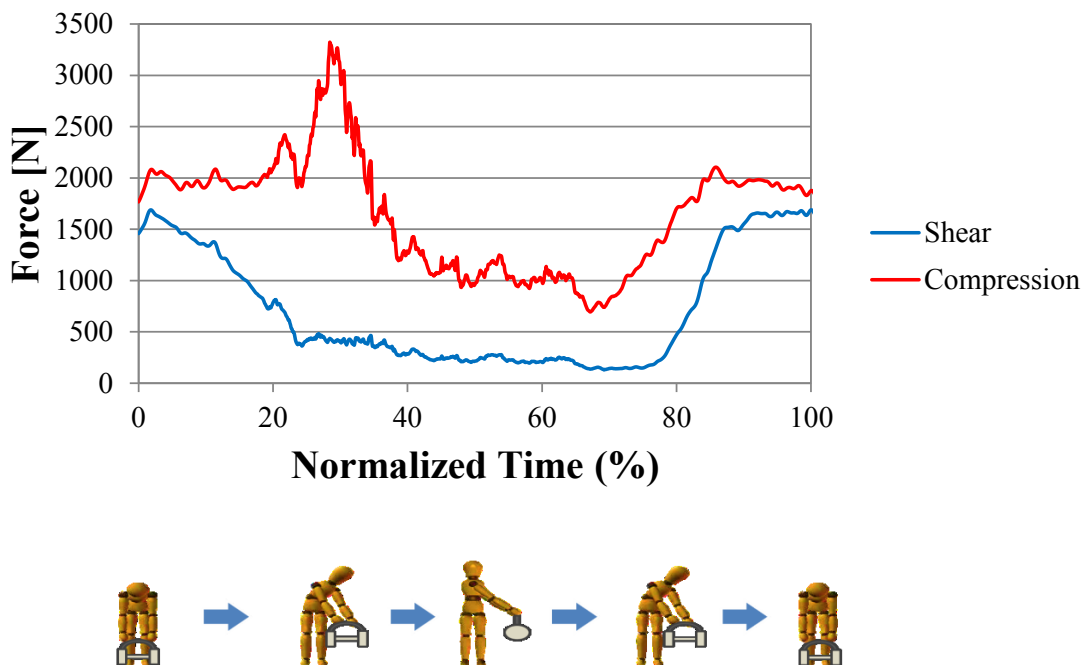


図 6.1.15 tw における腰部圧縮・せん断力

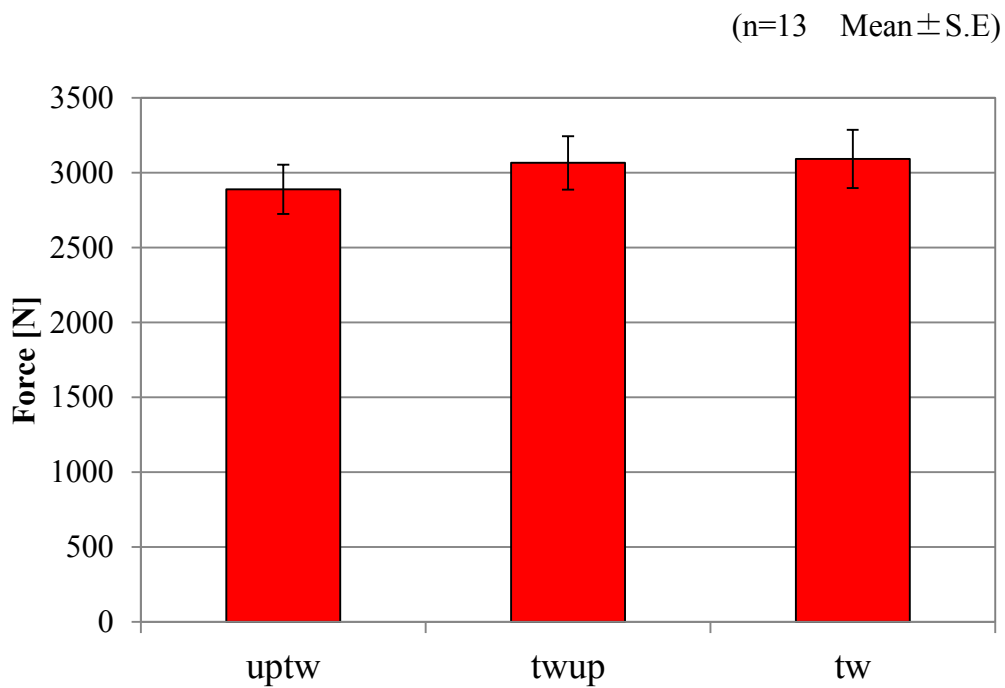


図 6.1.16 腰部圧縮力の最大値

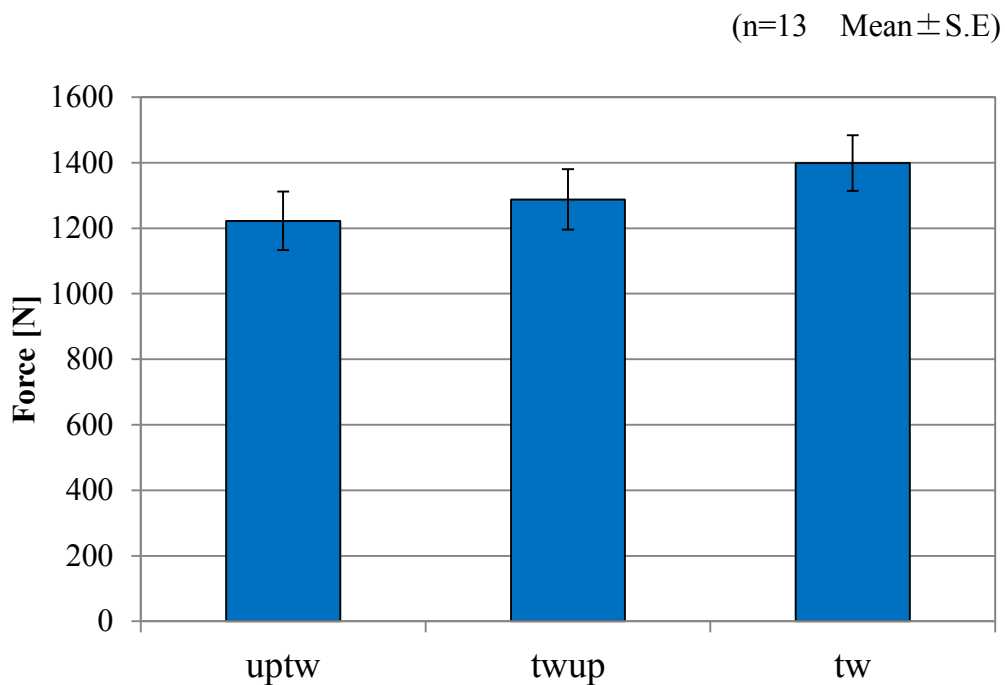


図 6.1.17 腰部せん断力の最大値

6.1.6 共同収縮率

図 6.1.18, 6.1.19, 6.1.20 にそれぞれ control における $uptw$, $twup$, tw の腹筋群, 背筋群の共同収縮率の経時的変化を示す. これらの図も前節と同様に被験者 F の結果を表している. 図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し, 横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す.

図 6.1.18, 6.1.19, 6.1.20 から, 腹筋群, 背筋群の共同収縮率は, 全ての動作において体幹の伸展時に最大となることがわかる. おもりの保持時には共同収縮率は減少し, 約 50% の値を示した. 図 6.1.21, 6.1.22 にそれぞれ前節の最大圧縮力および最大せん断力が発生したタイミングにおける共同収縮率を示す. 最大圧縮力発生時における共同収縮率を各動作で比較すると, tw が最も高い値を示し $uptw$ が最も低い値を示した. また最大せん断力発生時の共同収縮率を各動作で比較すると, $twup$ および tw は, $uptw$ より高い値を示した.

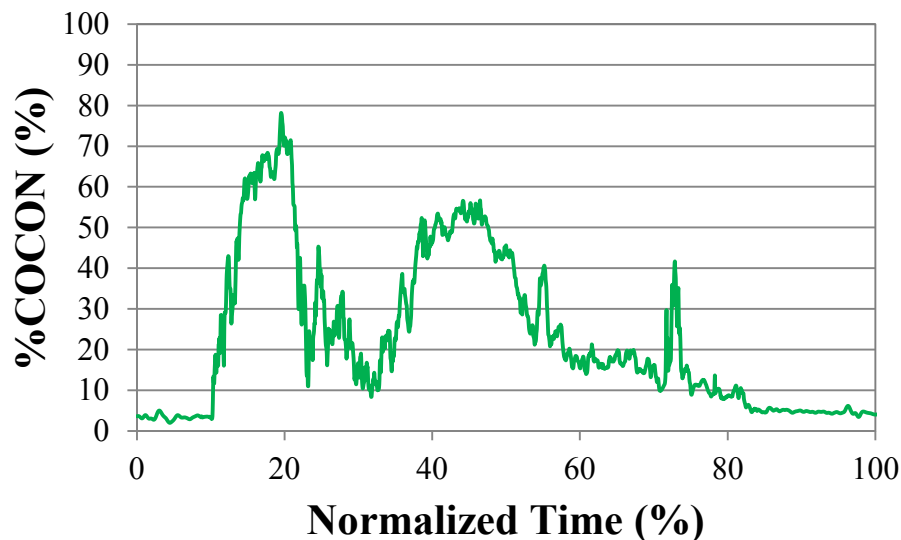


図 6.1.18 $uptw$ における腹筋群, 背筋群の共同収縮率

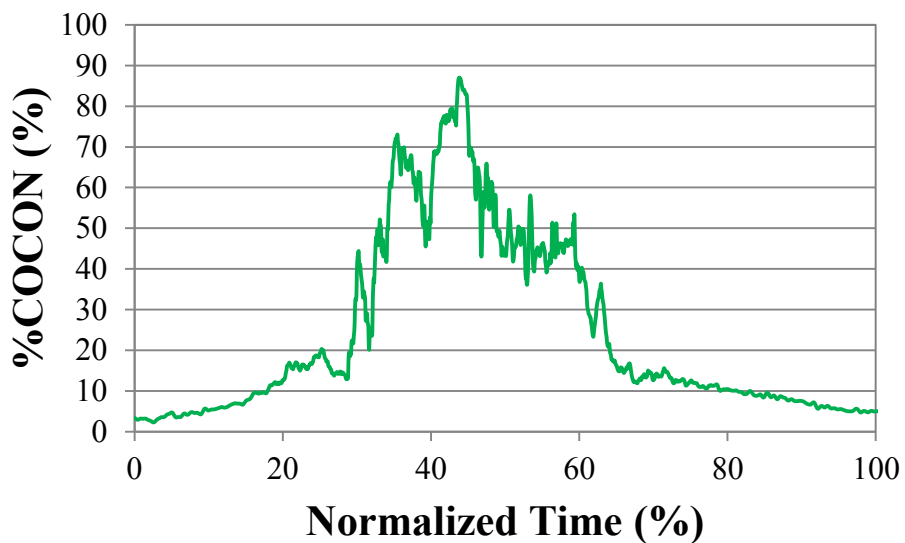


図 6.1.19 twup における腹筋群, 背筋群の共同収縮率

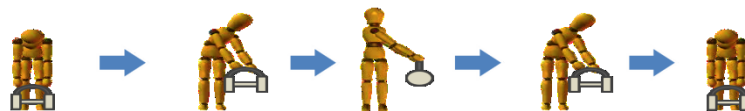
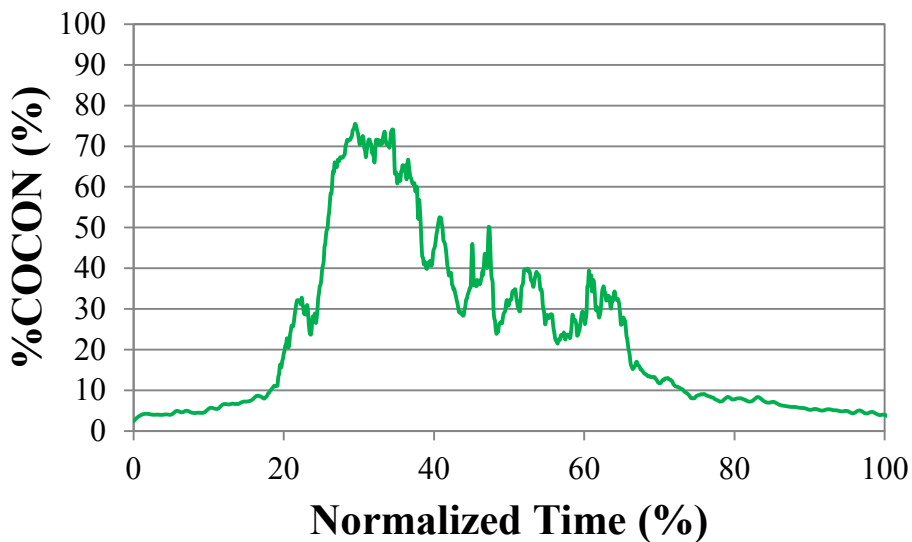


図 6.1.20 tw における腹筋群, 背筋群の共同収縮率

(n=13 Mean±S.E.)

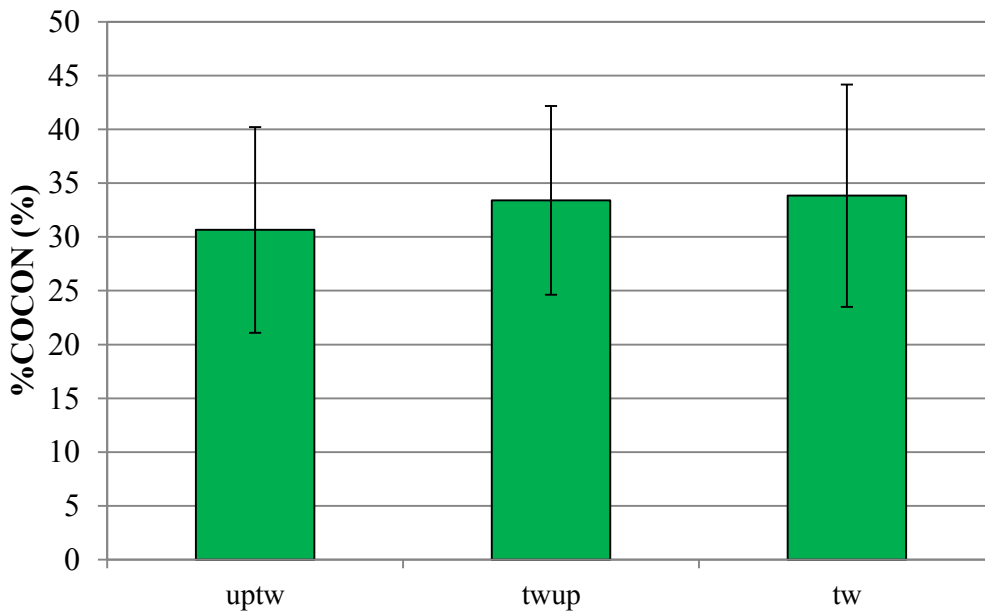


図 6.1.21 腰部圧縮力最大時の共同収縮率

(n=13 Mean±S.E.)

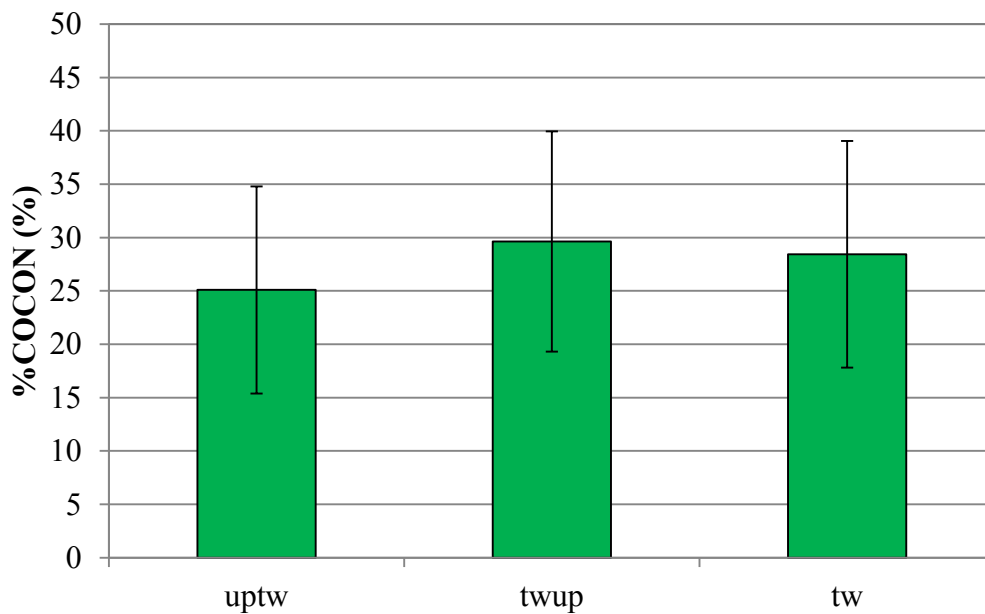


図 6.1.22 腰部せん断力最大時の共同収縮率

6.1.7 持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響に関する考察

6.1.5 節から最大腰部圧縮力，最大腰部せん断力どちらにおいても tw は規定した 3 動作において最も大きな値を示す傾向にあった。6.1.6 節から， tw は最大圧縮力が発生したタイミングにおける共同収縮率においても規定した 3 動作において最も高い値を示す傾向にあった。最大圧縮力が生じるタイミングはおもりの持ち上げ時であり，そのタイミングにおける共同収縮率が高いことは，おもりの持ち上げ以外のために筋が活動したことを示している。最大せん断力発生時の共同収縮率においても $twup$ および tw は， $uptw$ よりも高い値を示す傾向にあった。 $twup$ および tw は最大腰部せん断力が生じる体幹の屈曲状態において回旋運動を行うことから，回旋した体幹の姿勢の保持のために筋が過剰に活動したと考えられる。以上のことから tw は体幹の安定や姿勢の保持のために，筋が過剰に活動する動作である。筋が過剰に活動する動作であるため，6.1.5 節で示したように tw は規定した 3 動作の中で最も大きな腰部負荷が生じる傾向にあったと考えられる。

6.2 腹筋の緊張状態が腰部負荷に与える影響

6.2.1 腰部関節角度

図 6.2.1, 6.2.2, 6.2.3 にそれぞれ tw における control, moderate, maximum の腰部関節角度の経時的变化を示す。図に示す腰部関節角度はすべて骨盤に対する相対的な角度である。これらのグラフは被験者 E の結果を表している。図中の横軸は正規化時間 (%) を示す。横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を表す。全ての図において青色が屈曲伸展方向、赤色が側屈方向、緑色が回旋方向の腰部関節角度とし、それぞれ flexion, bending, rotation と称する。またそれぞれ伸展が正、右側屈が正、左回旋が正である。

動作開始時の flexion は腹筋の緊張状態間で差はなく、約 -35° となった。一方でおもりの保持時における flexion の値は、control では 30° まで変化したのに対し、moderate および maximum では 20° 程度にとどまり、可動域が小さくなった。bending および rotation においても、腹筋を緊張させた状態は腹筋を緊張させない状態よりも可動域が若干小さくなる傾向にあった。よって腹筋の緊張状態は腰部関節角度の可動域を減少させると考えられる。

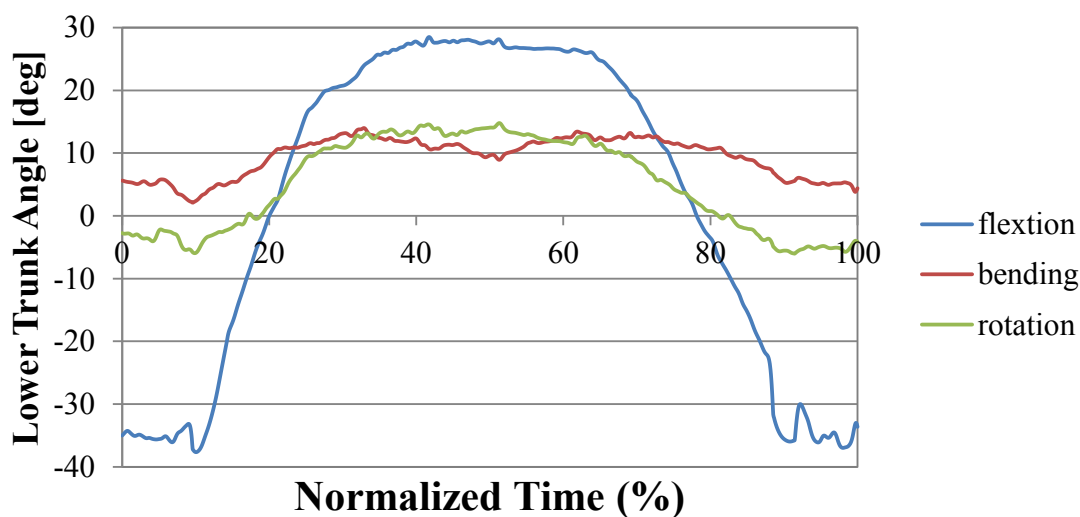


図 6.2.1 control における tw の腰部関節角度

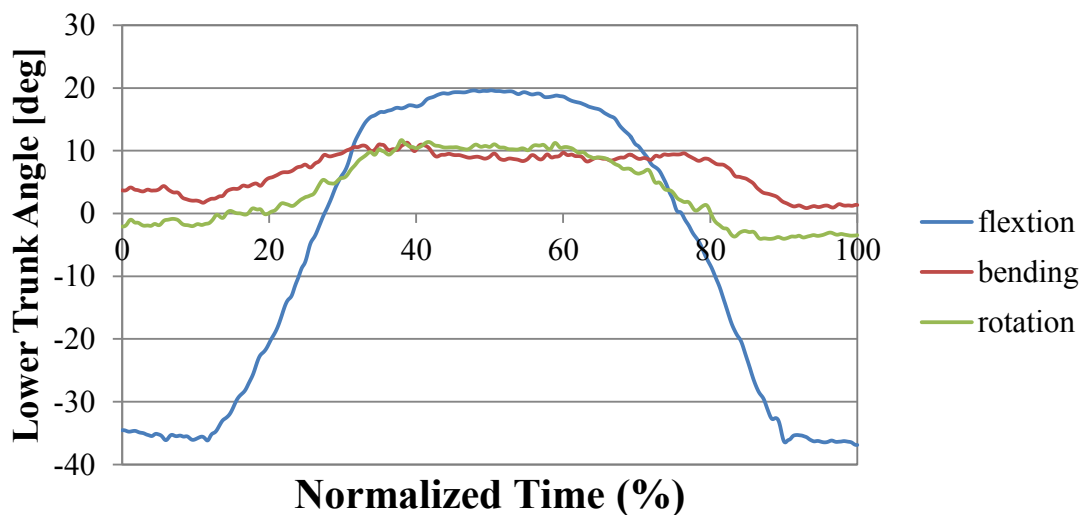


図 6.2.2 moderate における tw の腰部関節角度

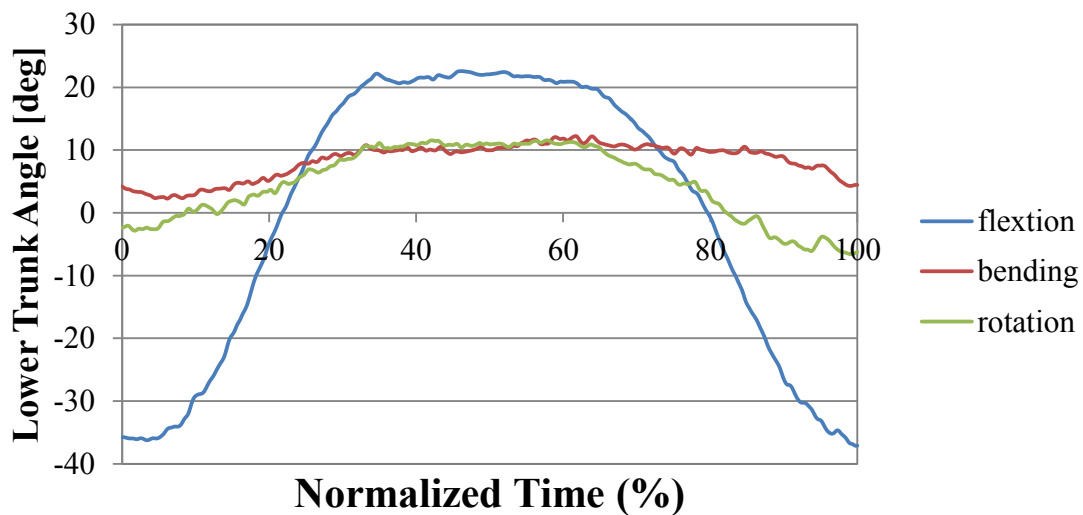


図 6.2.3 maximum における tw の腰部関節角度

6.2.2 腰部関節モーメント

図 6.2.4, 6.2.5, 6.2.6 にそれぞれ tw における control, moderate, maximum の腰部関節モーメントの経時的変化を示す。これらのグラフは被験者 E の結果を表している。図中の横軸は正規化時間 (%) を示す。横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を表す。全ての図において青色が屈曲伸展方向、赤色が側屈方向、緑色が回旋方向の腰部関節モーメントを示しており、それぞれ flexion モーメント, bending モーメント, rotation モーメントと称する。それぞれ伸展モーメントを正、右側屈モーメントを正、左回旋モーメントを正とする。

図 6.2.4, 6.2.5, 6.2.6 から動作開始時における flexion, bending, rotation モーメントに、腹筋の緊張状態による違いはないことがわかる。一方、おもりの保持時においては腹筋を緊張させた状態と、腹筋を緊張させない状態では違いが生じ、control における flexion モーメントは 30 Nm の値を示したのに対し、moderate および maximum では約 40 Nm の値を示しており、モーメントが増加した。また bending モーメントにおいても、control は 40 Nm の値を示したのに対し、moderate および maximum では 50 Nm の値を示した。よって、腹筋を緊張させるとおもりの保持時の腰部関節モーメントが増すことがわかった。

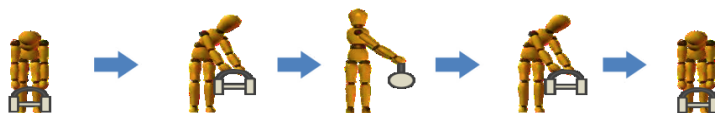
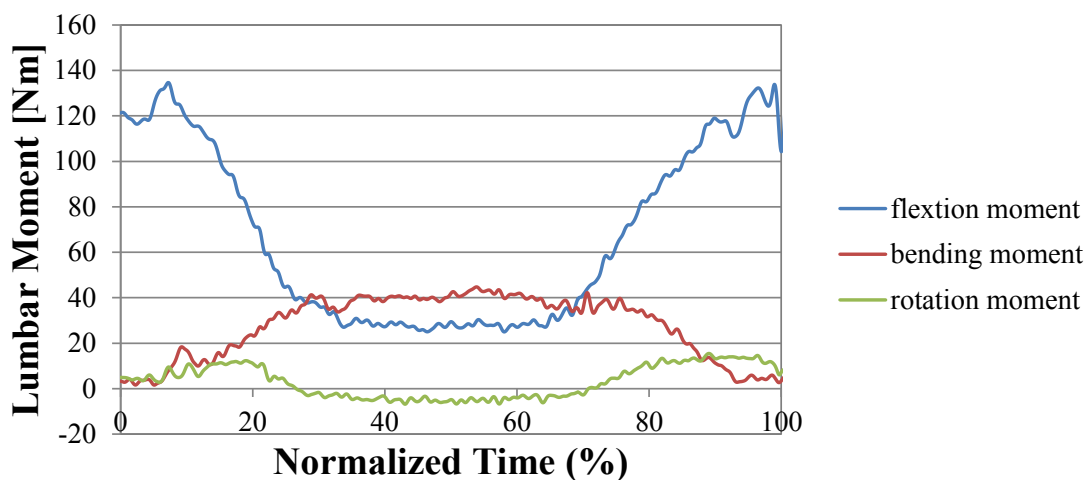


図 6.2.4 control における tw の腰部関節モーメント

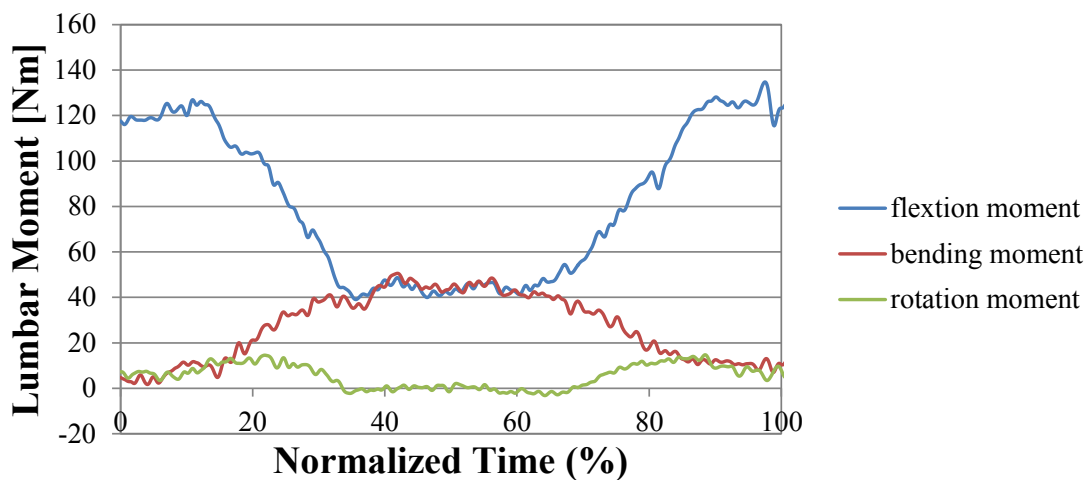


図 6.2.5 moderate における tw の腰部関節モーメント

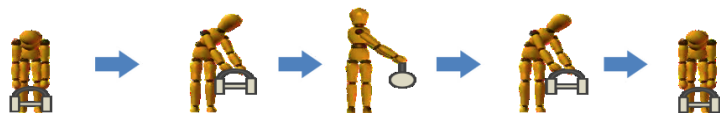
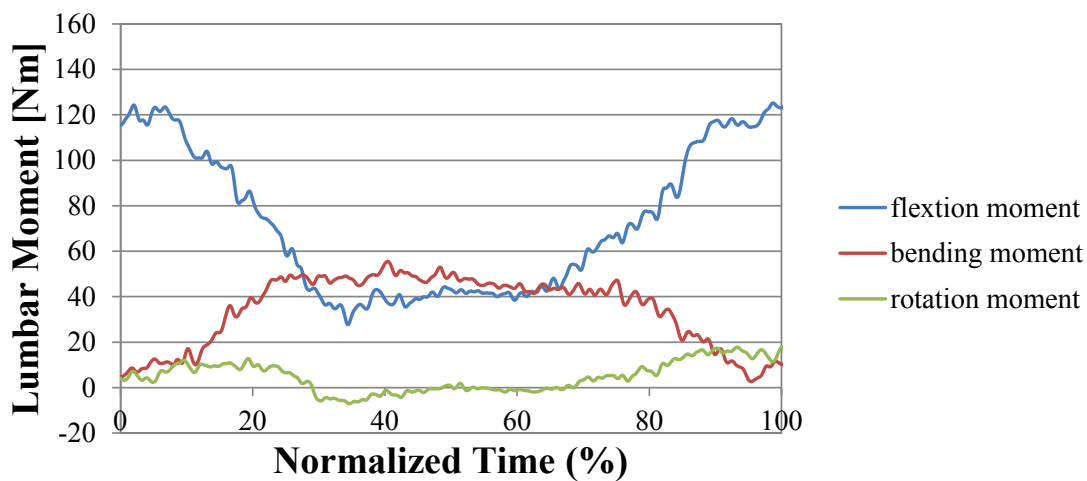


図 6.2.6 maximum における tw の腰部関節モーメント

6.2.3 %MVC

図 6.2.7, 6.2.8, 6.2.9 にそれぞれ tw における **control**, **moderate**, **maximum** の筋活動度の経時的变化を示す。これらのグラフは被験者 E の結果を表している。図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し、横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す。全ての図において青が左腹直筋 (LRA), 赤が右腹直筋 (RRA), 黄緑が左外腹斜筋 (LEO), 紫が右外腹斜筋 (REO), 緑色が左内腹斜筋 (LIO), オレンジ色が右内腹斜筋 (RIO), 水色が左脊柱起立筋 (LES), ピンク色が右脊柱起立筋 (RES) を示す。

図 6.2.7, 6.2.8, 6.2.9 から、脊柱起立筋、内腹斜筋、外腹斜筋の筋活動度は、腹筋を緊張させるに伴い上昇したことがわかる。特に左内腹斜筋と右外腹斜筋においては活動度が顕著に上昇しており、左内腹斜筋は **control** では最大で約 30% の値を示したのに対し **maximum** では最大で 85% の値を示した。腹直筋は動作開始時において **maximum** および **moderate** は、**control** より高い値を示したが、動作中に大きな変化はなかった。よって腹筋を緊張させる際、最も活動する筋は内腹斜筋であることが考えられる。

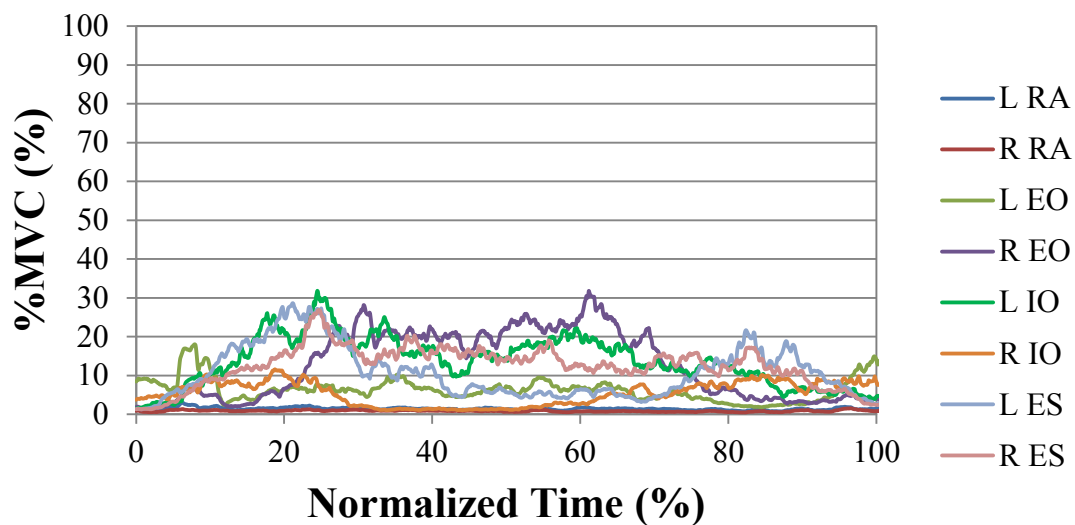


図 6.2.7 **control** における tw の筋活動度

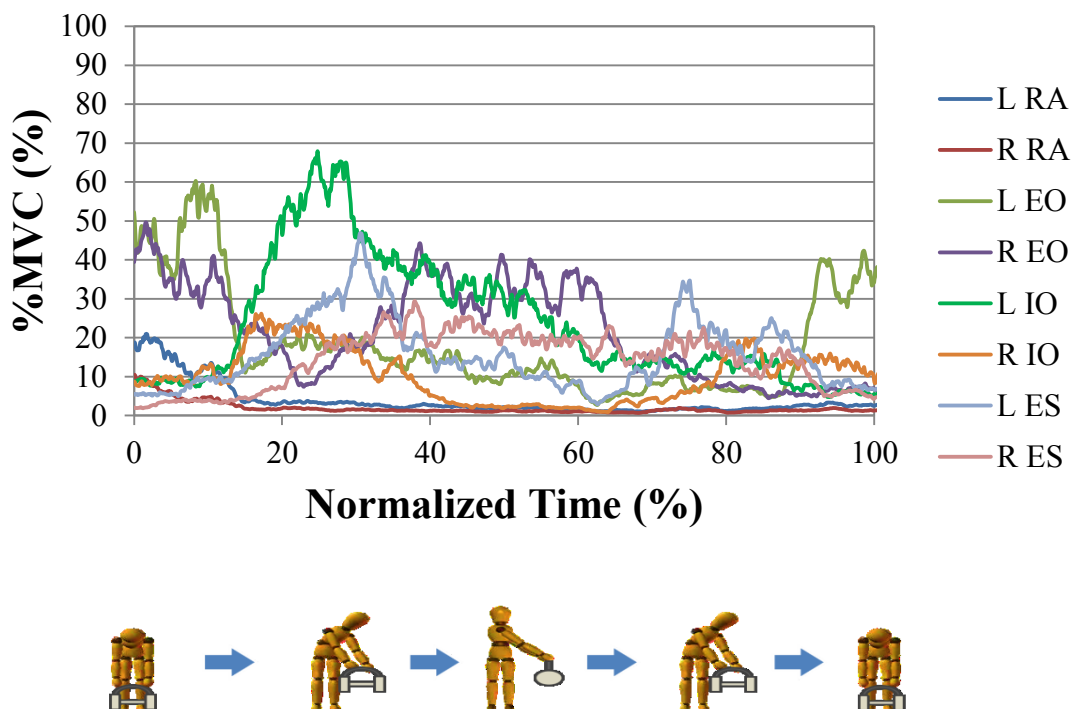


図 6.2.8 moderate における tw の筋活動度

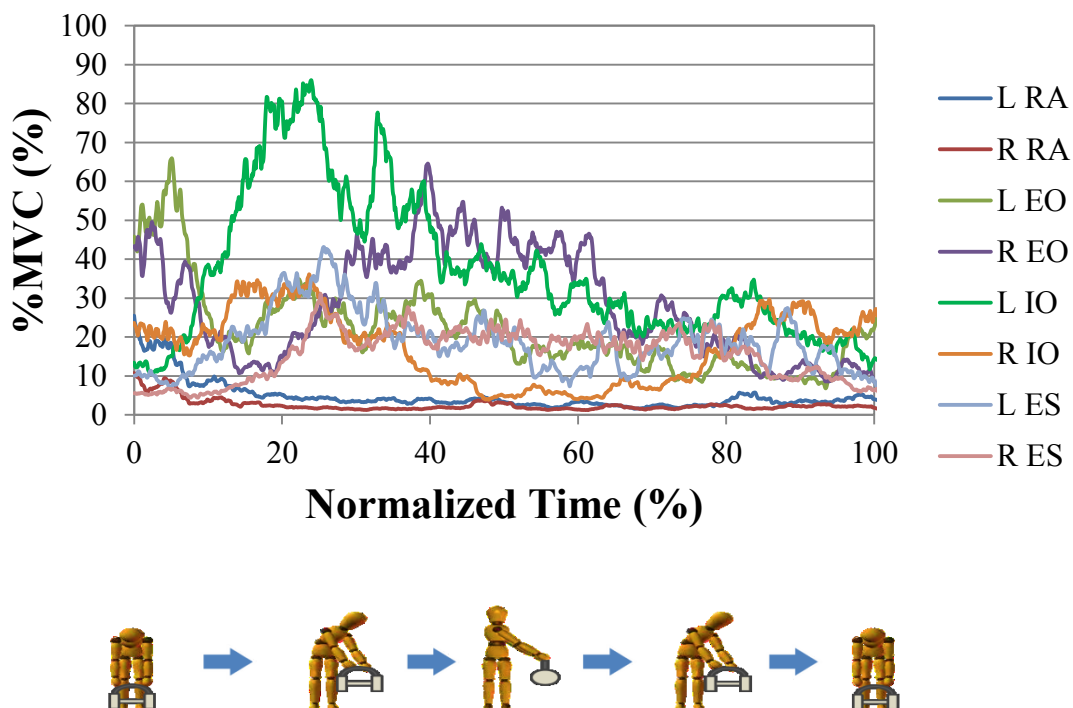


図 6.2.9 maximum における tw の筋活動度

6.2.4 腰部筋張力

図 6.2.10, 6.2.11, 6.2.12 にそれぞれ *tw* における *control*, *moderate*, *maximum* の筋張力の経時的变化を示す。これらのグラフは被験者 E の結果を表している。図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し、横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す。全ての図において青が左腹直筋 (LRA), 赤が右腹直筋 (RRA), 黄緑が左外腹斜筋 (LEO), 紫が右外腹斜筋 (REO), 緑色が左内腹斜筋 (LIO), オレンジ色が右内腹斜筋 (RIO), 水色が左脊柱起立筋 (LES), ピンク色が右脊柱起立筋 (RES) を示す。

図 6.2.10, 6.2.11, 6.2.12 から、全ての筋において、腹筋を緊張させるに伴い筋張力が増加したことがわかる。内腹斜筋、外腹斜筋は *control* 条件では動作開始時においてほぼ張力を発揮していないが *moderate*, *maximum* 条件では動作開始時においてすでに 400N の力を発揮している。特に腹直筋は *control* ではほぼ力を発揮していないのに比べ、*maximum* では約 500 N の力を発揮した。また脊柱起立筋の筋張力の増加は、外内腹斜筋および腹直筋の腹筋群の筋張力の増加によるものと考えられる。

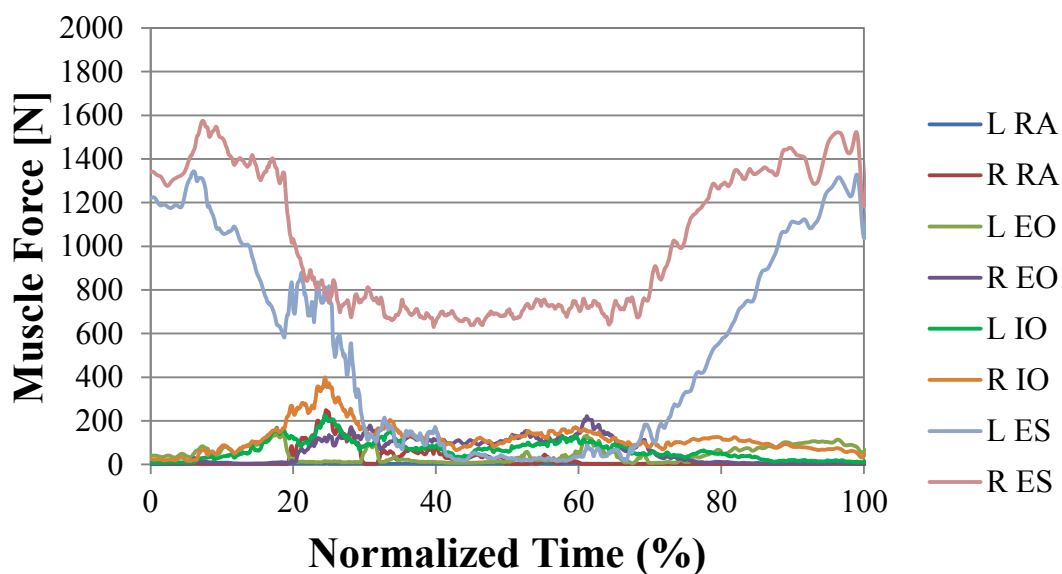


図 6.2.10 *control* における *tw* の各筋の筋張力

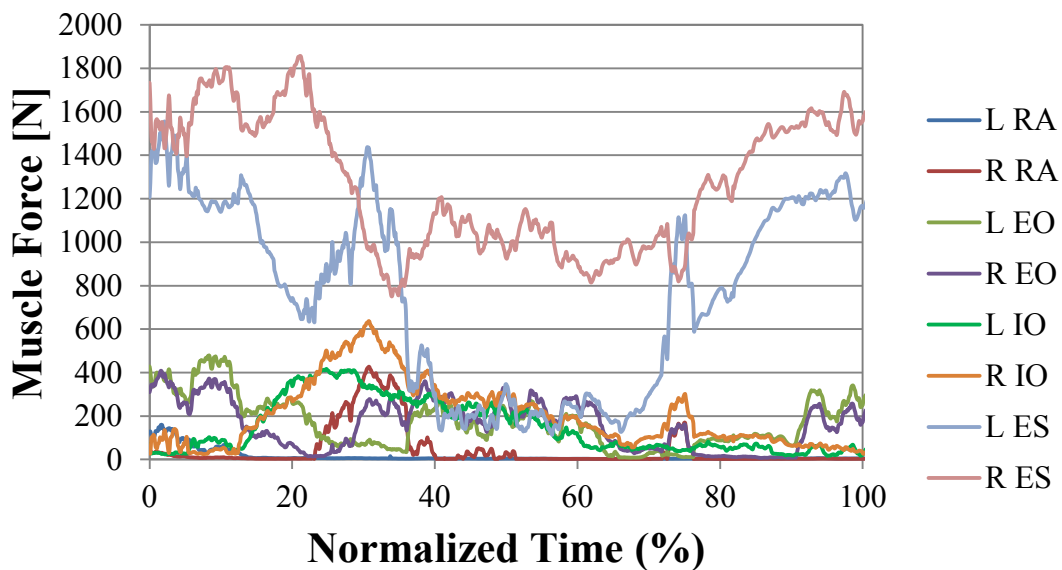


図 6.2.11 moderate における tw の各筋の筋張力

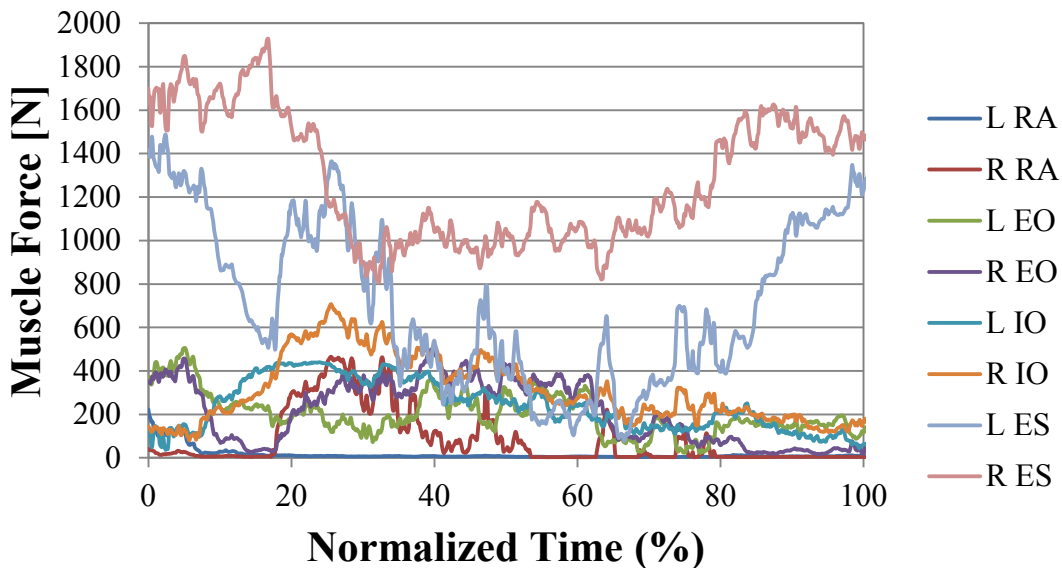


図 6.2.12 maximum における tw の各筋の筋張力

6.2.5 腰部圧縮力およびせん断力

図 6.2.13, 6.2.14, 6.2.15 にそれぞれ *tw* における *control*, *moderate*, *maximum* の腰部圧縮力およびせん断力の経時変化を示す。これらの図も前節と同様に被験者 E の結果を表している。図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し、横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す。赤色は圧縮力であり、青色はせん断力を示す。

図 6.2.13, 6.2.14, 6.2.15 から、腹筋を緊張させるに伴い、圧縮力とせん断力は増加したことがわかる。また腹筋の緊張状態の違いに関わらず、最大圧縮力は体幹の伸展時に発生し、最大せん断力は体幹の屈曲時に発生した。

図 6.2.16, 6.2.17 は全条件における最大圧縮力および最大せん断力を示す。全ての動作において、腹筋を緊張させるにつれ腰部圧縮力およびせん断力のどちらも増加した。特に *uptw* では、腹筋の緊張に伴う最大圧縮力およびせん断力の増加が顕著であり、*maximum* の最大圧縮力は *control* よりも 1000N も大きく、最大せん断力においても、*control* と *maximum* では 500N の差が生じた。*control* 群, *moderate* 群, *maximum* 群における最大圧縮力およびせん断力を Kruskal-Wallis 検定を用いて検定した結果、有意差が認められた ($p < 0.05$)。

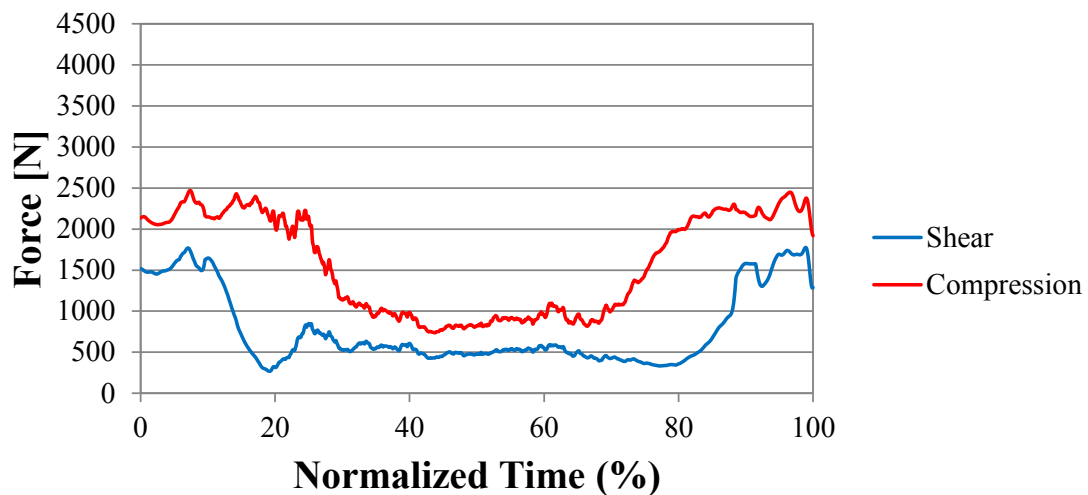


図 6.2.13 *control* における *tw* の腰部圧縮力およびせん断力

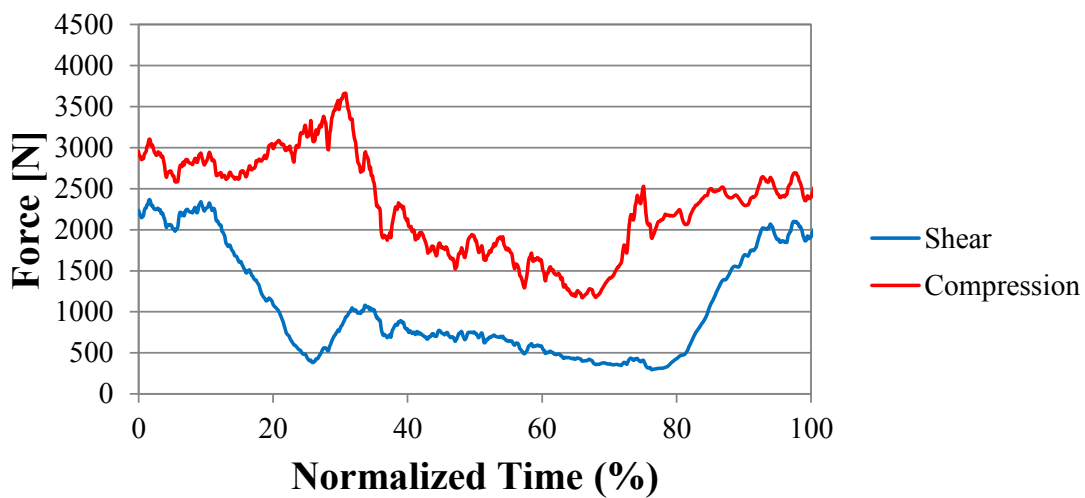


図 6.2.14 moderate における tw の腰部圧縮力およびせん断力

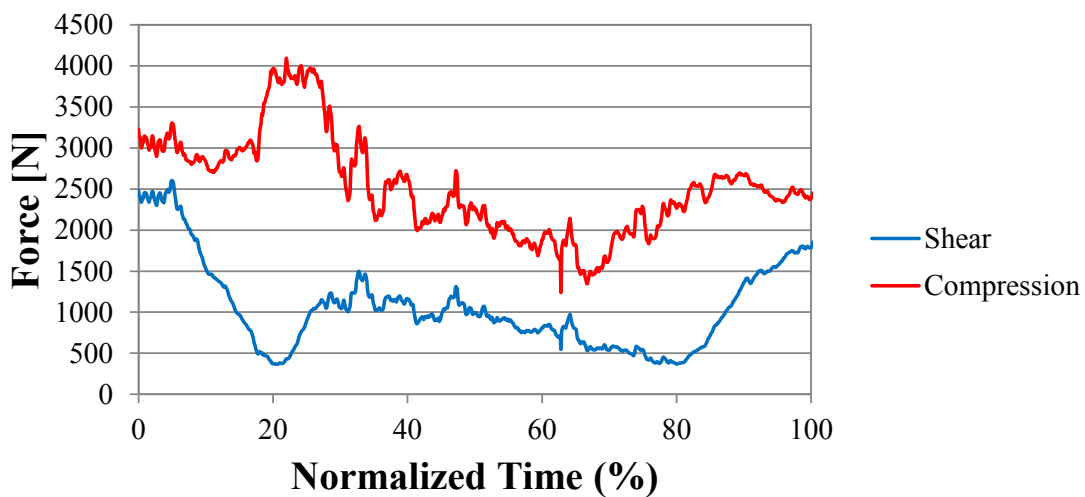


図 6.2.15 maximum における tw の腰部圧縮力およびせん断力

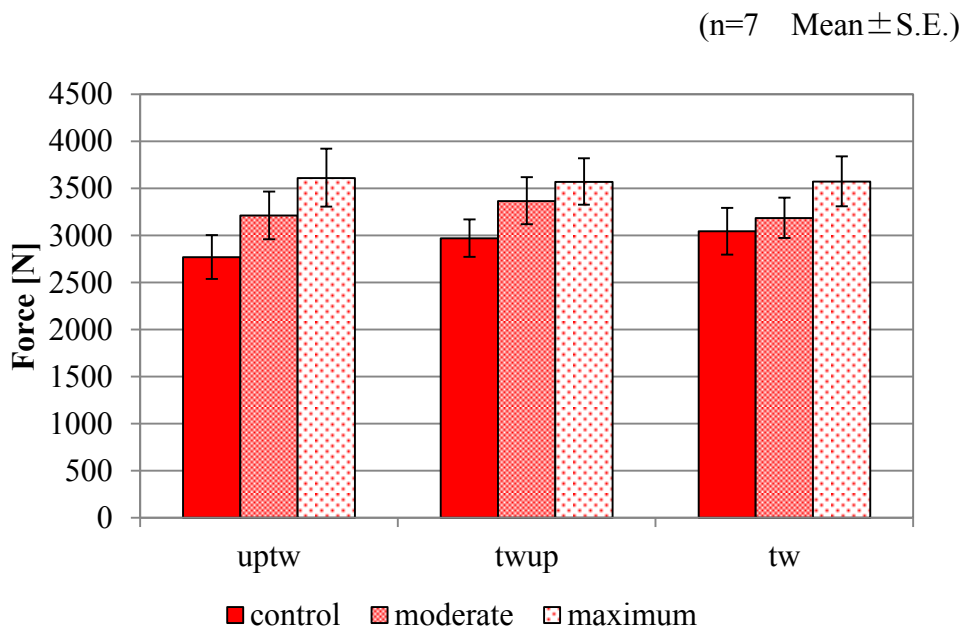


図 6.2.16 全条件における腰部圧縮力の最大値

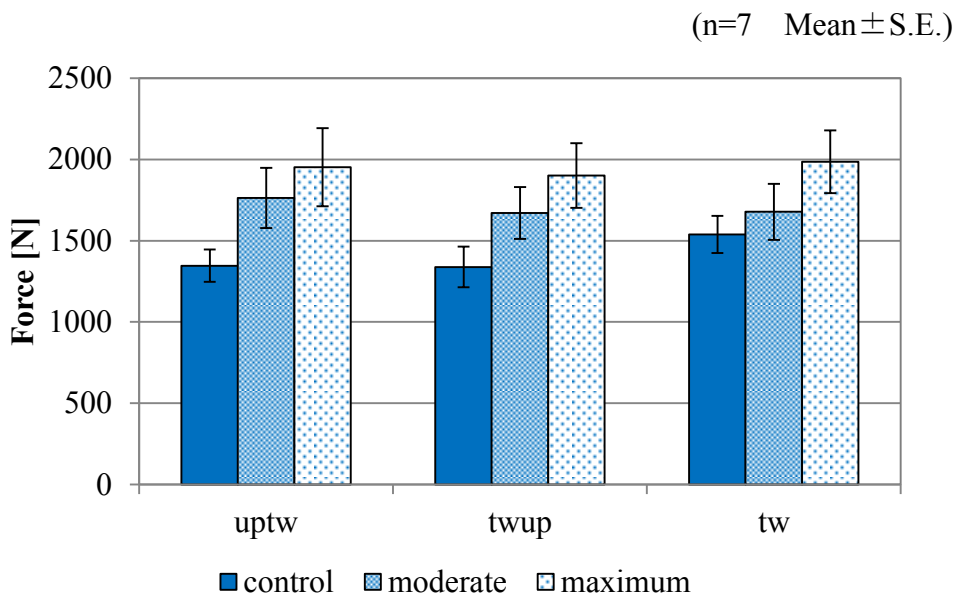


図 6.2.17 全条件における腰部せん断力の最大値

6.2.6 共同収縮率

図 6.2.18, 6.2.19, 6.2.20 にそれぞれ tw における control, moderate, maximum の腹筋群, 背筋群の共同収縮率の経時的变化を示す. これらの図も前節と同様に被験者 E の結果を表している. 図中の横軸は前節と同様に正規化時間を示し, 横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を示す.

図 6.2.21, 6.2.22 はそれぞれ各条件における最大圧縮力および最大せん断力発生時の共同収縮率の平均値を示す.

全ての緊張状態において体幹の伸展動作の際に最も共同収縮率が高くなった. また, その最大値は腹筋の緊張に伴い上昇しており, control では最大で約 60%の値を示したのに対し maximum では最大で約 80%の値を示した. 最大腰部圧縮力および最大せん断力の発生時の共同収縮率を比較すると, 全ての動作において腹筋を緊張させた状態は腹筋を緊張させない状態よりも共同収縮率が上昇する傾向にあった.

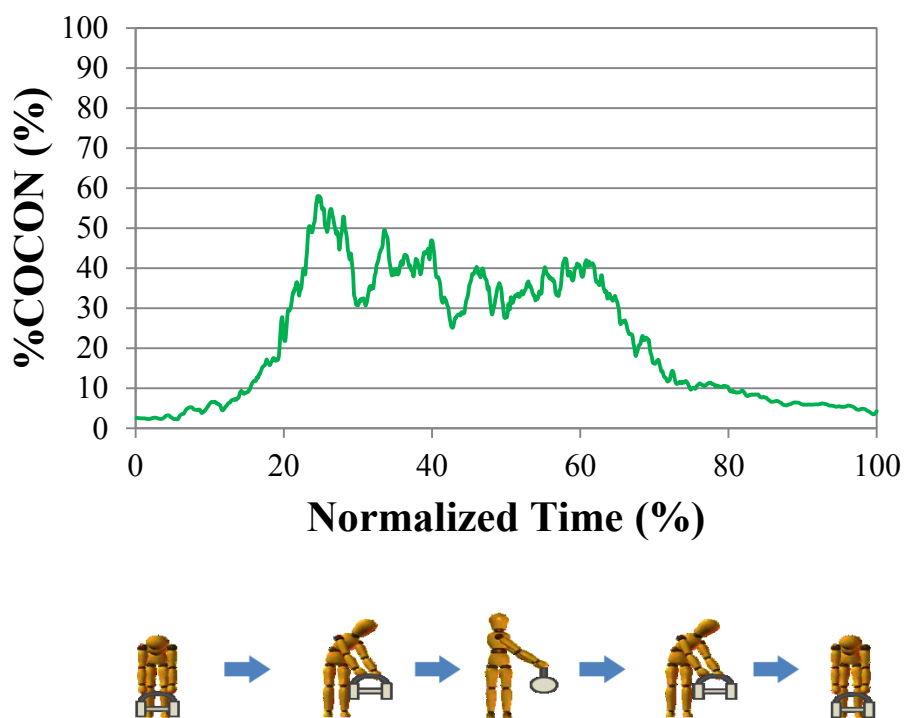


図 6.2.18 control における tw の腹筋群・背筋群共同収縮率

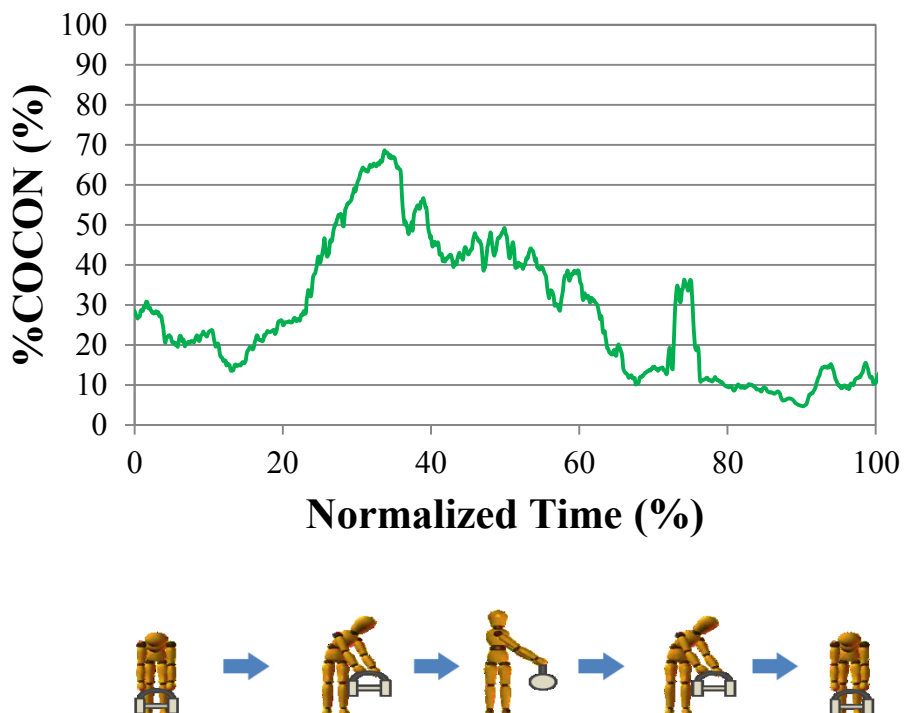


図 6.2.19 moderate における tw の腹筋群・背筋群共同収縮率

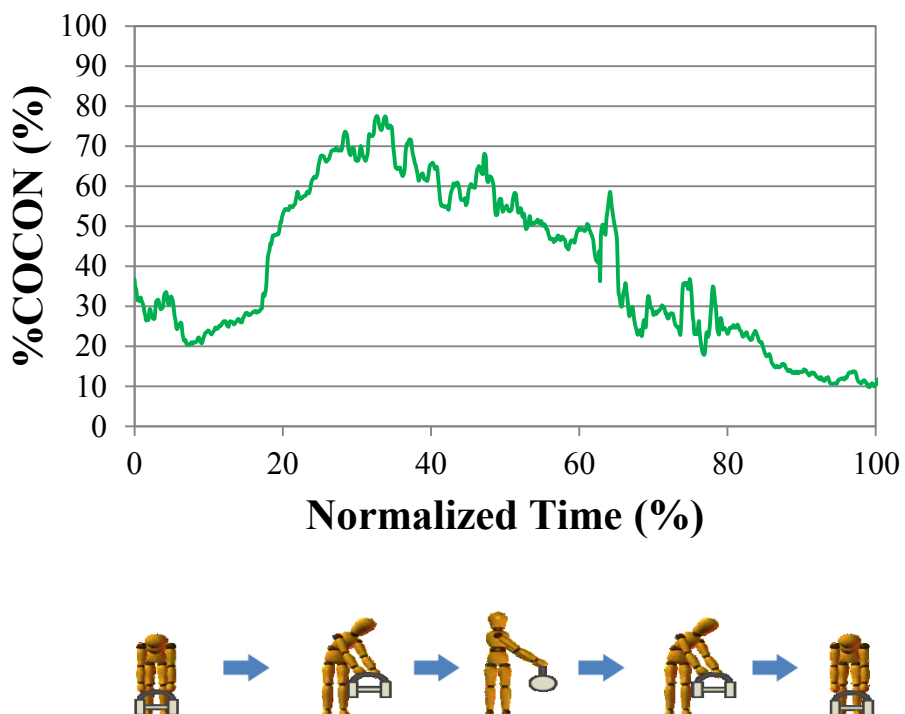


図 6.2.20 maximum における tw の腹筋群・背筋群共同収縮率

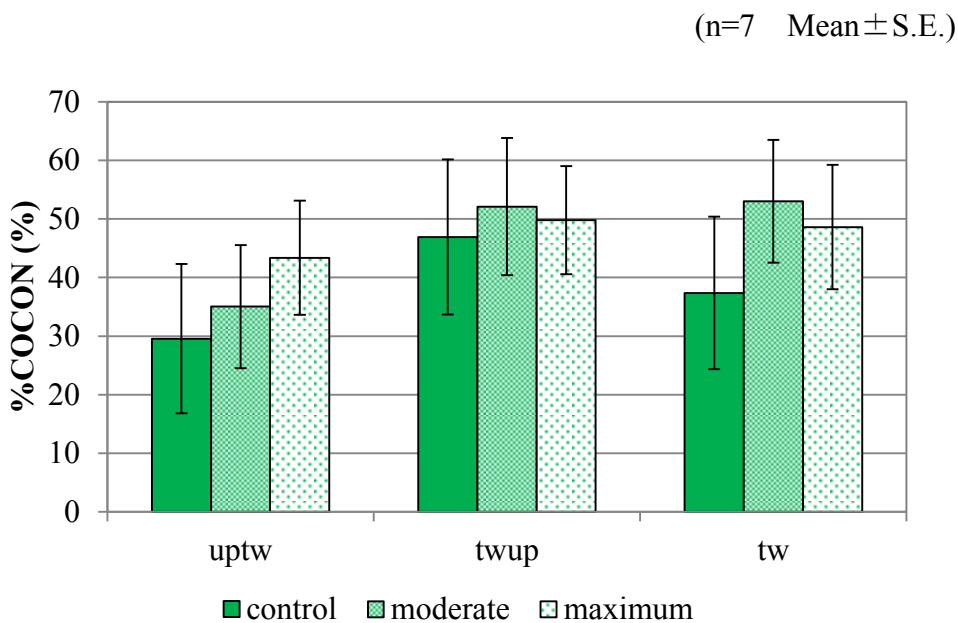


図 6.2.21 全条件における最大腰部圧縮力発生時の腹筋群・背筋群共同収縮率

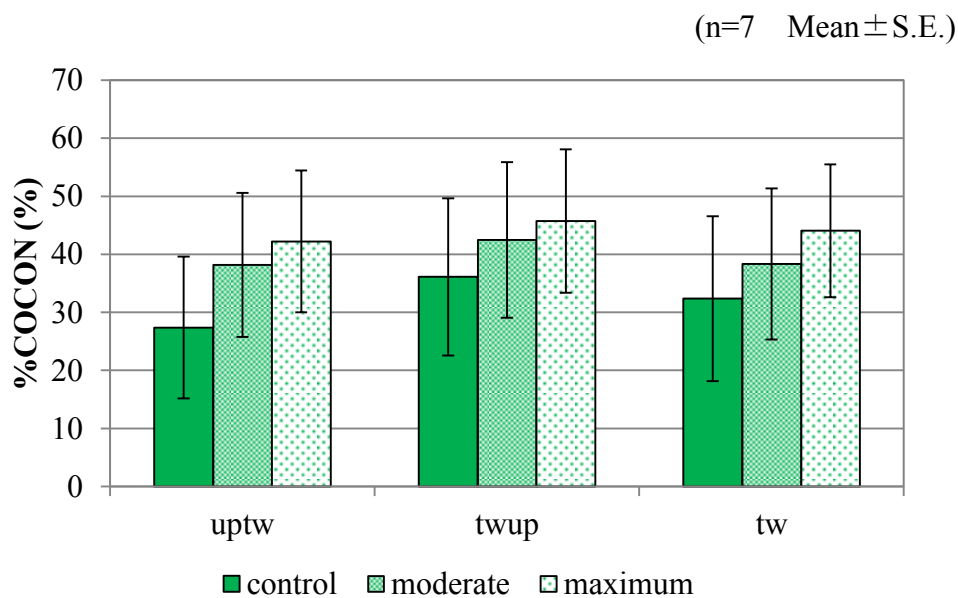


図 6.2.22 全条件における最大腰部せん断力発生時の腹筋群・背筋群共同収縮率

6.2.7 腹筋の緊張状態が腰部負荷に与える影響に関する考察

6.2.6 節に示したように、全ての動作において腹筋を緊張させた状態における共同収縮率は腹筋を緊張させない状態における共同収縮率より高い値を示したことから、腹筋を緊張させると意図的に共同収縮様態を活性化できることが確認できた。また 6.2.5 節では腹筋の緊張に伴い全ての動作において最大腰部圧縮力および最大腰部せん断力のどちらも増大した。以上のことから、共同収縮率の上昇に伴い最大腰部圧縮力および最大せん断力ともに増大するといえる。6.2.1 節で示したように、腹筋を緊張させると、腰部関節の可動域は若干減少し、骨盤に対する腰部の傾きは低減する傾向にあった。腰部せん断力は腰部関節角度の影響を受けるため、腰部関節の可動域の減少に伴う腰部せん断力の低減が予想されたが、6.1.4 節に示すように腹筋を緊張させたことにより全ての筋において筋張力が増加しており、腰部関節可動域の減少による腰部負荷低減効果よりも筋張力の増加による腰部負荷増大効果の影響が大きかったと考えられる。よって共同収縮が生じた効果として期待されている腰部負荷の低減は認められなかった。

7章 結言

本研究では、腰部障害の防止を目的として、腰部圧縮力およびせん断力を主な評価指標とし、持ち上げ方法および共同収縮様態が異なる体幹の回旋を含む持ち上げ動作における差異を比較、検討した。その結果、以下の知見が得られた。

・持ち上げ方の違いが腰部負荷に与える影響

本研究で規定した3種類の持ち上げ動作において、伸展と同時に回旋する動作は腰部圧縮負荷およびせん断負荷のどちらにおいても最も大きな負荷が生じる傾向にあることがわかった。伸展と回旋の同時動作では共同収縮様態が活性化していたことから、体幹の安定や姿勢の保持のために筋が過剰に活動したため、最も大きな腰部負荷が生じたと考えられる。また伸展と回旋の動作を別々に行う場合においても回旋した後で伸展する動作は、伸展した後で回旋する動作よりも腰部負荷が増大した。こちらも、回旋した後で伸展する動作は共同収縮様態が活性化しており、体幹の安定や姿勢の保持のために筋が過剰に活動したためだと考えられる。

以上のことから、体幹の回旋を含めた持ち上げ動作のような複合動作を行う場合、動作を同時に行うよりも個別に動作を行うこと、また負荷が最大となる腰部の伸展動作は体幹を回旋させた状態で行わないことが腰部負荷の低減には有効であると考えられる。

・腹筋の緊張状態が腰部負荷に与える影響

本研究では、共同収縮様態を意図的に変化させることを狙い、腹筋に力をいれさせた状態で課題動作を行わせた。その結果、腹筋に力を入れることで意図的に共同収縮様態を活性化できることが確認できた。また腹筋の緊張に伴い、腰部関節の可動域は若干減少する傾向にあった。一方で、腹筋の緊張に伴い腰部圧縮負荷およびせん断負荷はどちらも増加した。以上のことから、体幹の回旋を含めた持ち上げ動作において、共同収縮の生じた効果として期待されている腰部負荷の低減は認められなかった。よって過剰な腹筋の緊張は腰部負荷の低減に関し有効ではないと考えられる。

これらの知見は日常生活における腰部障害の防止や労働環境における労働災害の防止などに役立てることができると考える。

参考文献

1. 厚生労働省 平成 28 年度国民生活基礎調査の概況
2. 厚生労働省 平成 27 年度国民医療費の概況
3. Jennifer LK et al. An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *Journal of Orthopaedic Research* , Volume2, Issue1, pp61-66, 1984
4. Marras WS, Granata KP. A Biomechanical Assessment and Model of Axial Twisting in the Thoracolumbar Spine. *Spine*, Volume20, Issue13, pp1440-51, 1995
5. 松丸隆文, 福山聡, 佐藤智佑, 重量物拳上動作における Valsalva 効果による腹圧増加分を考慮した解析モデルの提案, 日本機械学会論文集, 72 巻, 724 号, pp3863-70, 2006
6. Crowninshield RD et al. A Physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J.Biomech*, Volume14, Issue11, pp793-801, 1981
7. 金村在哲, 佐藤啓三, 表面筋電計を用いた拳上運搬動作における体幹筋力の解析, 日本腰痛学会誌, 8 巻, pp146-52, 2002.
8. 寺山和雄, 片岡治, 腰背部の痛み, 整形外科: 痛みへのアプローチ シリーズ 6, 南江堂, pp34-36, 1999.
9. Kai, M. and Fukunaga, T., Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area by means of ultrasonic measurement, *Int. J. Biophys*, 26, p.2632, 1968.
10. Farfan, H.F., *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973.
11. Schultz, A., *et al.*, A. Loads on the lumbar spine. *J. Bone Jt Surg*, 64-A, pp.713-720, 1982.
12. David A. winter, 長野明紀, 吉岡伸輔 (訳), バイオメカニクス 人体運動の力学と制御, ラウンドフラット, pp150-151, 2011

13. Contini, R.. BodySegmentParameterS, PartII, ArtificialLimbs16, pp.1-19, 1972.
14. Zatsiorsky,V. et al, The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body, Biomechanics VIII B, pp.1152-1159, 1983.
15. Bouisset,S. and B.Maton. Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. American Journal of Physical Medicine, 51, pp.285-295, 1972.
16. McGill, S.M., et al. Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. Clin.Biomech, 8, pp.171-178, 1993.
17. Zuiga,E.N. and D.G.Simon, ” Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects.”. Arch.Phys.Med.50 (1969) . pp.613-620.

謝辞

本研究を行うにあたり、理学療法的な見地から研究の指針となる多数のご助言を賜りました鈴鹿医療科学大学保健衛生学部理学療法学科の中俣孝昭先生に感謝申し上げます。先生の温かく丁寧なご指導があつてこそ、3年間の研究生活を乗り越えられたのだと感じております。

そして、本論文の作成において多数のご指導を賜りました稲葉忠司教授、吉川高正准教授には心より御礼申し上げます。お二方による幅広い視点からのご助言によって、本論文や研究発表を形にすることが出来ました。

また、ご多忙にも関わらず、本論文の副査を引き受けて頂きました量子物性工学研究室の河村貴宏助教にお礼申し上げます。

被験者として私の実験にご協力頂いた13名の同期、後輩、鈴鹿医療科学大学の学生の皆様に厚くお礼申し上げます。B4の中村君、山下君においては被験者のみならず実験のサポートまでして頂き、深く感謝いたします。

最後に3年間共に研究生活を過ごした生体システム工学研究室の同期の皆様に感謝いたします。本当にありがとうございました。

平成30年3月

北村 優季