

修士論文

平成 22 年度

持ち上げ動作時における腰部筋張力の  
力学的解析

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

二井 孝彰

# 目 次

---

|   |    |
|---|----|
| 第1章 緒 言 .....   | 1  |
| 第2章 体幹のバイオメカニクス .....                                 |    |
| 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 機能的脊椎単位 (FSU) と脊椎の安定要素 .....                      | 7  |
| 2.3.1 FSU の前方要素 .....                                 | 7  |
| 2.3.2 FSU の後方要素 .....                                 | 8  |
| 2.3.3 脊椎の靱帯 .....                                     | 9  |
| 2.4 脊椎のバイオメカニクス .....                                 | 10 |
| 2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system ..... | 10 |
| 2.4.2 Coupled motion (Coupling) .....                 | 10 |
| 2.5 筋のバイオメカニクス .....                                  | 11 |
| 2.5.1 筋の機能 .....                                      | 11 |
| 2.5.2 固有筋力 .....                                      | 11 |
| 2.5.3 腰部の筋 .....                                      | 12 |
| 2.5.4 腹圧 .....  | 13 |
| 第3章 計測機器概要 .....                                      |    |
| 3.1 床反力計 .....  | 15 |
| 3.2 三次元動作解析装置 .....                                   | 17 |
| 3.3 無線式表面筋電計 .....                                    | 19 |
| 第4章 筋張力算出方法 .....                                     |    |
| 4.1 関節角度 .....  | 22 |
| 4.2 関節モーメント .....                                     | 23 |
| 4.3 椎間板の復元モーメント .....                                 | 25 |

|              |                       |    |
|--------------|-----------------------|----|
| 4.4          | 靱帯モーメント .....         | 25 |
| 4.5          | 腹圧モーメント .....         | 28 |
| 4.6          | 筋モーメント .....          | 28 |
| 4.7          | 筋活動度 .....            | 28 |
| 4.8          | 筋張力の制約条件 .....        | 29 |
| 4.9          | 筋張力の算出 .....          | 31 |
| 4.10         | 腰部圧縮力の算出 .....        | 32 |
|              |                       |    |
| 第5章 実験概要     |                       |    |
| 5.1          | 被験者 .....             | 33 |
| 5.2          | 持ち上げるおもりの質量 .....     | 34 |
| 5.3          | 持ち上げる姿勢 .....         | 35 |
| 5.4          | 持ち上げる速さ .....         | 35 |
| 5.5          | 実験方法 .....            | 35 |
|              |                       |    |
| 第6章 実験結果及び考察 |                       |    |
| 6.1          | 腰部関節角度及び関節モーメント ..... | 38 |
| 6.1.1        | 経時変化 .....            | 38 |
| 6.1.2        | 腰部関節角度最大値 .....       | 48 |
| 6.1.3        | 腰部関節モーメント最大値 .....    | 49 |
| 6.2          | 椎間板・腹圧・靱帯モーメント .....  | 50 |
| 6.2.1        | 経時変化 .....            | 50 |
| 6.2.2        | 椎間板の復元モーメント .....     | 51 |
| 6.2.3        | 腹圧モーメント .....         | 52 |
| 6.2.3        | 靱帯モーメント .....         | 53 |
| 6.3          | 筋張力 .....             | 54 |
| 6.3.1        | 経時変化 .....            | 54 |
| 6.3.2        | 腹直筋の筋張力最大値 .....      | 64 |
| 6.3.3        | 外腹斜筋の筋張力最大値 .....     | 65 |
| 6.3.4        | 内腹斜筋の筋張力最大値 .....     | 66 |
| 6.3.4        | 脊柱起立筋の筋張力最大値 .....    | 67 |

|                      |    |
|----------------------|----|
| 6.4 腰部圧縮力 .....      | 69 |
| 6.4.1 経時変化 .....     | 69 |
| 6.4.2 腰部圧縮力最大値 ..... | 78 |
| 第7章 結 言 .....        | 81 |
| 参考文献 .....           | 82 |

# 1 章 緒 言

---

古代レバノン東部、メソポタミアの西部にあった遺跡テル・アブ・フレイラには新石器時代の集落跡が存在した。この遺跡は農業が行われていたことが確認された最古の遺跡である。この遺跡で、当時の人々の骨が出土した。出土した骨の椎体は変形しており、農作業における長時間の重労働によって腰痛を発症していたことが示唆されている<sup>[1]</sup>。それから7000年以上経過した現在でも多くの人々が腰痛に苦しんでいる。わが国において、厚生労働省が実施した平成19年国民生活基礎調査によると402万9千人が最も気になる症状として腰痛を挙げており、有訴者数は第1位である。

さて、物を持ち上げる動作は日常生活や労働環境で頻繁に行われる動作である。この動作は腰部に過剰な負荷を生じ易く、腰部障害の原因となる。この腰部障害が腰痛を発症させる。腰痛を生じると日常生活、労働業務に支障をきたし、さらに完治には長期の療養期間を要するため経済的損失も大きい。米国においては腰痛治療に要する年間医療費が200～500億ドル、腰痛による休業の損失が280億ドルという報告がある<sup>[2]</sup>。また、高齢者においては腰痛によって動作を行う意志が弱くなり、生活の質（QOL, Quality Of Life）の低下が懸念される。個人がより尊厳を保つことが出来る生活を実現するために、QOLの低下を防止する必要がある。したがって、先述の支障や負担を回避しQOLを低下させることなく、より充実した生活を送るためには、腰部障害の原因となる持ち上げ動作を評価し、腰部障害を防止する方策が必要である。持ち上げ動作において、持ち上げる物体の質量の減量や姿勢の適正化、すなわち腰部負荷の軽減により腰部障害を回避できることは知られているが、これらを定量的に評価した例は少ない。根拠に基づいた医療（EBM, Evidence Based Medicine）が求められている現在においては、この持ち上げ動作においても定量的な評価を行う必要性が高い。この評価により持ち上げる物体の質量、姿勢と腰部負荷の相関を見出すことができれば、腰部障害を防止できると考える。

腰部負荷の定量的評価指標として、腰椎に生じる圧縮力である腰部圧縮力が挙げられる。これは、腰部に働く個々の筋肉が長軸方向に発揮する張力（筋張力）と靱帯による力（靱帯張力）、腹圧による力（腹圧力）の和によって算出される。筋張力の算出について、関節モーメントから求める方法<sup>[3]</sup>と筋電図から求める方法<sup>[4]</sup>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。しかし、この方法は筋が共同収縮するような場合、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発生しないため筋張力の計算ができない。一方、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。しかし、こ

の方法だけでは力学的に整合性がとれないという欠点がある．そこで共同収縮にも対応できるように関節モーメント及び筋電位から筋張力を算出することが適切であると考えた．

腰部について関節モーメントと筋電図から筋張力を算出する研究はすでに行われている<sup>[5]</sup>が，事前に関節モーメントと筋電図，筋張力の関係性を被験者ごとに調査する実験が必要である．そこで本研究では，最適化手法を用いて 1 回の実験によって筋張力算出を行うことを試みた．

本研究では，三次元動作解析装置及び床反力計を用いることによって被験者の動作を記録し，関節角度や関節モーメントを算出した．また，無線式表面筋電計を用いることで被験者の動作時における筋電位を計測し，筋活動度を算出した．そして得られた関節モーメント及び筋活動度に対し最適化手法を用いることによって，持ち上げ動作中における腰部筋張力及び腰部圧縮力の経時的変化を導出した．さらに，持ち上げ動作に関与する筋以外の受動要素である椎間板や靱帯，腹圧についても考慮することで，実際の体幹組織の挙動に即した評価を行った．

本研究は腰部障害防止の実現を目的として，持ち上げ条件間で腰部に働くモーメントや筋張力，腰部圧縮力の差異を比較，検討することにより，持ち上げ動作における体幹の特性を明らかにするものである．

## 2 章 体幹のバイオメカニクス

### 2.1 脊椎の構成要素

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 個の椎骨には大きく分けて頸椎、胸椎、腰椎の 3 部分がある（図 2.1）。その中で、腰椎は 5 つの椎骨より構成され、頭側から L1, ..., L4, L5 とよばれている。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 1 に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第 2 に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第 3 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。脊椎は前額面では左右対称で、矢状面では 4 つの湾曲がある。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靱帯が存在し、脊椎の安定要素を構成している。

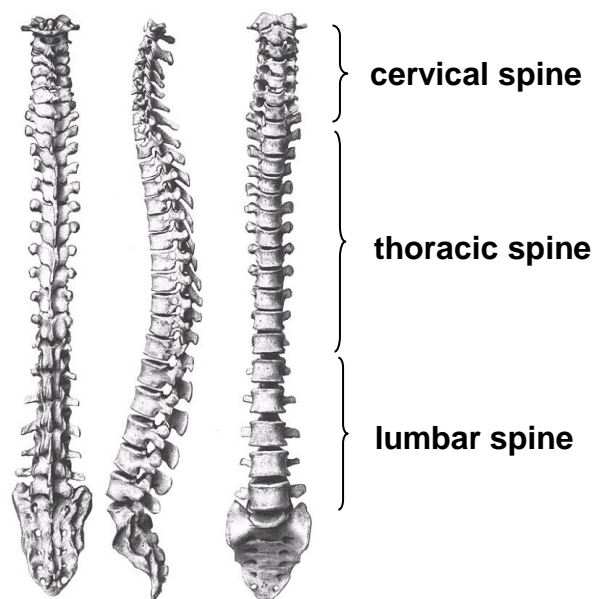
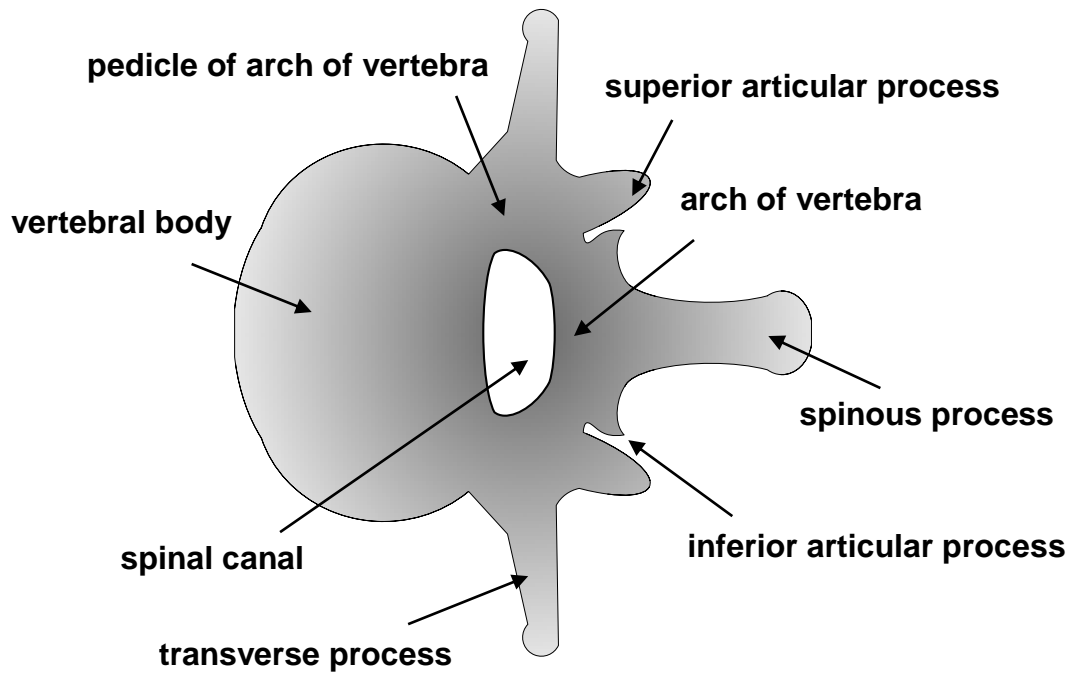
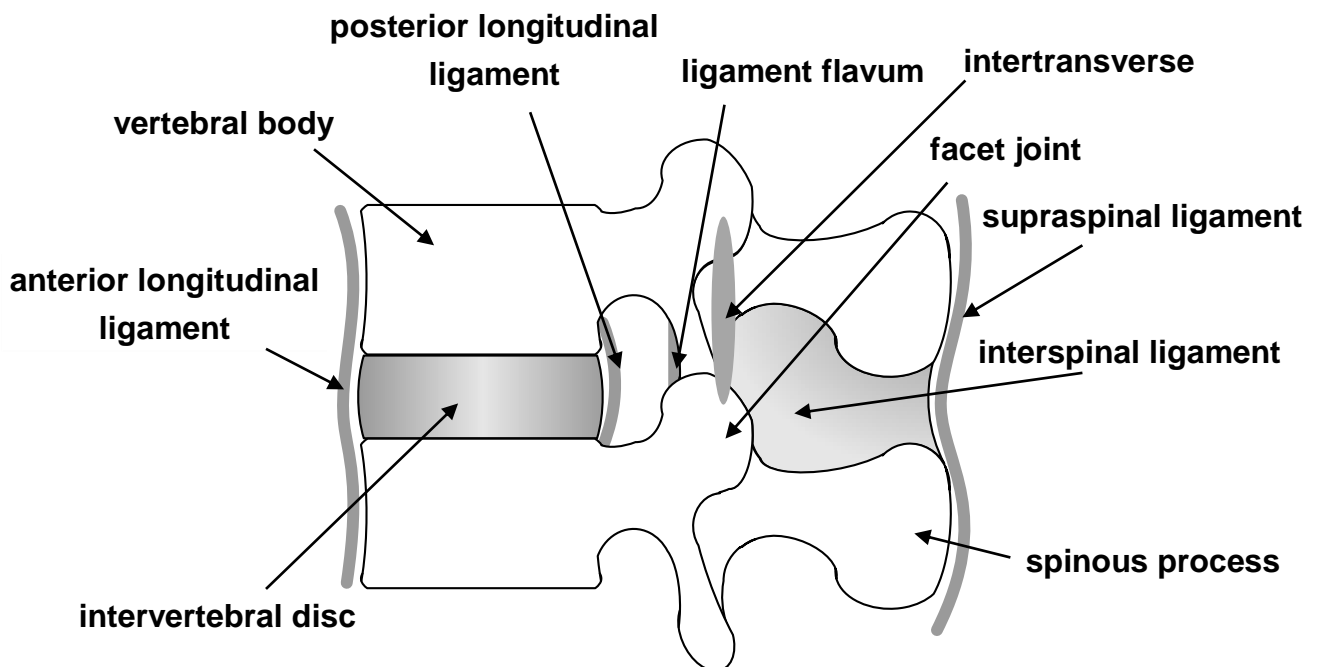


図 2.1 脊椎の前額面と矢状面



(a) cross section diagram



(b) left lateral view

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。椎体のみの圧縮試験では 6000~8000[N]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>[6]</sup>。しかし、これは年齢によって変化することはもちろんであり、特に 40 歳を超えるとその強度は減少してくる。

椎骨のみならず、骨には自己修復能があり、機械的要求に応じてその性状と形状を変化させることができる。例えば一般に、骨の密度は、使用しなかった場合や、使いすぎた場合に変化することが確かめられている。また、骨折の治療後あるいは、ある種の骨折手術の後に、骨の形状が変化することも確かめられている。すなわち骨は、機械的要求に適合する能力を有するといえる。

### 2.2.1 骨組織の構造

骨は、皮質骨と海綿骨からなる。これらの二つのタイプは、その多孔度に関してかなりの差があるといわれている<sup>[7]</sup>。多孔度とは、その骨組織における非鉱質組織を含む割合のことである。皮質骨の場合は、その多孔度は 5~30%の範囲であり、海綿骨では 30~90%以上とされている。ただし、多孔度の低い皮質骨と、多孔度の高い海面骨の区別はなかなか難しい。また、皮質骨は海綿骨と比較してより剛性が高い。すなわち、皮質骨は応力に対しては強いが、ひずみに対しては弱いといえる。皮質骨は、*in vitro* の実験では、2%以上のひずみがかわると骨折を惹起するが、海綿骨の場合は、7%を超えるまで骨折を惹起しない。それは、海綿骨はその多孔質な構造によって、より高いエネルギー蓄積能力を有するからである<sup>[8]</sup>。

皮質骨も海綿骨も異方性、つまり外力を加える方向に依存して機械的性質が変化する材料の性質を持つ。この異方性物質は、種々の方向に負荷された場合、種々の違った機械的特性を表す。骨組織は、縦軸方向と横軸方向で異なるからである。骨の強度は、負荷の方向でかなり変化する（図 2.3）。骨の強度と剛性は、通常負荷が最もかかる方向において最高値を示すと考えられている<sup>[9]</sup>。

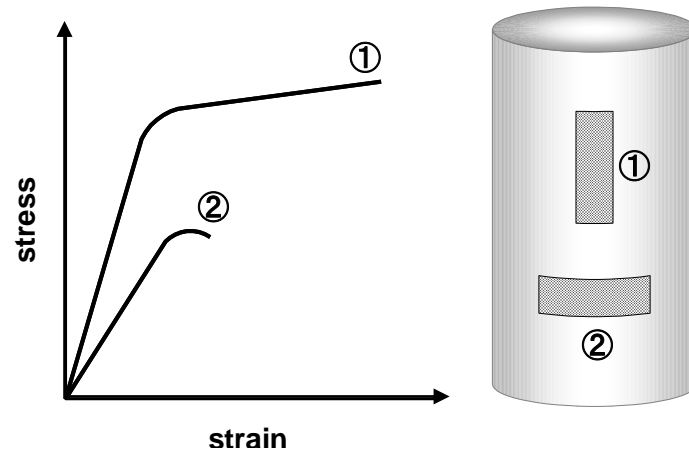


図 2.3 皮質骨（ヒト大腿骨）における縦軸方向と横軸方向の応力-ひずみ線図<sup>[4]</sup>

### 2.3 機能的脊椎単位 (FSU) と安定要素

脊椎の機能単位は運動分節であり、それは2個の椎体とその間に介在する軟部組織からなる。これを機能的脊椎単位 (FSU ; Functional Spinal Unit) とよび、二つの隣接する椎体、椎間板、縦走靱帯がその前方部分を、それに相応する椎弓、椎間関節、横突起、棘突起、そして靱帯が後方部分を構成している。

#### 2.3.1 FSU の前方部分

前方部分は脊椎の静的支持機構の中心であり、圧縮負荷の大部分が椎体と椎間板によって支持される。

椎体は主として圧縮負荷を支持するように形づくられ、上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。腰椎における椎体は、頸椎や胸椎に比べ、その高さはより高く、また、より大きな横断面を持つ。腰椎はこのようなサイズが大きいため、脊椎のこの部分が受けなければならないより大きな負荷を支持することが可能となる。よって、椎体の圧縮強度は、頸椎から腰椎へと下方へ進むにつれて増加し、腰椎におけるそれは、最下段に位置する L5 において 5.7[kN]といわれている<sup>[7]</sup>。

椎間板は機械的にまた機能的に非常に重要である。それは二つの構造物からなっている。内側部分は髄核であり、外側部分は線維輪である。髄核は水を結合したグリコサミノグリカンに富むコロイド性のゲルよりなる液状の物質で、70~90%の水分を含んでいる。線維輪は交叉性に配列したコラーゲン線維束を持つ線維軟骨からなり、層状構造をなす。格層の繊維の方向は椎体終板に対して 30[deg.]の傾斜を持っており<sup>[6]</sup>、このような繊維束の配列は高い曲げ、および回旋負荷に抵抗することを可能にしている。椎間板の重要な部分である軟骨終板は、硝子軟骨でできており、椎体より髄核および線維輪を分離させている。

また、椎間板は日常生活動作時に、圧縮、曲げ、ねじりの組み合わせのような複雑な負荷を受けている。もし椎間板に切開を施すと、髄核が突出してくるが、これは髄核が圧縮を受けていることを示している。椎間板は椎体を離そうとし、そのため輪状線維と縦走靱帯に引張を生じさせている。正常な髄核は、静水圧的に作用しており<sup>[7]</sup>、負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している。それゆえ、椎間板は運動分節で静水圧的機能を備えており、椎体間でクッションとして作用し、エネルギーを蓄え、負荷を分散させている。

屍体における正常及びやや変性した腰椎髄核での椎間板内圧の測定は、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10[N/cm<sup>2</sup>]であることを示している<sup>[10]</sup>。椎間におけるこの圧力は靱帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりで外より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が繊維輪に加えられる。これに対

する繊維輪の引っ張り強さは、椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは 0.7～1.4[MPa]、水平方向へはその約 5 倍、さらに繊維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている<sup>[6]</sup>。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が繊維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、繊維輪には均等な力が加わらず一部に応力が集中するため壊れやすくなる。

### 2.3.2 FSU の後方部分

後方部分は運動分節の動きを導いており、椎間関節の働きによるところが大きい。

椎間関節は一对の上下関節突起で形成されており、この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われ、関節包と靱帯で囲まれた滑膜関節である。椎間関節は脊椎運動のコントロールに最も大きく関与し、運動の方向はこの関節面の向きによって規定される。そして、この方向は、全脊椎を通じて横断面と前額面に関連して変化する。最上部の二つの頸椎を除いて、それらの関節は水平方向に向いているが、頸椎の椎間関節の関節面は水平面に対して 45[deg.]傾き、前額面に対しては平行である。これらの頸椎椎間関節の配列は屈曲、伸展、側屈、回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対し 60[deg.]、前額面に対し 20[deg.]の傾きをもち、側屈、回旋、そしてある程度の屈曲、伸展を許している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角に、前額面に対して 45[deg.]の傾きをもっている<sup>[7]</sup>。この配列は屈曲、伸展、および側屈を許容するが、回旋はほとんどできない。腰仙部の椎間関節は腰椎部における他の椎間関節と異なっている。この部位での関節面の方向と形状はある程度の回旋を許容している<sup>[11]</sup>。ここで挙げられた値はおおよそのものであり、関節面の向きは一個体の中でも個体間でも変化があることに注意しなければならない。

関節面は以前には、運動分節の運動のガイドに主な意味があり、負荷を支持する機能はわずかだと考えられていた。しかし、最近の研究では、それらの負荷支持機能はもっと複雑であることが示唆されてきた。脊椎の位置によって、関節面と椎間板との間の負荷分担は変化する。関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30% である。関節面の負荷支持機能は脊椎が過伸展位にある時、特に明瞭である<sup>[12]</sup>。せん断力に抵抗するのに椎弓と椎間関節が重要であることは、脊椎分離症や関節欠損の状態では椎体が前方にずれる危険があることで具体的に示されている。

横突起、棘突起は脊椎筋の付着部となっており、それらの筋肉の活動が動きを開始させ、また脊椎に対する外因的な安定性に寄与している。

### 2.3.3 脊椎の靱帯

図 2.2 (b) に示すように脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間、棘上の 7 靱帯が存在する。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靱帯は、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。黄色靱帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靱帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靱帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靱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靱帯との間の距離は、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。

靱帯の効果としては、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>[13]</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靱帯の持つ機能の一つである。

## 2.4 脊椎のバイオメカニクス

### 2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system

脊椎の運動を生体力学として3次元的に考えるために White と Panjabi によって提唱, 導入されたものである (図 2.4). 図のように, 脊椎の運動を3次元直交座標で考えると,  $x$ ,  $y$ ,  $z$  軸に対してそれぞれ並進と回旋の運動を持つため, その自由度は6自由度となる.

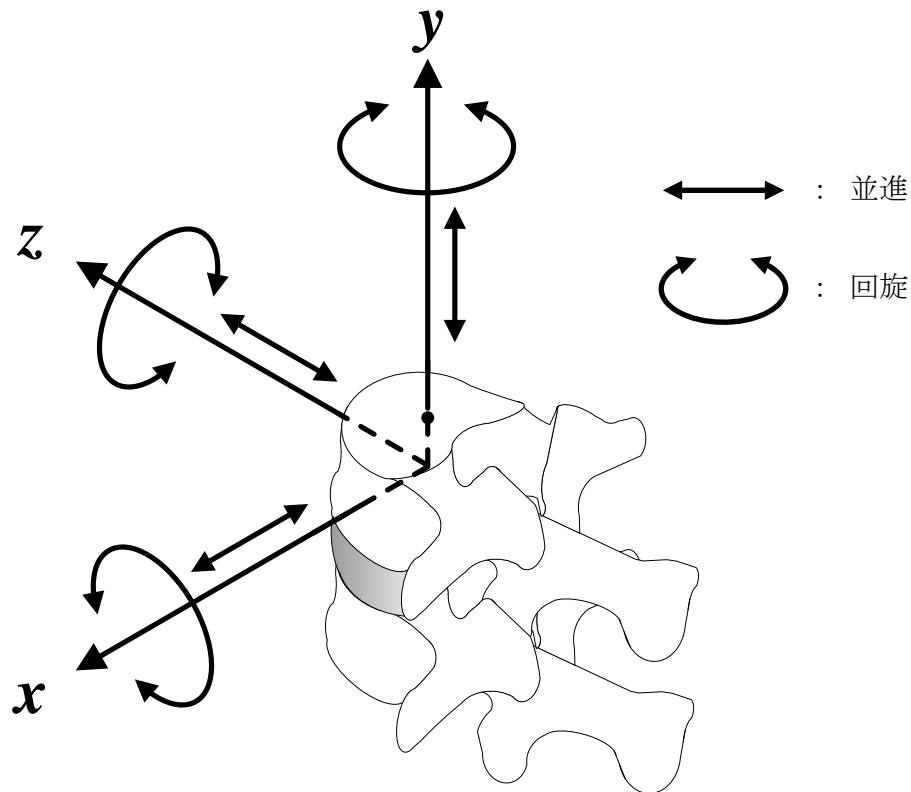


図 2.4 Right-handed orthogonal coordinate system<sup>[7][14]</sup>

### 2.4.2 Coupled motion (Coupling)

生体内においては, 例えば単軸引張や圧縮などの純粋な力やトルクが加わることはなく, 引張とねじりなどといったように複合された力が加わる. このように, 一軸における主運動 (main motion) である並進や回旋には, 他軸に関する並進や回旋が付随して生じることが通常であり, この付随した運動のことを **Coupled motion** という<sup>[15]</sup>. 例えば, Miles と Sullivan は腰椎において, 側屈運動には棘突起が側屈した方向に向かう回旋運動を伴うことを報告している<sup>[16]</sup>.

## 2.5 筋のバイオメカニクス

### 2.5.1 筋の機能

骨格筋は動作を起こす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たり、体幹や関節を支持して安定させたり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 2.5 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線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。

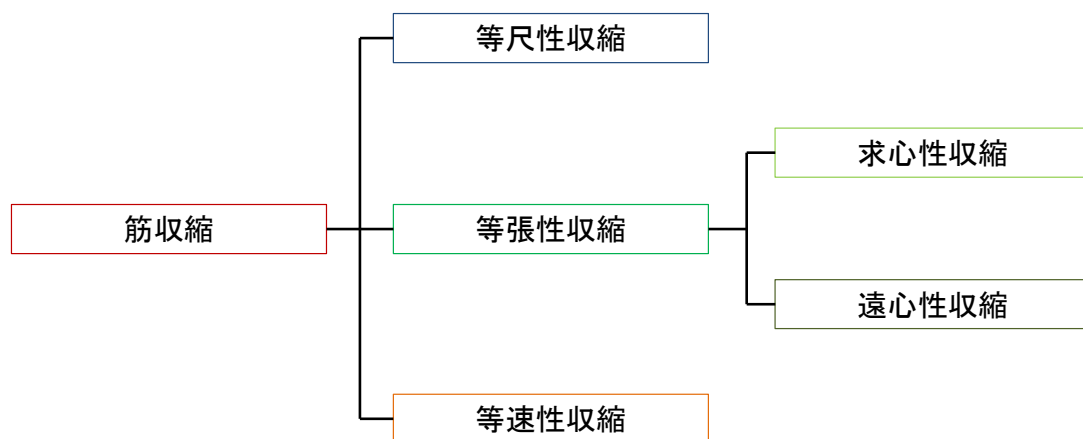


図 2.5 筋収縮の様態

### 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あ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

[17][18][19]

### 2.5.3 腰部の筋

図 2.6 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) 及び脊柱起立筋[腸肋筋 (iliocostalis) 及び最長筋 (longissimus)]が存在する．腹直筋は胸部を引き下げたり，骨盤前部を引き下げたり，脊柱を前方に曲げる作用がある．外腹斜筋は脊柱を前屈，体幹の回旋や側屈に作用する．内腹斜筋は体幹の屈曲や回旋に作用する．大腰筋は大腿が固定されているときには体幹を屈曲させ，体幹が固定されているときには大腿を屈曲させる作用がある．腰方形筋は腰椎を屈曲させたり，腰部を反らす．多裂筋は脊柱の回旋や後屈に作用する．脊柱起立筋は脊柱を反らせたり，肋骨の引き下げに作用する．

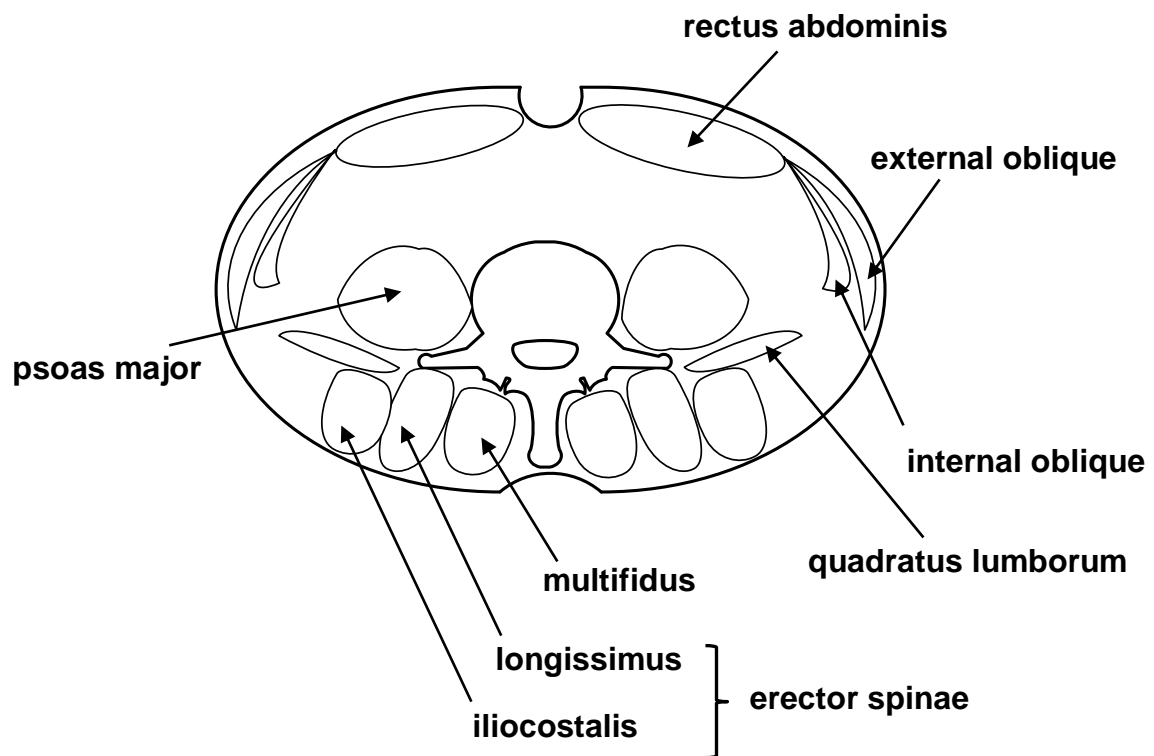


図 2.6 L4/L5 付近の体幹筋



#### 2.5.4 腹圧

腹圧 IAP (Intra Abdominal Pressure) は腹筋を強力に収縮させることで随意的に増加させることができる。これを Valsalva 法という。この Valsalva 法が重量物を持ち上げる際に、腰部負荷を軽減して腰椎を保護するという考えが提唱されている<sup>[20]</sup>。しかし、その役割は物を持ち上げたときの体幹を固定したり、腹斜筋や腹横筋が働くことで体幹部を固定して体幹組織を守ることが主である。

## 3 章 計測機器概要

---

被験者の動作を解析するため、カメラ 10 台から成る三次元動作解析装置と床反力計 5 枚、無線式表面筋電計を計測機器として使用した。図 3.1 に実験室の様子を示す。計測機器の概要は以下の通りである。

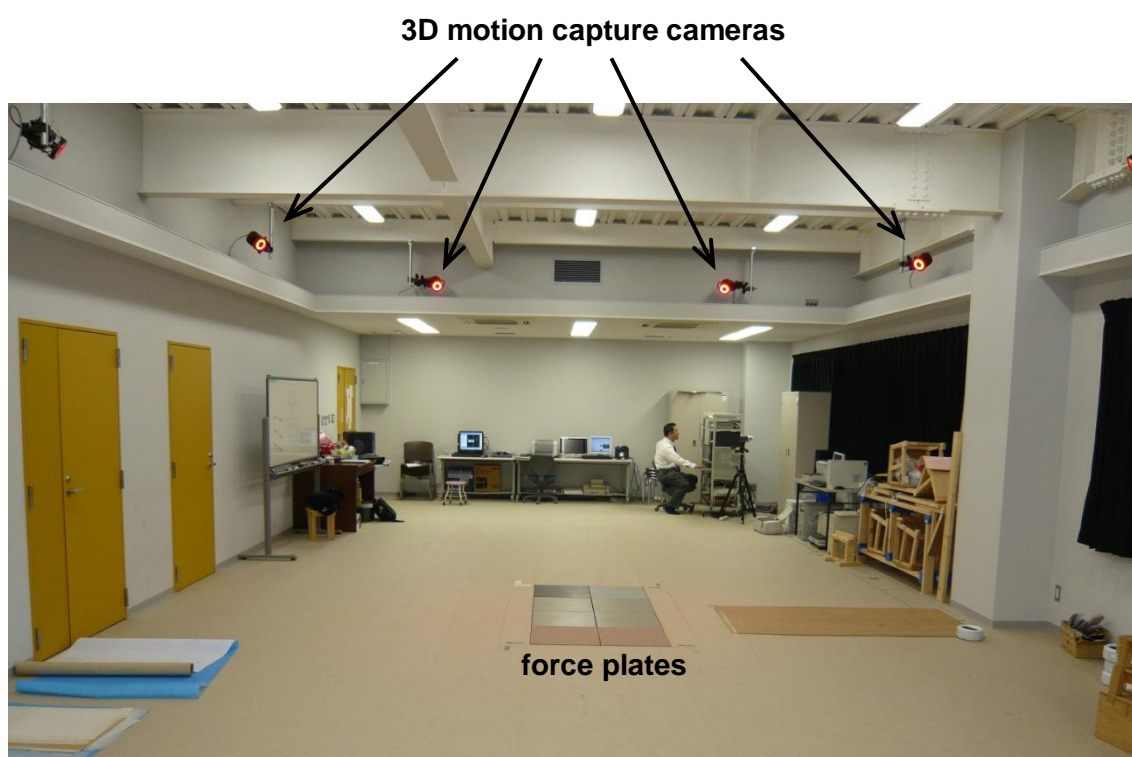


図 3.1 実験室の様子

### 3.1 床反力計

図 3.2 に示す床反力計（OR6-6, AMTI 社製）を使用した。床反力計は、図 3.3 に示すように板と支柱から成り、板の 4 隅を歪ゲージが内蔵された支柱によって支持されている。被験者が板上で動作すると図 3.4 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。測定された床反力ベクトルと軸まわりのモーメントから圧力中心 COP（Center Of Pressure）を算出することができる。COP とは床反力ベクトルが作用している点のことである。COP は関節に働く力を考える過程で重要な情報となる。

COP の算出方法について、図 3.4 に示すような床反力計を考える。床反力計固有の原点（Origin）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ようになる。

$$M_x = -F_y \times c + F_z \times Y \quad (3.1)$$

$$M_y = F_x \times c - F_z \times X \quad (3.2)$$

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、(3.1) 式、(3.2) 式を (3.3) 式や (3.5) 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。

$$M_x = F_z \times Y \quad (3.3)$$

$$Y = M_x / F_z \quad (3.4)$$

$$M_y = -F_z \times X \quad (3.5)$$

$$X = -M_y / F_z \quad (3.6)$$



図 3.2 床反力計

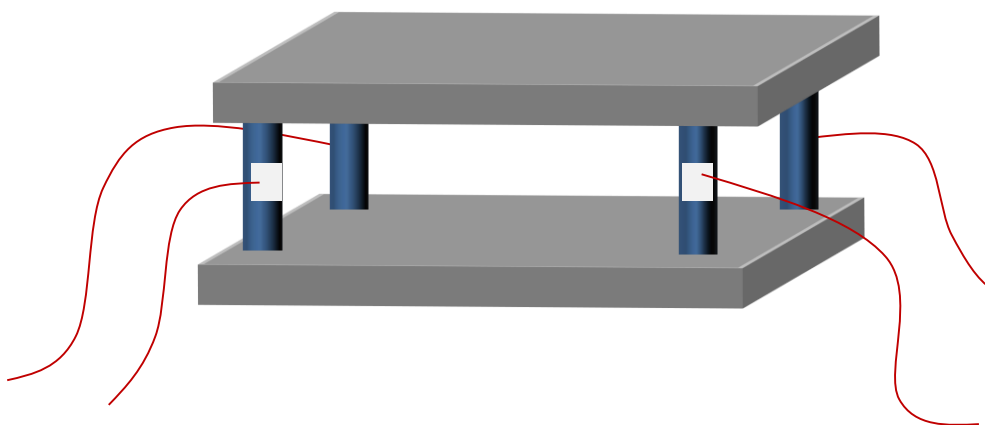


図 3.3 床反力計の構造

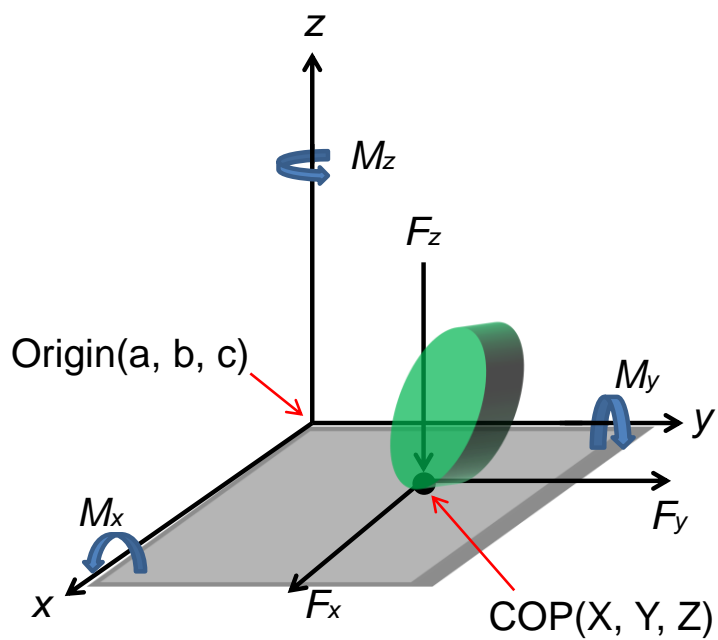


図 3.4 床反力計からの出力

### 3.2 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計測空間を囲むように設置された 10 台の図 3.5 に示すカメラ及び図 3.6 に示す計算機から構成されている。各カメラから照射される赤外光を身体に貼付したマーカが反射し、その反射光をカメラが感知することによって、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追跡した。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 3.7 に示す。



図 3.5 三次元動作解析カメラ



図 3.6 三次元動作解析計算機

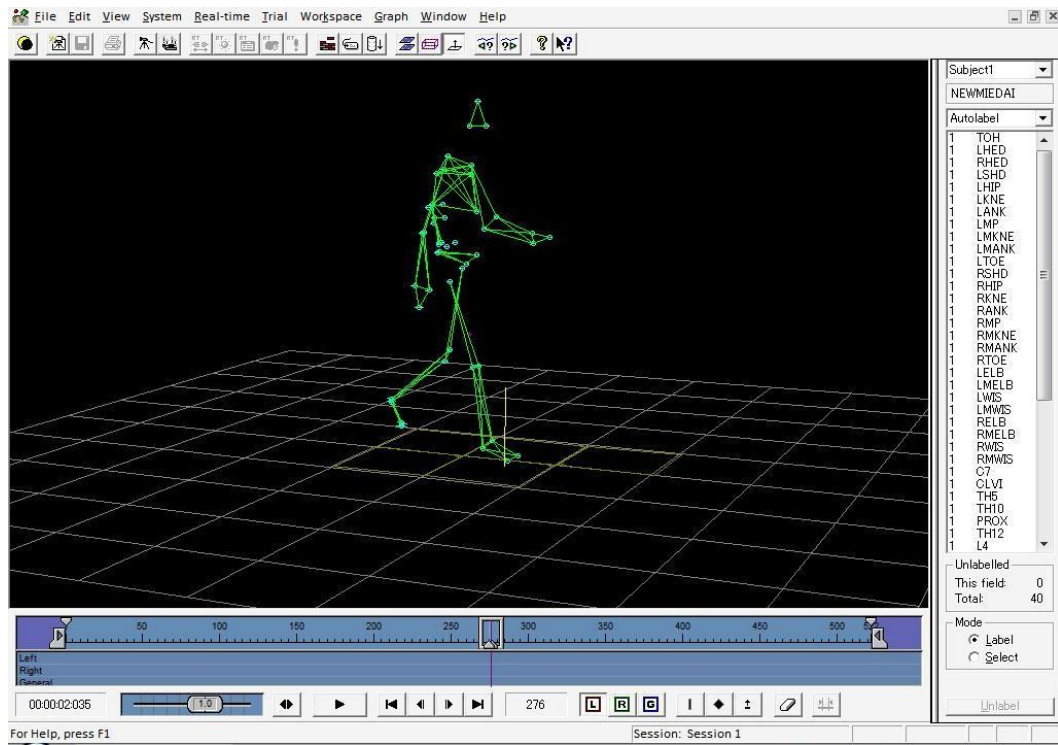


図 3.7 コンピュータに取り込まれたマーカ

### 3.3 無線式表面筋電計

図 3.8 に示す無線式表面筋電計(Telemyo 2400 T G2, NORAXON 社製)及び図 3.9 に示す表面筋電計電極 (Blue Sensor Q, Ambu 社製) を使用した。筋電計は、筋線維から発生した活動電位を計測することができる。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。一般的に、電位差と筋張力は比例するとされている<sup>[21]</sup>。本研究では 1500[Hz] で被験者の筋活動を計測した。



図 3.8 無線式表面筋電計



図 3.9 表面筋電計電極



## 4 章 筋張力算出方法

筋張力とは個々の筋肉が発揮する張力である。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種類が用いられていた。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。さらに椎間板が圧縮に抗する力や靱帯の発揮する力、腹圧による力を考慮して腰部圧縮力を求めた。以下に具体的手法について説明する。また、図4.1に筋張力及び腰部圧縮力算出の手順を示す。

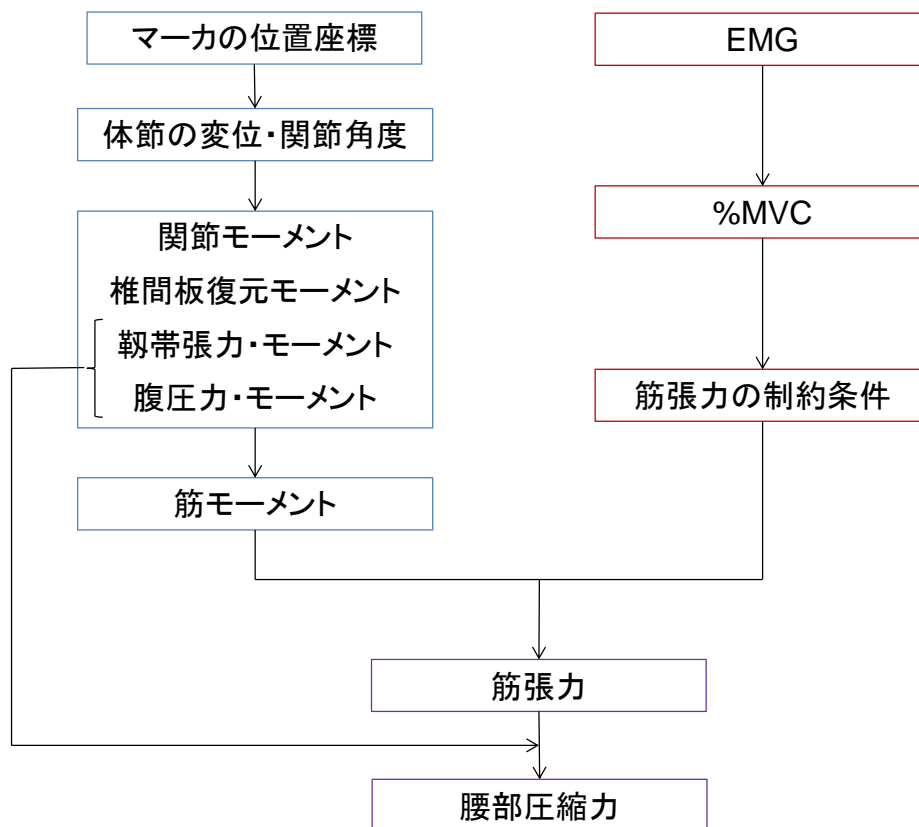


図 4.1 筋張力及び腰部圧縮力の算出手順

#### 4.1 関節角度

本研究では図 4.2 に示す腰部関節角度  $\theta_l$  と骨盤屈曲角度  $\theta_h$  の二種類の関節角度を使用した。腰部関節角度  $\theta_l$  は L4 を原点として腰部と骨盤のなす角度，骨盤屈曲角度  $\theta_h$  は下腿に対して骨盤が屈曲した角度である。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、関節角度を算出した。

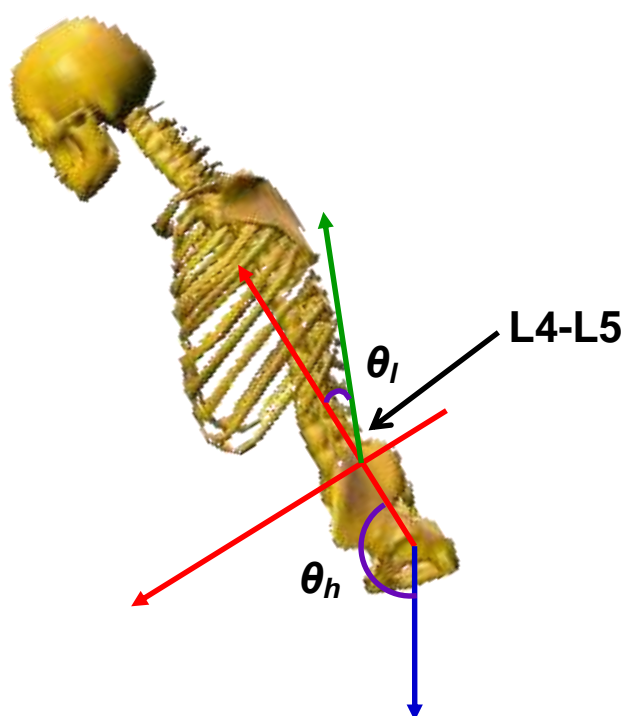


図 4.2 関節角度の定義

## 4.2 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や靱帯など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。(4.1) 式に示すように、関節モーメント  $M_j$  は筋の発揮するモーメント  $M_m$ 、椎間板の復元モーメント  $M_{disc}$ 、靱帯の発揮するモーメント  $M_l$ 、腹圧の発揮するモーメント  $M_{IAP}$  の和である<sup>[22]</sup>。

$$M_j = M_m + M_{disc} + M_l + M_{IAP} \quad (4.1)$$

逆動力学的手法による関節モーメント算出の力学モデルを図 4.3 に示す。体節の慣性モーメント（文献値）を  $I$ 、体節の回転角度（計測値）を  $\theta$ 、床反力（計測値）を  $R_x$ 、 $R_y$ 、近位の体節への反力（計測値と文献値）を  $R_{xd}$ 、 $R_{yd}$ 、体節の変位（計測値）を  $x$ 、 $y$ 、関節から重心までの距離（計測値と文献値）を  $d_x$ 、 $d_y$ 、関節から接地点までの距離（計測値）を  $d_{rx}$ 、 $d_{ry}$ 、体節の質量（文献値）を  $m$ 、求める関節モーメントを  $M_j$  とすると以下のように運動方程式 (4.2) を求めることができ、さらに  $M_j$  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。

$$I\ddot{\theta} = R_x d_{ry} + R_y d_{rx} + m\ddot{x}d_y + m\ddot{y}d_x - mgd_x + M_j \quad (4.2)$$

さらに図 4.4 に示すような図 4.3 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。式 (4.3) に示すように近位の体節の関節トルクも先ほどと同様に求めることができるが、近位の体節ほど反力は小さくなる。このため、近位の体節の関節トルクを算出するためには、遠位から順に計算する必要がある。

$$I\ddot{\theta} = R_{xd} d_{ry} + R_{yd} d_{rx} + m\ddot{x}d_y - m\ddot{y}d_x + mgd_x + M_p - M_d \quad (4.3)$$

床反力及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<sup>[23]</sup>を使用した。

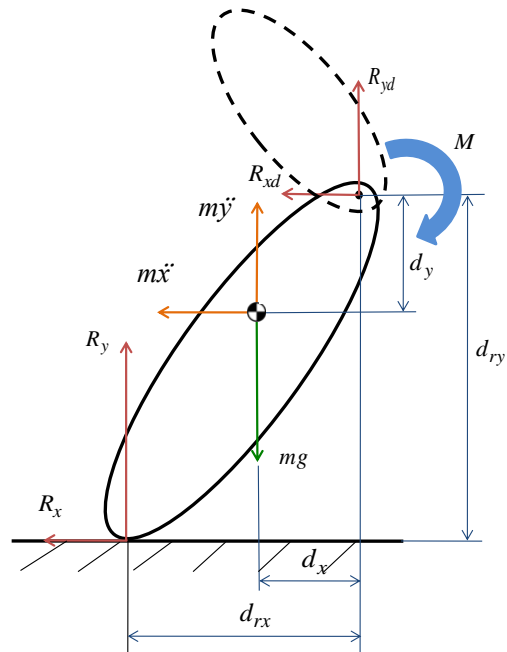


図 4.3 関節モーメント算出の力学モデル

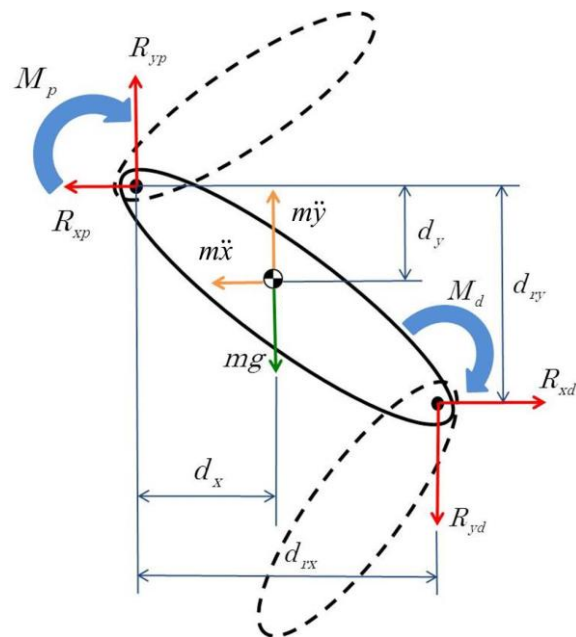


図 4.4 近位体節における関節モーメント算出の力学モデル

### 4.3 椎間板の復元モーメント

椎間板は屈曲に抗するモーメントを発揮する。矢状面内における屈曲角度と椎間板の復元モーメントの関係性は、Schultz<sup>[24]</sup>、Panjabi<sup>[25]</sup>、Rolander<sup>[26]</sup>らが報告した情報を元に (4.4) 式のように Anderson<sup>[27]</sup>が提示した。  $M_d$  は椎間板の復元モーメント [Nm]、  $R$  は腰部関節角度 [rad.] を示している。

$$M_d = e^{1.634} e^{21.026R} / 100 \quad (4.4)$$

### 4.4 靱帯モーメント

靱帯は引っ張りに対しては強い抵抗能力を持つため、持ち上げ動作時に脊椎の靱帯が発揮するモーメントを考慮する必要がある。L4/L5 付近には 9 つの靱帯が存在するが、本実験では持ち上げ動作時に引っ張りを生じる棘上靱帯、棘間靱帯、右横突間靱帯、左横突間靱帯、後縦靱帯、黄色靱帯、右関節包靱帯、左関節包靱帯の 8 つを対象とした。靱帯モーメントを算出するためには、椎間板の圧力中心と各靱帯のモーメントアーム長及び靱帯の発揮する力を知る必要がある。椎間板の圧力中心と靱帯のモーメントアーム長は図 4.5 及び図 4.6 に示す被験者 A の MRI 画像を調べることによって算出した。各モーメントアーム長は表 4.1 に示す通りである。靱帯の発揮する力は靱帯の伸びる長さとの相関があり、棘上靱帯、棘間靱帯、関節包、後縦靱帯、黄色靱帯、横突間靱帯について図 4.7 (a) から (f) に示すような値を用いた<sup>[28]</sup>。さらに、靱帯の伸びる長さは L4/L5 間の角度と相関があり、本実験では図 4.8 に示す McGill らが報告した値<sup>[29]</sup>を用いた。これらの値を用いることによって L4/L5 間の角度から靱帯の発揮する力及びモーメントを算出した。なお、L4/L5 間の角度  $\theta_{L45}$  [deg.] は (4.5) 式のように腰部関節角度  $\theta_l$  [deg.] の関数で表される<sup>[27]</sup>。

$$\theta_{L45} = 0.29\theta_l \quad (4.5)$$

表 4.1 靱帯のモーメントアーム長

| Ligament               | Length[mm] |
|------------------------|------------|
| Supraspinous           | 60.1       |
| Interspinous           | 50.7       |
| Articular              | 39.9       |
| Intertransverse        | 39.0       |
| Posterior longitudinal | 18.2       |
| Ligamentum flavum      | 33.1       |

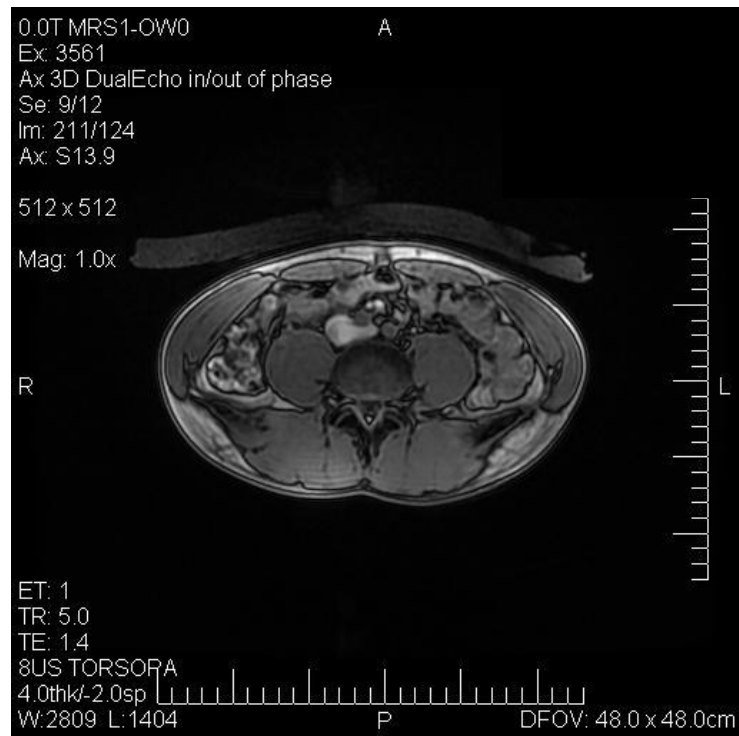


図 4.5 被験者 A の腰部 T1 強調矢状断像

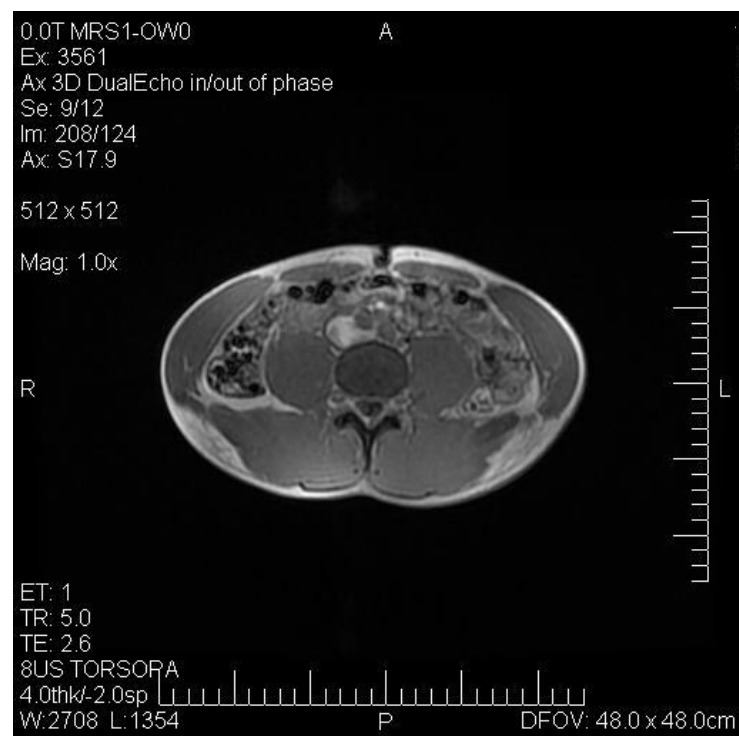


図 4.6 被験者 A の腰部 T2 強調矢状断像

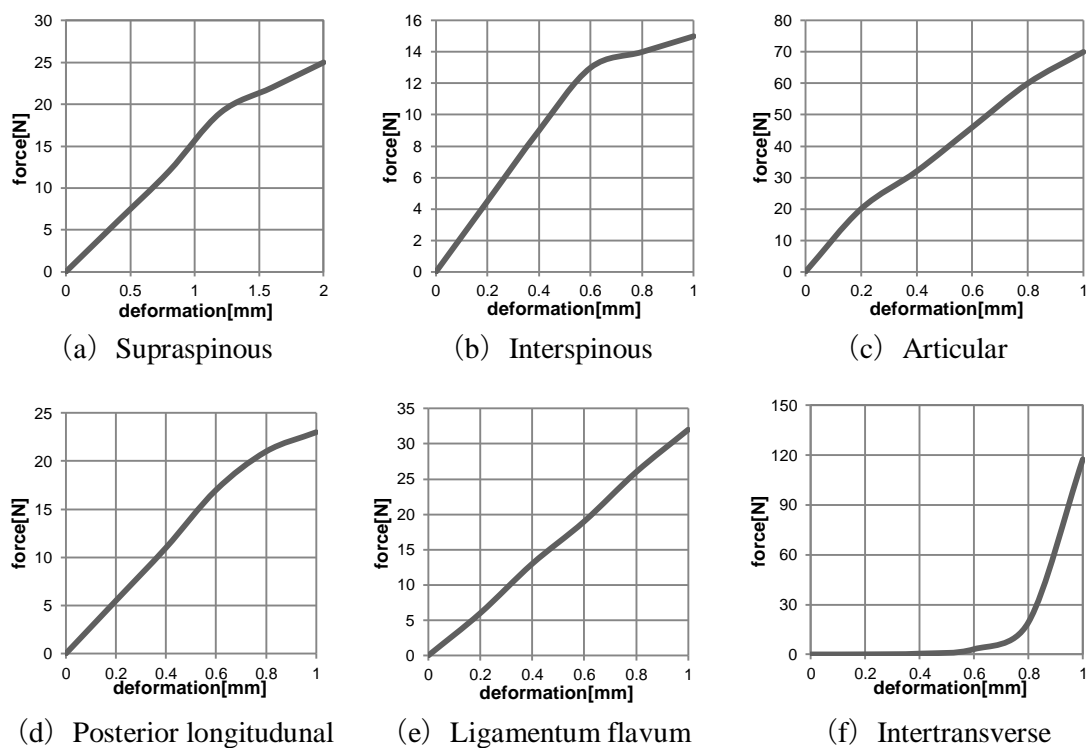


図 4.7 靱帯の張力-伸び線図

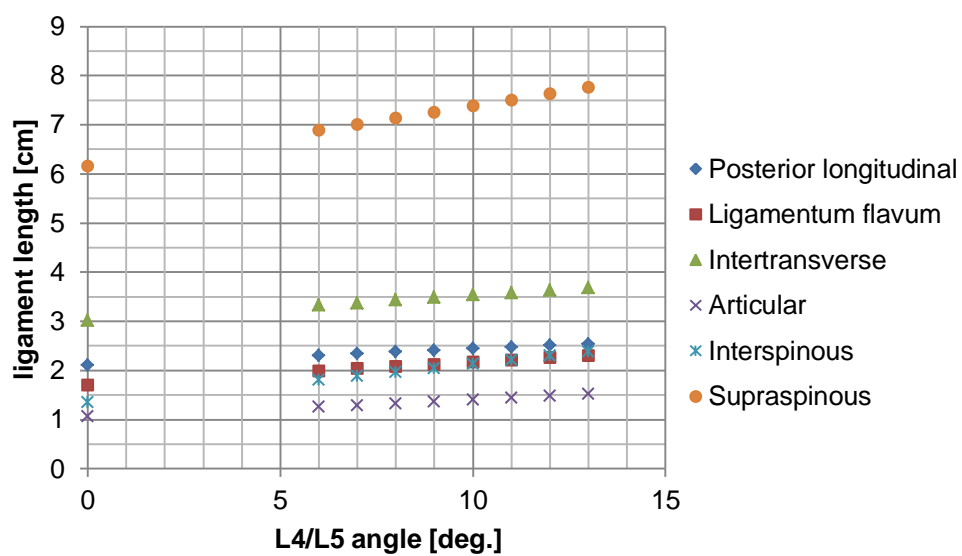


図 4.8 靱帯長と腰部屈曲角度の関係

#### 4.5 腹圧モーメント

腹圧は持ち上げ動作時において腹筋群が収縮することによって増加する．この腹圧は腰部伸展筋への負荷を減少させることによって腰部圧縮力を減少させる．本研究では、(4.6) 式に示す Chaffin の推定式を用いて腹圧を算出した<sup>[30]</sup>． $IAP$  (Intra Abdominal Pressure) は腹圧[Pa]， $\theta_h$ は骨盤屈曲角度[deg.]， $M_j$ は腰部関節モーメント[Nm]， $g$ は重力加速度[m/s<sup>2</sup>]を示す．

$$IAP=133.322 \times 10^{-4} \times \{0.6516 - 0.005447 \times (180 - \theta_h)\} \times (100M_j/g)^{1.8} \quad (4.6)$$

算出した腹圧に、腹圧が作用する横隔膜の面積<sup>[34]</sup>である  $0.0465[\text{m}^2]$ を掛けることによって、(4.7) 式のように腹圧による力  $F_{IAP}[\text{N}]$ を算出した．

$$F_{IAP}=0.0465IAP \quad (4.7)$$

さらに横隔膜と椎間板の圧力中心のモーメントアームは (4.8) 式に示す Morris らの推定式<sup>[31]</sup>を用いた． $L_d$ は横隔膜と椎間板の圧力中心の距離[m]を示す．

$$L_d=\{0.067+0.082 \times \sin(180-\theta_h)\}/1000 \quad (4.8)$$

そして (4.9) 式より腹圧の発揮するモーメント  $M_{IAP}[\text{Nm}]$ を算出した．

$$M_{IAP}=F_{IAP}L_d \quad (4.9)$$

#### 4.6 筋モーメント

筋モーメントとは筋と腱の発揮した力によって関節に発生するモーメントである．前述の (4.1) 式より、(4.10) 式のように関節モーメント  $M_j$ から靱帯モーメント  $M_l$ 、腹圧モーメント  $M_{IAP}$ 、椎間板の復元モーメント  $M_d$ を引いた値が筋モーメント  $M_m$ である．この筋モーメントを用いて筋張力の計算を行った．

$$M_m=M_j-M_l-M_{IAP}-M_d \quad (4.10)$$

#### 4.7 筋活動度

筋電図の活動電位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、25コマごとに1コマ間引きし、1/12秒間隔で(4.11)式に示す自乗平均平方根 (RMS, Root Mean Square) を算出することで120[Hz]に変換した．(4.11)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．



$$\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T \text{EMG}^2(t) dt} \quad (4.11)$$

その後、(4.12) 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。

$$\%MVC = \frac{\text{RMS}\{\text{EMG}(t)\}}{\text{MVC}} \quad (4.12)$$

#### 4.8 筋張力の制約条件

2.5.2 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<sup>[32]</sup>及び被験者 A の MRI 画像から取得した値を用いた。用いた断面積を以下の表 4.2 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  $\sigma_{unit}^i$  とすると (4.13) 式のように表される。本研究では  $\sigma_{unit}^i$  を  $70[\text{N}/\text{cm}^2]$  とした。

$$f_{MVC}^i = \sigma_{unit}^i A_i \quad (4.13)$$

動作中において筋が最低限発揮できる力  $f_{min}^i$  は%MVC を用いて (4.14) 式のように表される。

$$f_{min}^i = \%MVC \cdot f_{MVC}^i \quad (4.14)$$

ここで最低限とした理由は以下の通りである。筋と椎間板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 (4.15) 式のように表される。

$$M_m^{\%MVC} = \sum_{i=0}^m r_i f_{min}^i \quad (4.15)$$

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、図 4.9 に示すように  $M_m > M_m^{\%MVC}$  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。この条件を用いて、筋電位を考慮した筋張力の算出を行った。

表 4.2 筋の断面積

| Muscle                   | Cross Sectional Area[mm <sup>2</sup> ] |
|--------------------------|--|
| R.Rectus abdominis       | 750                                    |
| L.Rectus abdominis       | 746                                    |
| R. External oblique      | 915                                    |
| L. External oblique      | 992                                    |
| R. Internal oblique      | 903                                    |
| L. Internal oblique      | 900                                    |
| R. Longissimus thoracis  | 1015                                   |
| L. Longissimus thoracis  | 1018                                   |
| R. Iliocostalis lumborum | 1011                                   |
| L. Iliocostalis lumborum | 1016                                   |
| R. Multifidus            | 709                                    |
| L. Multifidus            | 700                                    |

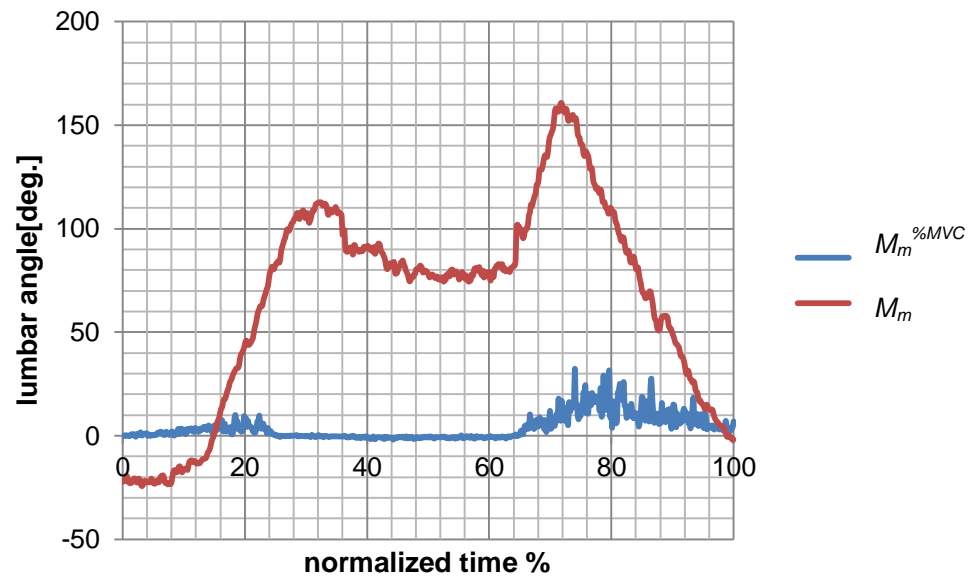


図 4.9 計測手法による関節モーメントの差異

#### 4.9 筋張力の算出

本実験では筋張力を算出する際、最適化手法を用いた。筋張力を  $f_i$ 、関節と筋のモーメントアームを  $r_i$  とする。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<sup>[32]</sup>。用いた値を表 4.3 に示す。筋張力は以下の (4.16) 式と (4.17) 式を満たし、(4.18) 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算出した<sup>[3]</sup>。これは  $f_i/A_i$ 、すなわち筋の発揮する応力の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、背筋なので  $m$  は 8 となる。また  $n$  は 2 か 3 が良好な値を示すと報告されている<sup>[3]</sup>ので、今回は  $n$  を 2 とした。なお、本研究では Mathematica を用いて最適化計算を行った。

$$M_j = \sum_{i=1}^m r_i \times f_i \quad (4.16)$$

$$f_i > f_{min}^i \quad (4.17)$$

$$u_n = \sum_{i=1}^m \left( \frac{f_i}{A_i} \right)^n \quad (4.18)$$

表 4.3 関節と筋のモーメントアーム長

| Muscle                   | Length[mm] |
|--------------------------|------------|
| R.Rectus abdominis       | 71         |
| L.Rectus abdominis       | 71         |
| R. External oblique      | 19         |
| L. External oblique      | 19         |
| R. Internal oblique      | 28         |
| L. Internal oblique      | 28         |
| R. Longissimus thoracis  | -46        |
| L. Longissimus thoracis  | -46        |
| R. Iliocostalis lumborum | -50        |
| L. Iliocostalis lumborum | -50        |
| R. Multifidus            | -55        |
| L. Multifidus            | -55        |

#### 4.10 腰部圧縮力の算出

腰部圧縮力  $F$  [N]は, (4.19) 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 ( $f_{Lere}$ ,  $f_{Rere}$ ) の筋張力と靱帯力  $F_l$ , 腹圧力  $F_{IAP}$  の和として算出した.

$$F=f_{Lrec}+f_{Rrec}+f_{Lex}+f_{Rex}+f_{Lin}+f_{Rin}+f_{Lere}+f_{Rere}+F_l+F_{IAP} \quad (4.19)$$

## 5 章 実験概要

---

本研究では、3 章にて説明した三次元動作解析装置、床反力計、無線式表面筋電計（以下、筋電計）を用いて、ヒトがおもりを持ち上げる試験を行った。その過程における腰部筋張力を算出することでおもりの質量や持ち上げる姿勢と腰部圧縮力の相関を生体力学的に調査した。本章では、実験内容の概要を紹介する。

### 5.1 被験者

被験者は実験に同意した健常な成人男性 7 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 5.1 に示すように、赤外線反射マーカ（以下、マーカ）及び表面筋電計電極（以下、電極）を貼付した。

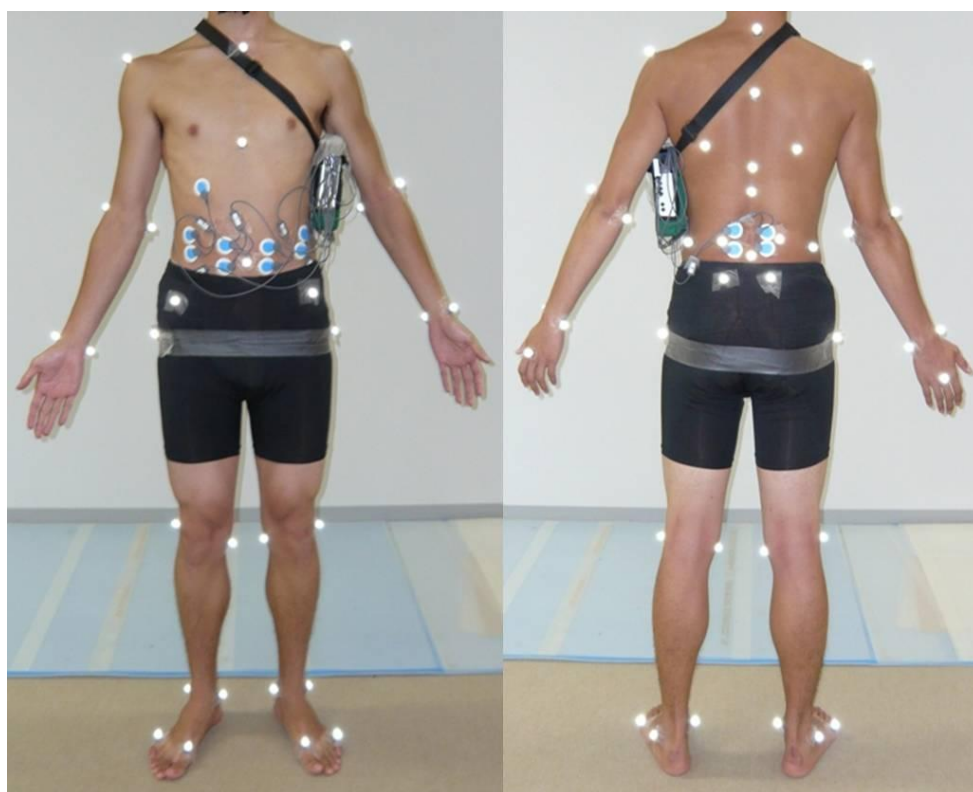


図 5.1 マーカ及び電極の貼付例

表 5.1 被験者データ

|           | AGE[years] | HEIGHT[m] | WEIGHT[kg] |
|-----------|------------|-----------|------------|
| Subject A | 24         | 1.81      | 67         |
| Subject B | 25         | 1.79      | 74         |
| Subject C | 23         | 1.77      | 68         |
| Subject D | 22         | 1.67      | 51         |
| Subject E | 23         | 1.77      | 68         |
| Subject F | 22         | 1.82      | 86         |
| Subject G | 21         | 1.70      | 64         |
| AVERAGE   | 23         | 1.76      | 68         |
| S.D.      | 1.35       | 0.06      | 10.5       |

## 5.2 持ち上げるおもりの質量

持ち上げるおもりの質量の変化が腰部圧縮力に及ぼす影響を検討するため、4種類の質量のおもりを使用した。おもりの質量はそれぞれ、0[kg]（おもりを持たない）、5[kg]、10[kg]、15[kg]である。本実験では、おもりとして図 5.2 に示すような形状のダンベルを用いた。

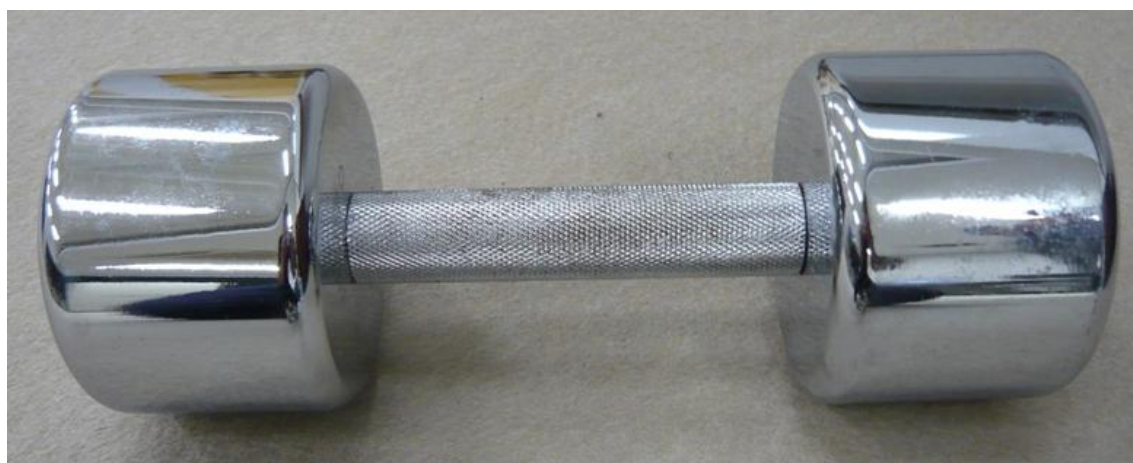


図 5.2 使用したおもり

### 5.3 持ち上げる姿勢

持ち上げる姿勢の違いが腰部圧縮力に及ぼす影響を検討するため、図 5.3 のようにおもりを持ち上げる際に背中中の屈曲を許可した姿勢（以下、姿勢 A）と背中をできるだけ伸展するよう指示した姿勢（以下、姿勢 B）の 2 種類を持ち上げ姿勢として設定した。なお、被験者には実験中は可能な限り膝を伸ばすよう指示した。

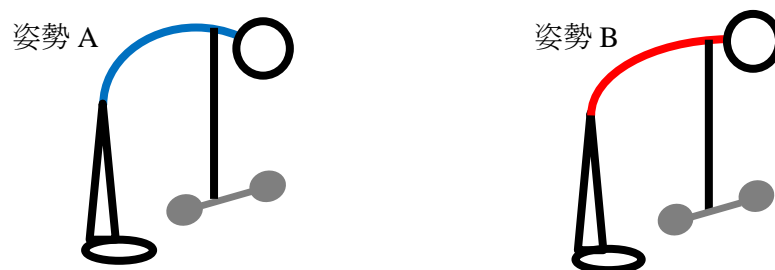


図 5.3 持ち上げ姿勢

### 5.4 持ち上げる速さ

持ち上げる速さの違いが腰部圧縮力に及ぼす影響を検討するため、おもりを持ち上げ始め立位に戻る時間が 1.5[s] と 3.0[s] の 2 種類を設定した。1.5[s] の持ち上げは急激な持ち上げ動作を想定し、3.0[s] の持ち上げは比較的ゆっくりとした持ち上げ動作を想定して本実験の持ち上げ速さとして設定した。なお、持ち上げ速さはメトロノームを用いることによって調節した。

### 5.5 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及び電極を貼付した。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、臍部、両側の上前腸骨棘及び後上腸骨棘に貼付した。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、橈骨及び尺骨茎状突起、第 3 中手骨、大転子、内外側膝裂隙、内外果、第 1 及び第 5 中足骨頭にもマーカを貼付した。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で十分に前処理を行った。なお、マーカ及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に先立ち、まず被験者の静止立位時の関節角度を計測した。

その後、おもりを持ち上げる試験を開始した。図 5.4 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。おもりがない0[kg]の場合のみ、再び立位に戻った時点で終了とした。実験は、おもり 0[kg]、姿勢 A、持ち上げ速さ 3.0[s]から開始し、次におもり 0[kg]、姿勢 B、持ち上げ速さ 3.0[s]、最後はおもり 15[kg]、姿勢 B、持ち上げ速さ 1.5[s]というように進め、被験者は合計 16 種類の動作を行った。動作の詳細は表 5.2 に示す通りである。

持ち上げ動作の実験が終了した後、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電位差を計測した。まず外腹斜筋と内腹斜筋の MVC を計測するため、被験者を椅子に腰掛けさせて足部と体幹を固定した後、力いっぱい右回旋及び左回旋させた。次に腹直筋の MVC を計測するため被験者を背臥位にした後、先ほどと同様に足部と体幹を固定し、力いっぱい腹直筋を収縮させた。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、足部と体幹を固定し、力いっぱい脊柱起立筋を収縮させた。

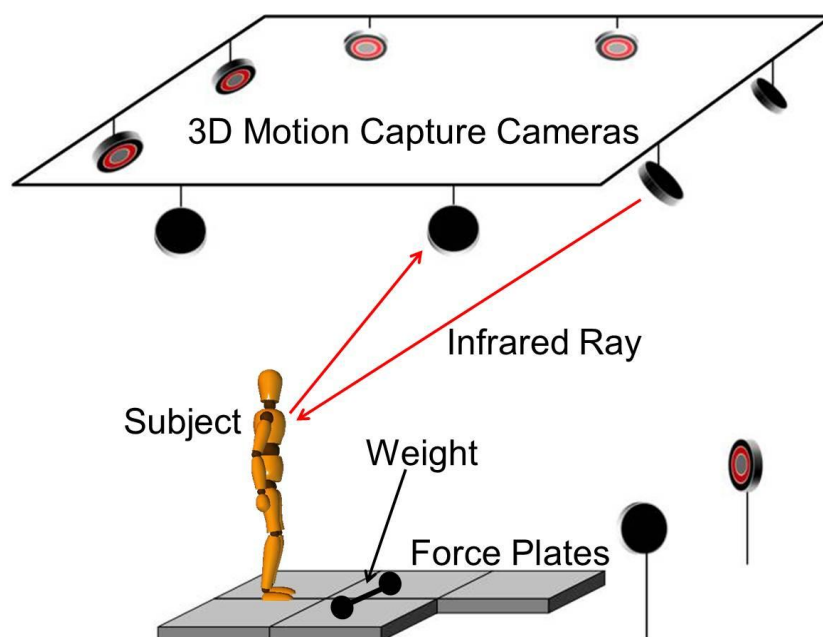


図 5.4 実験の概略



表 5.2 実験動作

| 試行 | おもりの質量[kg] | 姿勢 | 速さ[s] |
|----|------------|----|-------|
| 1  | 0          | A  | 3.0   |
| 2  | 0          | B  | 3.0   |
| 3  | 0          | A  | 1.5   |
| 4  | 0          | B  | 1.5   |
| 5  | 5          | A  | 3.0   |
| 6  | 5          | B  | 3.0   |
| 7  | 5          | A  | 1.5   |
| 8  | 5          | B  | 1.5   |
| 9  | 10         | A  | 3.0   |
| 10 | 10         | B  | 3.0   |
| 11 | 10         | A  | 1.5   |
| 12 | 10         | B  | 1.5   |
| 13 | 15         | A  | 3.0   |
| 14 | 15         | B  | 3.0   |
| 15 | 15         | A  | 1.5   |
| 16 | 15         | B  | 1.5   |

## 6 章 実験結果及び考察

---

本章では、5 章で説明した実験方法によって得られたデータに対する解析結果、及びその考察を述べる。

### 6.1 腰部関節角度及び関節モーメント

#### 6.1.1 経時変化

図 6.1 から図 6.16 に時間経過と腰部関節角度及び関節モーメントの推移の代表例として被験者 A の各試験時における様子を示す。図中、左縦軸が関節角度[deg.]、右縦軸が関節モーメント[Nm]、横軸が正規化時間（%）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したものである。さらに、横軸下部に示す人形の図は各時間における被験者の姿勢の様子を示したものである。全てのグラフにおいて赤色が関節角度変化、青色が関節モーメント変化を示している。持ち上げ動作と図の対応は以下の表 6.1 に示す通りである。

これらのグラフから、関節角度の変化に伴って関節モーメントも変化していることがわかる。これは、関節モーメントの算出に関節角度が関与しているために、関節角度の増加や減少に伴って関節モーメントも増加や減少したものである。

また、図 6.2 のようにおもりを持ち上げる動作については、床面からおもりを持ち上げ、腰部関節角度の減少が始まる直前に関節モーメントが最大値を記録している。これは、おもりを手にしたことで腰部よりも上の質量が増加したためであると推察される。したがって、持ち上げ動作をする際には物体を床面から持ち上げる瞬間に注意する必要があると示唆される。

表 6.1 図番と動作の種別

| 図番   | 姿勢 | 持ち上げ速さ[s] | おもりの質量[kg] |
|------|----|-----------|------------|
| 6.1  | A  | 3.0       | 0          |
| 6.2  | A  | 3.0       | 5          |
| 6.3  | A  | 3.0       | 10         |
| 6.4  | A  | 3.0       | 15         |
| 6.5  | A  | 1.5       | 0          |
| 6.6  | A  | 1.5       | 5          |
| 6.7  | A  | 1.5       | 10         |
| 6.8  | A  | 1.5       | 15         |
| 6.9  | B  | 3.0       | 0          |
| 6.10 | B  | 3.0       | 5          |
| 6.11 | B  | 3.0       | 10         |
| 6.12 | B  | 3.0       | 15         |
| 6.13 | B  | 1.5       | 0          |
| 6.14 | B  | 1.5       | 5          |
| 6.15 | B  | 1.5       | 10         |
| 6.16 | B  | 1.5       | 15         |

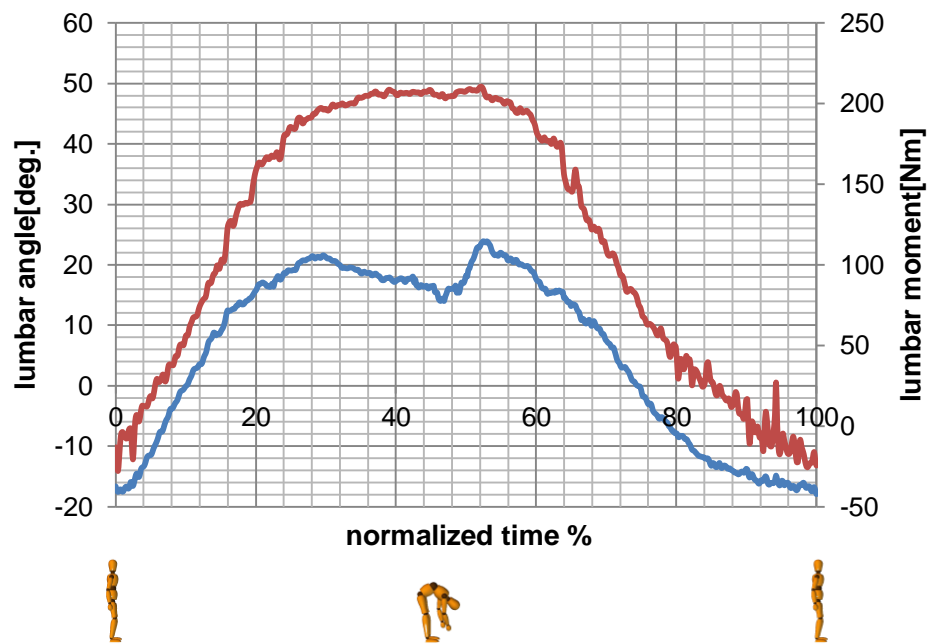


図 6.1 姿勢：A, 速さ：3.0[s], 質量：0[kg]

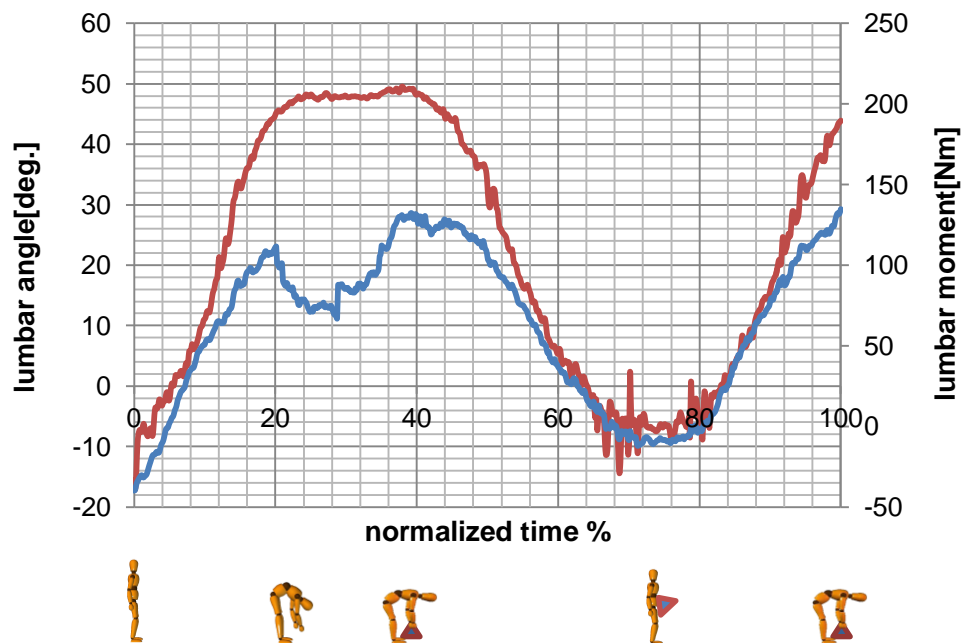


図 6.2 姿勢：A, 速さ：3.0[s], 質量：5[kg]

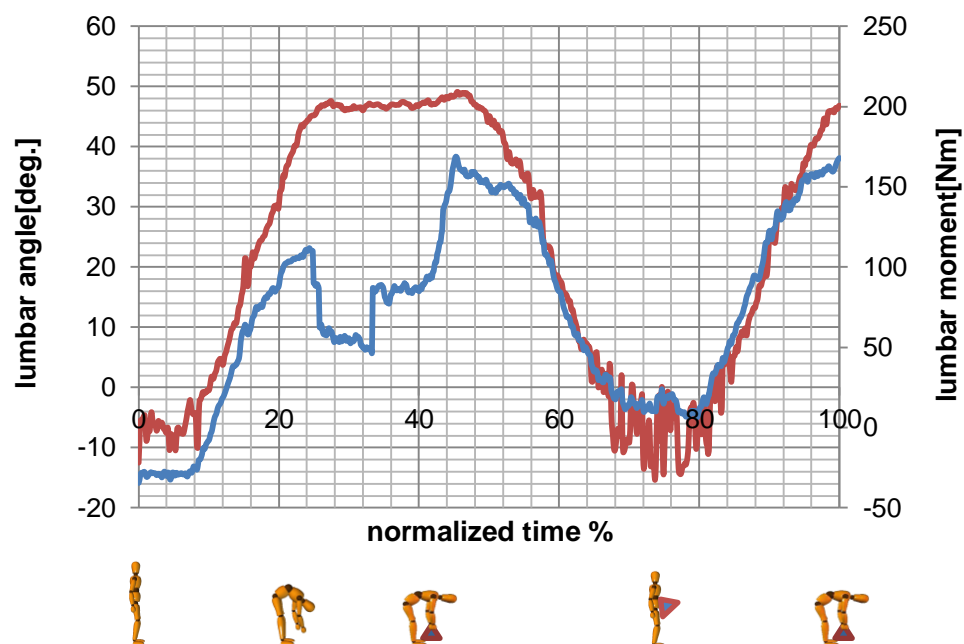


図 6.3 姿勢 : A, 速度 : 3.0[s], 質量 : 10[kg]

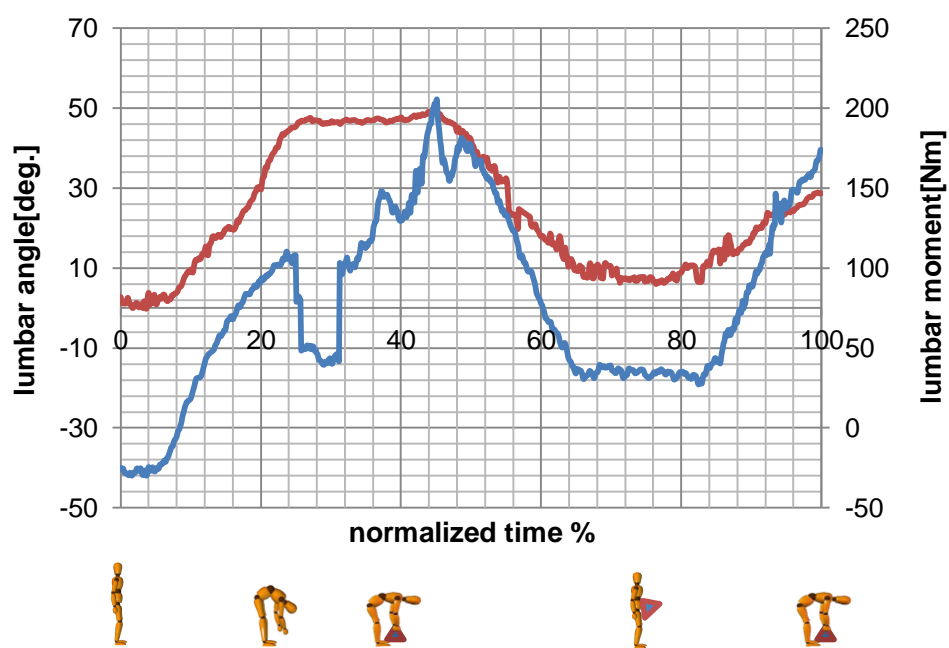


図 6.4 姿勢 : A, 速度 : 3.0[s], 質量 : 15[kg]

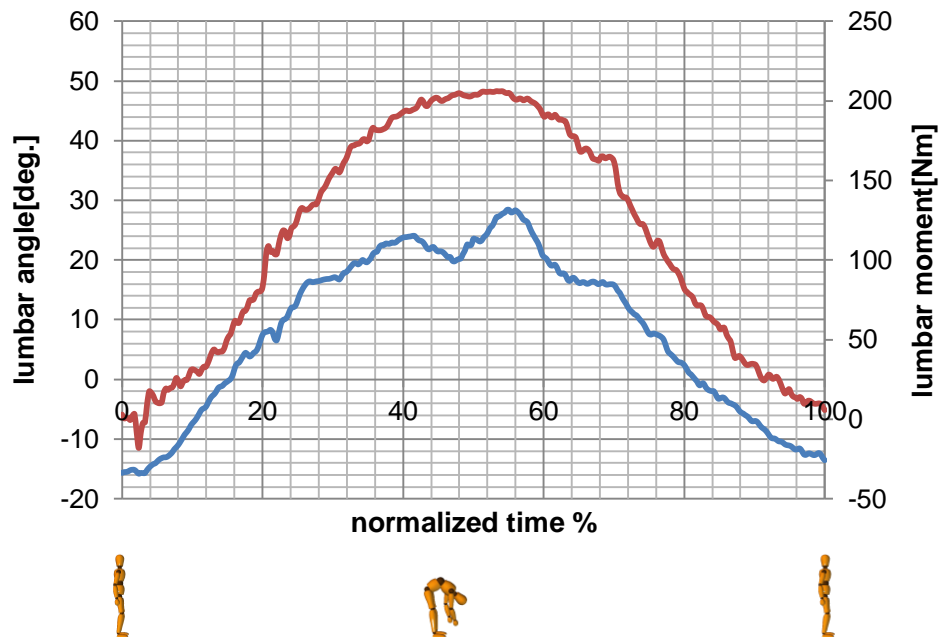


図 6.5 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

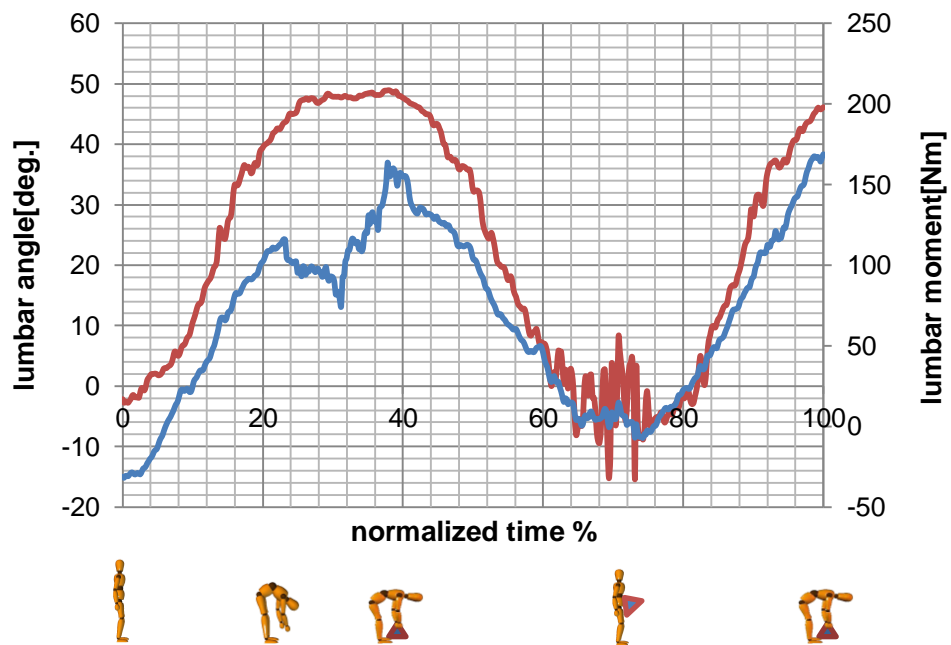


図 6.6 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 5[kg]

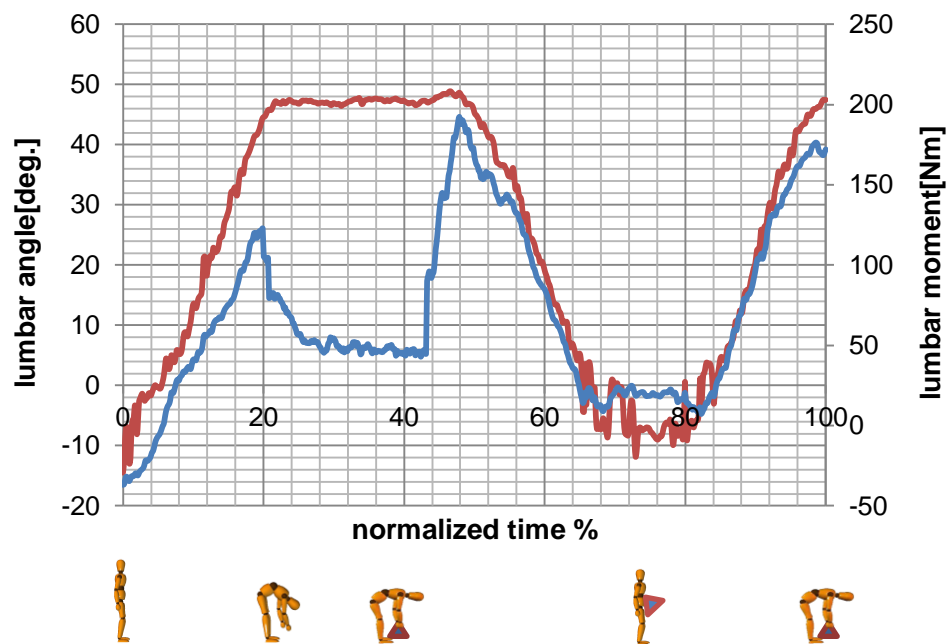


図 6.7 姿勢 : A, 速度 : 1.5[s], 質量 : 10[kg]

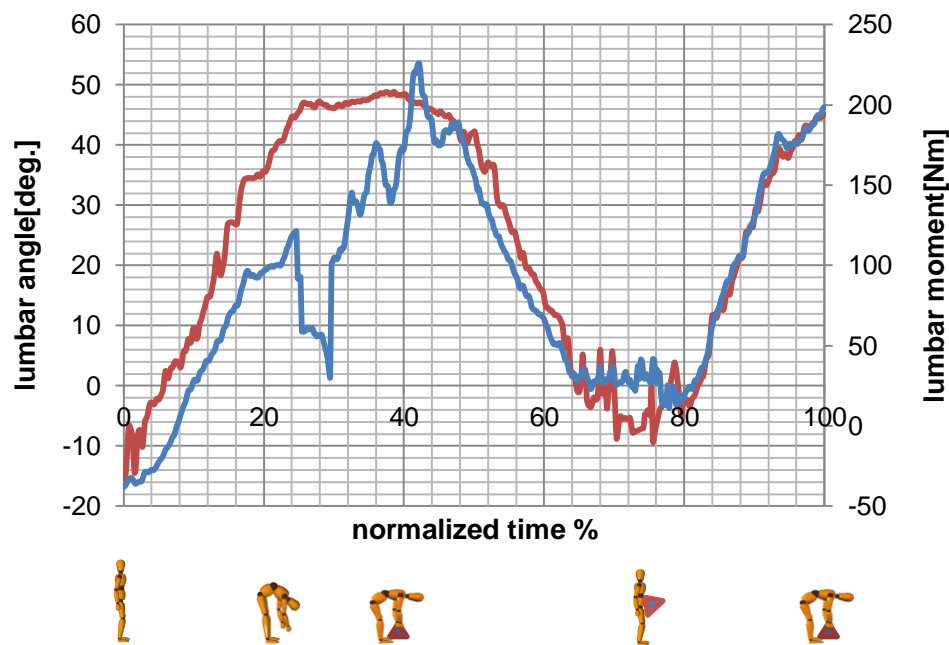


図 6.8 姿勢 : A, 速度 : 1.5[s], 質量 : 15[kg]

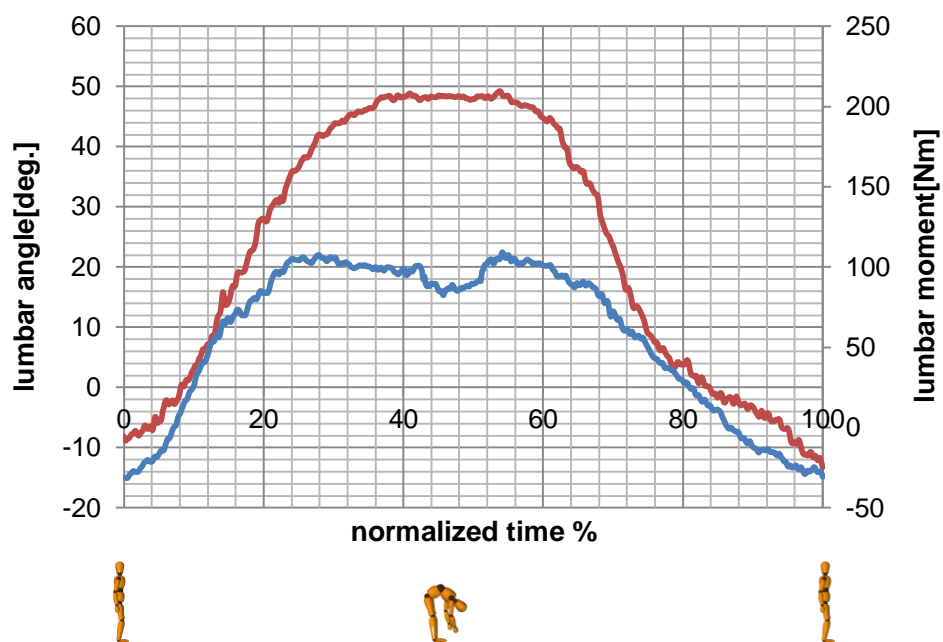


図 6.9 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 0[kg]

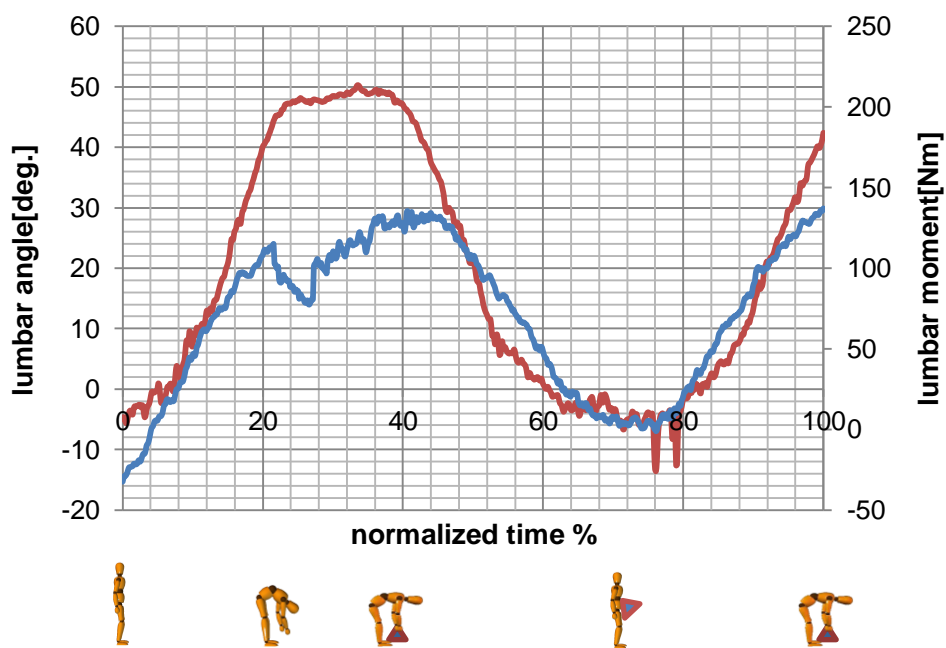


図 6.10 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 5[kg]



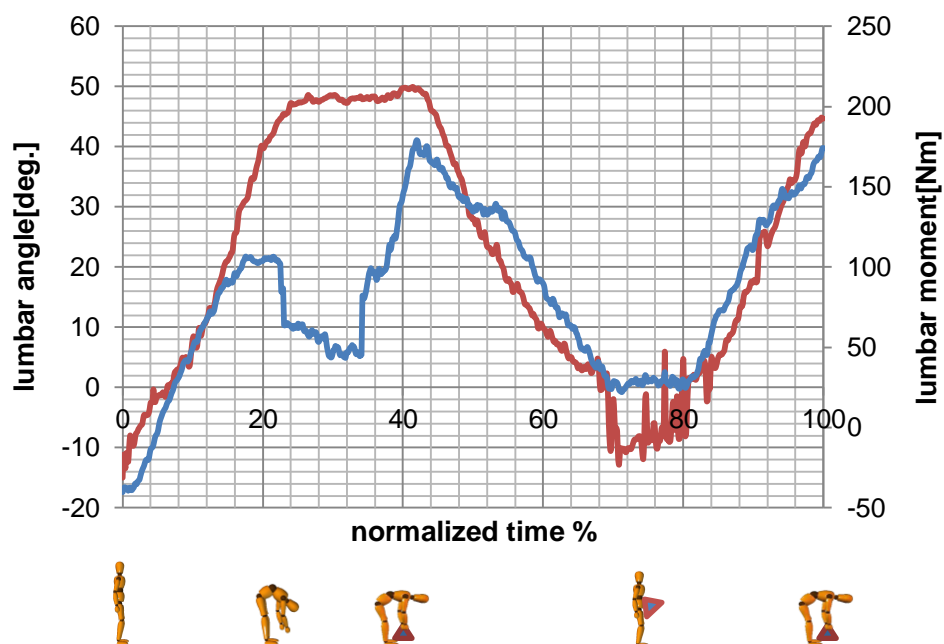


図 6.11 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 10[kg]

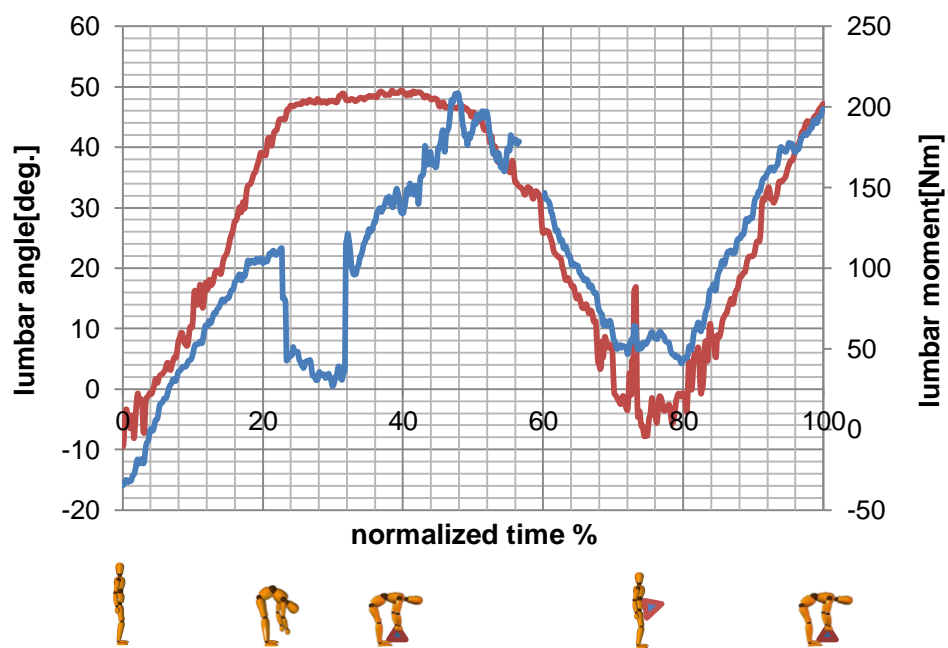


図 6.12 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 15[kg]

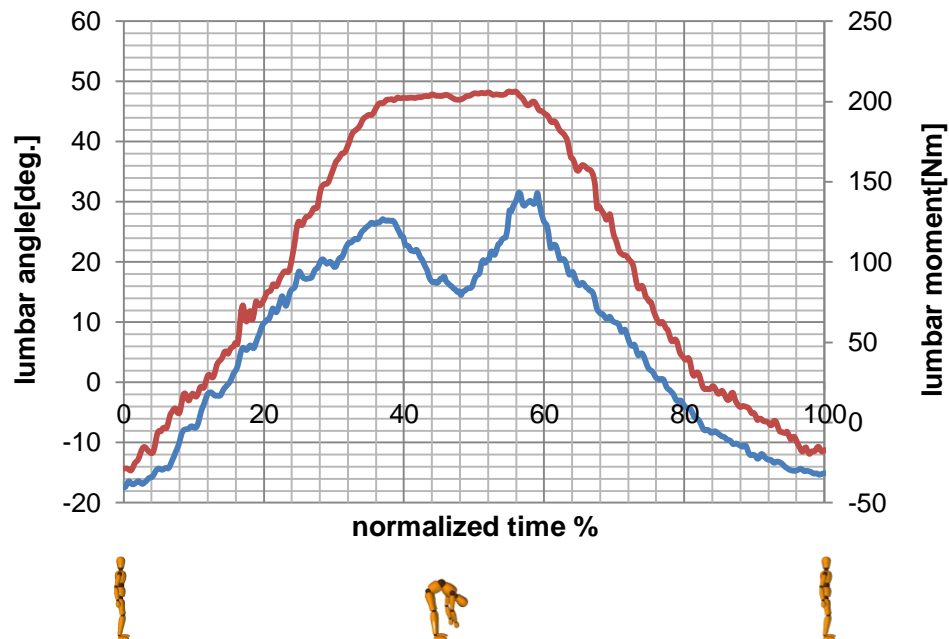


図 6.13 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

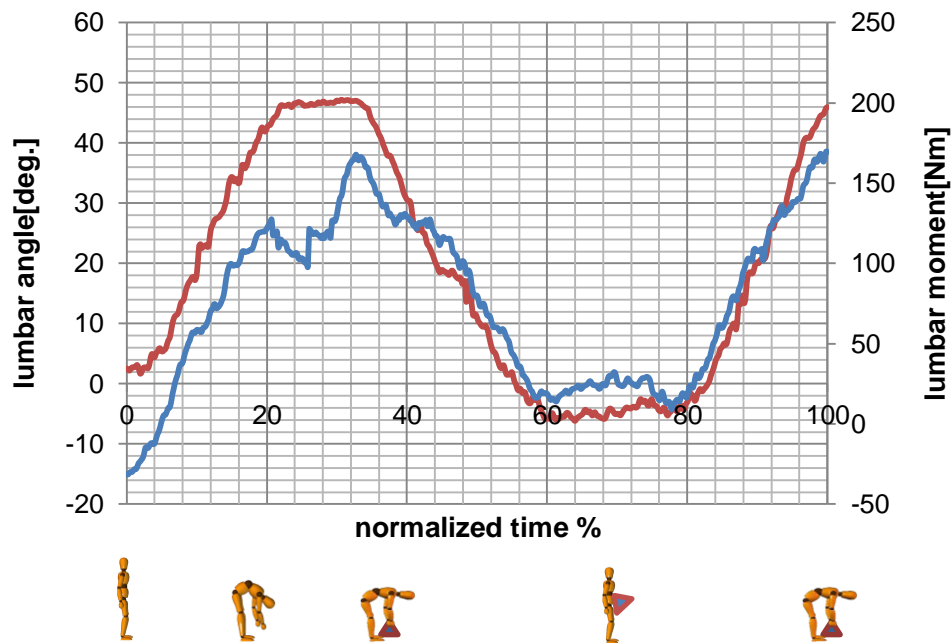


図 6.14 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 5[kg]

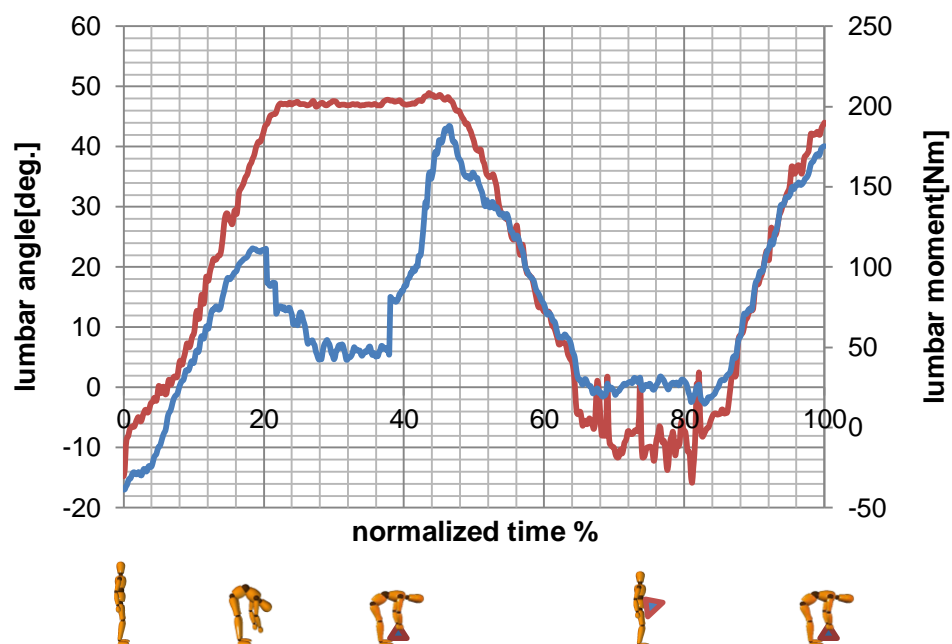


図 6.15 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 10[kg]

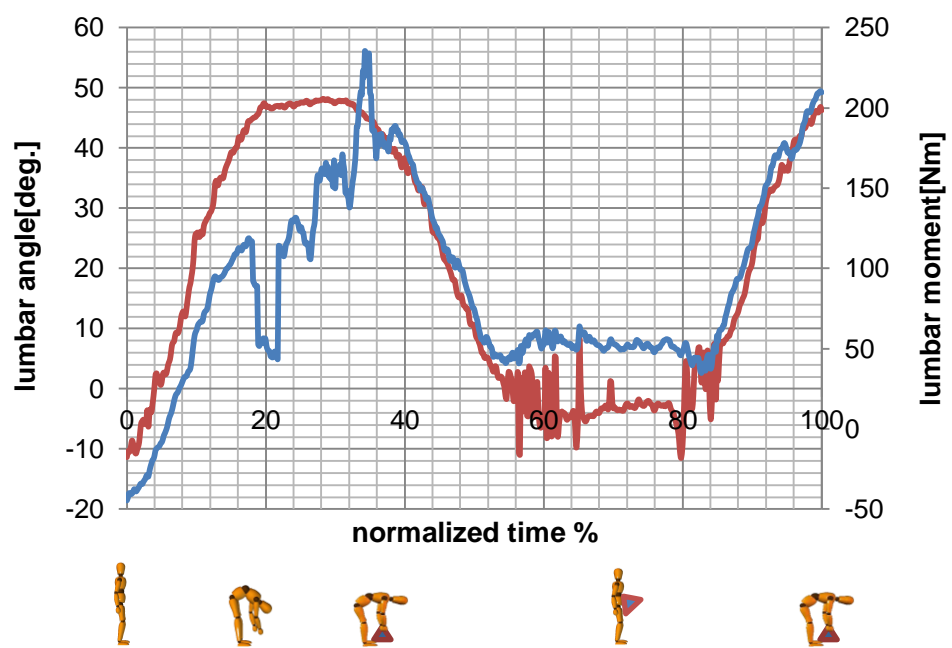


図 6.16 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 15[kg]

### 6.1.2 腰部関節角度最大値

6.1.1 節で示した腰部関節角度の最大値について、図 6.17 に被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。この最大値は、被験者が床上のおもりを持ち上げる際に記録した。

各データ間に差異が認められないことから、姿勢やおもりを持ち上げる時間、おもりの質量を変化させた本実験において、どの試行においても対象とする腰部については、被験者が同様の屈曲角度で動作を行ったことが確認された。

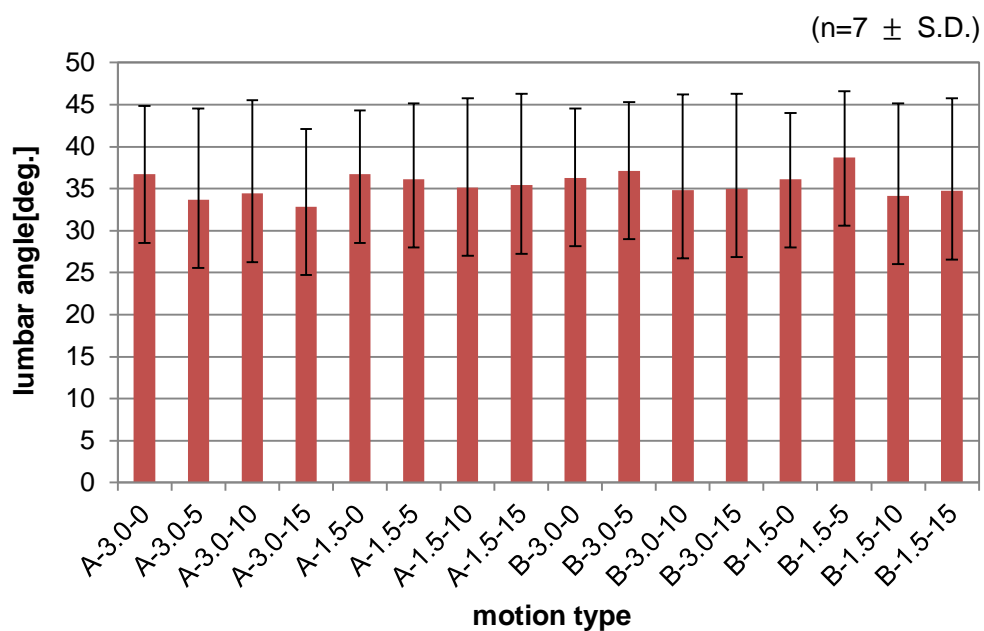


図 6.17 腰部関節角度最大値

### 6.1.3 腰部関節モーメント最大値

6.1.1 節で示した腰部関節モーメントの最大値について、図 6.18 に被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。この最大値は、被験者が床上のおもりを持ち上げた直後に記録した。

同一姿勢、同一持ち上げ速さで持ち上げるおもりの質量のみを変化させた場合、おもりの質量の増加に伴って線形に関節モーメント最大値も増加した。これは、おもりを手にするによって腰部よりも上の質量が増加したためであると推察される。

同一姿勢、同一おもり質量で持ち上げ速さのみを変化させた場合、速い持ち上げ速さである 1.5[s]の方が関節モーメント最大値は大きくなることが確認された。これは、持ち上げ速さが速い方が腰椎まわりの角加速度が大きくなったためであると推察される。

同一持ち上げ速さ、同一おもり質量で姿勢のみを変化させた場合、どちらの姿勢もあり差異はみられなかった。背中をできるだけ伸展させた姿勢は、背すじの伸展によりおもりの質量を支えている肩関節と腰椎のモーメントアームが長くなり、関節モーメントの増加が考えられるが、今回の持ち上げ姿勢では変化が確認できなかった。

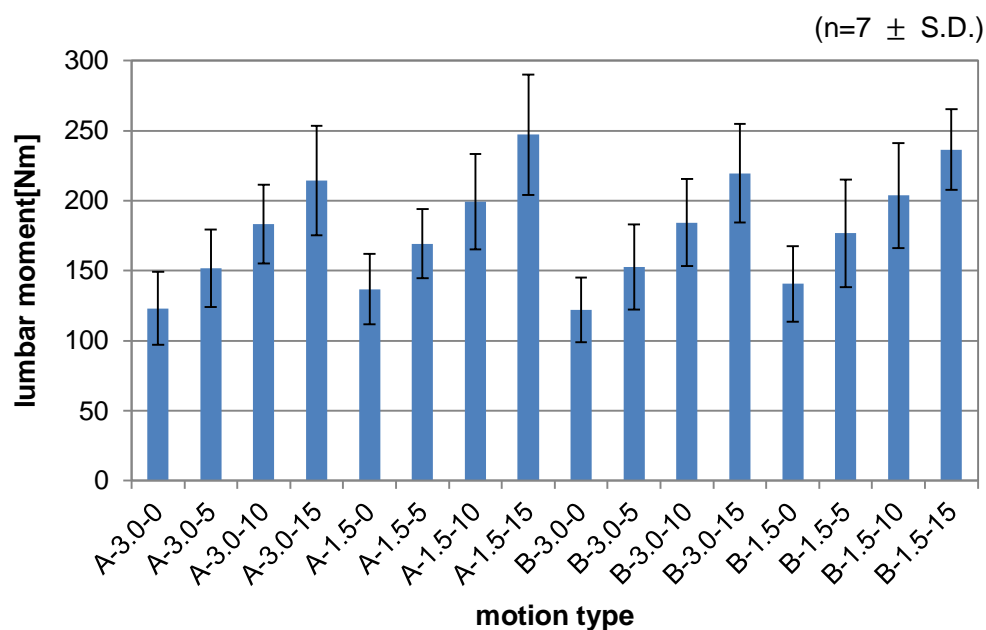


図 6.18 腰部関節モーメント最大値

## 6.2 椎間板・腹圧・靱帯モーメント

### 6.2.1 経時変化

図 6.19 に時間経過と椎間板・腹圧・靱帯モーメントの関係についての代表例として被験者 A の姿勢 B, 持ち上げ速さ 1.5[s], おもりの質量 15[kg] の試験における椎間板, 腹圧, 靱帯のモーメント変化を示す. 図中, 縦軸がモーメント[Nm], 横軸が正規化時間(%)を示す. また, 青色が椎間板モーメント, 赤色が腹圧モーメント, 緑色が靱帯モーメントを表す.

椎間板モーメントは (4.4) 式のように腰部関節角度に依存するため, 関節角度と同様の経過を辿った. また, 実験条件の差異による最大値の変化は認められなかった.

靱帯モーメントも椎間板モーメントと同様に腰部関節角度に依存するため, 被験者 A の姿勢 B, 持ち上げ速さ 1.5[s], おもりの質量 15[kg] の試験における関節角度と同様の経過を辿り, 実験条件の差異による最大値の変化は認められなかった.

腹圧モーメントは (4.9) 式のように腰部関節モーメントに依存するので, 関節モーメントと同様の経過を辿った. また, 実験条件の差異による最大値の変化が認められる動作も存在した.

これら受動要素のモーメントの最大値は, 関節モーメントが最大値となった時点で記録した. 被験者 A の姿勢 B, 持ち上げ速さ 1.5[s], おもりの質量 15[kg] の試験におけるこれらモーメントの和の最大値が 18.1[Nm], 関節モーメントの最大値が 236[Nm]であったことから, 受動要素のモーメントの和は関節モーメントの 1 割以下しか作用せず, 筋が主導となってモーメントを発揮していることが確認された.

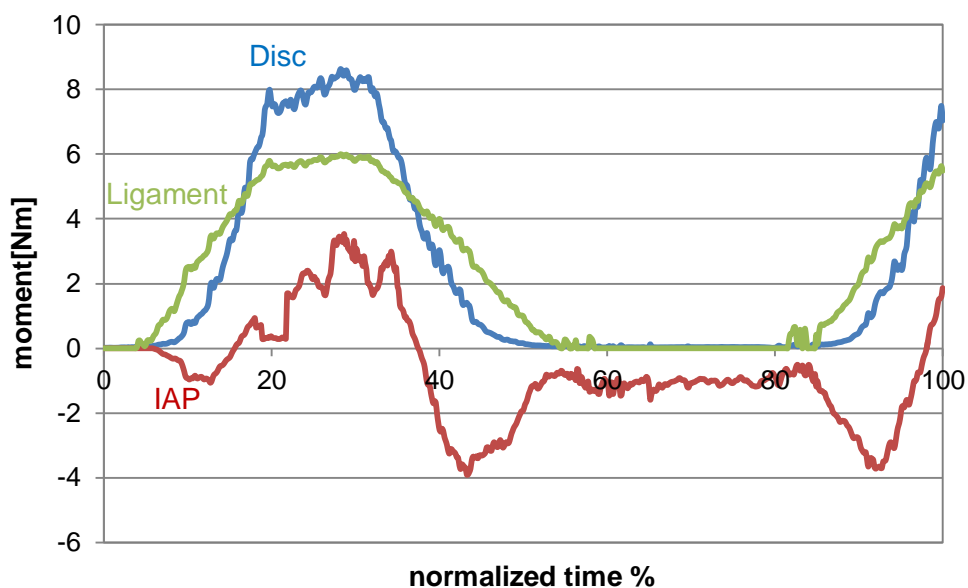


図 6.19 受動要素のモーメント変化

### 6.2.2 椎間板の復元モーメント

6.2.1 節で示した椎間板モーメントの最大値について、図 6.20 に被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。この最大値は、被験者が床上のおもりを持ち上げた直後に記録した。

このモーメントは被験者間で差異が大きく、姿勢や持ち上げ速さ、おもりの質量を変化させても動作間では差異を見出すことができない。

椎間板の発揮するモーメントは 3[Nm]程度であり、関節モーメントの 1%以下のモーメントしか発揮していない。

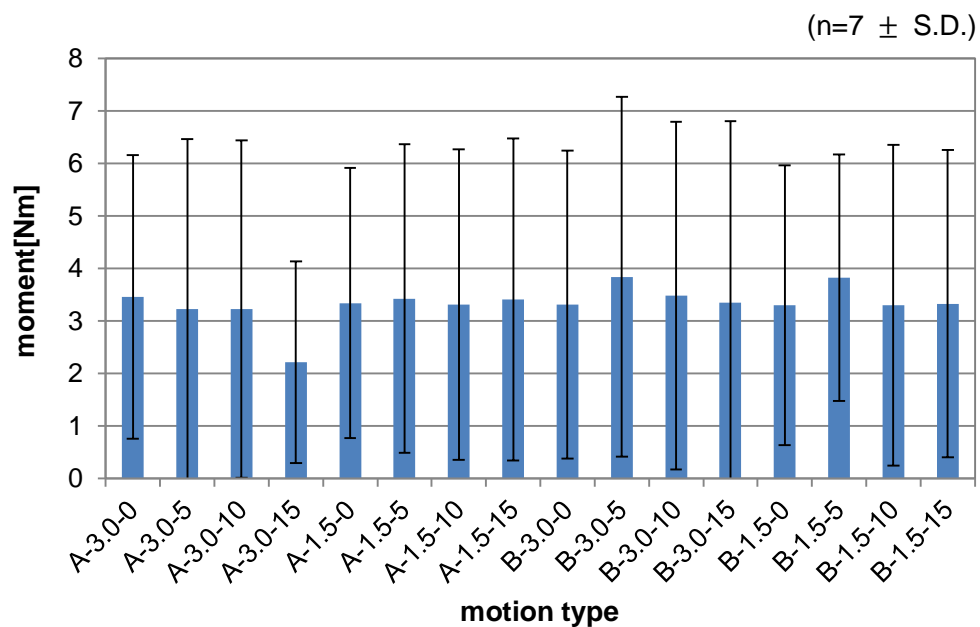


図 6.20 椎間板モーメントの最大値

### 6.2.3 腹圧モーメント

6.2.1 節で示した腹圧モーメントの最大値について、図 6.21 に被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。この最大値は、被験者が床上のおもりを持ち上げた直後に記録した。

同一姿勢，同一持ち上げ速さで持ち上げるおもりの質量のみを変化させた場合，おもりの質量の増加に伴って線形に腹圧モーメント最大値も増加した。

同一姿勢，同一おもり質量で持ち上げ速さのみを変化させた場合，速い持ち上げ速さである 1.5[s]の方が腹圧モーメント最大値は大きくなることが確認された。

同一持ち上げ速さ，同一おもり質量で姿勢のみを変化させた場合，腹圧モーメント最大値の差異は認められなかった。

腹圧モーメントは関節モーメントの 2～3%の値しか発揮されなかった。一般的に腹圧は腰部圧縮力を減少させる役割があると言われているが，この結果からその効果が極めて小さいことが示唆される。

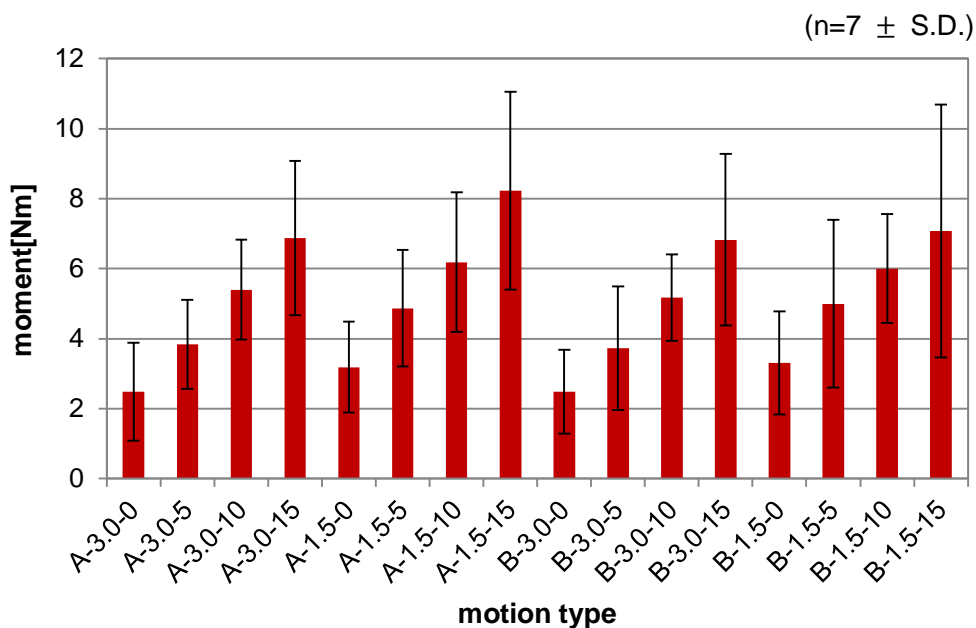


図 6.21 腹圧モーメントの最大値



#### 6.2.4 靱帯モーメント

6.2.1 節で示した靱帯モーメントの最大値について、図 6.22 に被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。この最大値は、被験者が床上のおもりを持ち上げた直後に記録した。

このモーメントは被験者間で差異が大きく、姿勢や持ち上げ速さ、おもりの質量を変化させても動作間では差異を見出すことができない。これは、靱帯張力を腰部屈曲角度の関数として算出したためであると推察される。

靱帯の発揮するモーメントは 4[Nm]程度であり、関節モーメントの 1%以下のモーメントしか発揮していない。

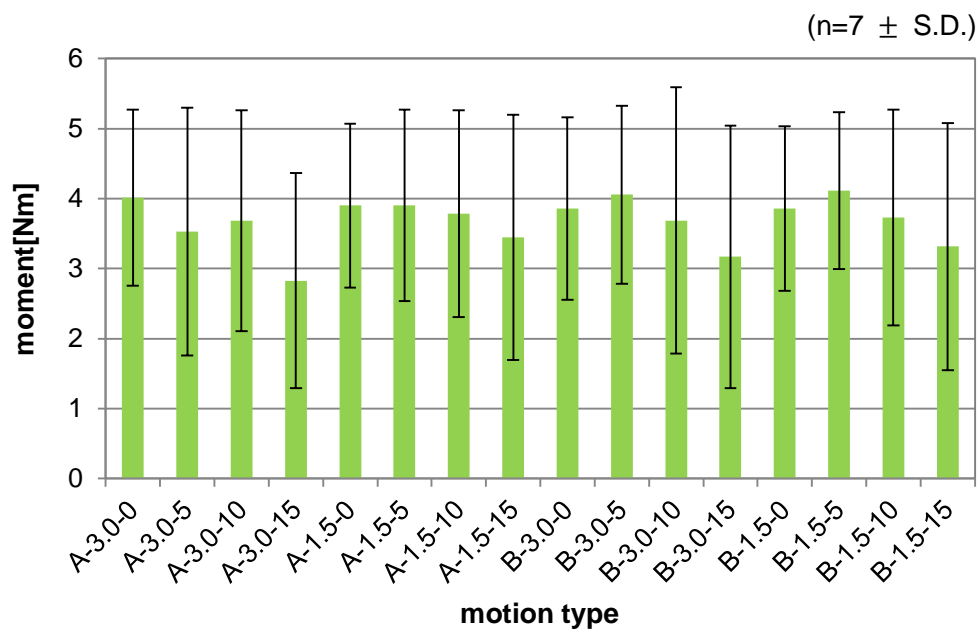


図 6.22 靱帯モーメントの最大値

### 6.3 筋張力

#### 6.3.1 経時変化

図 6.23 から図 6.38 に時間経過と腰部関節角度及び関節モーメントの関係について被験者 A の各試験時における様子を示す。縦軸は筋張力[N]，横軸は正規化時間（%）を示す。さらに，横軸下部に示す人形の図は各時間における被験者の姿勢の様子を示したものである。全てのグラフにおいて青が右腹直筋，赤が左腹直筋，緑が右外腹斜筋，紫が左外腹斜筋，エメラルド色が右内腹斜筋，オレンジ色が左内腹斜筋，水色が右脊柱起立筋，ピンク色が左脊柱起立筋を示す。持ち上げ動作と図の対応は以下の表 6.2 に示す通りである。

腹直筋は屈曲する際に活動が確認されたが，おもりを持ち上げる際の活動は確認されなかった。外腹斜筋は屈曲位になる際に活動が確認されたが，おもりを持ち上げる際の活動は確認されなかった。内腹斜筋は全動作中で活動が低いことが確認された。脊柱起立筋は，持ち上げ動作全般にわたって活動が確認され，今回対象とした筋の中で，一番大きな筋張力を発揮している。

被験者が屈曲位になる際に，腹斜筋と脊柱起立筋の活動が確認できる。これは主動筋と拮抗筋が同時に収縮する同時収縮である。この同時収縮は，体幹が前方に傾斜しすぎないようにブレーキをかける役目を果たしていると考えられる。関節モーメントのみから筋張力を解析する方法ではこの収縮様態を確認することができないので，筋電図を用いた意義を確認することができた。

表 6.2 図番と動作の種別

| 図番   | 姿勢 | 持ち上げ速さ[s] | おもりの質量[kg] |
|------|----|-----------|------------|
| 6.23 | A  | 3.0       | 0          |
| 6.24 | A  | 3.0       | 5          |
| 6.25 | A  | 3.0       | 10         |
| 6.26 | A  | 3.0       | 15         |
| 6.27 | A  | 1.5       | 0          |
| 6.28 | A  | 1.5       | 5          |
| 6.29 | A  | 1.5       | 10         |
| 6.3  | A  | 1.5       | 15         |
| 6.31 | B  | 3.0       | 0          |
| 6.32 | B  | 3.0       | 5          |
| 6.33 | B  | 3.0       | 10         |
| 6.34 | B  | 3.0       | 15         |
| 6.35 | B  | 1.5       | 0          |
| 6.36 | B  | 1.5       | 5          |
| 6.37 | B  | 1.5       | 10         |
| 6.38 | B  | 1.5       | 15         |

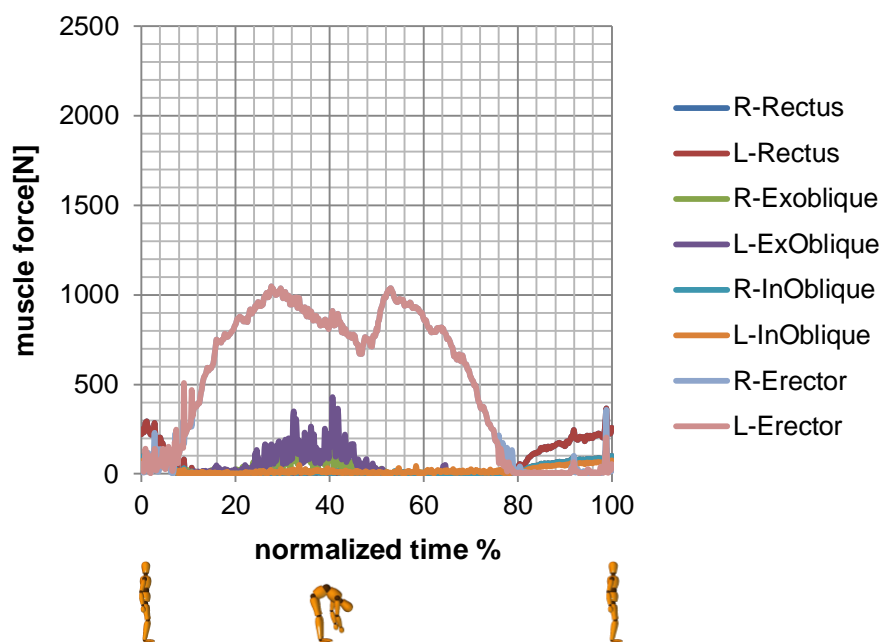


図 6.23 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 0[kg]

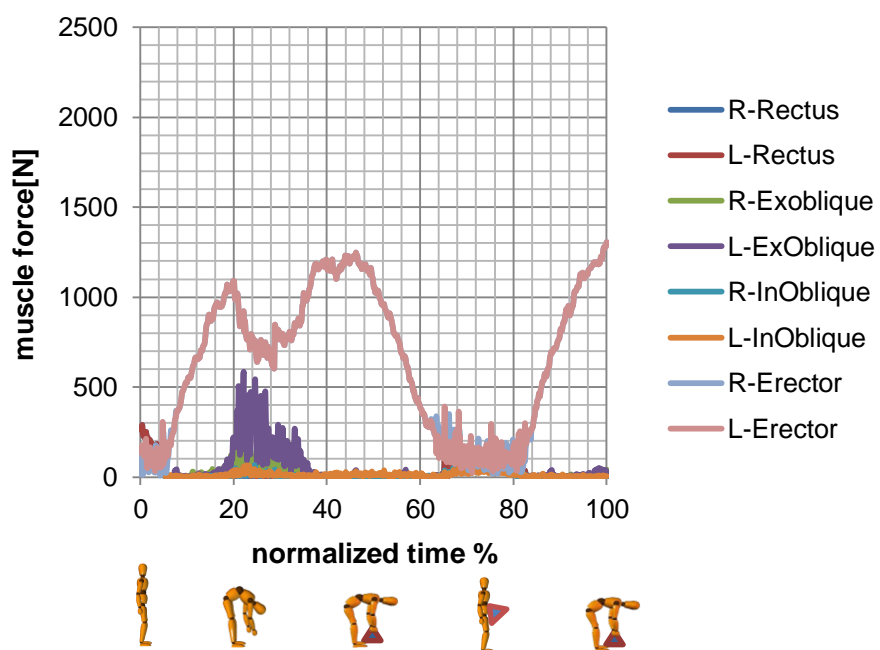


図 6.24 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 5[kg]

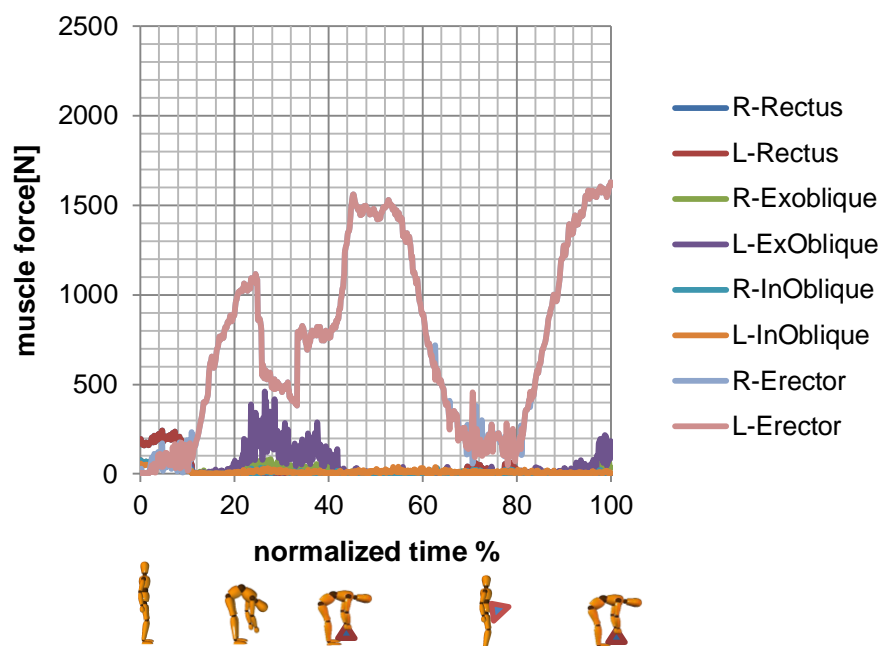


図 6.25 姿勢：A, 速さ：3.0[s], 質量：10[kg]

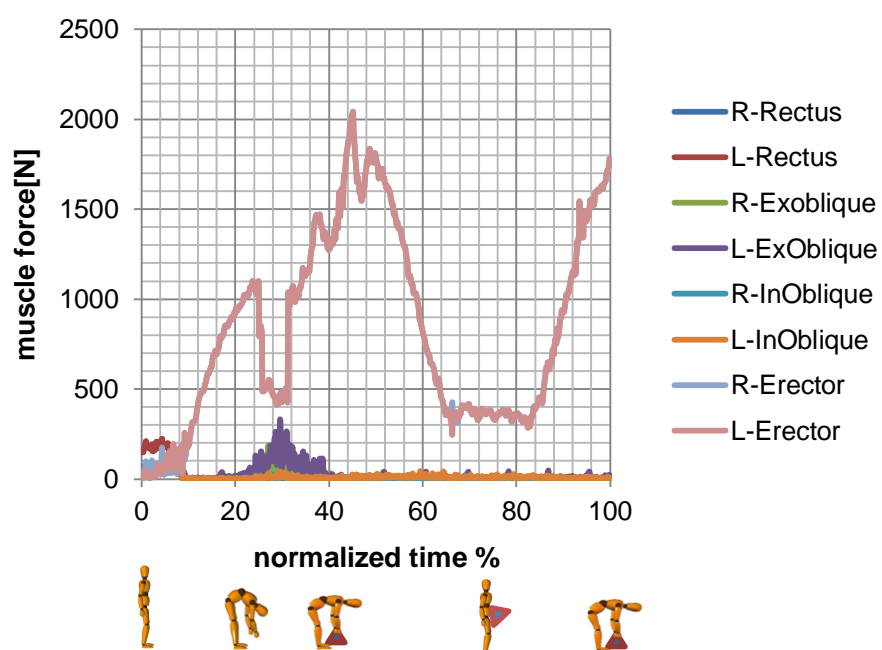


図 6.26 姿勢：A, 速さ：3.0[s], 質量：15[kg]

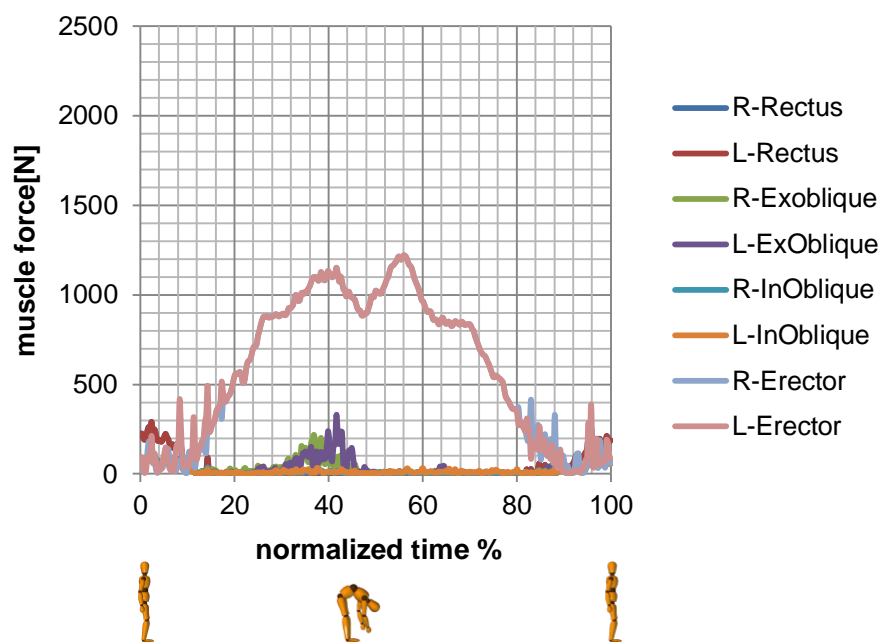


図 6.27 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

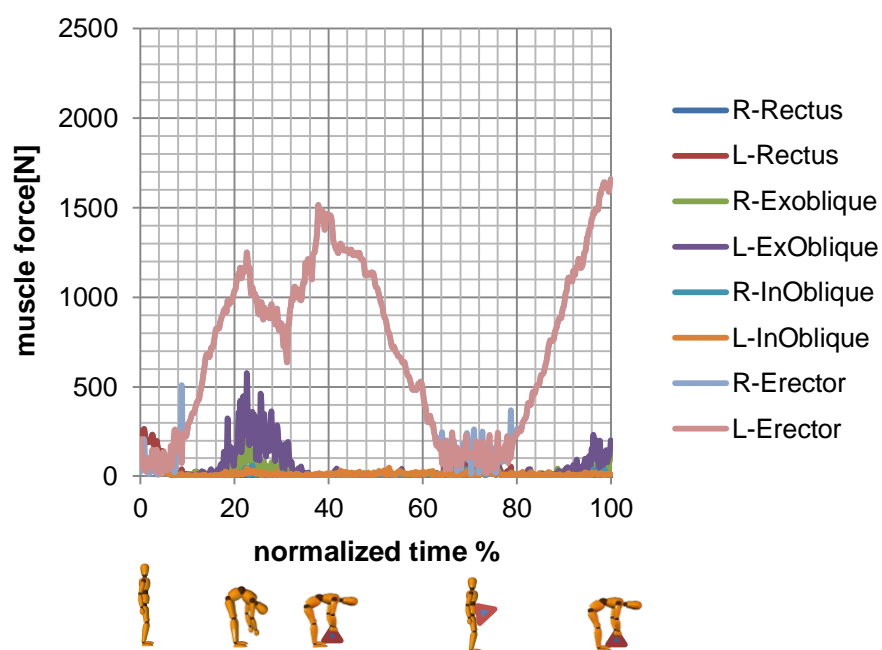


図 6.28 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 5[kg]

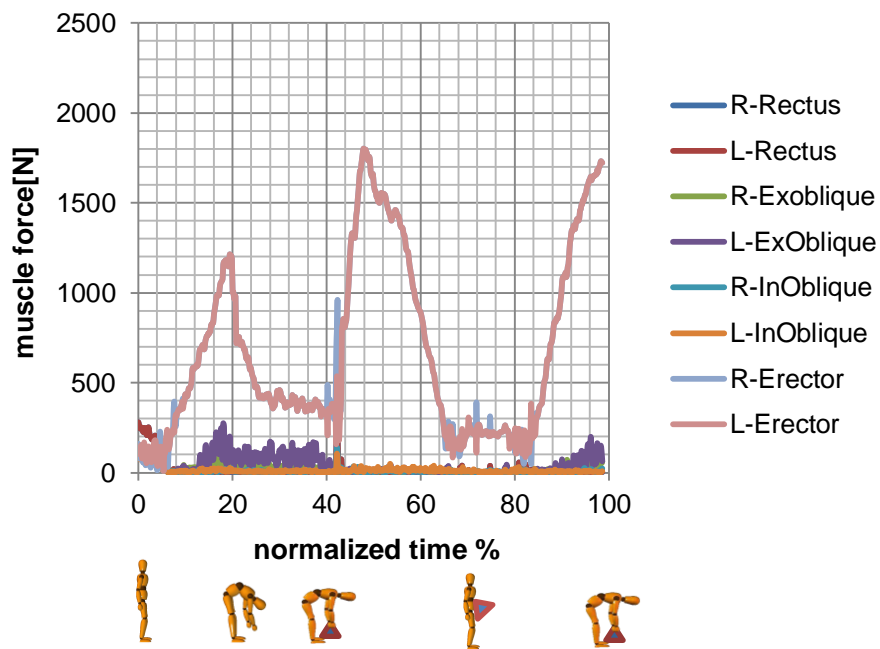


図 6.29 姿勢：A, 速さ：1.5[s], 質量：10[kg]

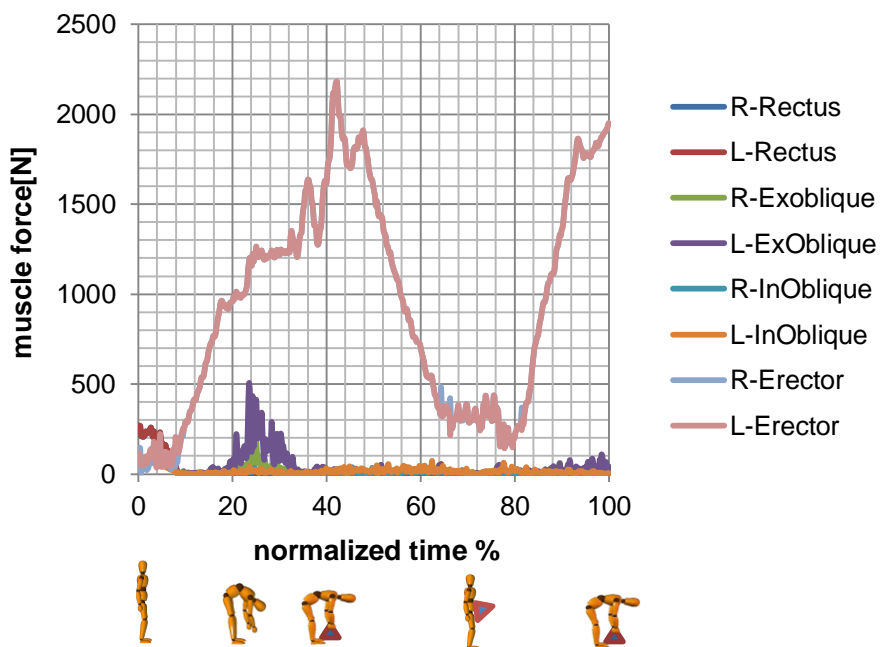


図 6.30 姿勢：A, 速さ：1.5[s], 質量：15[kg]

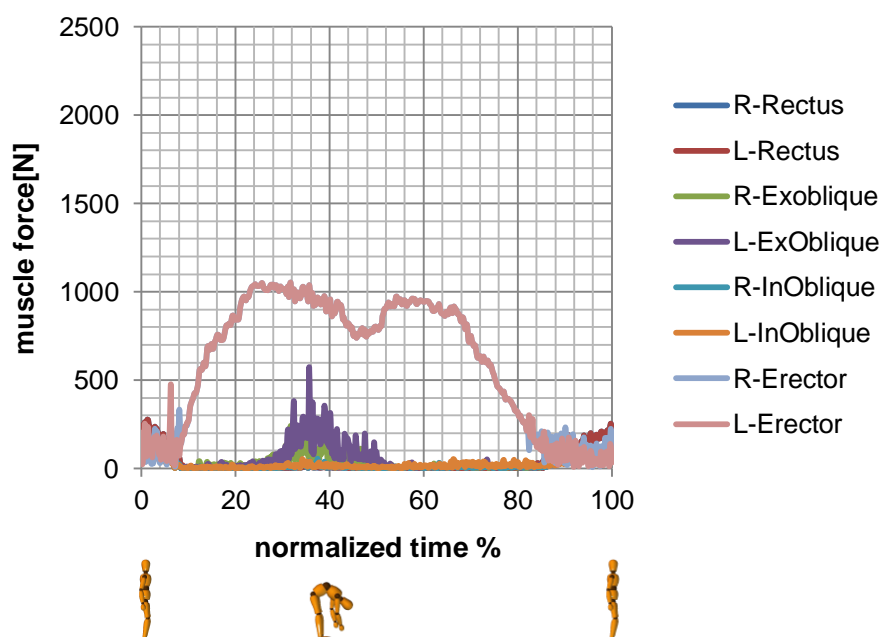


図 6.31 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 0[kg]

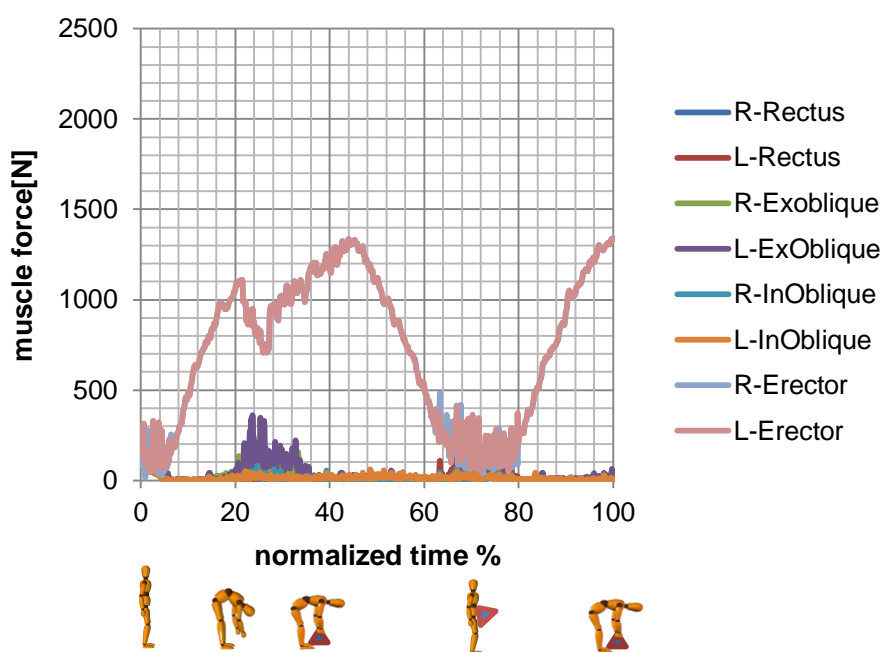


図 6.32 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 5[kg]



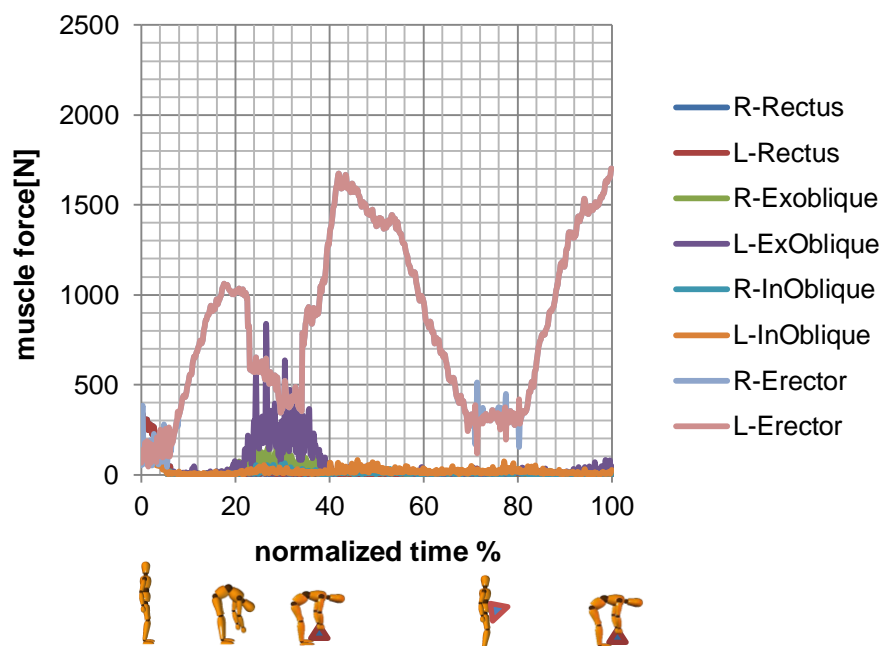


図 6.33 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 10[kg]

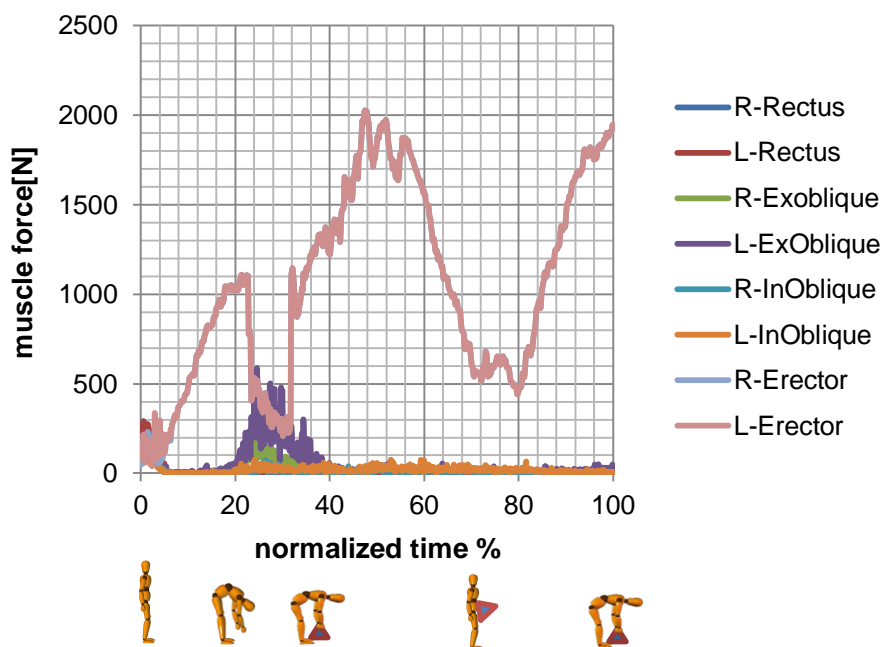


図 6.34 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 15[kg]

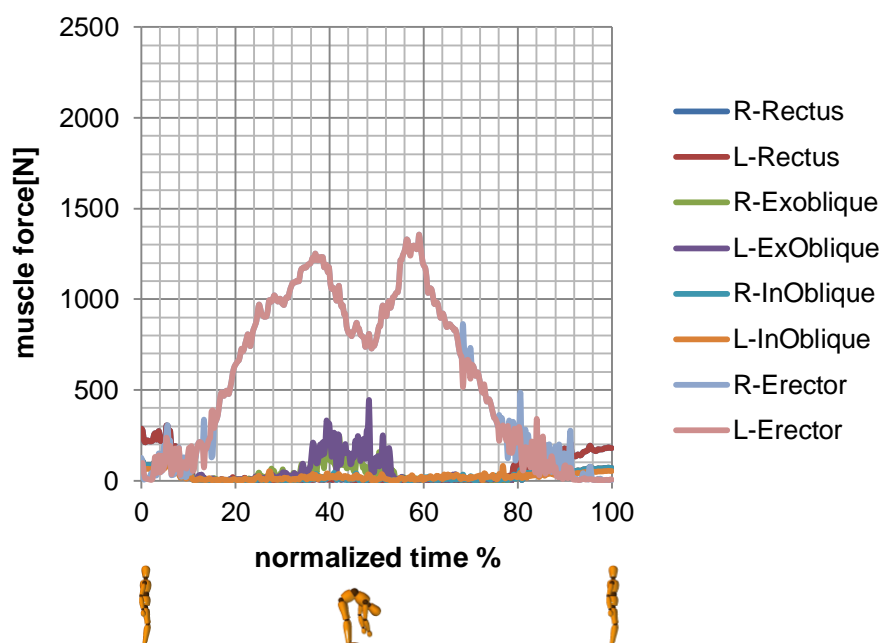


図 6.35 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

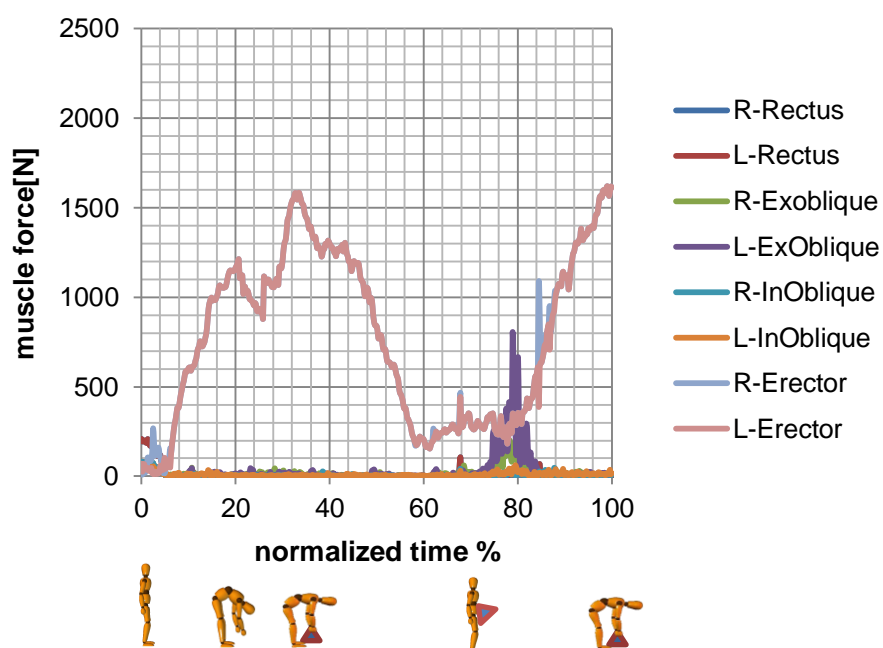


図 6.36 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 5[kg]

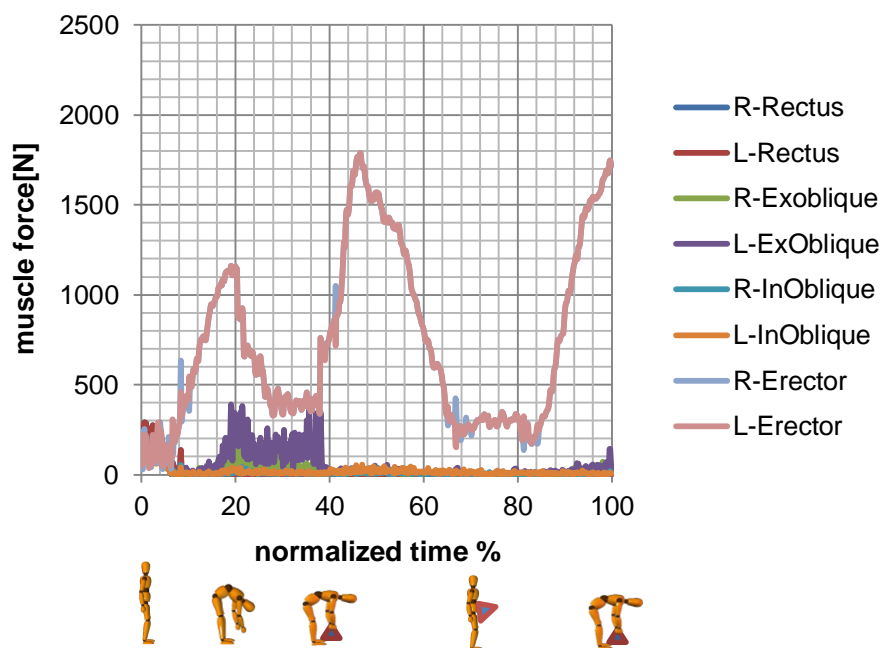


図 6.37 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 10[kg]

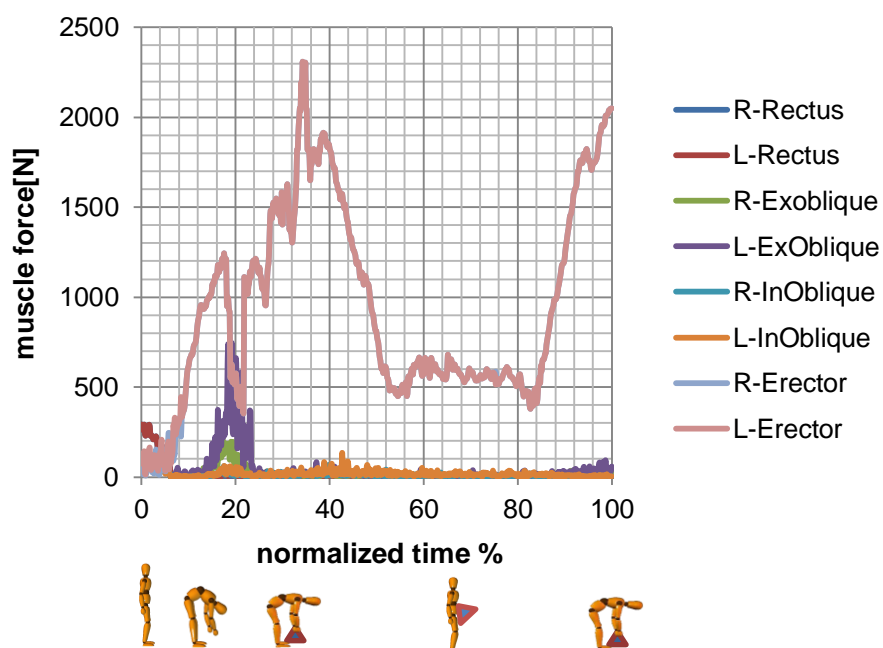


図 6.38 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 15[kg]

### 6.3.2 腹直筋の筋張力最大値

6.3.1 節で示した腹直筋の筋張力について、図 6.39 に最大値を被験者 7 名の平均値でそれぞれの動作について示す。図中、縦軸が腹直筋の筋張力最大値[N]、横軸は動作の種別を示している。また、赤色は右の腹直筋、青色は左の腹直筋を示している。

この最大値は、被験者が立位の時に確認された。その後、被験者が屈曲を始めると腹直筋の筋張力は減少を始め、おもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかった。したがって、持ち上げ動作における最大腰部負荷の低減という観点では、腹直筋の役割は小さいことが示唆される。

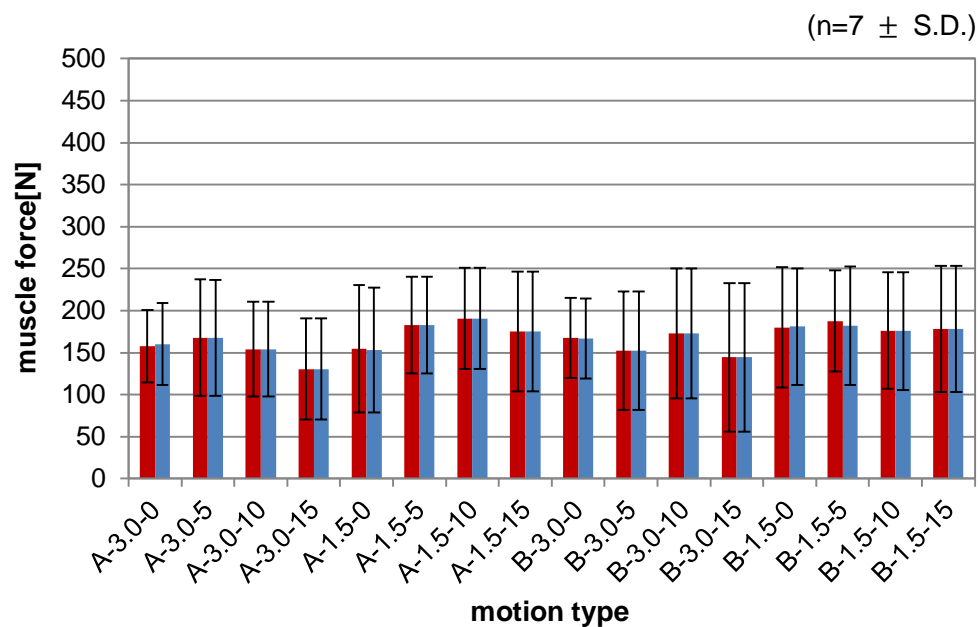


図 6.39 腹直筋の筋張力最大値

### 6.3.3 外腹斜筋の筋張力最大値

6.3.1 節で示した外腹斜筋の筋張力について，図 6.40 に最大値を被験者 7 名の平均値でそれぞれの動作について示す．図中，縦軸が外腹斜筋の筋張力最大値[N]，横軸は動作の種別を示している．また，赤色は右の外腹斜筋，青色は左の外腹斜筋を示している．

被験者が屈曲を始めると外腹斜筋の筋張力は増加を始め，被験者が床上のおもりを手にした際に最大値を記録した．その後，おもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかった．したがって，持ち上げ動作における腰部負荷の低減という観点では，外腹斜筋の役割も小さいことが示唆される．

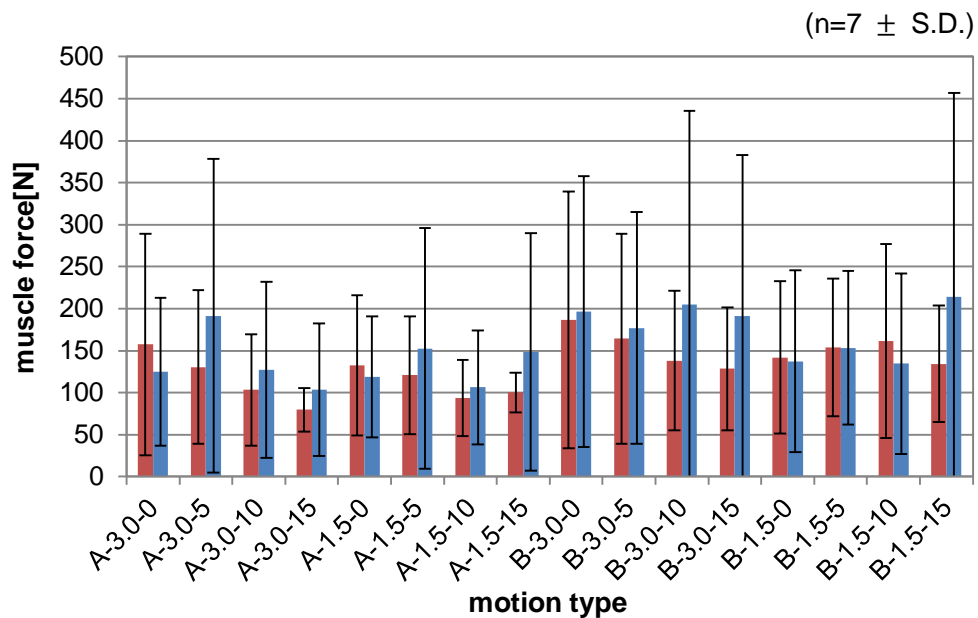


図 6.40 外腹斜筋の筋張力最大値

### 6.3.4 内腹斜筋最大値

6.3.1 節で示した内腹斜筋の筋張力について、図 6.41 に最大値を被験者 7 名の平均値でそれぞれの動作について示す。図中、縦軸が内腹斜筋の筋張力最大値[N]，横軸は動作の種別を示している。また、赤色は右の内腹斜筋、青色は左の内腹斜筋を示している。

被験者が屈曲を始めると内腹斜筋の筋張力は増加を始め、被験者が床上のおもりを手にした際に最大値を記録した。その後、おもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかった。したがって、持ち上げ動作における腰部負荷の低減という観点では、内腹斜筋の役割も小さいことが示唆される。

内腹斜筋は外腹斜筋と交差するように位置しているが、外腹斜筋の 30～50%の筋張力しか発揮していなかった。これは矢状面における椎間板までのモーメントアームが外腹斜筋の方が長いこと、筋の水平断面積が外腹斜筋の方が大きいことから、より大きなモーメントを生み出すことができるためであると推察される。

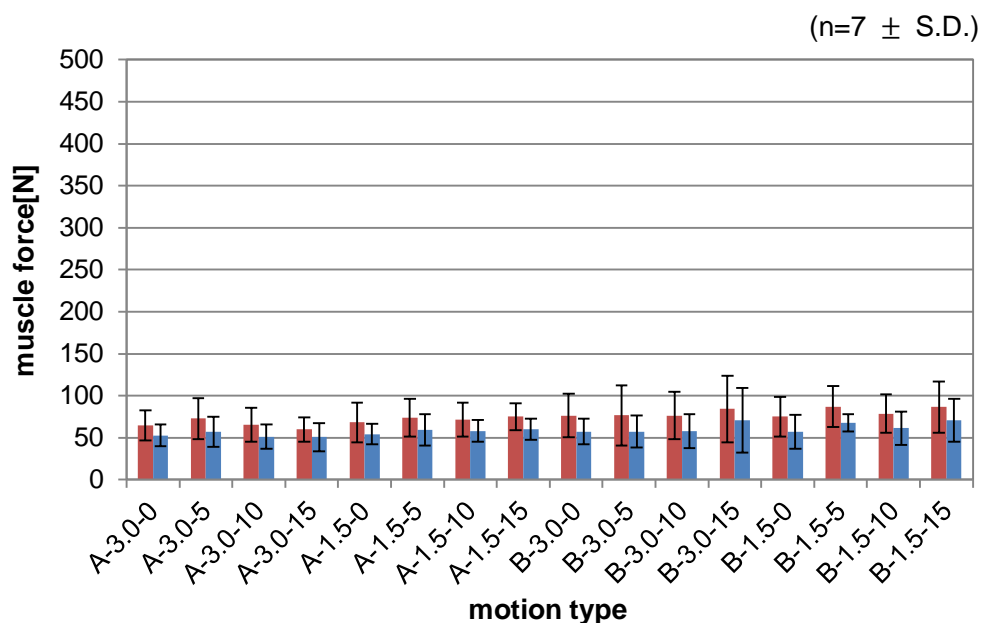


図 6.41 内腹斜筋の筋張力最大値

### 6.3.5 脊柱起立筋の筋張力最大値

6.3.1 節で示した脊柱起立筋の筋張力について、図 6.42 に最大値を被験者 7 名の平均値でそれぞれの動作について示す。なお、左右の脊柱起立筋が同様に活動したため、代表例として右脊柱起立筋の筋張力を示す。赤色がおもりを持ち上げる際の最大値、オレンジ色がおもりを下ろす際の最大値を示している。

おもりを持ち上げる際の最大値は、関節角度やモーメントと同様におもりを持った直後に記録した。したがって、持ち上げ動作における最大腰部負荷の低減という観点で、脊柱起立筋が関与することが示唆される。おもりを下ろす際の最大値も、関節角度やモーメントと同様におもりを床に接地する際に記録した。おもりを持ち上げる際と同様に腰部負荷の低減という観点で、脊柱起立筋が関与することが示唆される。おもりを持ち上げる際の腰部負荷は下ろす際と比較して、大きくなる傾向にあった。これは持ち上げる際に屈曲によって伸びた脊柱起立筋が元の筋長に戻ろうとし、伸びながら力を発揮するおもりを下ろす動作よりも筋の収縮力が大きくなるためであると推察される。

以下では、おもりを持ち上げる際の脊柱起立筋の筋張力最大値について考察する。

同一姿勢、同一持ち上げ速さで、おもりの質量を変化させた場合、5[kg]における筋張力の最大値は 0[kg]の場合と比較して、1.2～1.4 倍の増加が確認できた。また、10[kg]における筋張力の最大値は 0[kg]の場合と比較して、1.4～1.7 倍の増加が確認できた。そして、15[kg]における筋張力の最大値は 0[kg]の場合と比較して、1.7～2.0 倍の増加が確認できた。したがって、おもりの質量を重くしていくにつれ、脊柱起立筋の発揮する筋張力も増加していくことが確認できた。

同一姿勢、同一おもり質量で持ち上げ速さのみを変化させた場合、速い持ち上げ速さである 1.5[s]の方が 3.0[s]の 1.1～1.3 倍の筋張力最大値を発揮していることが確認された。このことより、持ち上げ速さを速くすると、脊柱起立筋の発揮する筋張力も増加していくことが確認できた。

同一持ち上げ速さ、同一おもり質量で姿勢のみを変化させた場合、どちらの姿勢もあり差異はみられなかった。背中をできるだけ伸展させた姿勢は、背すじの伸展によりおもりの質量を支えている肩関節と腰椎のモーメントアームが長くなり、関節モーメントの増加が考えられるが、本実験では関節モーメントの増加は認められなかった。したがって今回の持ち上げ姿勢では変化が確認できなかったと推察される。

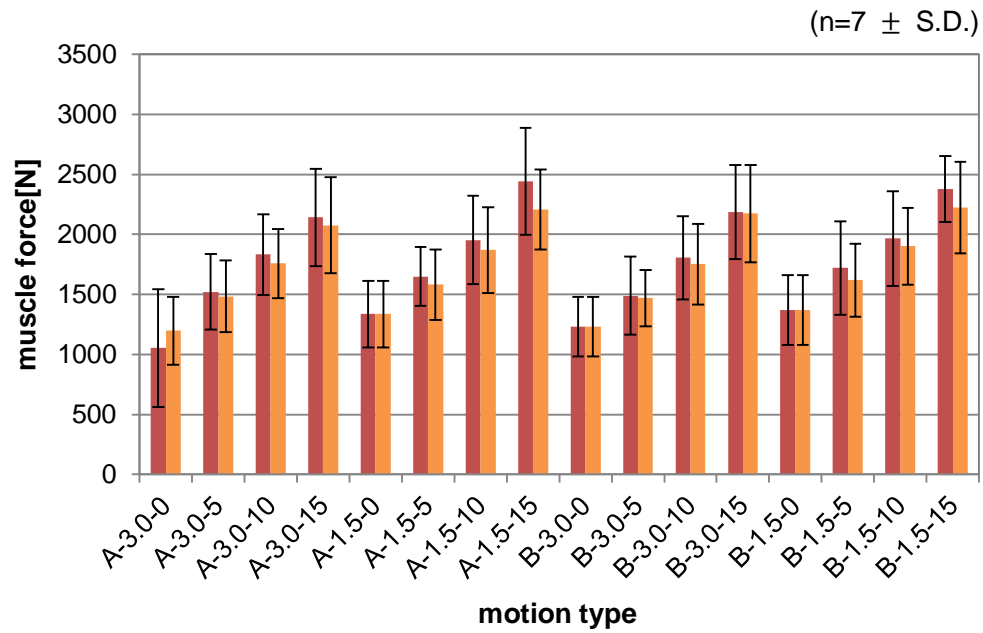


図 6.42 脊柱起立筋の筋張力最大値



## 6.4 腰部圧縮力

### 6.4.1 経時変化

図 6.43 から図 6.58 に時間経過と筋張力和及び腰部圧縮力の推移の代表例として被験者 A の各試験時における様子を示す。図中，縦軸が力[N]，横軸が正規化時間（%）を示す。さらに，横軸下部に示す人形の図は各時間における被験者の姿勢の様子を示したものである。赤色が筋張力和，青色が腰部圧縮力を示している。持ち上げ動作と図の対応は以下の表 6.3 に示す通りである。

筋張力和，腰部圧縮力ともに関節モーメントとほぼ同様な推移を示しているが，静止立位の時間付近では活動が確認され，1000[N]程度の力が発揮されている。両方ともに最大値はおもりを持ち上げた直後に確認された。なお，筋張力和と腰部圧縮力の差は全時間にわたり微小であった。このため，腰部圧縮力は筋張力に大きく依存することが示唆される。

表 6.3 図番と動作の種別

| 図番   | 姿勢 | 持ち上げ速さ[s] | おもりの質量[kg] |
|------|----|-----------|------------|
| 6.43 | A  | 3.0       | 0          |
| 6.44 | A  | 3.0       | 5          |
| 6.45 | A  | 3.0       | 10         |
| 6.46 | A  | 3.0       | 15         |
| 6.47 | A  | 1.5       | 0          |
| 6.48 | A  | 1.5       | 5          |
| 6.49 | A  | 1.5       | 10         |
| 6.50 | A  | 1.5       | 15         |
| 6.51 | B  | 3.0       | 0          |
| 6.52 | B  | 3.0       | 5          |
| 6.53 | B  | 3.0       | 10         |
| 6.54 | B  | 3.0       | 15         |
| 6.55 | B  | 1.5       | 0          |
| 6.56 | B  | 1.5       | 5          |
| 6.57 | B  | 1.5       | 10         |
| 6.58 | B  | 1.5       | 15         |

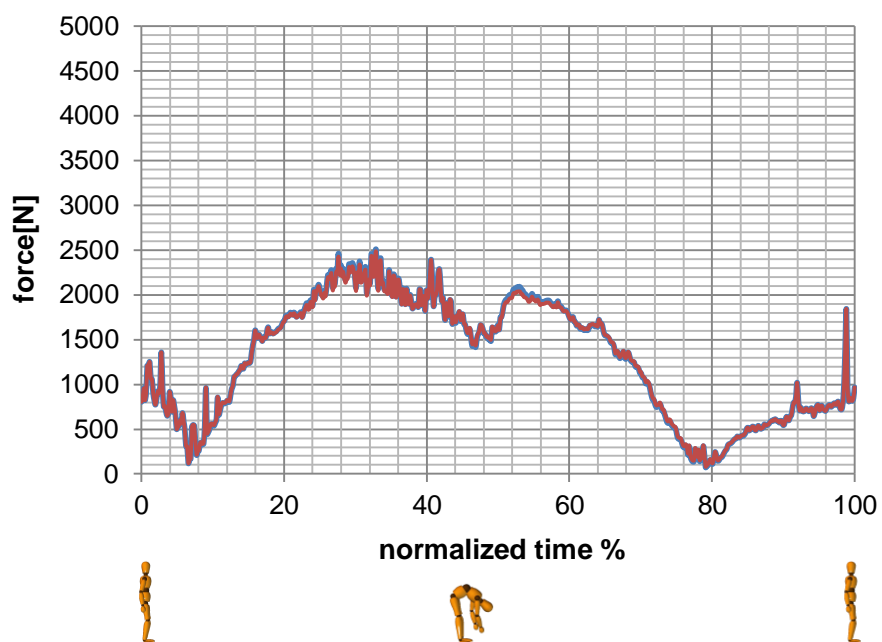


図 6.43 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 0[kg]

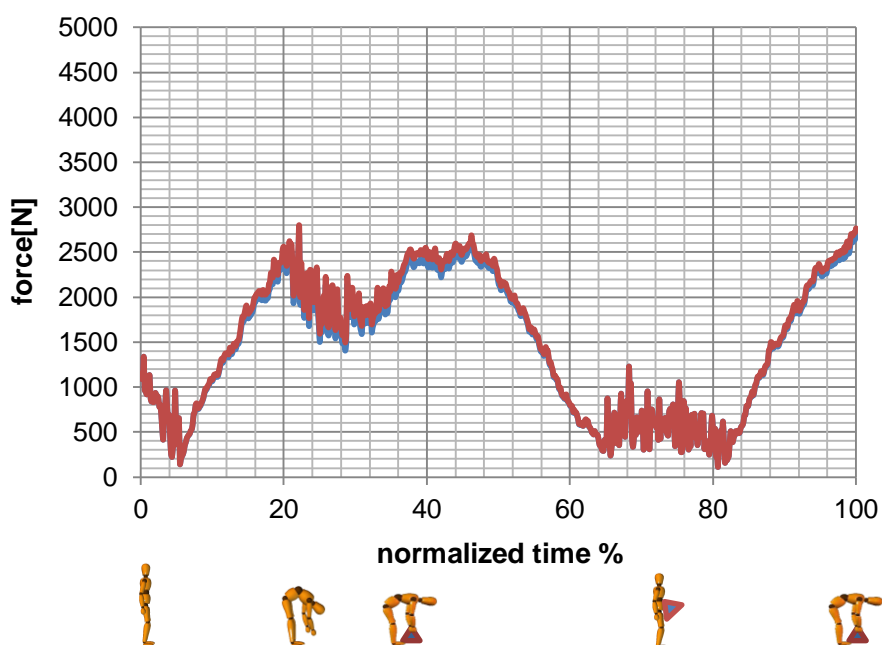


図 6.44 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 5[kg]

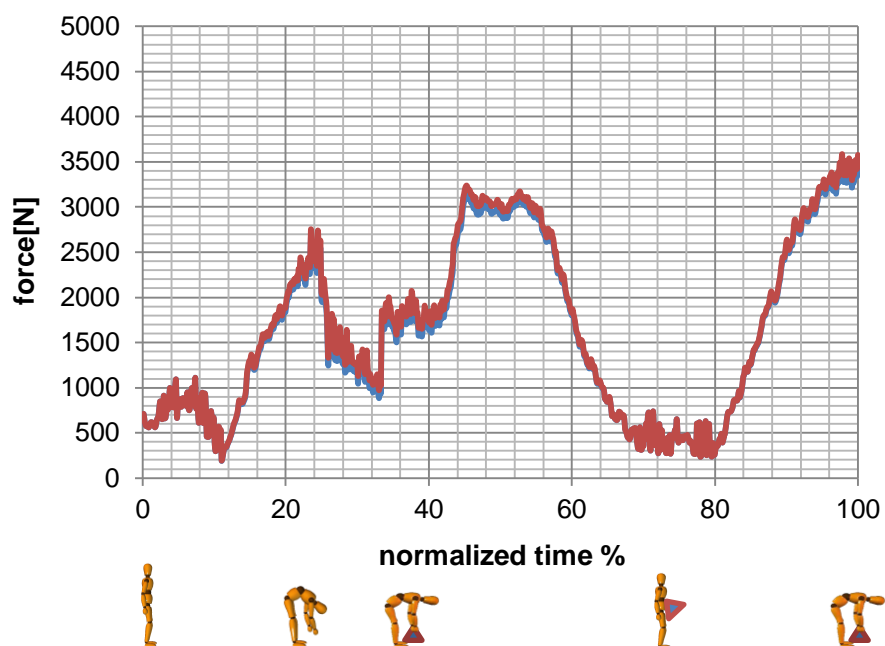


図 6.45 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 10[kg]

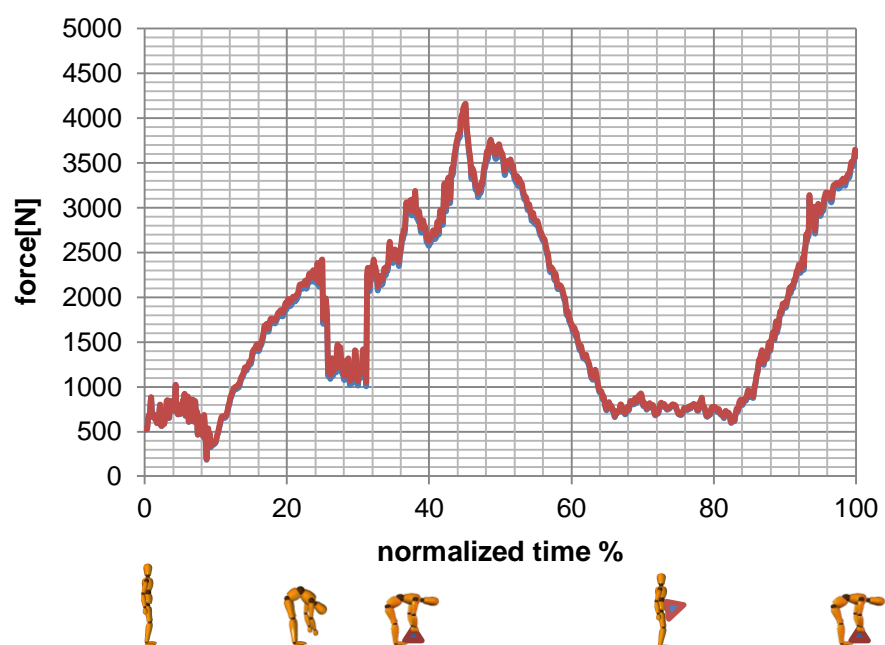


図 6.46 姿勢 : A, 速さ : 3.0[s], 質量 : 15[kg]

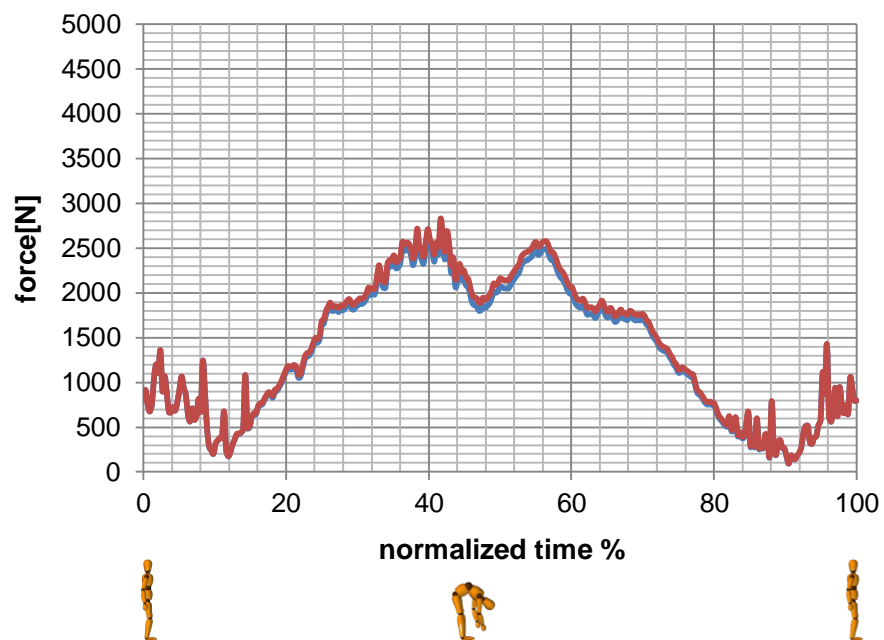


図 6.47 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

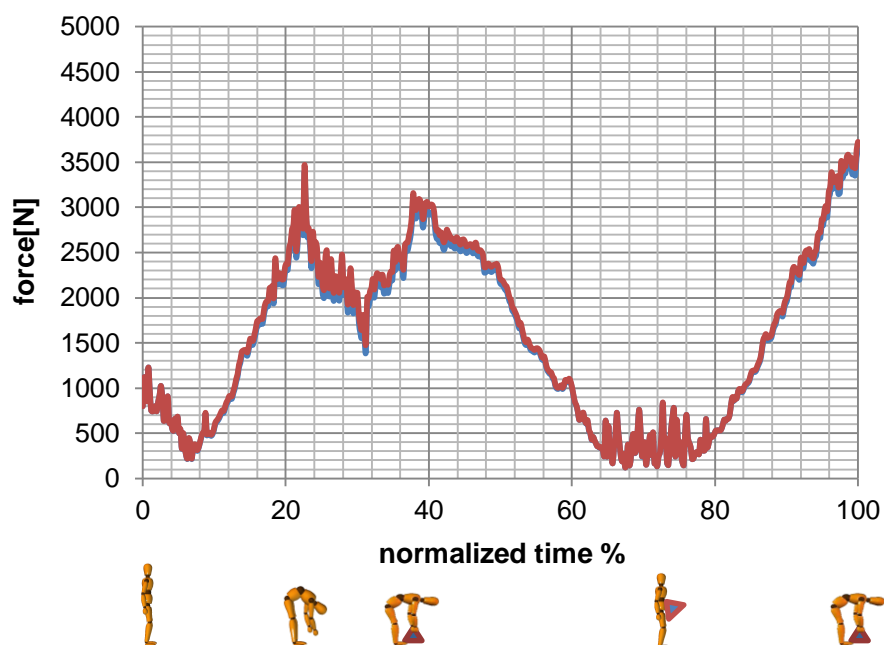


図 6.48 姿勢 : A, 速さ : 1.5[s], 質量 : 5[kg]

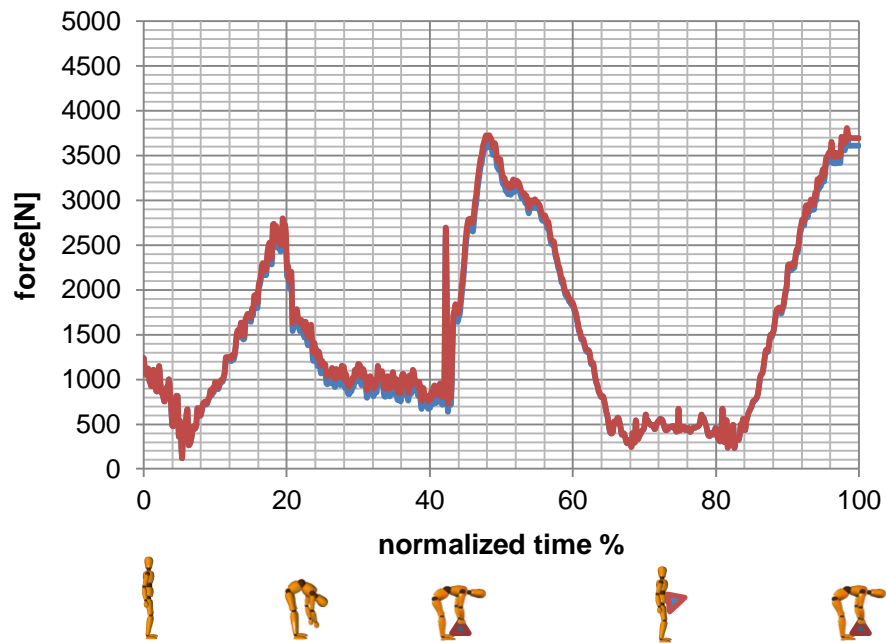


図 6.49 姿勢 : A, 速度 : 1.5[s], 質量 : 10[kg]

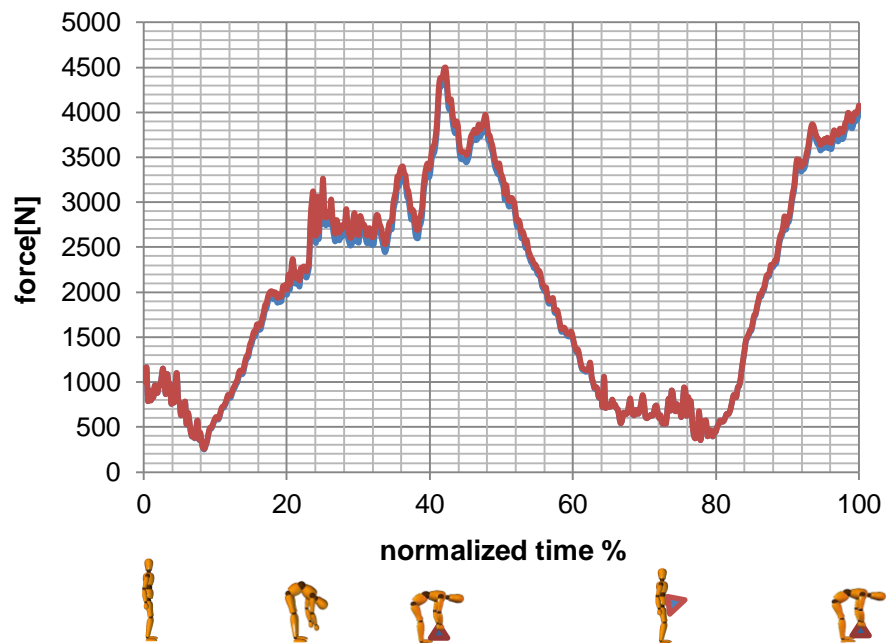


図 6.50 姿勢 : A, 速度 : 1.5[s], 質量 : 15[kg]

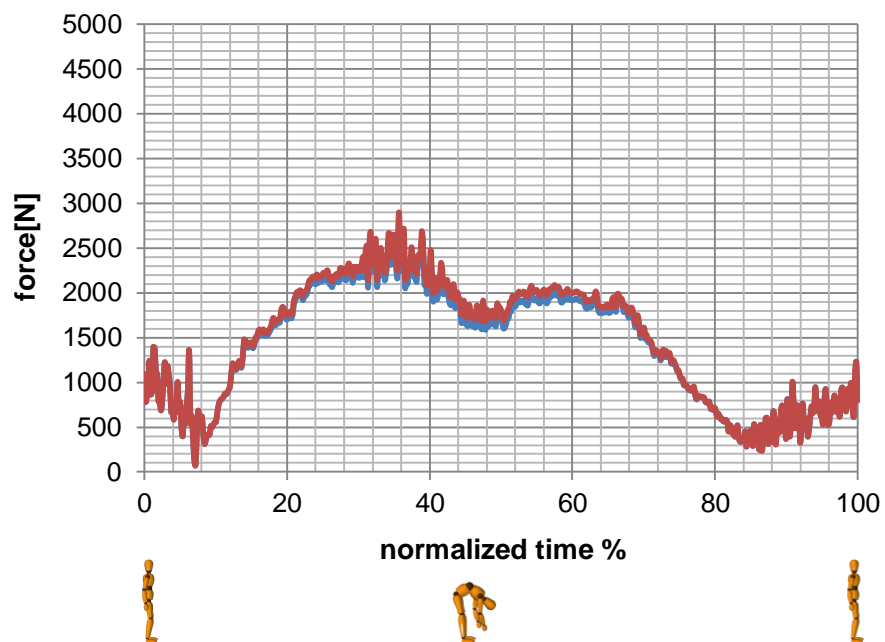


図 6.51 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 0[kg]

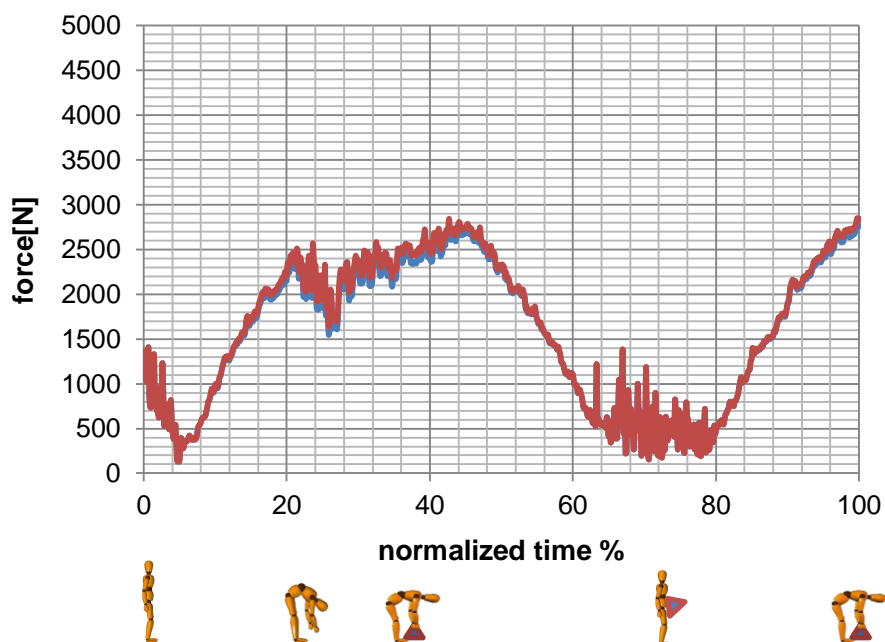


図 6.52 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 5[kg]

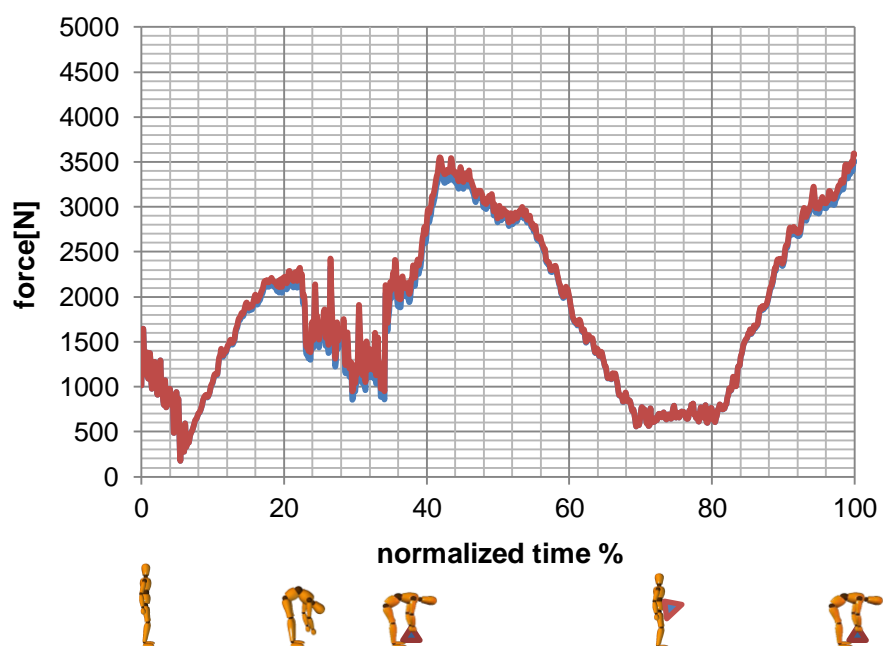


図 6.53 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 10[kg]

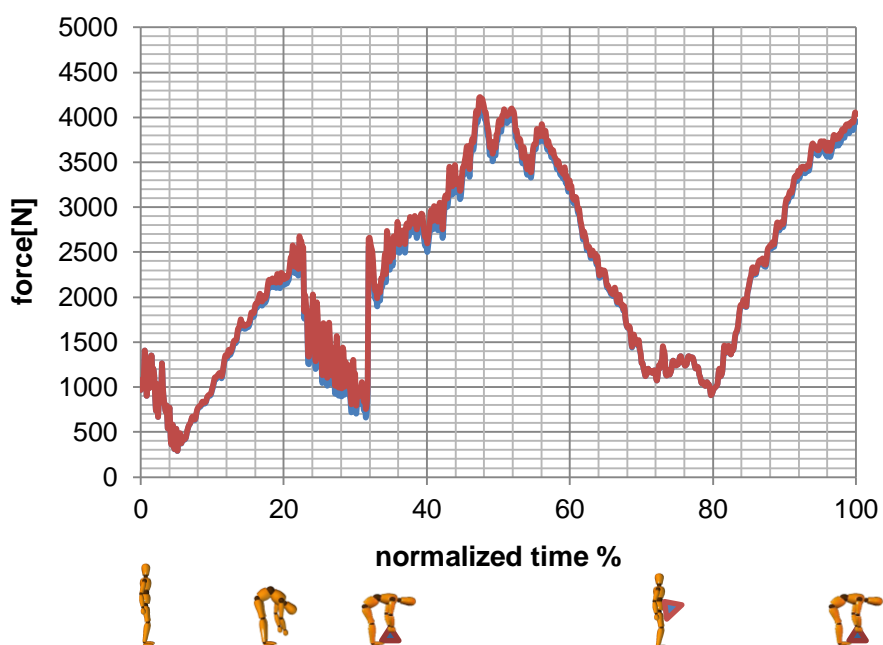


図 6.54 姿勢 : B, 速さ : 3.0[s], 質量 : 15[kg]

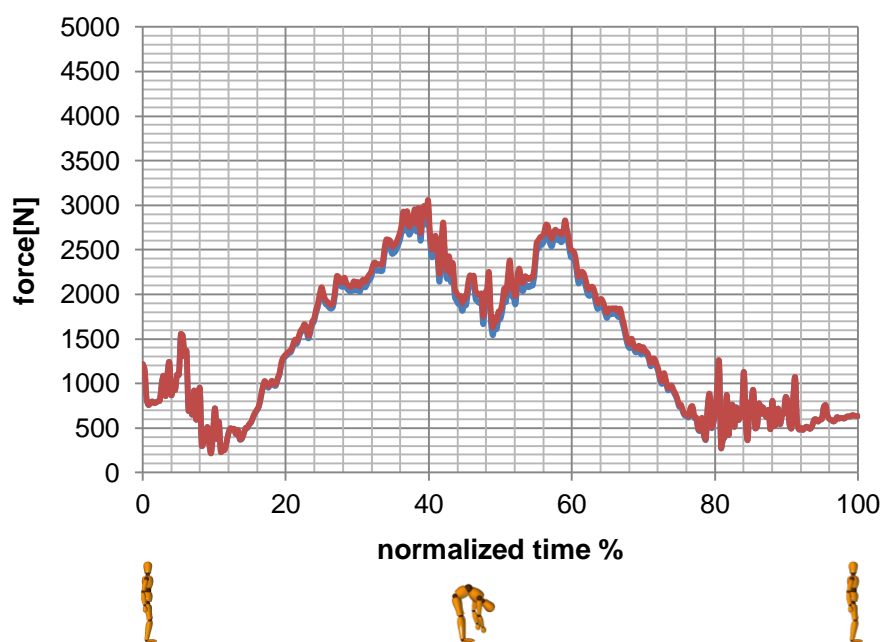


図 6.55 姿勢 : B, 速度 : 1.5[s], 質量 : 0[kg]

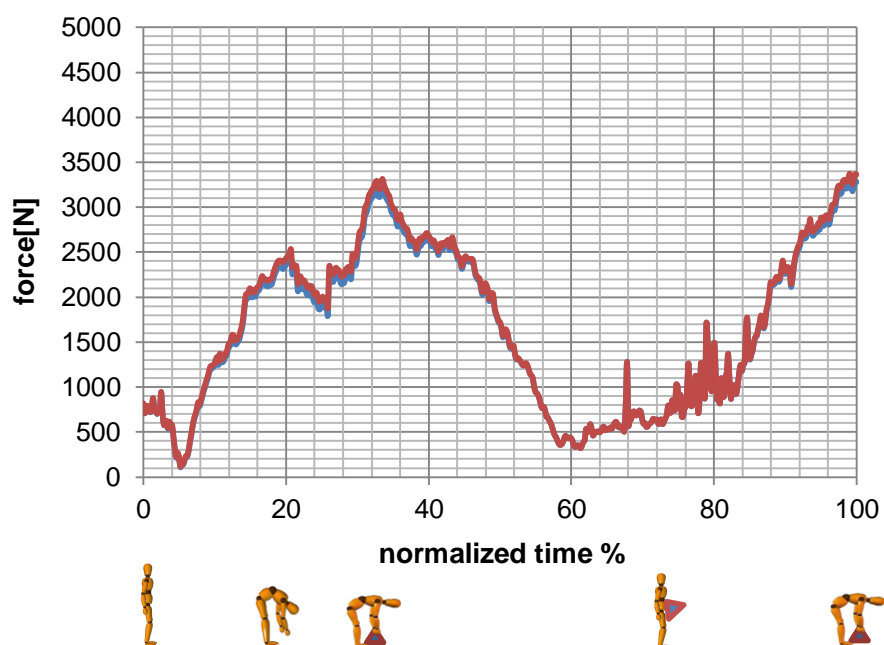


図 6.56 姿勢 : B, 速度 : 1.5[s], 質量 : 5[kg]



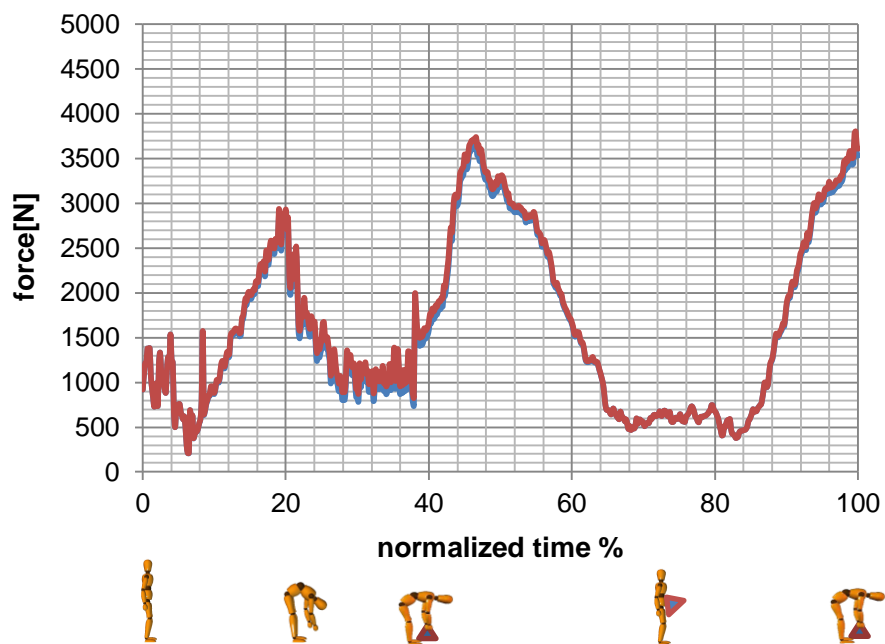


図 6.57 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 10[kg]

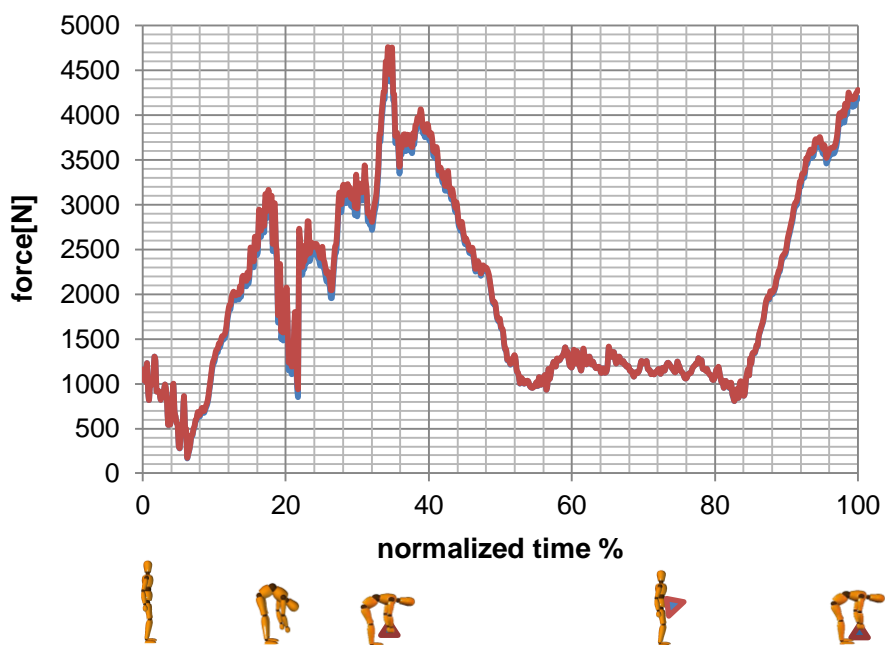


図 6.58 姿勢 : B, 速さ : 1.5[s], 質量 : 15[kg]

### 6.4.2 腰部圧縮力最大値

図 6.59 に被験者 7 名の最大腰部圧縮力の平均値をそれぞれの動作について示す。図中、縦軸は腰部圧縮力[N]，横軸は動作の種別を示している。なお、青色が持ち上げる際の最大値，赤色がおもりを下ろす際の最大値を示している。持ち上げる際の最大値は，被験者が床上のおもりを持ち上げた直後に記録した。また，おもりを下ろす際の最大値はおもりを床面に置く際に記録した。

図 6.60 におもりを持ち上げる際の腰部圧縮力とおもりの質量の関係について，被験者 7 名の平均値をそれぞれの動作について示す。縦軸は腰部圧縮力[N]，横軸はおもりの質量[kg]を示している。なお，青色が姿勢 A で持ち上げ速さ 3.0 秒，赤色が姿勢 B で持ち上げ速さ 3.0 秒，緑色が姿勢 A で持ち上げ速さ 1.5 秒，紫色が姿勢 B で持ち上げ速さ 1.5 秒を示している。

本研究とは別の手法で関節モーメントと筋電図から筋張力を求めた研究<sup>[5]</sup>では，10[kg]のおもりを持ち上げた際の腰部圧縮力は 4598[N]であった。本研究では 4502[N]で同様の傾向を示しており，最適化による筋張力算出が有用であることが示唆される。

さらに，椎間板内圧を直接計測した研究<sup>[33]</sup>では，おもりを持たずに体幹が 30[deg.]屈曲した場合，2305[N]の圧縮力が生じると報告されている。この結果は本研究と同様の傾向を示しており，本研究で用いた手法は非侵襲な腰部圧縮力推定法として有用であると示唆される。

おもりを持ち上げる際の最大値は，姿勢 A より B の方が，持ち上げ速さ 3.0[s]より 1.5[s]の方が，おもりの質量は重い方が大きくなる傾向が確認された。おもりを下ろす際の最大値は，おもりを持ち上げる際と同様の傾向を示した。

以下では，図 6.60 のおもりを持ち上げる際の腰部圧縮力最大値について考察する。

同一姿勢，同一持ち上げ速さで，おもりの質量を変化させた場合，5[kg]における腰部圧縮力の最大値は 0[kg]の場合と比較して，1.1～1.4 倍の増加が確認できた。また，10[kg]における腰部圧縮力の最大値は 0[kg]の場合と比較して，1.3～1.4 倍の増加が確認できた。そして，15[kg]における腰部圧縮力の最大値は 0[kg]の場合と比較して，1.6～1.7 倍の増加が確認できた。したがって，おもりの質量を重くしていくにつれ，腰部圧縮力も増加していくことが確認された。ここで，椎体の圧縮試験における破壊荷重が 6000～8000[N]である<sup>[6]</sup>ことより，22～37[kg]の物体を持ち上げると腰部障害を起こす危険性が高くなると示唆される。

同一姿勢，同一おもり質量で持ち上げ速さのみを変化させた場合，速い持ち上げ速さである 1.5[s]が 3.0[s]の 1.0～1.1 倍の腰部圧縮力を生じていることが確認された。このことより，持ち上げ速さを速くすると，腰部圧縮力も少し増加することが確認された。

同一持ち上げ速さ，同一おもり質量で姿勢のみを変化させた場合，どちらの姿勢もあまり差異はみられなかった。これは腰部関節モーメントや脊柱起立筋に差異がみられな

かったためである。

静止立位時にも 1000[N]程度の腰部圧縮力が確認された。そこで、静止立位時と体幹が屈曲した際の腰部圧縮力を比較してみる。おもりの質量を変化させた場合、0[kg]では 2.7～3.0 倍、5[kg]では 3.2～3.5 倍、10[kg]では 3.8～4.0 倍、15[kg]では 4.4～5.0 倍の腰部圧縮力が働いたことが確認された。こうした比較は、腰部圧縮力に関する知識の無い者でも動作時における腰部圧縮力を容易に理解することを可能とする。したがって、本手法は腰部圧縮力を一般に周知する際に有用であると考ええる。

以上のことから、本研究で得られた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、持ち上げ動作を補助するパワーアシスト装置の開発などに役立てることができる。さらに、本手法は腰部障害を防止するためには最適な質量や持ち上げ速さ、姿勢を解明するために有用な手法であることが示された。

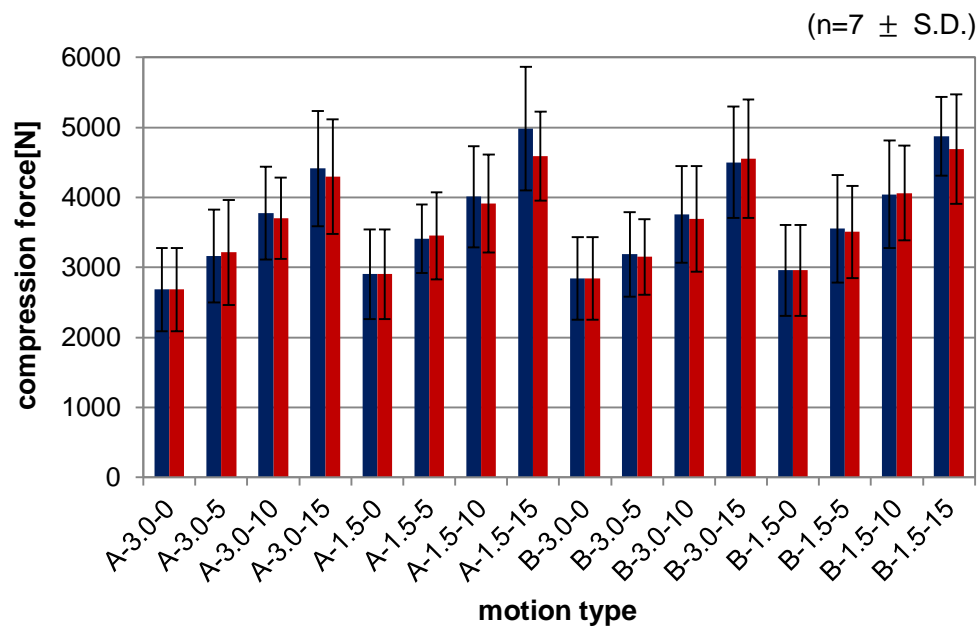


図 6.59 腰部圧縮力の最大値

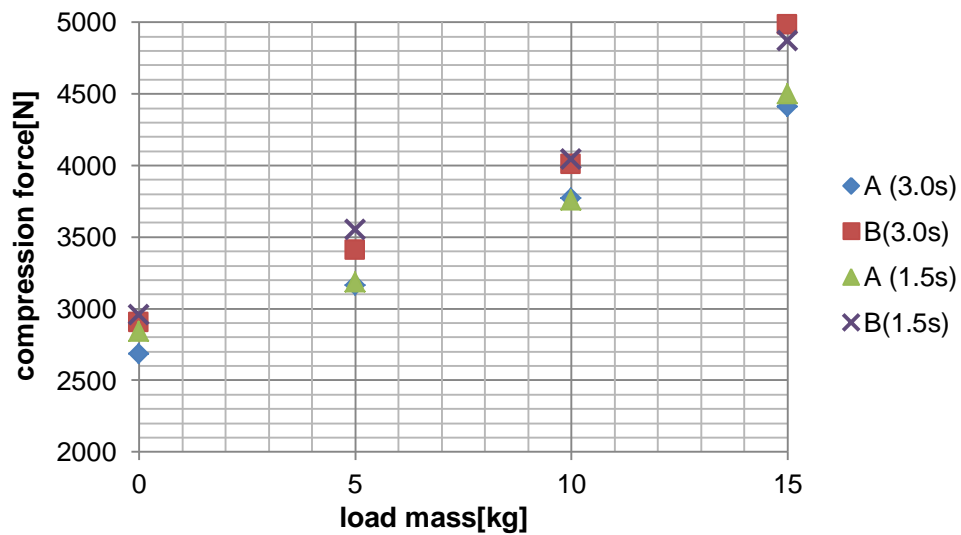


図 6.60 腰部圧縮力最大値とおもり質量の相関

## 7 章 結 言

---

本研究では、腰部障害防止の実現を目的として、主に腰部圧縮力を指標として持ち上げ条件間での差異を比較、検討することにより、持ち上げ動作における体幹の特性を明らかにした。その結果、以下の知見が得られた。

### ・筋張力

持ち上げ動作の実験から、腹直筋はおもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかったこと、外腹斜筋はおもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかったこと、内腹斜筋はおもりを持ち上げる際には活動がほとんど見られなかったこと、脊柱起立筋はおもりを持った直後に活動が大きくなったことが分かった。

これらのことから、持ち上げ動作時の腰部圧縮力に影響を与える筋は脊柱起立筋であることが明らかとなった。

### ・受動要素

持ち上げ動作の実験から、椎間板の発揮するモーメントは関節モーメントの 1% 以下のモーメントしか発揮していないこと、腹圧モーメントは関節モーメントの 2~3% の値しか発揮していないこと、靱帯の発揮するモーメントは関節モーメントの 1% 以下のモーメントしか発揮していないことが分かった。

これらのことから、持ち上げ動作時の腰部圧縮力には受動要素は大きな影響は与えないことが明らかとなった。

### ・腰部圧縮力

持ち上げ動作の実験から、本実験で用いた腰部圧縮力算出手法が有用であること、おもりを持ち上げた直後に最大値を記録すること、おもりの質量を増加していくと腰部圧縮力も増加していくこと、持ち上げ速さを速くすると腰部圧縮力が増加することが確認された。

これらのことから、腰部障害を防止するためには最適な質量や持ち上げ速さ、姿勢が存在し、腰椎障害による腰部障害を防止できることが示唆された。

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、持ち上げ動作を補助する装置などの開発に役立てることができると考える。

## 参考文献

---

1. Hillman, G., *et al.* New evidence of lateglacial cereal cultivation at Abu Hureyra on the Euphrates. *The Holocene* 11, 4, pp.383-393. 2001
2. Pai, S., Sundaram LJ. Low back pain: an economic assessment in the United States. *Orthop Clin North Am* 35: pp.1-5. 2004
3. Crowninshield, R.D., *et al.* A Physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J.Biomech.*, 14.11. pp793-801. 1981
4. 金村在哲, 佐藤啓三, 表面筋電計を用いた挙上運搬動作における体幹筋力の解析. *日本腰痛学会誌* 8. pp.146-152. 2002
5. G.S. Faber *et al.* Low-back loading in lifting two loads beside the body compared to lifting one load in front of the body. *J.Biomech.*, 42. pp.35-41. 2009
6. 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, pp.34-36, 1999
7. White, A.A., and Panjabi, M.M. *Clinical Biomechanics of the Spine*, Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1978
8. Carter, D.R., and Hayes, W.C., Compact Bone fatigue damage, A microscopic examination. *Clin. Orthop.*, 127, 265, 1977
9. Carter, D.R., and Hayes, W.C., Bone compressive strength, The influence of density and strain rate. *Science*, 194, 1174, 1976
10. Nachemson, A., Lumbar intradiscal pressure, *Acta Orthop. Scand., Suppl.*, 43, pp.1-140, 1960
11. Lumsden, R. M., and Morris, J. M., An *in vivo* study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. *L. Bone Joint Surg.*, 50A, 1591, 1968
12. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L., Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6, 19, 1975
13. 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
14. Panjabi, M.M., White, A.A., Brand, R.A., A note on defining body parts configurations. *J.Biomech.*, 7, pp.385-387, 1974
15. 鑑 邦芳, Panjabi, M.M., *Spinal Instrumentation のための解剖とバイオメカニクス* 胸腰椎～腰仙椎～, 整形外科 MOOK, No.60, pp.23-36, 1990
16. Miles, M., Sullivan, W.E., Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints, *Anat. Rec.*, 139, pp.387-398, 1961

17. Ikai, 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
18. Farfan, H.F., *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973
19. Schultz, A., *et al.*, A. Loads on the lumbar spine. *J. Bone Jt Surg.* 64-A. pp.713-720. 1982
20. Bartelink, D.L., The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *Bone Joint Surg.* 39B, pp.718-725. 1957
21. Bouisset, S. and B. Maton. Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *American Journal of Physical Medicine*, 51, 285-295. 1972
22. McGill, S.M. and Norman, R.W., Partitioning of the L4-L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine*. 11. pp.666-678. 1986.
23. Zatsiorsky, V. *et al.* : The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body. *Biomechanics VIII B* . pp.1152-1159. 1983
24. Schultz, A.B., *et al.* Mechanical properties of the human lumbar spine motion segments: Part I. Responses to flexion, extension, lateral bending and torsion. *ASME J. Biomech. Eng.* 101. pp.46-52. 1979
25. Panjabi, M.M., *et al.* Effects of preload on load Displacement curves on the lumbar spine. *Clin Orthop North Am* 8(1). pp.181-192. 1977
26. Rollander, S.D., Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posture fusion. *Acta Orthop Scand* 99, 1966
27. Anderson C. *et al.* A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J. Biomech.* 18. pp.571-584. 1985
28. Frank A. Pinter *et al.* Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J. Biomech.* 25 11. pp.1351-1356. 1992
29. McGill, S.M., Estimation of force and extensor moment contributions of the Disc and Ligaments at L4-L5. *Spine*. 13. pp.1395-1402. 1988
30. Chaffin, D.B. *et al.* A computerized biomechanical model development of and use in studying gross body actions. *J. Biomech.*, 2, 4. pp. 429-442. 1969
31. Morris, J.M., *et al.* Role of the trunk in stability of the spine. *J Bone & joint Surg.* 43A. pp.372-351. 1961
32. 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
33. Takahashi, I., *et al.* Mechanical Load of the Lumbar Spine During Forward Bending Motion of the Trunk-A Biomechanical Study. *Spine*. 31. pp.18-23. 2006
34. McGill, S.M., *Low Back Disorders Second Edition*. Human Kinetics. p.94. 2007