

修士論文

令和3年度

分節を持つ腰部モデルを用いた  
持ち上げ動作における腰部負荷解析

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

牧野内 裕

# 目次

---

第1章 緒言	1
第2章 体幹のバイオメカニクス	2
2.1 脊椎の構成要素	2
2.2 椎骨のバイオメカニクス	4
2.3 脊椎の靭帯	4
2.4 体幹の構成	4
2.5 筋のバイオメカニクス	6
2.5.1 筋の機能	6
2.5.2 固有筋力	6
2.5.3 腰部の筋	7
第3章 腰部負荷評価指標	8
3.1 関節角度	8
3.2 関節モーメント	9
3.3 筋張力	10
3.4 腰部圧縮力およびせん断力	14
3.5 筋活動度	16
第4章 実験概要	17
4.1 実験装置	17
4.1.1 床反力計	17
4.1.2 三次元動作解析装置	20
4.1.3 解析ソフトウェア	22
4.1.3 OpenSim4.0	22
4.1.3 Body Builder	23

4.1.4	無線式表面筋電計	24
4.2	実験条件	26
4.2.1	被験者	26
4.2.2	課題動作	27
4.2.3	実験方法	27
第5章	実験結果および考察	29
5.1	腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷に与える影響	29
5.1.1	腰部関節角度	29
5.1.2	腰部関節モーメント	32
5.1.3	腰部筋張力	35
5.1.4	腰部圧縮力およびせん断力	37
5.1.5	腰部モデルの分節の有無が腰部負荷に与える影響の考察	39
5.2	持ち上げ対象物の重さが腰部負荷に与える影響	40
5.2.1	腰部関節角度	40
5.2.2	腰部関節モーメント	42
5.2.3	腰部筋張力	44
5.2.4	腰部圧縮力およびせん断力	46
5.2.5	最大筋電位に対する筋活動度 (%MVC)	48
5.2.6	持ち上げ対象物の重さが腰部負荷に与える影響の考察	51
第6章	結言	52
	参考文献	53
	謝辞	55

# 1 章 緒言

---

腰痛は現代社会で生活を送るうえで多くの人に発生しうる身近な問題である。厚生労働省が行っている令和元年の国民生活基礎調査によると腰痛の症状に自覚がある人の割合は様々な症状の中で男性は第1位と最も高く、女性は第2位と肩こりの症状に次いで高い<sup>[1]</sup>。また腰痛の症状はその痛みにより日常生活を送るうえで大きな障害となる。そのため個人の生活の質（Quality Of Life : QOL）の低下が発生しうる。さらに腰痛は経済にも大きな影響を与える。厚生労働省による令和元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2兆5839億円という報告がなされている<sup>[2]</sup>。

持ち上げ動作は日常生活において様々な場面で行われている。持ち上げ動作は姿勢や物体の重量などの作業条件の違いによって腰部にかかる負荷が増減することが報告されており、特に持ち上げ動作において対象物の重量は腰部負荷に影響を与えるとされている。また、持ち上げ動作は腰部に対して大きな負担をかけるため腰痛を引き起こす。これらの状況の改善や予防には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。

持ち上げ動作による腰部への負荷に関する研究については数多く行われている。本研究でも動作解析の手法を用いて腰部負荷の定量的な評価を行ってきた。これまで腰部の負荷を評価する際、腰椎を一つの剛体とみなした腰部モデルを使用して腰部全体の負荷を評価していた。しかしながらこの方法では一塊となった腰椎部と骨盤の動きを利用して腰部全体の負荷を解析しているため、分節化された腰椎の動きを考慮した腰部負荷を評価することは不可能である。よって各椎体が可動する腰部モデルにより、腰部負荷を解析することが必要である。以上より持ち上げ対象物の重量が変化した際の分節を持つ腰部モデルを用いた腰部負荷の評価が必要であると考えられる。

本研究において、動作の計測には三次元解析装置と床反力計を用いた。計測された位置座標と床反力の数値を筋骨格解析ソフトで解析することにより、腰部負荷の定量的な評価指標となる腰部の関節角度、関節モーメント、筋張力、腰部圧縮力および腰部せん断力を算出した。また、表面筋電計を使用することで動作中における腰部筋活動度を計測した。

本研究では、正面に置かれたおもりを持ち上げてから下ろすまでを一連とする動作を対象として実験を行った。まず始めに持ち上げ動作において、腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷の解析結果に与える影響を見出すことを目的にして、20kgのおもりを使用した持ち上げ動作において、腰椎の各椎体を分節とする筋骨格モデルと頭部体幹を一つの剛体とみなした筋骨格モデルの2種類のモデルを使用して解析および結果の比較を行った。次に各椎体を分節とする筋骨格モデルで腰部負荷解析をおこなった際における、持ち上げ対象物の重さによる影響を見出すことを目的に、おもりの重量を0kg、10kg、20kgと3水準で規定して腰部負荷の解析を行った。その後、おもりの重量による腰部負荷への影響を比較・検討した。

## 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。

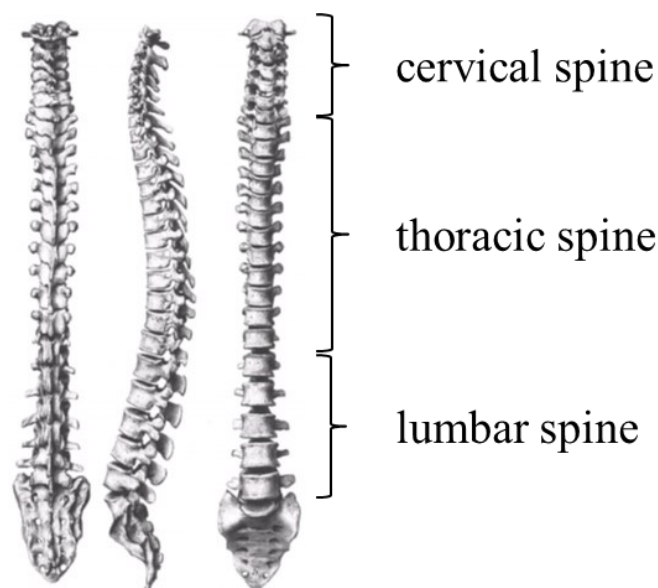
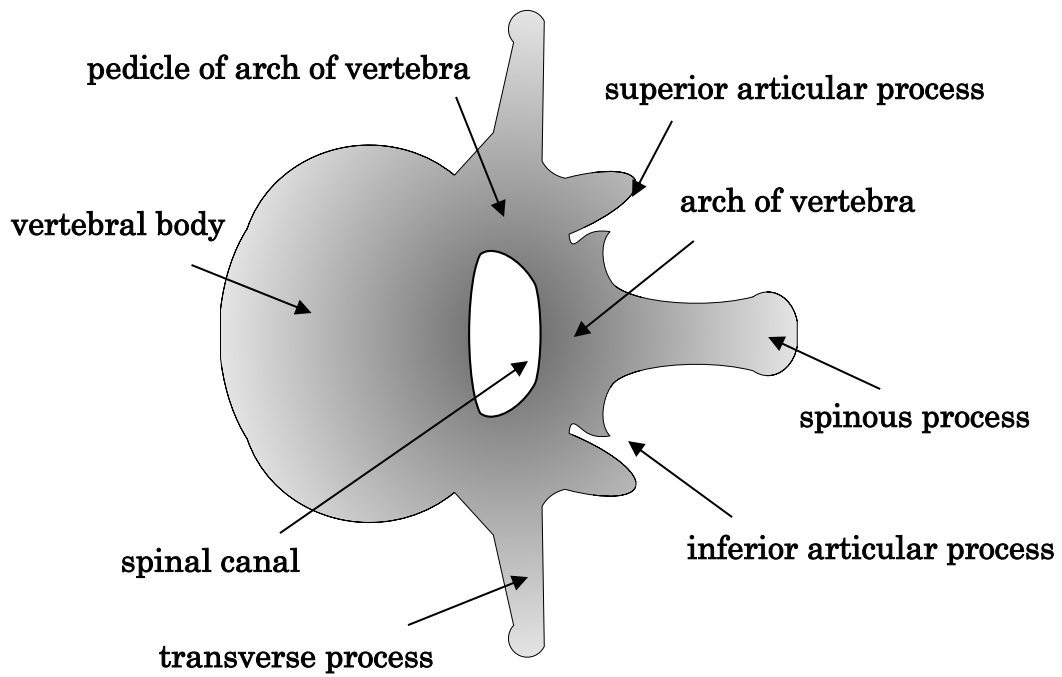
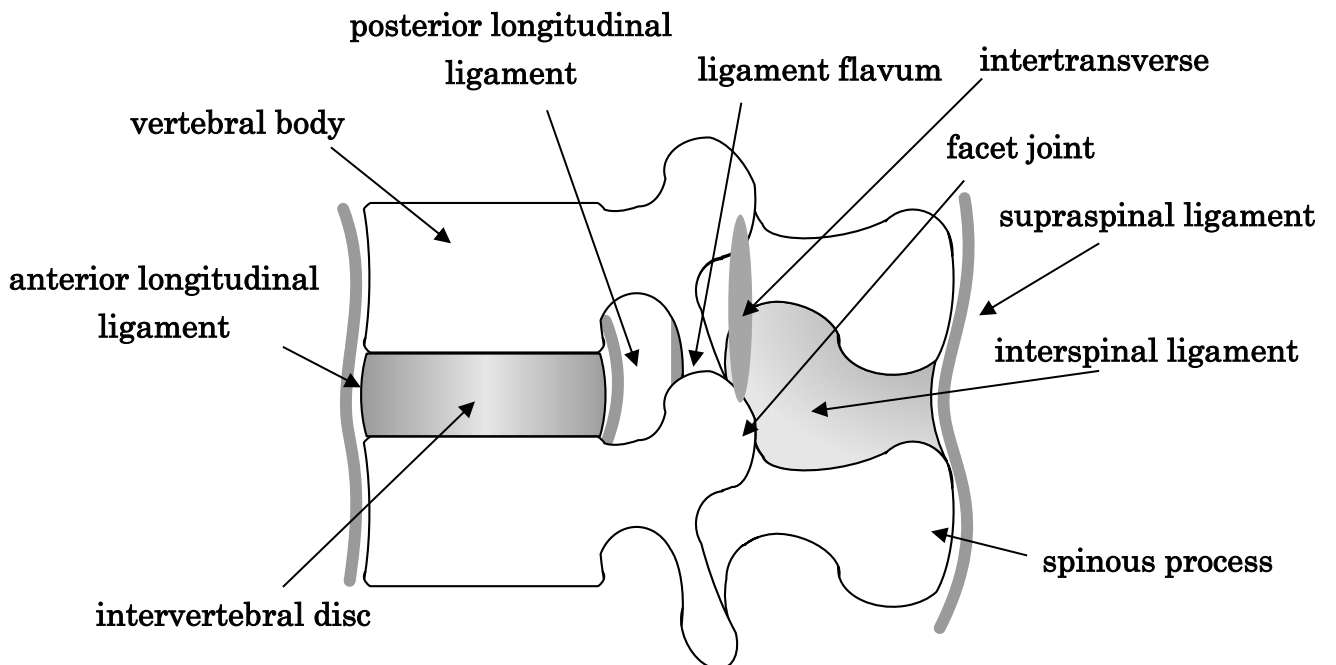


Fig. 2.1 Frontal plane and sagittal plane in the spine



(a) Horizontal section of the spine



(b) Sagittal view of the spine

Fig. 2.2 Components of the spine

## 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。椎体みの圧縮試験では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<sup>[3]</sup>。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 脊椎の靭帯

脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間、棘上の7つの靭帯が存在する。これらは脊椎の内因的安定性の一部を担っており、多くは主として同一方向のコラーゲン線維の束から構成される。これらは繊維方向と同じ方向への引っ張りに対しては強い抵抗能力を持つが、一方で、圧縮に対しては曲がってしわがよるため、その意味ではゴムバンドに似ているといわれる。しかしながら、椎弓を縦に連結する黄色靭帯は、生体の中でも弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靭帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靭帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靭帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靭帯は常に一定の緊張を保っている。また、椎間板にある運動中心と黄色靭帯との間の距離は、椎間板に予め圧力を与えることになり、椎間板内圧を作り出す一因となっている。

靭帯の効果としては、脊椎の動きに順応して椎体間の関係を良好に保ち、筋のエネルギー消費を少なくすることや脊椎の運動を一定限度に制御することで、脊髄を保護すること、さらに、急激な外力を吸収し、脊椎を護ること<sup>[4]</sup>などが挙げられる。また、引張負荷を一つの椎体から他の椎体へと伝達し、少ない抵抗でなされねばならない生理学的運動範囲内での、滑らかな動きを可能にするのも靭帯の持つ機能の一つである。

## 2.4 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。



## 2.5 筋のバイオメカニクス

### 2.5.1 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、筋繊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。

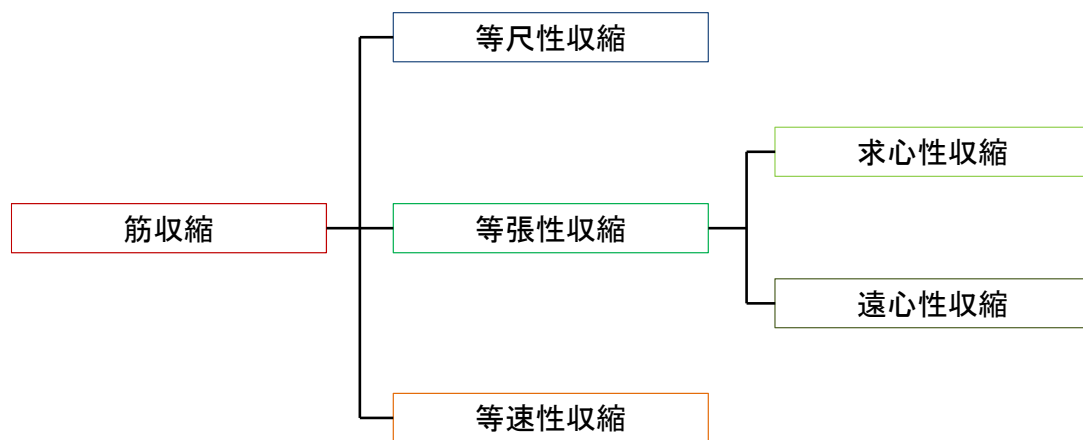


Fig. 2.3 Types of muscle contraction

### 2.5.2 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<sup>[5][6][7]</sup>。

## 2.5.3 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。

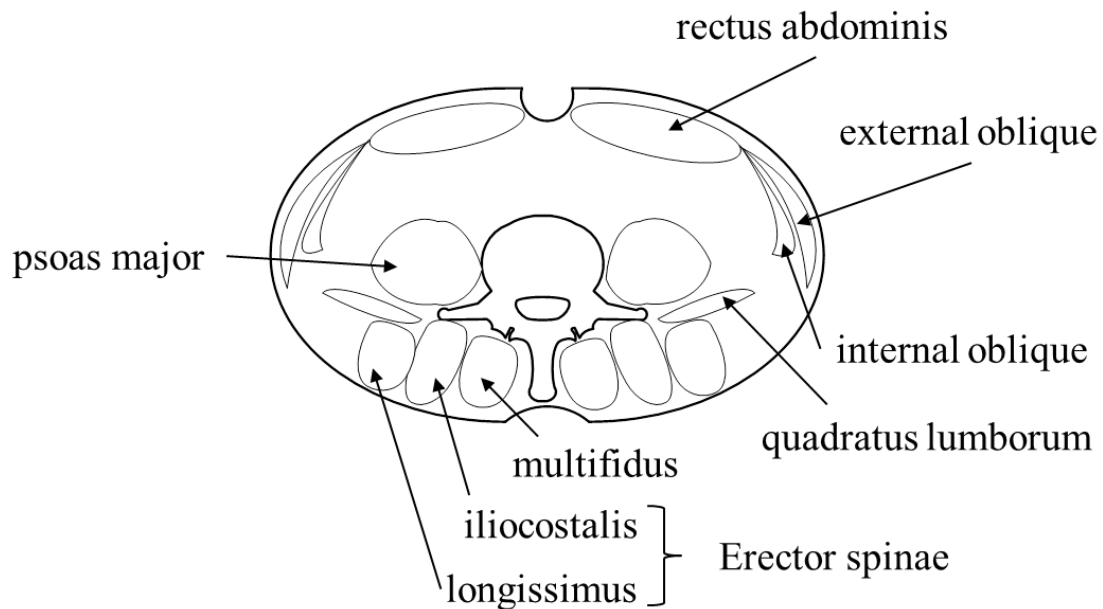


Fig. 2.4 Trunk muscles in L4/L5 plane

## 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，腰部関節角度を算出した．分節を持つ腰部モデルでは，L5 座標系を基準とした L4 座標系の相対角度を腰部関節角度と定義した（図 3.1）．分節を持たない腰部モデルにおいては，骨盤の座標系を基準とした頭部体幹を一塊の剛体としたセグメントの座標系の相対角度を腰部関節角度として定義した（図 3.2）．各モデルにおいて，屈伸，側屈，回旋方向の角度をそれぞれ算出した．

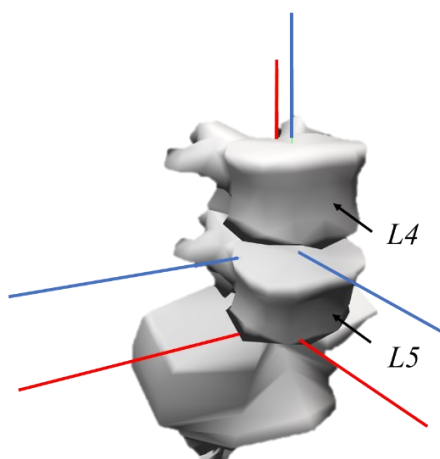


Fig.3.1 Defining joint angles in segmented lumbar model

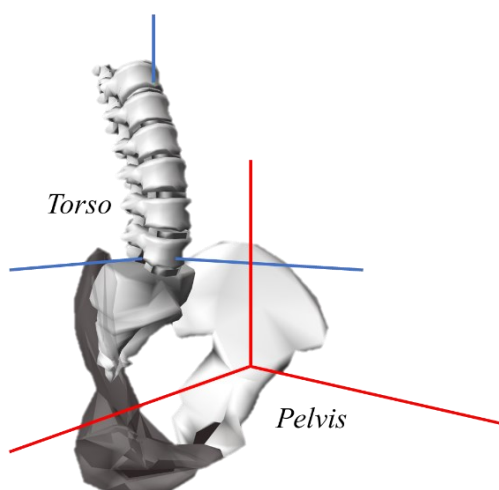


Fig.3.2 Defining joint angles in non-segmented lumbar model

### 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。

一般的に関節モーメントを算出する際、リンクセグメントモデルを用いる。図 3.3 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 3.4 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、 $\theta$  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。

$$m\ddot{x} = \Sigma F_x \quad (3.1)$$

$$m\ddot{y} = \Sigma F_y \quad (3.2)$$

$$I\ddot{\theta} = \Sigma M \quad (3.3)$$

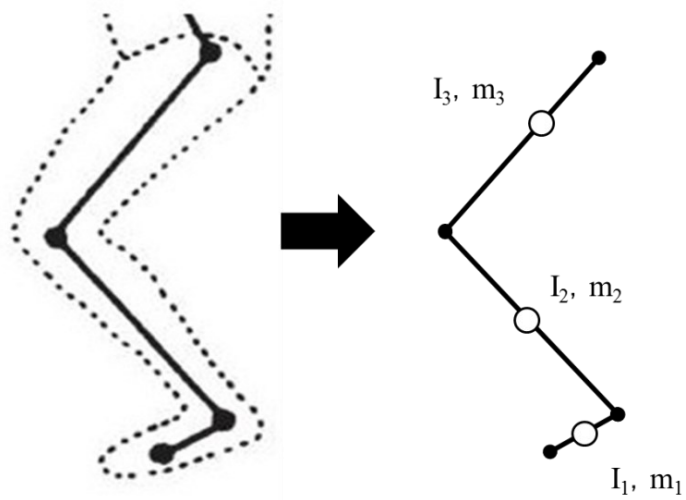


Fig.3.3 Link segment model of lower limb

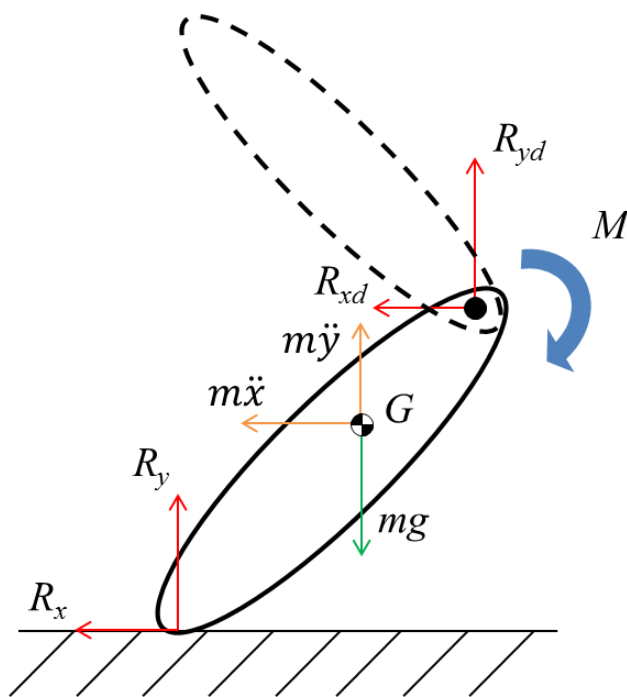


Fig.3.4 Forces on the foot segment

図 3.5 に逆動的的手法による，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  $\theta$ ，反力を  $R_x$ ， $R_y$ ，前段階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 (3.4) 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．

$$I\ddot{\theta} = R_x d_{ry} + R_y d_{rx} + m\ddot{x}d_y + m\ddot{y}d_x - mgd_x + M \quad (3.4)$$

さらに図 3.6 に示すような図 3.5 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 (3.4) 式で得られた遠位関節のモーメントから，(3.5) 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．

$$I\ddot{\theta} = -R_{xd}d_{ry} + R_{yd}d_{rx} + m\ddot{x}d_y - m\ddot{y}d_x + mgd_x + M_p + M_d \quad (3.5)$$

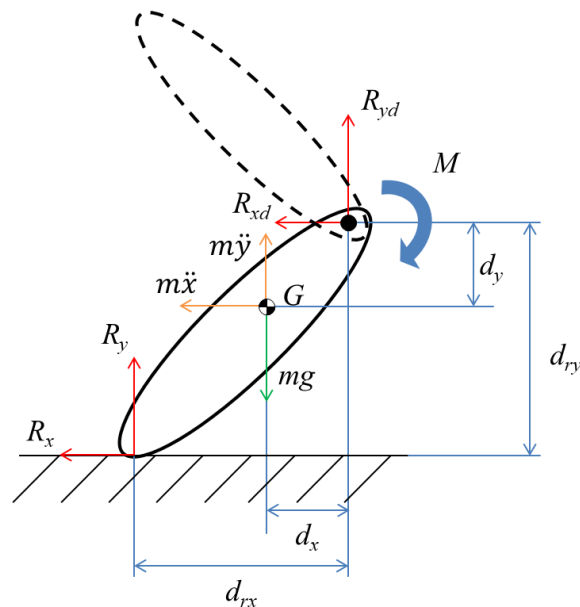


Fig. 3.5 Mechanical model of joint moment

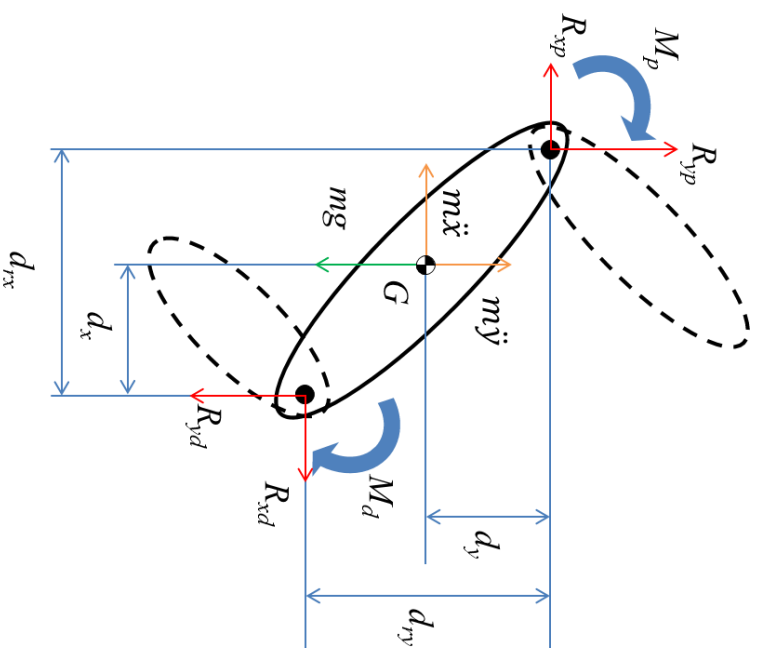


Fig. 3.6 Mechanical model of joint moments in the proximal segments

### 3.3 筋張力

筋張力とは個々の筋肉が発揮する張力である。筋張力を指標とすると、動作時の各々の筋肉が発揮する力の評価が可能となり、さらに腰部に存在する各々の筋の筋張力を算出することにより、それを基に腰部が負担する圧縮およびせん断の作用を評価することができる。以下に具体的算出手法について説明する。

筋張力  $f_i$  は、3.2 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  $m$ 、 $a_i$  を各筋肉の活動度、 $F_i^0$  を各筋肉の最大力(等尺性)とすると、(3.6) 式の関係にある。

$$\begin{cases} M_x = \sum_{i=1}^m f_{ix} \times r_{ix} = \sum_{i=1}^m (a_i F_i^0) \times r_{ix} \\ M_y = \sum_{i=1}^m f_{iy} \times r_{iy} = \sum_{i=1}^m (a_i F_i^0) \times r_{iy} \\ M_z = \sum_{i=1}^m f_{iz} \times r_{iz} = \sum_{i=1}^m (a_i F_i^0) \times r_{iz} \end{cases} \quad (3.6)$$

また先行研究により筋肉の構造から筋張力は、筋肉の自然長を基準とした長さとの収縮速度の影響を受けると判明している。そのため、筋肉が発揮する力  $F_i^0$  とその長さ  $l_i$ 、収縮速度  $v_i$  の関係を元とした平面  $f(F_i^0, l_i, v_i)$  より、制約条件として (3.7) の式を設定している。

$$\begin{cases} M_x = \sum_{i=1}^m [a_i f(F_i^0, l_i, v_i)] \times r_{ix} \\ M_y = \sum_{i=1}^m [a_i f(F_i^0, l_i, v_i)] \times r_{iy} \\ M_z = \sum_{i=1}^m [a_i f(F_i^0, l_i, v_i)] \times r_{iz} \end{cases} \quad (3.7)$$



(3.8) の式で、各筋肉の活動度 $a_i$ におけるユークリッドノルム $J$ が最小となるように最適化計算を行った。この式は各筋肉の活動度 $a_i$ 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。

$$J = \sum_{i=1}^m (a_i)^2 \quad (3.8)$$

### 3.4 圧縮力およびせん断力

図 3.7 に足部セグメントにおける関節での圧縮力およびせん断力における算出の力学モデルを示す。体節の質量を $m$ 、体節の加速度を $\vec{a}$ 、筋張力を $\vec{F}_{muscle}$ 、重力加速度を $m\vec{g}$ 、重力などの体節に掛かる外力を $\vec{F}_{external}$ 、床からの反力を $\vec{R}$ 、体節の反力を $\vec{R}_d$ とすると、運動方程式は (3.9) 式のように表すことができる。さらに $\vec{R}_d$ について解くことによって体節間の反力を求めることができる。

$$\sum \vec{F}_{external} + \sum \vec{F}_{muscle} + \vec{R} + \vec{R}_d = m\vec{a} \quad (3.9)$$

さらに図 3.8 に示すような図 3.7 よりも近位の体節について考える。 $R_p$ は近位体節の反力、 $R_d$ は遠位体節の反力を示す。(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、近位体節の反力を算出するためには、遠位から順に計算する必要がある。

$$\sum \vec{F}_{external} + \sum \vec{F}_{muscle} + \vec{R}_d + \vec{R}_p = m\vec{a} \quad (3.10)$$

算出した体節間の反力を近位体節における座標系を基準として、垂直方向に作用する力である圧縮力、平行に作用する前後方向の力をせん断力とした。

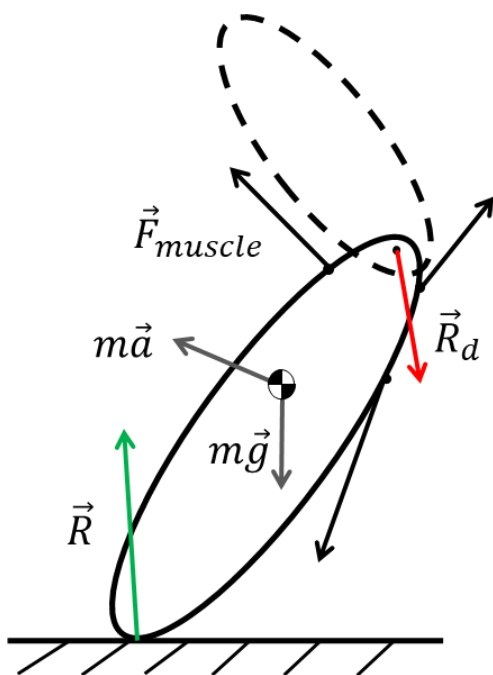


Fig. 3.7 Mechanical model of reaction forces between body segments

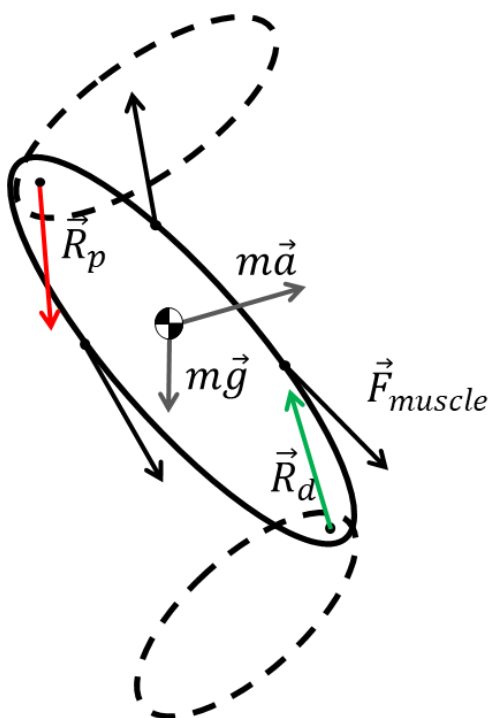


Fig.3.8 Mechanical model of reaction forces between body segments in the proximal segments

### 3.3 表面筋電計による筋活動度

動作中の筋の活動様態を知る際、表面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 (3.11) 式に示す。

$$\%MVC = \frac{EMG}{MVC} \times 100 \quad (3.11)$$

## 4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、14台の赤外線カメラで構成される動作解析装置を用いた。動作解析室の全体像を図4.1に示す。本章では実験装置と実験条件の概要を説明する。

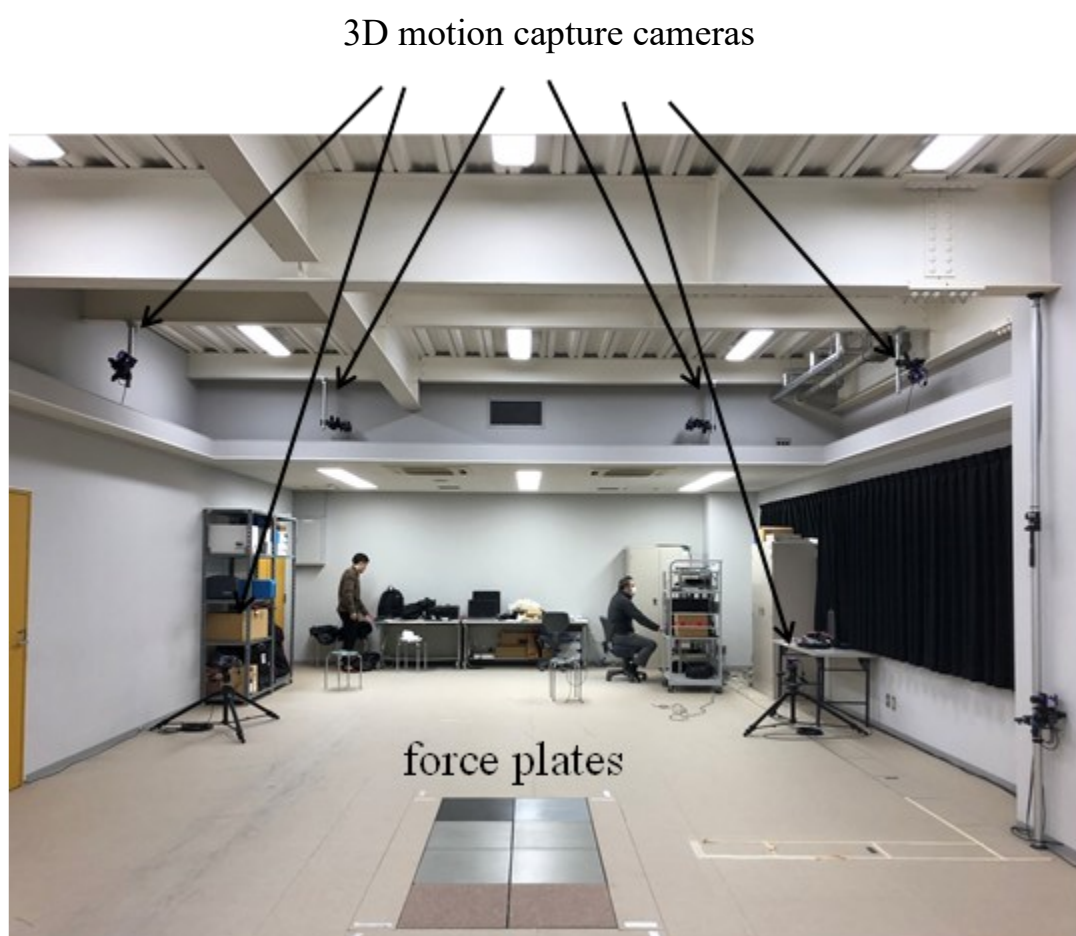


Fig. 4.1 Experimental space

## 4.1 実験装置

### 4.1.1 床反力計

図 4.2 に示す床反力計 (OR6-6, AMTI 社製) を使用した。床反力計は、図 4.3 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 4.4 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。

$$M_x = -F_y \times c + F_z \times Y \quad (4.1)$$

$$M_y = F_x \times c - F_z \times X \quad (4.2)$$

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、(4.1) 式、(4.2) 式を (4.3) 式や (4.5) 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。

$$M_x = F_z \times Y \quad (4.3)$$

$$Y = M_x / F_z \quad (4.4)$$

$$M_y = -F_z \times X \quad (4.5)$$

$$X = -M_y / F_z \quad (4.6)$$



Fig. 4.2 Force plates

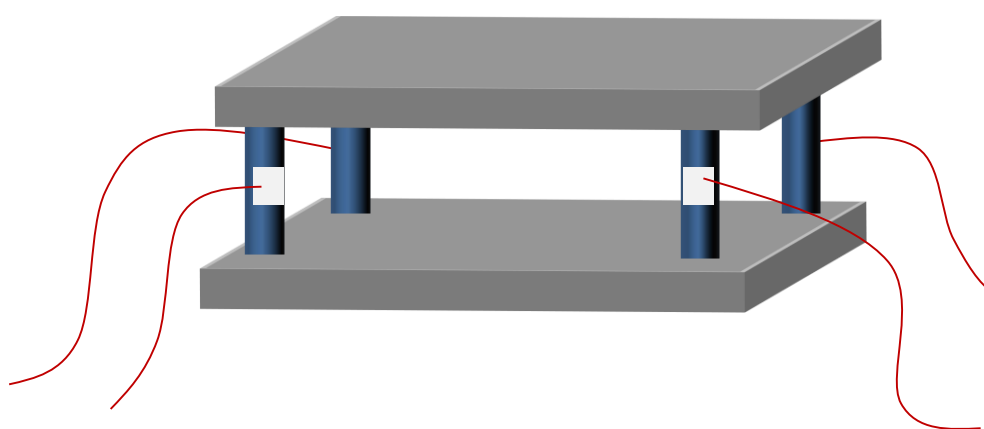


Fig. 4.3 Structure of force plate

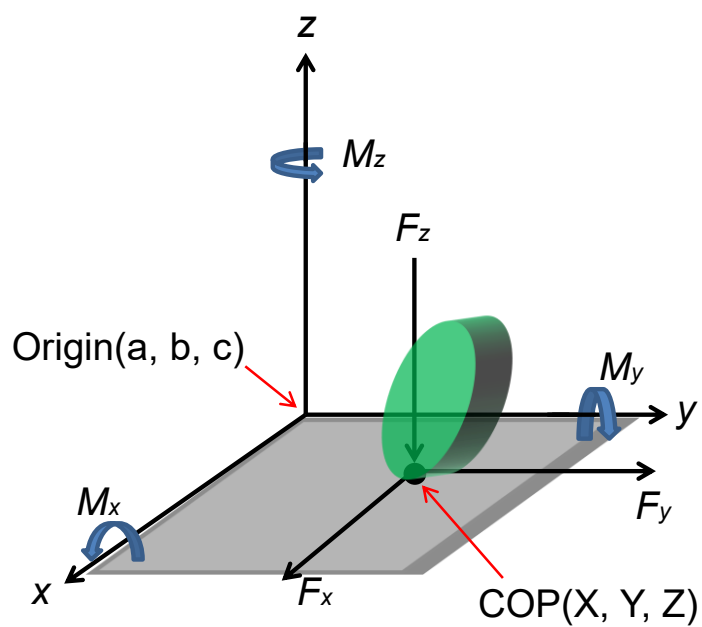


Fig. 4.4 Output from force plates

### 4.1.2 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(NEXUS2, VICON 社製)を使用した。三次元動作解析装置は 14 台の赤外線カメラから構成されている。図 4.5 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、100[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 3.3 に示す。

カメラの配置は計測空間を囲むように 10 台のカメラが天井付近に設置されており、残りの 4 台は三脚を使用して地面近くに設置して被験者を撮影した。



Fig. 4.5 3D motion analysis cameras

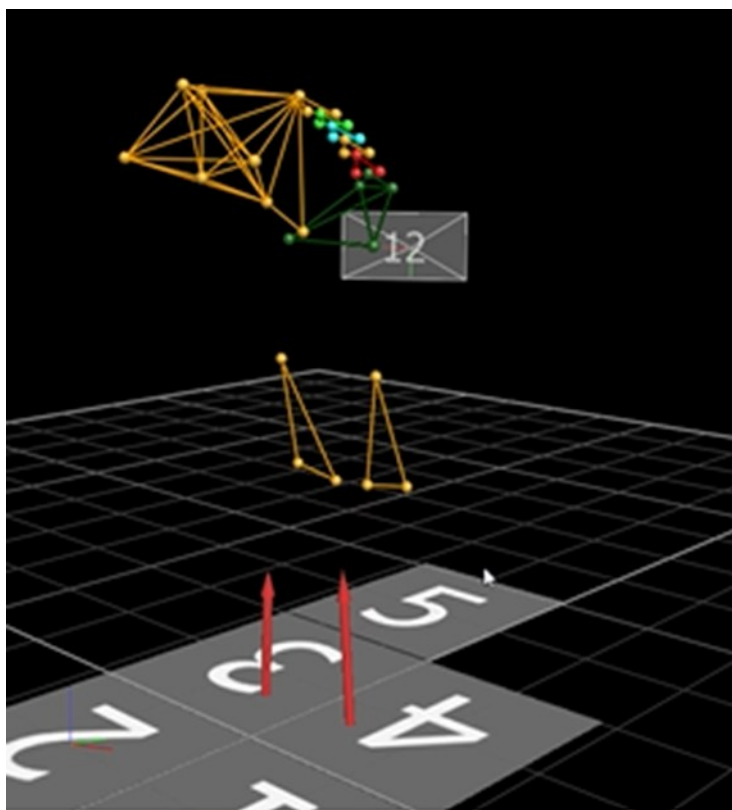


Fig. 4.6 Markers on computer



### 4.1.3 解析ソフトウェア

#### 4.1.3.1 OpenSim4.0

腰部負荷の解析には筋骨格解析ソフト OpenSim4.0<sup>[8] [9]</sup>を使用した。図 4.7 に Margaret らによって作成された腰椎が個別に可動することができる FBSL モデル（以後、分節を持つ腰部モデル）<sup>[10]</sup>と、Hamnar らによって作成された頭部および体幹部が一塊の剛体モデルの Simple arms モデル（以後、分節を持たない腰部モデル）<sup>[11]</sup>を示す。分節を持つ腰部モデルは体幹部のセグメントが骨盤、仙骨、L5, L4, L3, L2, L1 および頭を含めた上部体幹と複数のセグメントによって構成されており、それぞれのセグメント間では可動することができ、関節角度が発生する。また分節を持つ腰部モデルの各腰椎は、Fujii(2007)ら、Rozumalski ら (2008) および Wong ら(2006) が生体で行った実験に基づいて、腰部全体の可動における各椎間の関節角度の割合が定められている。<sup>[12] [13] [14]</sup>分節を持たない腰部モデルは、体幹部のセグメントが頭部を含めた胴体と骨盤の2つのセグメントで構成されており、その間の一点でのみ関節角度が生じる。

筋骨格モデルには腰部における分節の有無による腰部負荷への影響を調査するため、この2種類の筋骨格モデルを使用した。これらのモデルのもととなっているセグメント長、セグメント質量、質量中心、慣性モーメントの値を表 4.1 に示す<sup>[15]</sup>。

これらのモデルに対して、静止立位のマーカデータを用いることで被験者の身長・体重が同等の筋骨格モデルを作成した。その後、実験から得られたマーカ位置データおよび床反力の値から関節角度、関節モーメント、筋張力、圧縮力およびせん断力を算出した。

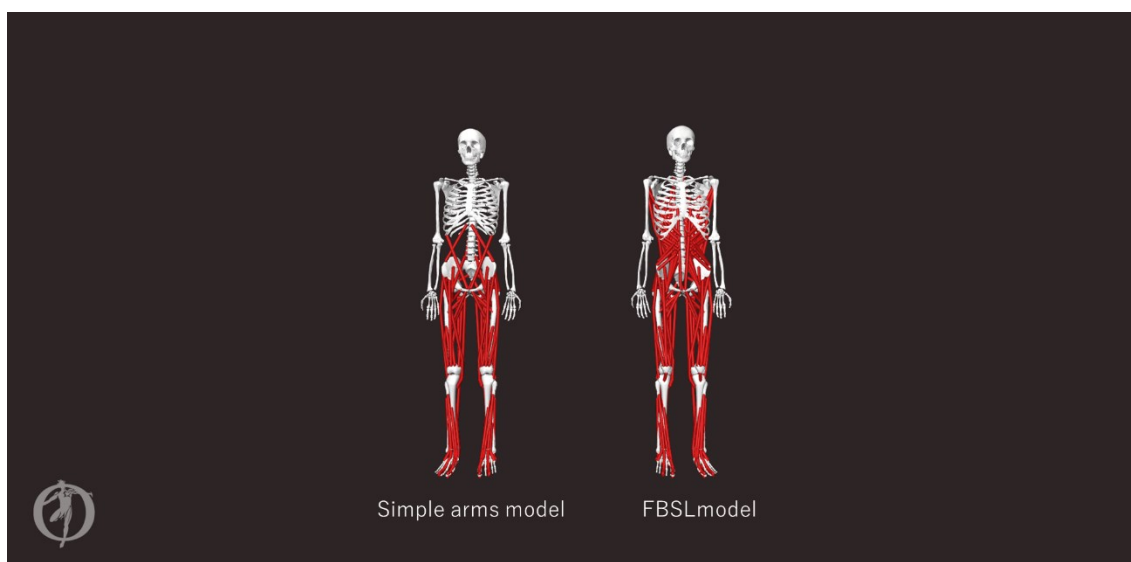


Fig. 4.7 Musculoskeletal model on OpenSim

Table 4.1 Body mechanics constant of basic musculoskeletal model

Body	Inboard Body ※1 Type	Joint	Inboard-To-Joint ※2 (m)			Body-To-Joint ※3 (m)			Joint Axes ※4			Mass (kg)	I (kg · m <sup>2</sup> )		
pelvis	ground	6 dof	—			—			1	0	0	11.150	0.0973	0.0825	0.0548
								0	1	0					
								0	0	1					
								1	0	0					
								0	1	0					
								0	0	1					
HAT	pelvis	3 dof	0.0000	0.1270	0.0000	0.0000	-0.3202	0.0000	0	0	1	32.413	1.3960	0.7153	1.3552
									1	0	0				
									0	1	0				
r. thigh	pelvis	3 dof	0.0000	-0.0700	0.0935	0.0020	0.1715	0.0000	0	0	1	8.806	0.1268	0.0332	0.1337
									1	0	0				
									0	1	0				
l. thigh	pelvis	3 dof	0.0000	-0.0700	-0.0935	0.0020	0.1715	0.0000	0	0	1	8.806	0.1268	0.0332	0.1337
									-1	0	0				
									0	-1	0				
r. shank	r. thigh	1 dof	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0000	0.1862	0.0000	-0.0809	0.0404	0.9959	3.510	0.0477	0.0048	0.0484
l. shank	l. thigh	1 dof	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0000	0.1862	0.0000	0.0809	-0.0404	0.9959	3.510	0.0477	0.0048	0.0484
r. hindfoot	r. shank	2 dof	0.0000	-0.2438	0.0000	-0.0359	0.0513	-0.0055	-0.0821	-0.0372	0.9959	1.20	0.0013	0.0037	0.0039
									0.8147	0.5772	-0.0542				
l. hindfoot	l. shank	2 dof	0.0000	-0.2438	0.0000	-0.0359	0.0513	0.0055	0.0821	0.0372	0.9959	1.20	0.0013	0.0037	0.0039
									-0.8147	-0.5772	-0.0542				
r. toes	r. foot	1 dof	0.0980	-0.0380	0.0180	-0.0269	-0.0185	-0.0051	-0.4694	0.0000	0.8829	0.2051	0.0001	0.0002	0.0001
l. toes	l. foot	1 dof	0.0980	-0.0380	-0.0180	-0.0269	-0.0185	0.0051	0.4694	-0.0000	0.8829	0.2051	0.0001	0.0002	0.0001

※1 Each body articulates with an Inboard Body by a joint of a particular type.

※2 The position of a joint relative to the center of mass of the body is defined by the Body-To-Joint vector.

※3 The position of the joint relative to the Inboard Body's center of mass is given by the Inboard-To-Joint vector.

※4 The direction of each joint axis is specified by a normalized vector (Joint Axes).

#### 4.1.3.2 Body Builder

OpenSim4.0 の筋骨格モデルにより算出された腰部の動きと、マーカ座標から直接的に算出された腰部の動きを比較することを目的に、VICON:NEXUS2 のアプリケーションである Body Builder を用いて動作中における L1/L2 間, L2/L3 間, L3/L4 間, L4/L5 間の関節角度を算出した。算出方法としては、各腰椎に貼付されたマーカ座標から、椎体ごとに座標系を定義し、下部の椎体の座標系と上部椎体の座標系(のオイラー角による相対角度を出すことにより各椎間の角度を計算した。

### 4.1.3 無線式表面筋電計

図 4.8, 4.9 に示す無線式表面筋電計(Delsys Trigno, Delsys 社製)を使用した. 図 4.9 に表面筋電計のベースステーション, 図 4.9 に EMG センサーを示す. 表面筋電計は, 被験者の体表の対象とする筋上に複数の電極をもつセンサーを貼付することによって, その電極間の電位差を計測することができる. 本研究では 2000 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 2000 Hz を 20 コマごとにブロック平均することで 100 Hz に変換し, (4.7) 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. (4.7) 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.

$$\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\} = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T \text{EMG}^2(t) dt} \quad (4.7)$$

その後, (4.8) 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.

$$\%MVC = \frac{\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\}}{\text{MVC}} \quad (4.8)$$



Fig. 4.8 Wireless surface electromyograph



Fig. 4.9 EMG sensor

## 4.2 実験条件

### 4.2.1 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3名である。被験者それぞれの身長、体重、年齢は表4.1に示す通りである。被験者の体表には図4.10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。

Table 4.1 Subject data

SUBJECT	AGE [years]	WEIGHT [kg]	HEIGHT [cm]
A	24	65	173
B	22	57	176
C	22	62	174
Mean	22.7	61.3	174.3
S.D	0.9	3.3	1.2

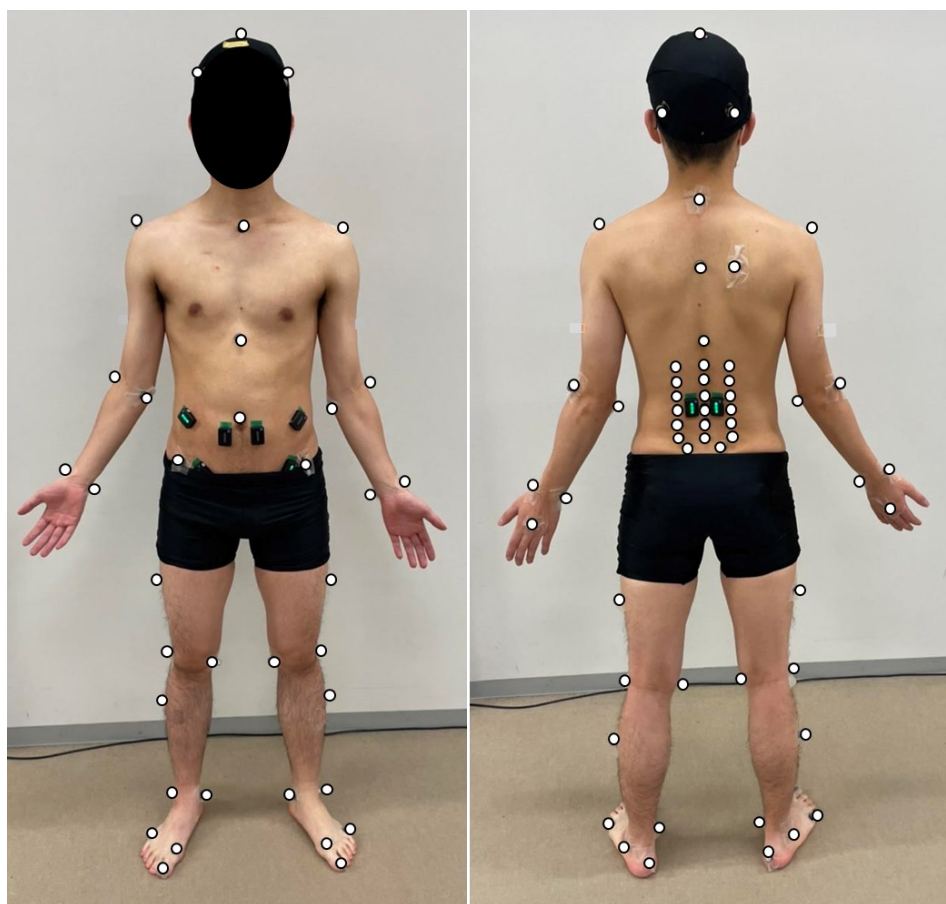


Fig. 4.10 The location of marker and surface EMG

### 4.2.2 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、自身の正面に置かれている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 4.11 に示す。

また持ち上げ対象物の重さの腰部負荷への影響を調べるため、おもりの重量は 0kg, 10kg, 20kg の重りを用意した。動作時の時間は持ち上げ動作が始まってから持ち上げきるまでを 3 秒、おもりの保持を 2 秒とし、同経路でおもりを下ろし始めてから下ろしきるまでを 3 秒とし計測した。

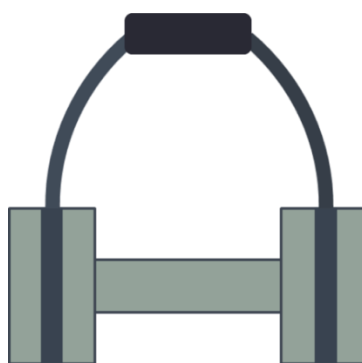


Fig. 4.11. The shape of the weight

### 4.2.3 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、胸骨剣状突起、第 5 胸椎棘突起、第 10 胸椎棘突起、第 12 胸椎棘突起および横突起、第 1 腰椎棘突起および横突起、第 2 腰椎棘突起および横突起、第 3 腰椎棘突起および横突起、第 4 腰椎棘突起および横突起、第 5 腰椎棘突起および横突起、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、両側前方側頭部、両側後方側頭部、両側肩峰、上腕骨内外側上顆、橈骨および尺骨茎状突起、内外側膝裂隙、下腿の側方、大腿部側方、両足の内外果、第 1 および第 5 中足骨頭、第 5 末節骨、頭踵骨最後方端にもマーカを貼付した(図 4.10 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，図 4.12 に示すように課題動作を開始した。

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。

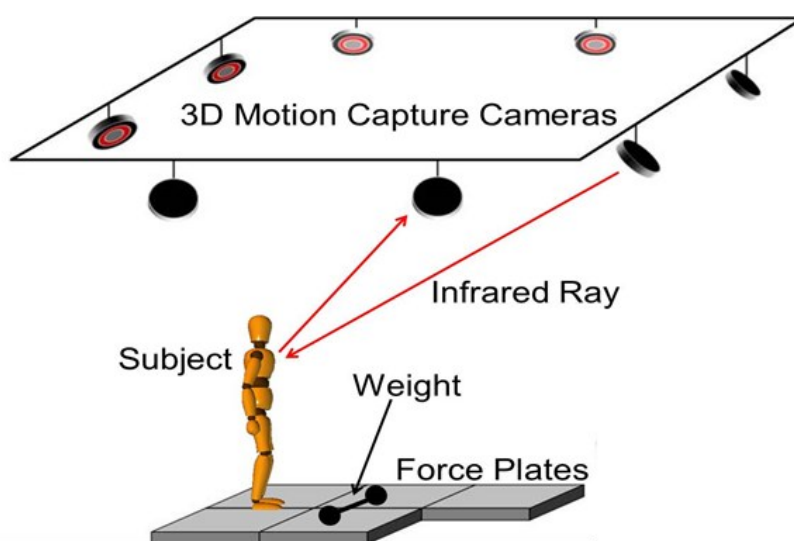


Fig. 4.12 Experimental outline

## 5 章 実験結果および考察

本章では 4 章で説明した実験の結果とそれに関する考察を述べる。5.1 では腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷に与える影響について述べる。また 5.2 では分節を持つ腰部モデルで解析を行った際に、持ち上げ対象のおもさが腰部負荷に与える影響について述べる。

### 5.1 腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷に与える影響

#### 5.1.1 腰部関節角度

図 5.1.1, 5.1.2 にそれぞれのモデルにおける腰部関節角度の経時的変化を示す。図に示す腰部関節角度は分節を持つ腰部モデルは L4-L5 間の相対角度、分節を持たない腰部モデルでは頭を含めた胴体の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の平均の値を表している。図中の横軸は正規化時間 (%) を示す。正規化時間は、動作開始時点をも 0 (%)、動作の終了時点をも 100 (%) として、動作の経過を表す。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、赤色が側屈、緑色が回旋の腰部関節角度とし、それぞれ **flexion**, **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。

各モデルの特徴として、分節を持つモデルの腰椎間角度は生体での実験値を参考として、腰部全体の角度から解剖学的可動域を基にした定数による割合で分配されている。分節を持たないモデルの各腰椎は可動することなく頭部を含めた胴体と骨盤の間のみ関節角度が発生する。そのため、モデルの関節の動作と実際の関節の動作と比較するために、図 5.1.3 で VICON:NEXUS2 のアプリケーションの **Body Builder** により反射マーカの位置座標から、動作中における各腰椎での伸展方向の関節可動域を算出し、それぞれのモデルにおける動作中の関節可動域と比較した。図において青色が分節を持つモデル(**Segment model**)、赤色が分節を持たないモデル(**Rigid model**)、黄色が **Body Builder** により直接算出した腰部関節可動域とした。

図 5.1.1, 5.1.2 から、2 つのモデルにおいて **flexion** が体幹の屈曲伸展運動に伴い変化し、**bending** と **rotation** は余り変化しなかった。分節を持つ腰部モデルにおいて、L4-L5 間の **flexion** は動作開始時に  $-9^{\circ}$  となり、おもりの保持時には約  $0^{\circ}$  となった。また分節を持たない腰部モデルにおいて、頭を含めた胴体部の骨盤に対する **flexion** は動作開始時に  $-62^{\circ}$  となり、おもりの保持時には約  $0^{\circ}$  となった。図 5.1.3 から **Body Builder** により反射マーカ座標から直接的に計算した L4-L5 間の可動域が約  $8^{\circ}$  となった。よって分節を持つ腰部モデルは、持たない腰部モデルと比較して、マーカ座標から直接的



に計算した各椎間の可動域に近い傾向を示した。その結果より分節を持つ腰部モデルの方が実際の腰部の動きを反映していると考えられる。モデル間で腰部負荷の解析点におけるセグメント間の角度が異なった要因としては、体幹が屈曲する際に、分節を持つ腰部モデルでは各椎間で徐々に角度が発生したのに対して、分節を持たない腰部モデルでは一点でまとめて角度が発生したためと考えられる。

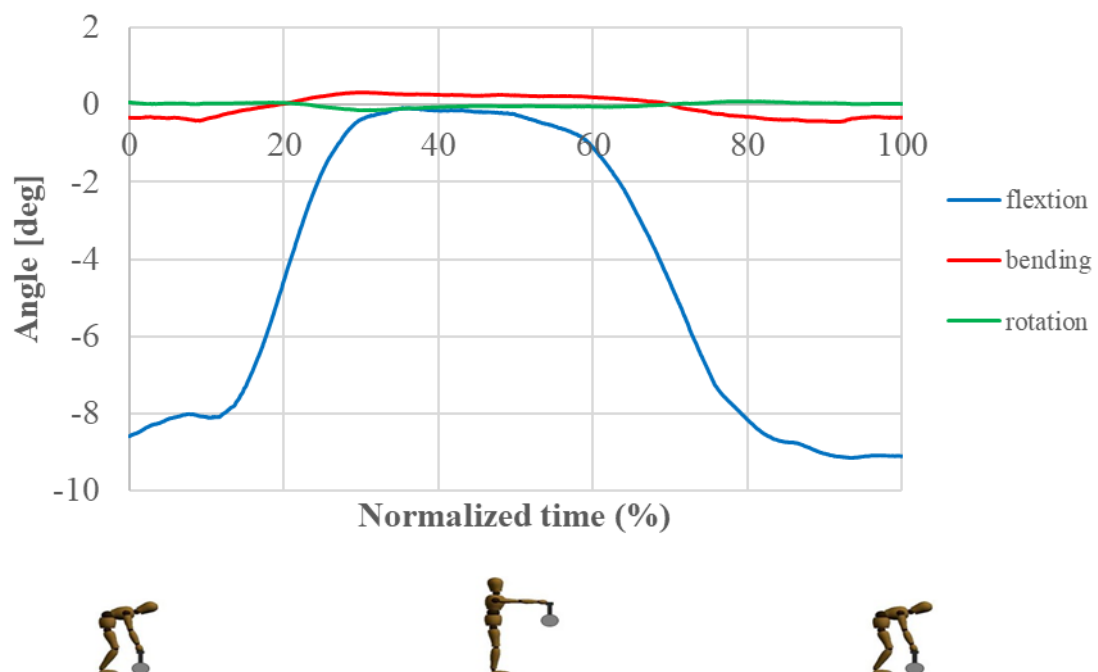


Fig. 5.1.1 L4/L5 angles in segmented lumbar model

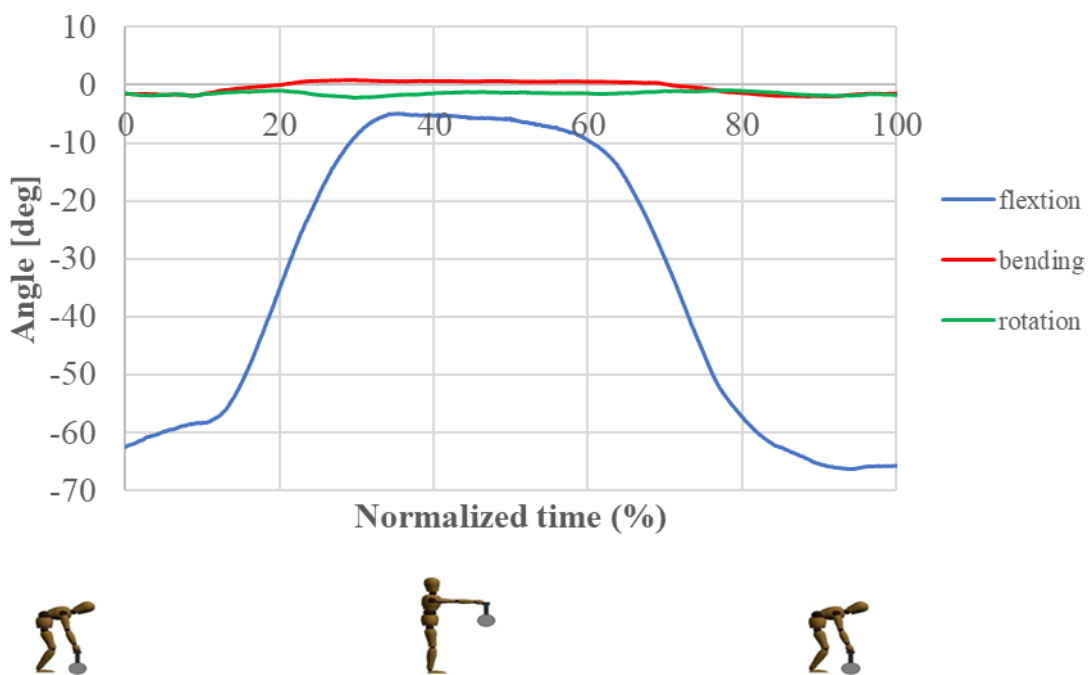


Fig. 5.1.2 Lumbar joint angles in non-segmented lumbar model

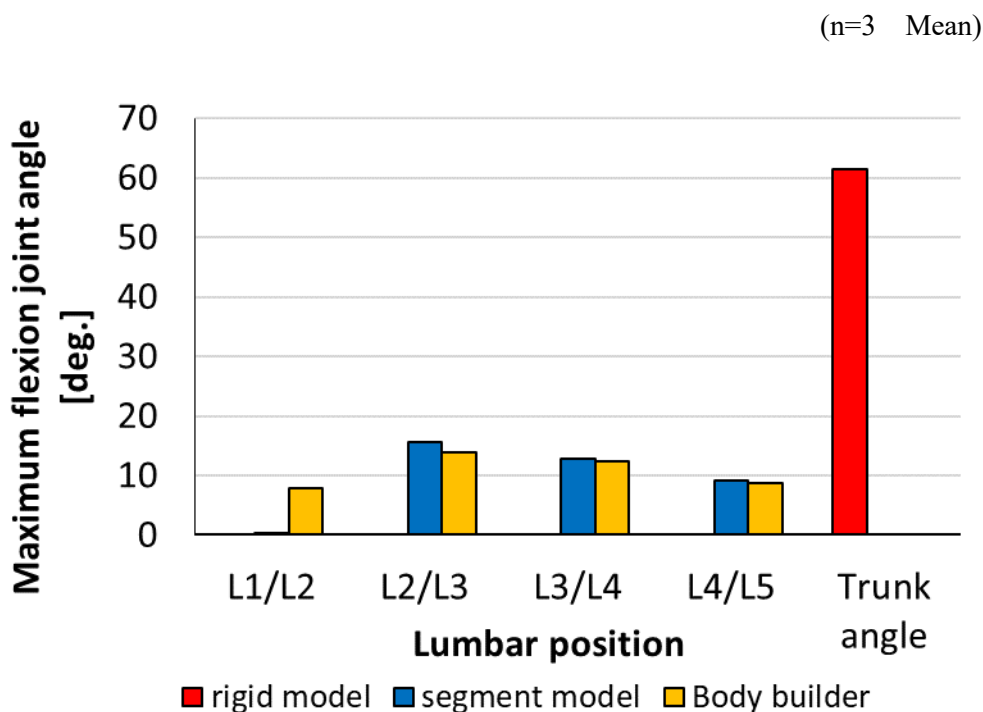


Fig. 5.1.3 Musculoskeletal models and Bodybuilder's lumbar joint range of motion

### 5.1.2 腰部関節モーメント

図 5.1.4, 5.1.5, 5.1.6 にそれぞれのモデルにおける腰部の関節モーメントの経時的变化を示す。図に示す関節モーメントは分節を持つ腰部モデルは L4-L5 間, 分節を持たない腰部モデルでは, 頭部を含めた胴体部と骨盤の間における関節モーメントである。これらのグラフは被験者の平均の値を表している。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分節を持つ腰部モデル, 赤色が分節を持たない腰部モデルの腰部関節モーメントを示している。それぞれ *segment model*, *rigid model* と称する。また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 5.1.4, 5.1.5, 5.1.6 から, 伸展モーメントは体幹の屈曲伸展運動に伴い変化し, 持ち上げおよび下ろし動作時に分節を持つ腰部モデルにおいて 160Nm, 分節を持たない腰部モデルにおいて 200Nm と, 分節を持つ腰部モデルで約 40Nm の減少が生じた。一方で側屈モーメントおよび回旋モーメントでは, 両モデルにおいて動作中にほぼ変化がなかった。分節を持つ腰部モデルにおいて伸展モーメントが小さな値を示した要因としては, 分節を持たない腰部モデル (図 5.1.7 中の赤色) の重心位置  $G$  と比較して, 分節を持つ腰部モデル (図 5.1.7 中の青色) は各腰椎が屈曲することで体幹全体の重心位置  $G'$  が骨盤側に移動し, 腰部からのモーメントアームが減少したためだと考えられる。

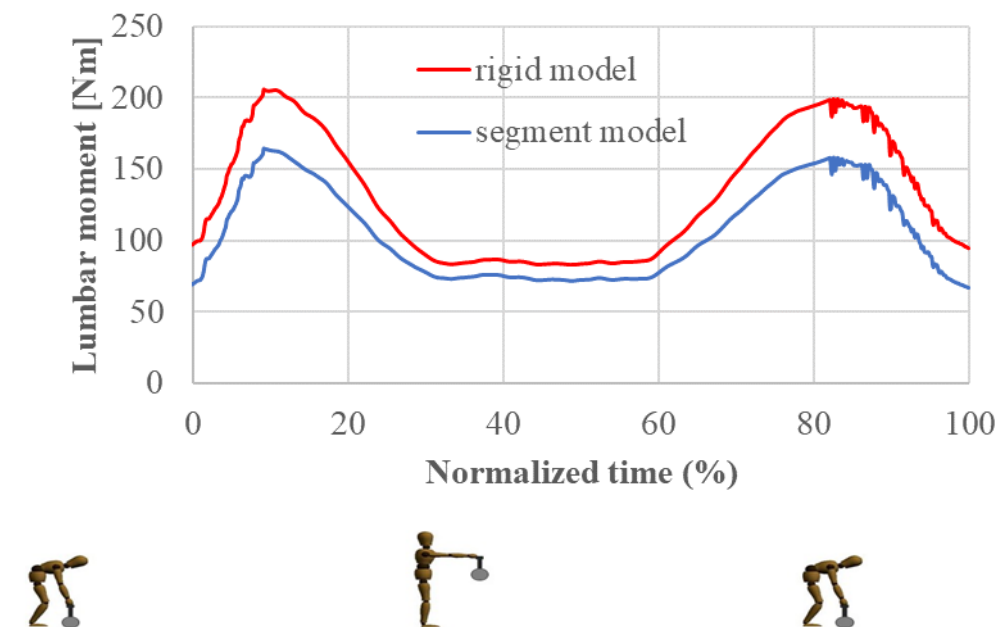


Fig. 5.1.4 Extension joint moment

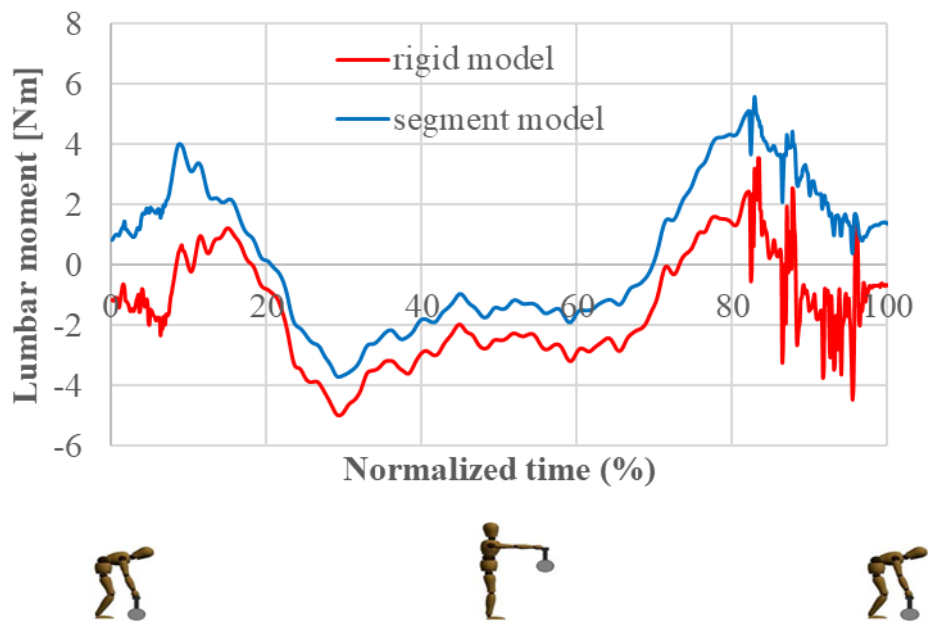


Fig. 5.1.5 Bending joint moment

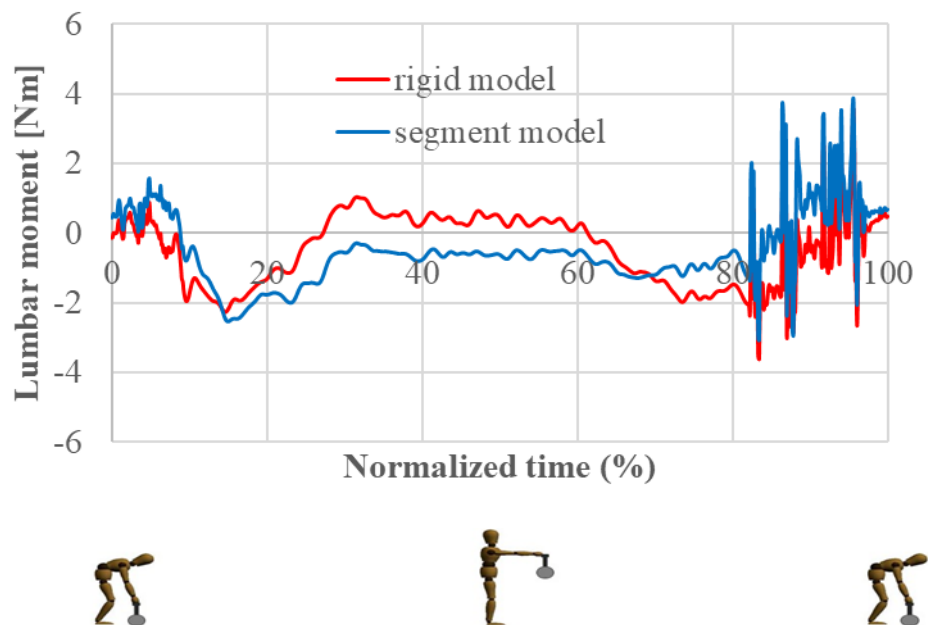


Fig. 5.1.6 Rotational joint moment

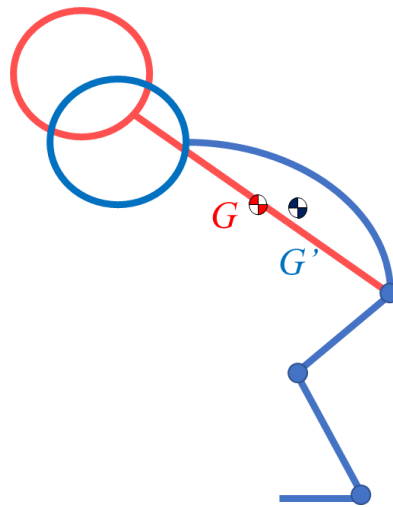


Fig. 5.1.7 Center of gravity shift due to lumbar flexion

### 5.1.3 腰部筋張力

図 5.1.8, 5.1.9 にそれぞれのモデルにおける腰部筋張力の経時的変化を示す。これらのグラフは被験者の平均の値を表している。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。全ての図において赤が腹直筋 (RA)、紫色が大腰筋 (PS)、ピンク色が腰方形筋 (QL)、青色が脊柱起立筋 (ES)、灰色が多裂筋 (MF)、緑色が外腹斜筋 (EO)、黄色が内腹斜筋 (IO) を示す。どちらのモデルにおいても、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、課題動作を通して最も大きく働き、最大で約 3600N の値を示した。こ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。

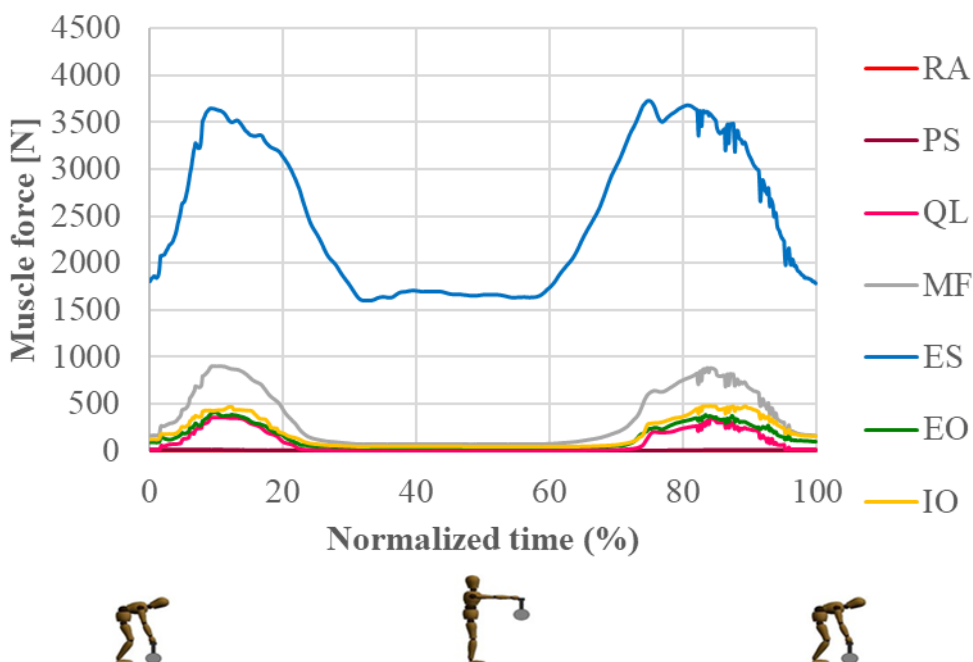


Fig 5.1.8 Muscle force of each muscle in segmented lumbar model

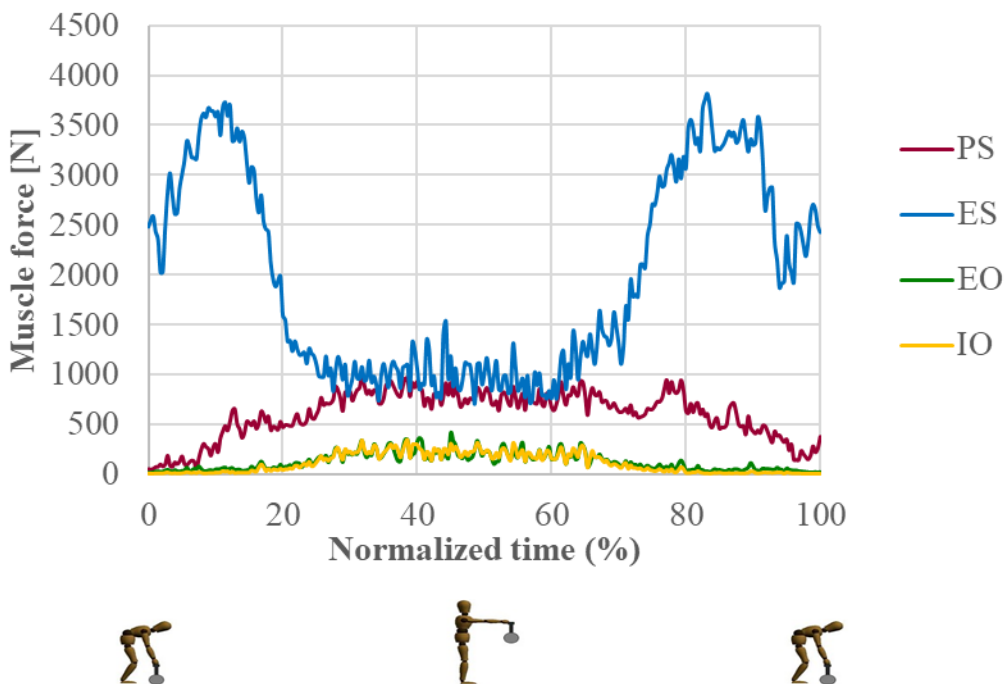


Fig 5.1.9 Muscle force of each muscle in non-segmented lumbar model

#### 5.1.4 腰部圧縮力およびせん断力

図 5.1.10 に腰部圧縮力, 5.1.11 にせん断力の経時的变化を示す. 図中の青色で示した分節を持つ腰部モデル(segment model)では L4-L5 間の圧縮力およびせん断力を表し, 図中の赤色で示した分節を持たない腰部モデル(rigid model)では体幹と骨盤間の圧縮力およびせん断力を示す. これらのグラフは被験者の平均の値を表している. 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 5.1.10, 5.1.11 からそれぞれのモデルにおいて, 腰部圧縮力および腰部せん断力はおもりの持ち上げ時の伸展運動および下ろし動作時の屈曲運動の際に大きな値を示すことがわかった. 最大腰部圧縮力は, 分節を持つ腰部モデルにおいて約 4800 N, 分節を持たない腰部モデルでは約 3200 N となり, 分節を持つ腰部モデルによる腰部圧縮力が大きな値を示した. 一方で最大せん断力においては, 分節を持つ腰部モデルでは約 600 N, 分節を持たない腰部モデルでは約 2500 N となり, 先ほどと異なり分節を持つ腰部モデルによる腰部せん断力は小さな値を示した.

その要因としては, 分節を持つモデルでは腰椎が可動するため, 各腰椎間で徐々に屈曲する. そのため腰部の一点で屈曲する分節を持たないモデルと比較して, セグメント間の関節角度が小さくなる. そのため圧縮方向に掛かる力が大きくなり, せん断方向に掛かる力が小さな値を示したと考えられる.



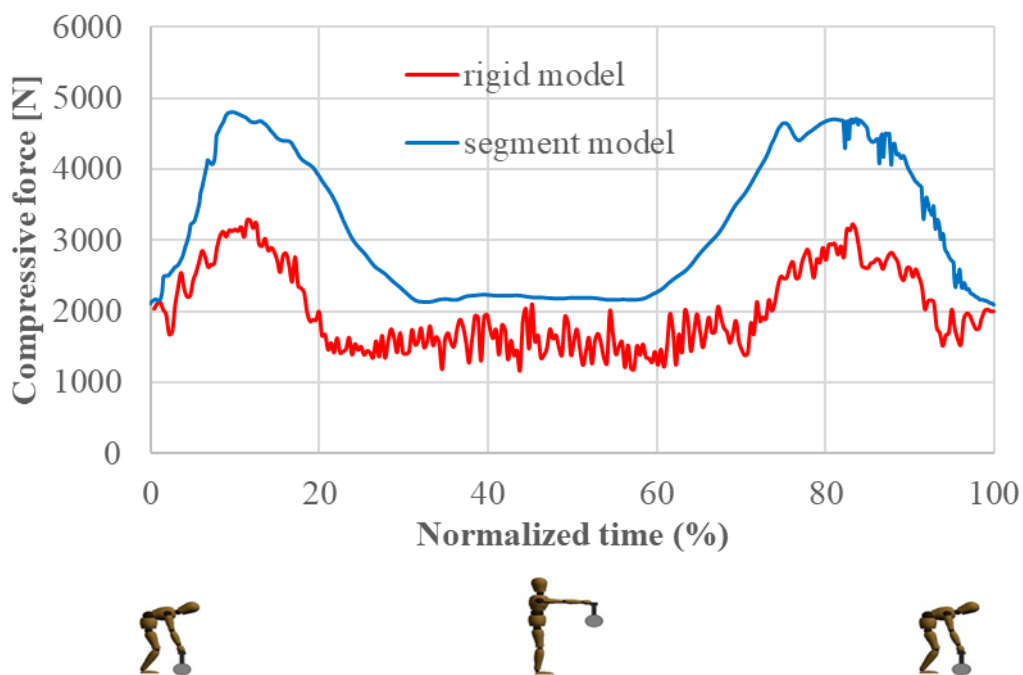


Fig. 5.1.10 Lumbar compressive force

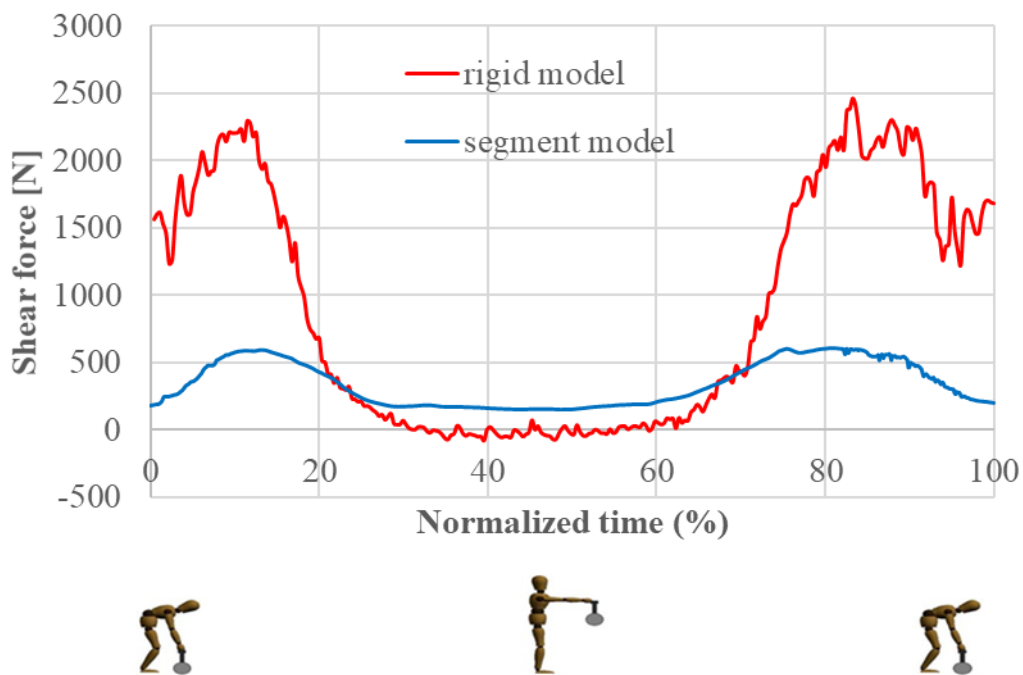


Fig. 5.1.11 Lumbar shear force in the front-back direction

### 5.1.5 腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷に与える影響に関する考察

5.1.2 節から分節を持つ腰部モデルでは分節を持たない腰部モデルと比較して腰部伸展モーメントにおいては小さな値を示した。分節を持たない腰部モデルでは、腰椎が屈曲することができない。実際の人体に近い分節を持つモデルにおいて、持ち上げ時は腰椎が屈曲することにより身体の重心が骨盤側に移動する。その結果、モーメントアームが短くなったためだと考えられる。5.1.4 節から、腰部圧縮力および腰部せん断力において、分節を持つモデルでは、分節を持たないモデルと比較して腰部圧縮力は大きな値を示し、一方で腰部せん断力では小さな値を示した。分節を持つモデルでは腰椎が可動するため、各腰椎間で徐々に角度が発生する。そのため腰部の一点で大きな角度が生じる分節を持たないモデルと比較して、圧縮方向に掛かる力が大きくなり、せん断方向に掛かる力が小さな値を示したと考えられる。また 5.1.1 節から分節を持つ腰部モデルと分節を持たない腰部モデルと比較すると、分節を持つ腰部モデル動きが実際にマーカ座標から算出した腰部の動きに近い動作を示した。これらのことから、持ち上げ動作のような体幹が大きく屈曲するような動作を解析する際は腰部の分節を考慮する必要があると考えられる。

## 5.2 持ち上げ対象物のおもさが腰部負荷に与える影響

### 5.2.1 腰部関節角度

図 5.2.1, 5.2.2, 5.2.3 にそれぞれ, 0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した持ち上げ動作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 L4-L5 間の相対角度である. これらのグラフは被験者の平均の値を表している. 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, 赤色が側屈, 緑色が回旋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.

課題動作において, 0kg, 10kg, 20kg のいずれの条件でも, L4-L5 間の伸展関節角度は約  $-9^{\circ}$  から  $0^{\circ}$  に推移した. また側屈および回旋の関節角度はほとんど生じなかった. よって, おもりの重量による L4-L5 間の関節角度への影響は少ないと考えられる.

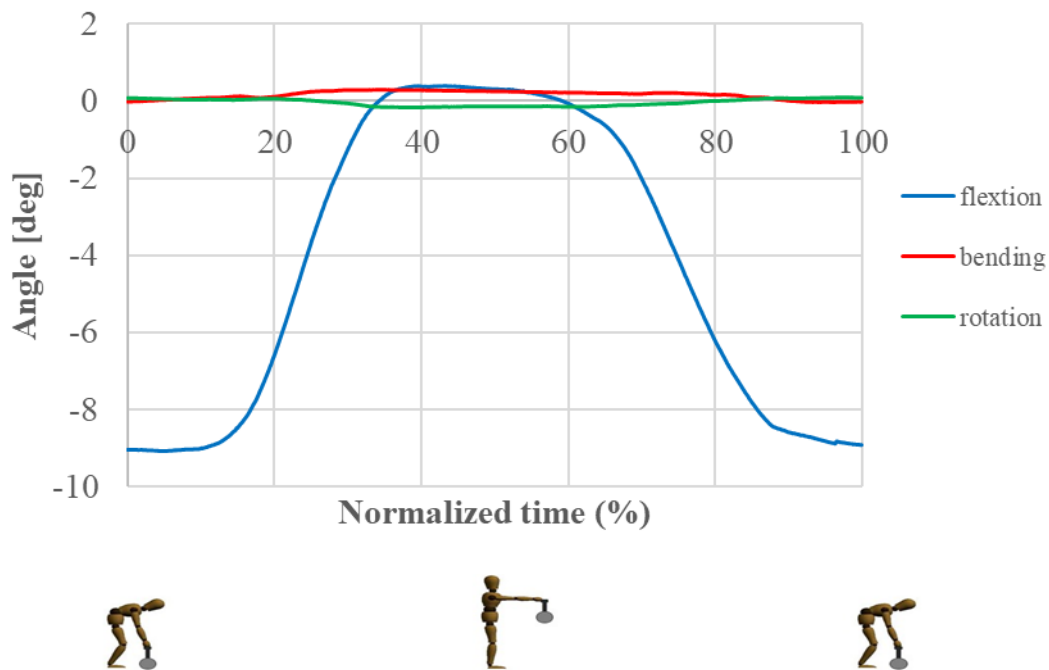


Fig. 5.2.1 L4/L5 angle with 0kg weight

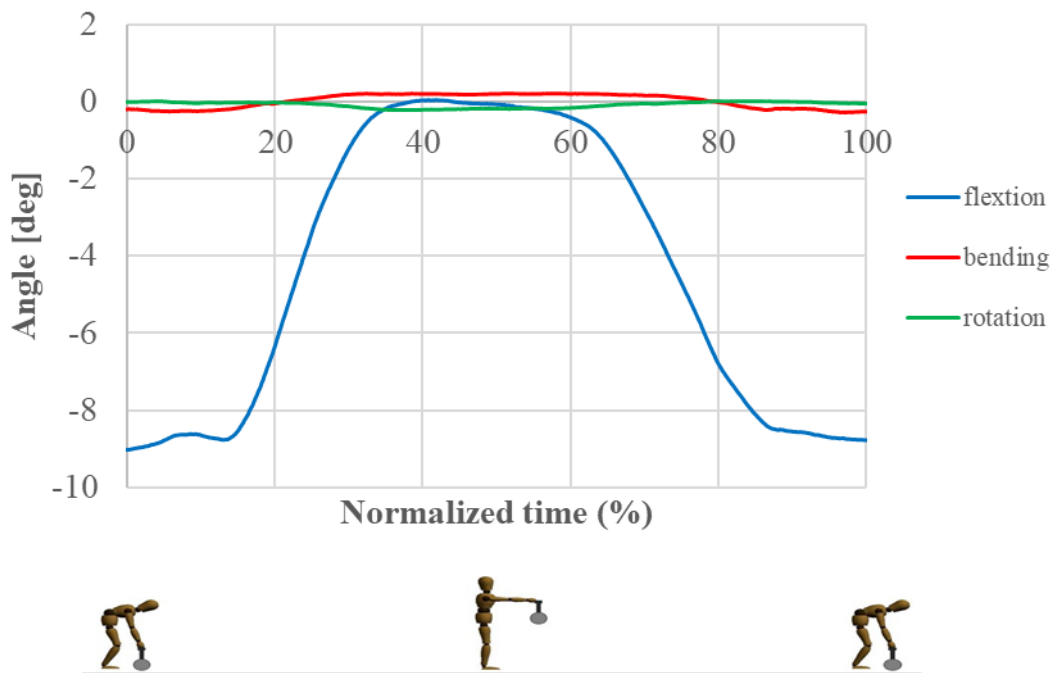


Fig. 5.2.2 L4/L5 angle with 10kg weight

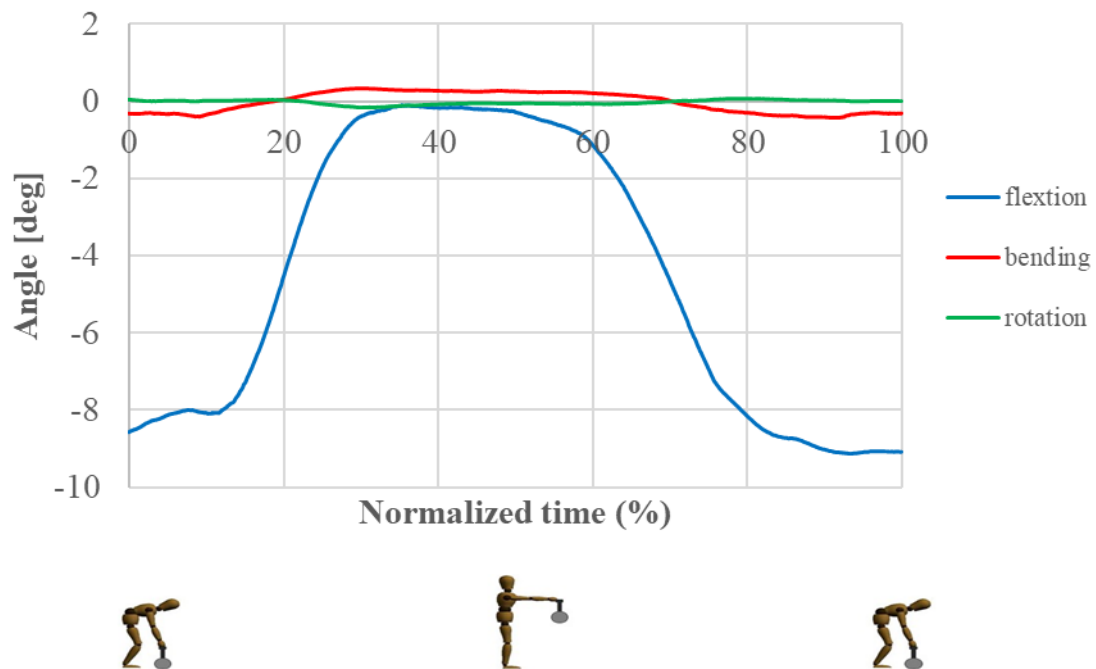


Fig. 5.2.3 L4/L5 angle with 20kg weight

### 5.2.2 腰部関節モーメント

図 5.2.4, 6.2.5, 5.2.6 にそれぞれ 0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した持ち上げ動作の関節モーメントの経時的変化を示す。図に示す関節モーメントは L4-L5 間の関節モーメントである。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 0kg の条件, 黄色が 10kg の条件, 赤色が 20kg の条件の腰部関節モーメントを示している。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 5.2.4, 5.2.5, 5.2.6 から, 伸展関節モーメントは, おもりの重量が増加するのに従って増加した。一方, 側屈や回旋方向の関節モーメントの値はおもりの重量による変化は示されなかった。よっておもりの重量は伸展方向の関節モーメントに影響を及ぼすと考えられる。

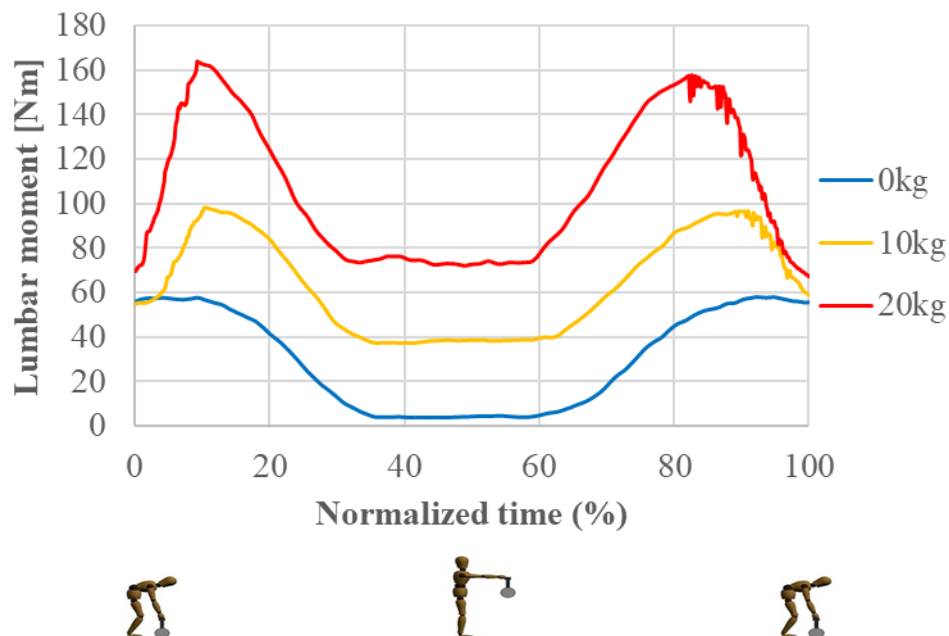


Fig. 5.2.4 Extension joint moment

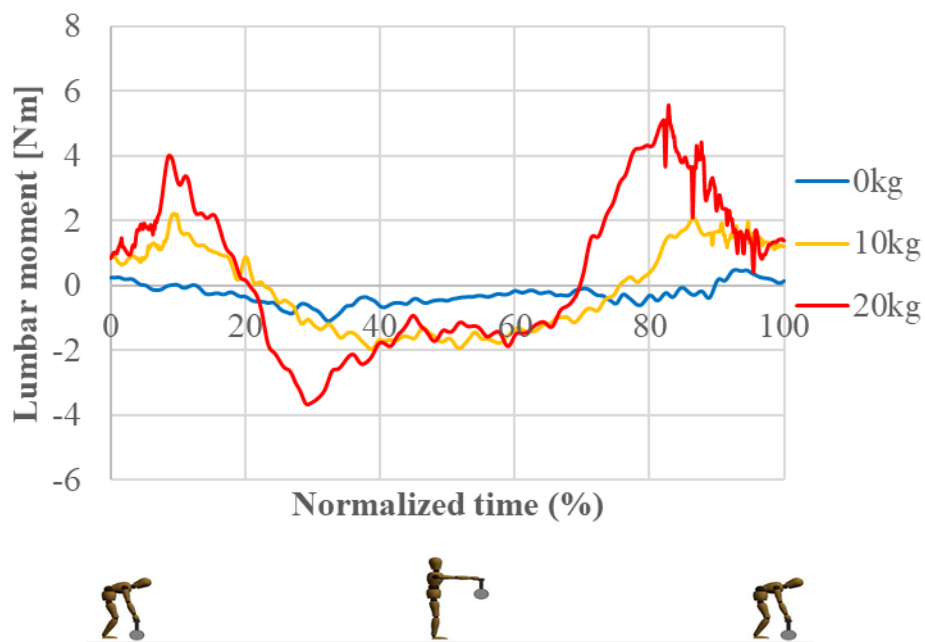


Fig. 5.2.5 Bending joint moment

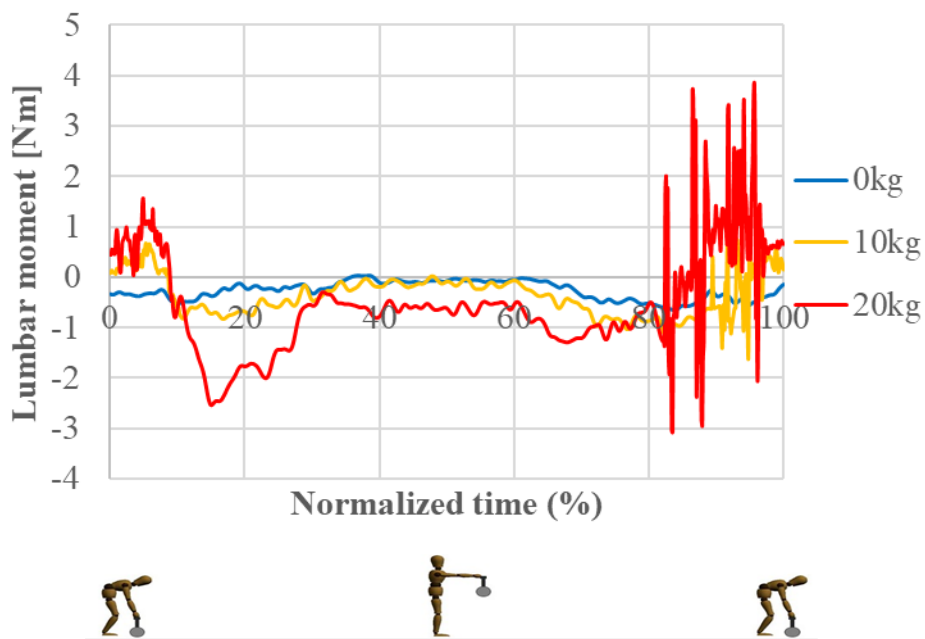


Fig. 5.2.6 Rotational joint moment

### 5.2.3 腰部筋張力

図 5.2.7, 5.2.8, 5.2.9 にそれぞれ 0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した持ち上げ動作における腰部筋張力の経時的変化を示す。これらのグラフは被験者の平均の値を表している。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。全ての図において赤が腹直筋 (RA), 紫色が大腰筋 (PS), ピンク色が腰方形筋 (QL), 青色が脊柱起立筋 (ES), 灰色が多裂筋 (MF), 緑色が外腹斜筋 (EO), 黄色が内腹斜筋 (IO) を示す。

図 5.2.7, 5.2.8, 5.2.9 から、持ち上げ動作および下ろし動作時において脊柱起立筋、内腹斜筋、外腹斜筋の筋張力が大きく発揮されていることがわかる。おもりの重量が増加すると特に多裂筋や腰方形筋の筋張力を増加した。保持動作時には、脊柱起立筋が大きく発揮され、他の筋肉は筋張力をほとんど発揮していなかった。よって持ち上げ動作および下ろし動作時は脊柱起立筋と、内腹斜筋、外腹斜筋、多裂筋、腰方形筋などの筋が分担して負荷を受けるが、保持動作時は脊柱起立筋が支配的になることが考えられる。

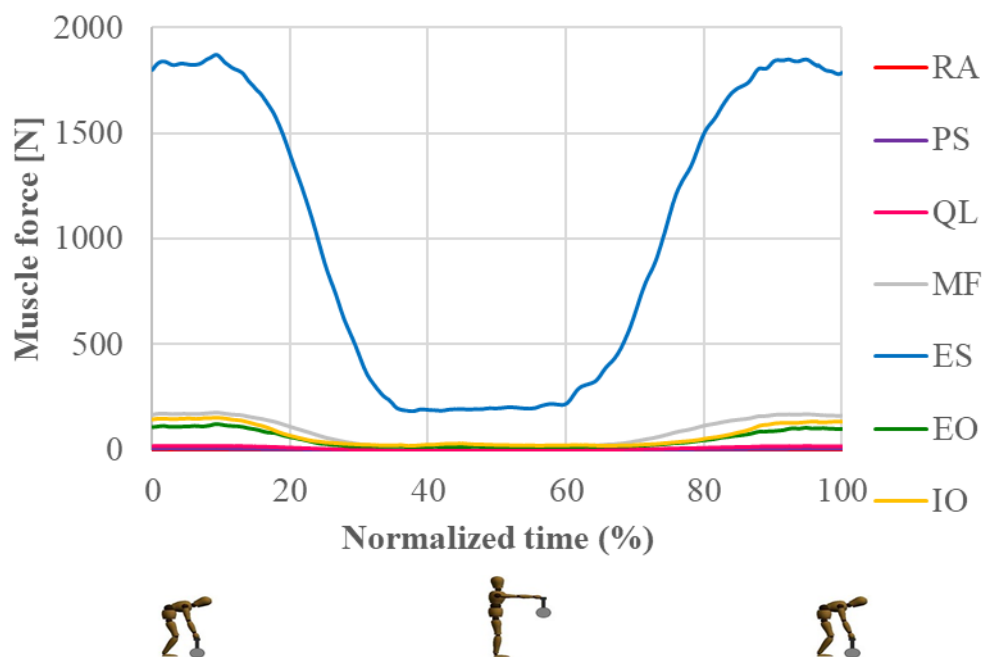


Fig. 5.2.7 Muscle force of each muscle with 0kg weight

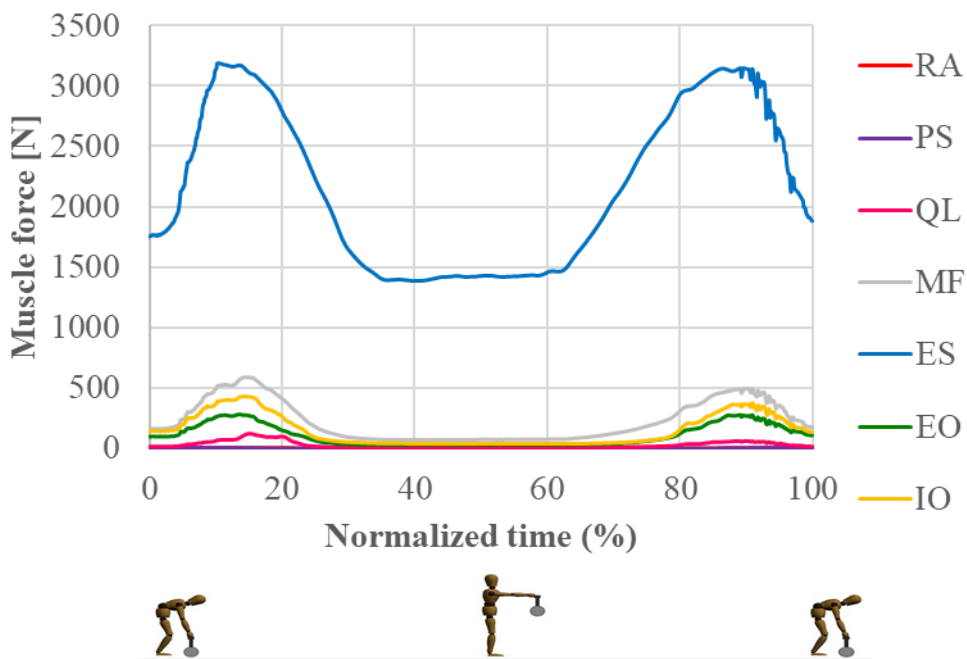


Fig. 5.2.8 Muscle force of each muscle with 10kg weight

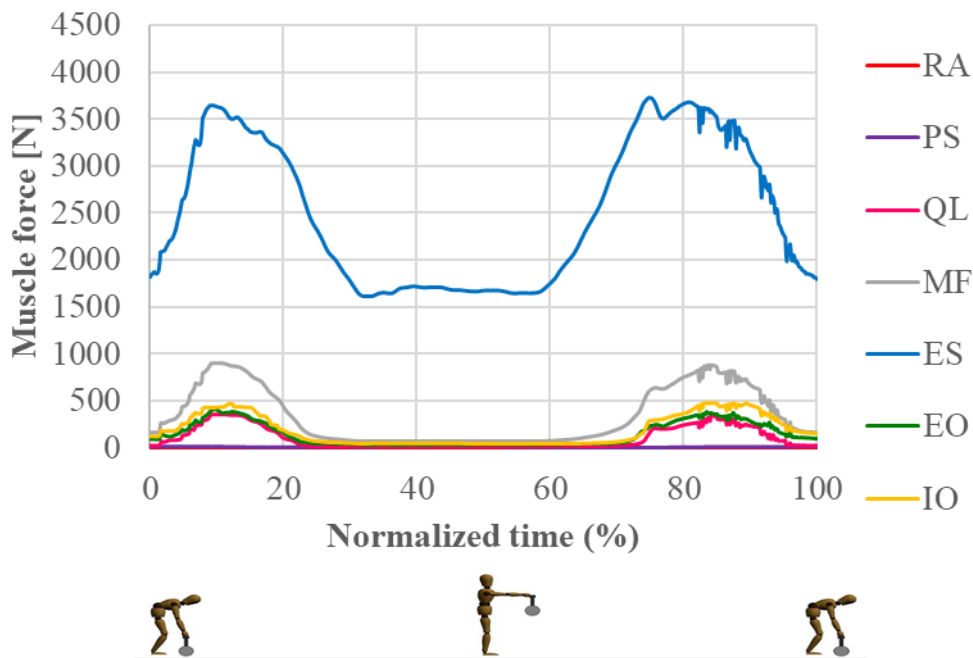


Fig. 5.2.9 Muscle force of each muscle with 20kg weight



#### 5.2.4 腰部圧縮力およびせん断力

図 5.2.10, 5.2.11 にそれぞれ 0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した持ち上げ動作における腰部圧縮力およびせん断力の経時的变化を示す。図に示す腰部圧縮力およびせん断力は L4-L5 間の圧縮力およびせん断力である。これらのグラフは被験者の平均の値を表している。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。青色は 0kg, 黄色は 10kg, 赤色は 20kg の条件を示す。

図 5.2.10, 5.2.11 から、持ち上げ対象物が重くなると圧縮力およびせん断力は増加したことがわかる。腰部圧縮力においては、持ち上げおよび下ろし動作時に極大値を示し、その値は持ち上げおよび下ろし動作時でほぼ同じであった。腰部せん断力においては、持ち上げ動作時に最大の値を示す傾向にあるが、おもりの重量が増加すると持ち上げおよび下ろし動作時でほぼ同じせん断力を示した。

米国労働安全衛生研究所の報告では、持ち上げ動作において腰部の障害リスクがある椎間板の許容限界値として、圧縮力を 3400N, せん断力を 1000N としている<sup>[16]</sup>。せん断力においては全ての条件で許容限界値を下回っていたが、圧縮力では、おもり負荷時 10kg で最大 3900N, 20kg の条件では 4800N と許容限界値を上回る結果となった。そのため腰部の圧縮力により 10kg 以上の負荷では腰部障害を引き起こすリスクが高くなると考えられる。

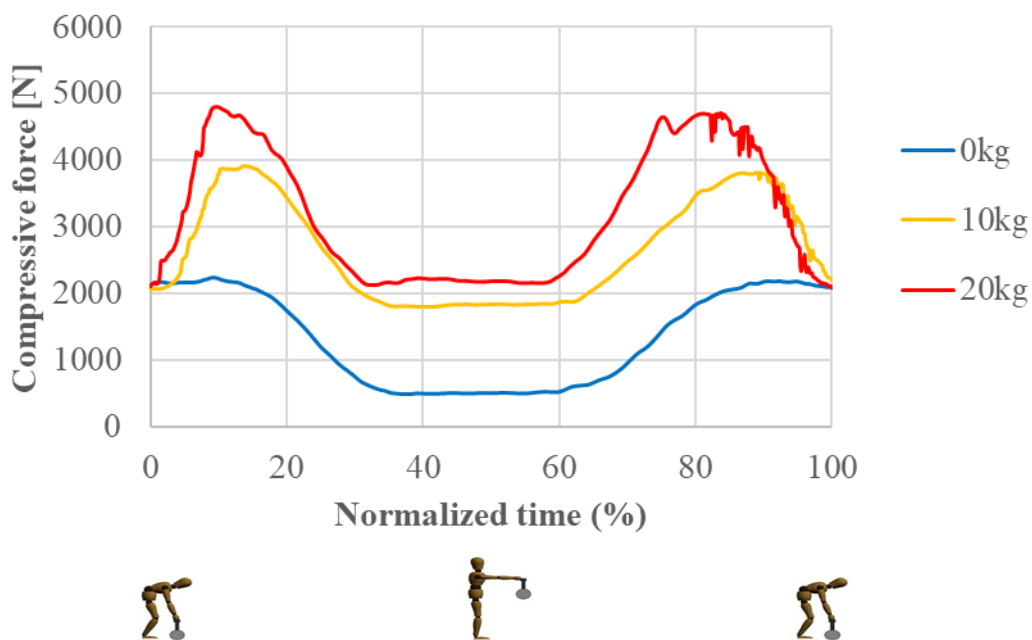


Fig. 5.2.10 Lumbar compressive force

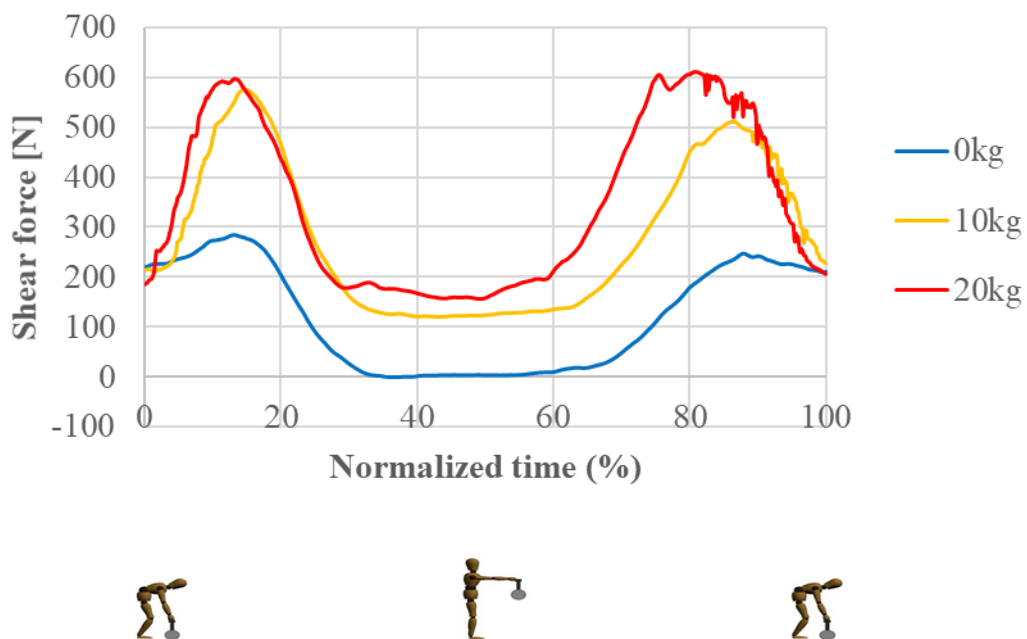


Fig. 5.2.11 Lumbar shear force in the front-back direction

### 5.2.5 最大筋電位に対する筋活動度 (%MVC)

図 5.2.12, 5.2.13, 5.2.14 にそれぞれ 0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した持ち上げ動作における筋活動度の経時的变化を示す。これらのグラフは被験者の平均の値を表している。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。全ての図において赤色が大腰筋 (PS)、緑色が外腹斜筋 (EO)、黄色が内腹斜筋 (IO)、青色が脊柱起立筋 (ES) を示す。図 5.2.12, 5.2.13, 5.2.14 から、脊柱起立筋、内腹斜筋の筋活動が動作を通して大きな値を示し、特に持ち上げ動作時に活発になっているとわかった。

5.2.4 節において腰部の圧縮力は、0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した各条件下においても持ち上げ動作時と下ろし動作時で、同等の数値が示された。おもりの重量による筋の能動的な働きへの影響を比較することを目的に、図 5.2.15 に各筋の、0kg, 10kg, 20kg のおもりを使用した際における、持ち上げ動作時の筋活動度で下ろし動作時の筋活動度を除した筋活動度の割合を示した。図 5.2.15 から、持ち働き上げ動作時の筋活動度で下ろし動作時の筋活動度を除した筋活動度の割合を比較すると、おもりが 0kg の条件と比較して 20kg の条件では、計測したすべての筋において活動が低下していた。

特に筋活動度が大きかった脊柱起立筋、内腹斜筋に注目すると、持ち上げ動作時と比較した際の、下ろし動作時の脊柱起立筋の活動度は 0kg では 8%程しか減少していなかったのに対して、10kg, 20kg の条件では約 20%の減少が示された。また内腹斜筋においては、0kg では 25%, 10kg では 15%程しか減少していなかったのに対して、20kg の条件で約 40%の減少が示された。よって持ち上げ対象物の重さを増加させると持ち上げ動作時と比較した際の、下ろし動作時の筋活動度が低くなる傾向があると考えられる。

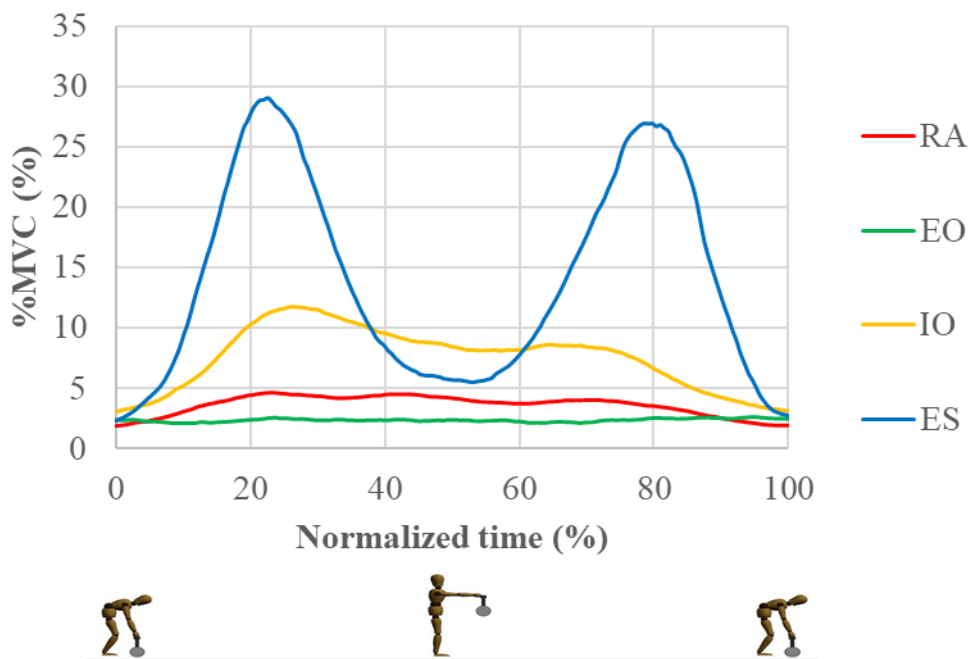


Fig. 5.2.12 %MVC with 0kg weight

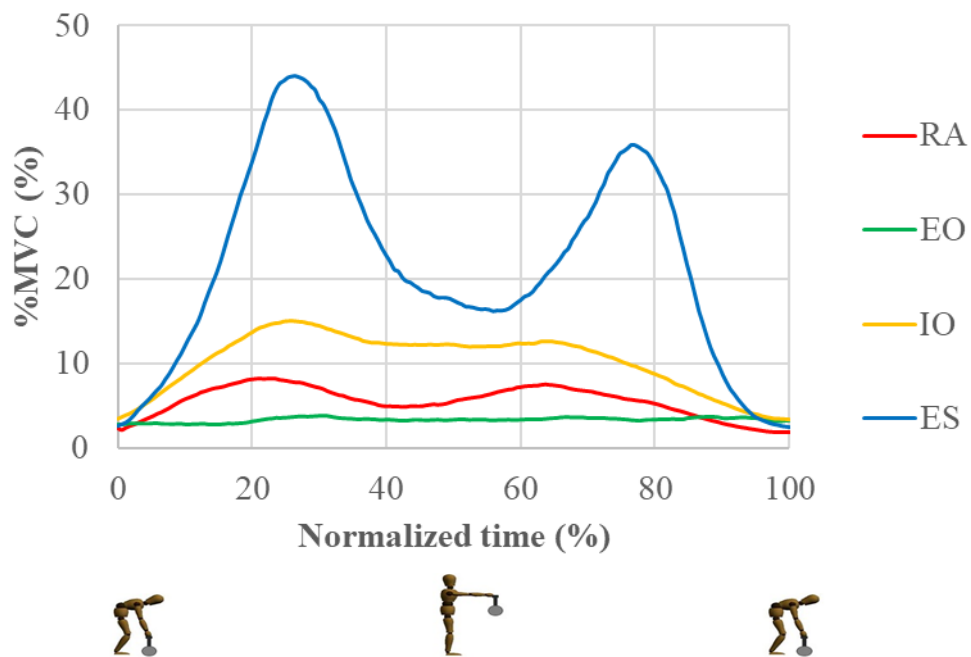


Fig. 5.2.13 %MVC with 10kg weight

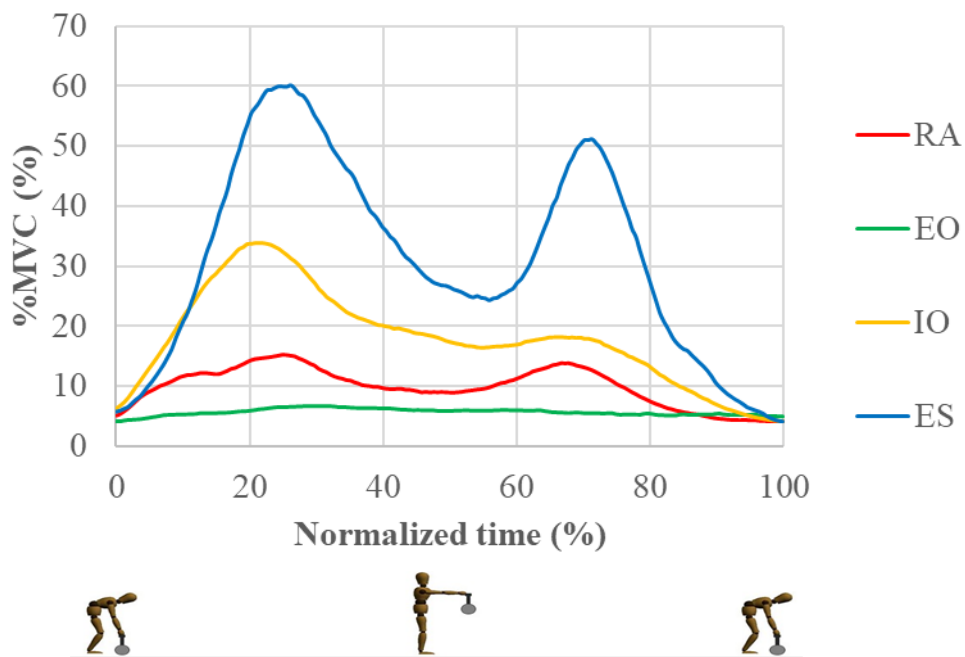


Fig. 5.2.14 %MVC with 20kg weight

(n=3 Mean)

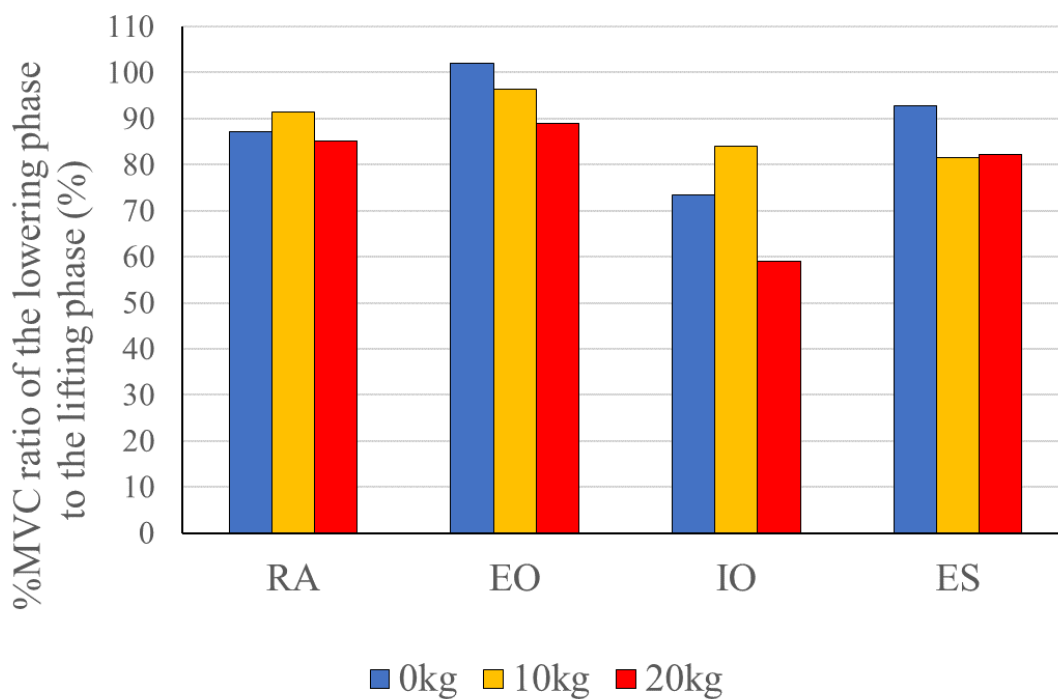


Figure 5.2.15 %MVC ratio of the lowering phase to the lifting phase

### 5.2.6 持ち上げ対象物の重さが腰部負荷に与える影響に関する考察

5.2.5 節に示したように、持ち上げ対象物の重さを増加させると、持ち上げ動作時と比較した際の、下ろし動作時の筋活動度が低くなる傾向が確認された。また 5.2.4 節では持ち上げ対象物の重さを増加させると腰部の圧縮力が大きくなり、障害のリスクが想定されるとわかった。さらに腰部の圧縮力が大きく増加したが、持ち上げ動作時と下ろし動作時の腰部の圧縮力の最大値はほとんど同じとなる傾向を示した。以上のことから、持ち上げ対象物の重さを増加させると、持ち上げ動作時と比較して、下ろし動作時の腰部の筋群が能動的に発揮する力の割合が低下していくと考えられる。そのため、下ろし動作時において靭帯や腱などの受動要素に負担が増加していることが推測される。よって持ち上げ対象の重量増加は障害の要因となり、特に下ろし動作時における障害のリスクが増加すると考えられる。

## 6章 結言

本研究では、腰部負荷の定量的な評価による腰部障害の防止を目的として、異なる腰部の構造を持つ筋骨格モデルによる腰部負荷への影響を評価した。その結果を踏まえて、腰部に複数の分節を持つ筋骨格モデルによる持ち上げ対象物の重さが腰部負荷に与える影響の差異を比較、検討した。その結果、以下の知見が得られた。

### ・腰部モデルにおける分節の有無が腰部負荷に与える影響

本研究では持ち上げ動作において、分節を持つ腰部モデルの L4-L5 間の伸展モーメントの値が分節を持たない腰部モデルの頭部を含めた胴体と骨盤間の伸展モーメントと比較して減少する傾向にあることがわかった。分節を持つ腰部モデルにおいて、腰部関節が可動することで、持ち上げ動作の際に各椎間が屈曲していたことから、体幹の重心位置が腰部の関節点に近づき、モーメントアームが減少したため、関節モーメントの減少が生じたと考えられる。また持ち上げ時および下ろし動作時において、分節を持つモデルでは、分節を持たないモデルと比較して腰部圧縮力は大きな値を示し、一方で腰部せん断力では小さな値を示した。分節を持つモデルでは各腰椎が可動することにより腰椎間で少しずつ屈曲する。しかし分節を持たないモデルでは腰部の一点で大きく屈曲する。そのため負荷を解析する2つのセグメント間角度に差が生じる。その結果として、分節を持つ腰部モデルは、持たないモデルと比較して、圧縮方向に掛かる力が大きくなり、せん断方向に掛かる力が小さな値を示したと考えられる。以上のことから、持ち上げ動作のような体幹が大きく屈曲するような動作を解析する際は腰部の分節を考慮する必要があると考えられる。

### ・持ち上げ対象のおもさが腰部負荷に与える影響

本研究では、解析には分節を持つ腰部モデルを使用し、持ち上げ対象物の重さを 0kg, 10kg, 20kg の3水準で規定して課題動作を行わせた。した。その結果、持ち上げ対象物の重さが増加するごとに腰部負荷が増大し、特に腰部圧縮力により障害のリスクが高まることが確認できた。また持ち上げ動作時と下ろし動作時の腰部の圧縮力の最大値はほとんど同じとなる傾向を示した。一方で、持ち上げ対象物の重さを増加させると、持ち上げ動作時と比較した下ろし動作時の筋活動度が低くなる傾向が確認された。以上のことから、持ち上げ対象物の重量増加は下ろし動作時において腰部の筋群が能動的に発揮する力が低下に繋がり、筋肉の受動要素における負担が増加すると推測される。よって持ち上げ対象物の重量増加は障害の要因となり、特に下ろし動作時における障害のリスクが増加すると考えられる。

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 令和元年度国民生活基礎調査の概況
2. 厚生労働省 令和元年度国民医療費の概況
3. 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, 1999.
4. Nachemson. A., Lewin, T., Maroudas, A., Freeman, M.A.R. : In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs, *Acta Orthop. Scand.*, Vol.41, pp.589-608, 1970.
5. 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.
6. Farfan, H.F., *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973.
7. Schultz, A., et al., A. Loads on the lumbar spine. *J. Bone Jt Surg*, 64-A, pp.713-720, 1982.
8. Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, et al.: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput Biol* 14(7),2018.
9. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007.
10. Margaret E. Raabe , Ajit M.W. Chaudhari :An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation, *Journal of Biomechanics*, 49, 1238–1243,2016.
11. Samuel R. Hamner, Ajay Seth , Scott L. Delp :Muscle contributions to propulsion and support during running, *Journal of Biomechanics*, 43, 2709–2716,2010.



12. Fujii R, Sakaura H, Mukai Y, Hosono N, Ishii T, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K :Kinematics of the lumbar spine in trunk rotation: In vivo three-dimensional analysis using magnetic resonance imaging. *Eur Spine J* 16(11):1867–187, 2007.
13. Rozumalski A, Schwartz MH, Wervey R, Swanson A, Dykes DC, Novacheck T :The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait Posture* 28(3):378–384, 2008.
14. Wong K, Luk K, Leong J,Wong S,Wong K : Continuous dynamic spinal motion analysis. *Spine* 31(4):414–419, 2009.
15. Anderson, F.C., Pandy, M.G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 2 (3),201–231,1999
16. Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A. and Fine, L.J., Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks, *Ergonomics*, Vol.36, No.7, pp.749–776,1993.

## 謝辞

---

本研究を遂行するにあたり、ご指導していただきました鈴鹿医療科学大学保健衛生学部理学療法科の中俣考昭先生に心より感謝いたします。先生の丁寧なご指導のおかげで研究を行うことができました。

そして生体システム工学研究室の稲葉忠司教授、吉川高正准教授、馬場創太郎助教授には多数の幅広い観点からご助言を賜りました。深く感謝申し上げます。

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人間支援システム研究室の池浦良淳教授にお礼申し上げます。

同チームの中村颯斗君、原田倫太郎には研究の被験者や実験の補助など様々な点で協力していただきました。また同期である池田智道君、石川燦斗君、一尾魁人君、世古口瞬君、富永怜君、服部祥也君のおかげで研究室生活を充実して送ることができました。本当にありがとうございました。

令和4年3月

牧野内 裕